



بررسی تاثیر پروتز ویسکوالاستیک مچ پا بر روی سیکل گیت فرد قطع عضو زیر زانو: مدل سازی و شبیه سازی

محمد قرینی¹، مجید محمدی مقدم^{2*}، فرزاد فرهمند³

1- دانشجوی دکترا، مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران

2- دانشیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه تربیت مدرس، تهران

3- استاد، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران

*m.moghadam@modares.ac.ir, 14115-143

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 18 آذر 1395

پذیرش: 03 دی 1395

ارائه در سایت: 26 دی 1395

کلید واژگان:

پروتز مچ-پنجه ویسکوالاستیک

سیکل گیت فرد قطع عضو زیر زانو

شبیه سازی دینامیکی راه رفتن

بهینه سازی

چکیده

هدف از این مقاله، بررسی تاثیر پروتز مچ-پنجه ویسکوالاستیک روی سیکل گیت فرد قطع عضو زیر زانو با استفاده از شبیه سازی دینامیکی راه رفتن انسان می باشد. مدلی دو بعدی و هفت سگمندی به منظور شبیه سازی کل سیکل گیت فرد نرمال و فرد قطع عضو ارائه شده است که مجهز به مدل تقابل بین پا و زمین برای شبیه سازی کل سیکل گیت به صورت یکپارچه می باشد. در مرحله اول، شبیه سازی سیکل گیت فرد نرمال با ترکیب فرآیند بهینه سازی و روش دینامیک مستقیم انجام شده است. مرحله بعد با جایگزین کردن تولید کننده گشتاور ایده آل مچ پا با المان های غیرفعال که نشانگر پروتز مچ-پنجه غیر فعال می باشند، به منظور شبیه سازی سیکل گیت فرد قطع عضو زیر زانو آغاز می شود. ضرایب بهینه مفصل ها که از شبیه سازی دینامیکی سیکل گیت فرد نرمال به دست می آیند، در مفصل های سالم مدل فرد قطع عضو استفاده می شوند. با استفاده از روش بهینه سازی دینامیکی مستقیم سه نوع مختلف پروتز مچ-پنجه غیرفعال بهینه طراحی و نتایج حاصل از شبیه سازی به منظور مقایسه عملکرد پروتزها به کار گرفته می شوند. نتایج نشان می دهند که استفاده از پروتز مچ-پنجه ویسکوالاستیک، کار کل نرمال شده با سرعت، تابع هزینه، تلاش دینامیکی را کاهش و سرعت مدل قطع عضو را افزایش می دهد. بنابراین استفاده از پروتز مچ-پنجه ویسکوالاستیک می تواند الگوی راه رفتن فرد قطع عضو زیر زانو را بهبود دهد.

Investigating the effect of viscoelastic ankle foot prosthesis on below-knee amputee gait cycle: Modeling and simulation

Mohammad Gharini¹, Majid Mohammadi Moghaddam^{1*}, Farzam Farahmand²

1- Department of Mechanical Engineering, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

2- Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran

*P.O.B. 14115-143, Tehran, Iran, m.moghadam@modares.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 08 December 2016
Accepted 23 December 2016
Available Online 15 January 2017

Keywords:
Viscoelastic Ankle Foot Prosthesis
Below-Knee Amputee Gait Cycle
Dynamic Simulation of walking
Optimization

ABSTRACT

The purpose of this paper is to investigate the effect of viscoelastic ankle foot prosthesis on below-knee amputee gait cycle by using dynamic simulation of human walking. A two-dimensional, seven segment model is developed to simulate normal and amputee entire gait cycle equipped with foot-ground contact model in order to simulate entire gait cycle in an integrated way. In the first step, optimization procedure was coupled with forward dynamic to simulate normal gait cycle. Next step was started by replacing ideal torque generator of ankle joint with passive elements that represents passive prosthetic ankle-foot, in order to simulate below-knee amputee gait cycle. The optimal coefficients of joints that were obtained from dynamic simulation of normal gait cycle were then used for amputee model's intact joints. Three types of optimal passive ankle foot prosthesis were designed using forward dynamic optimization and the simulation results were employed to compare the performance of different prostheses. The results indicated that using viscoelastic ankle foot prosthesis decreases speed-normalized total work, cost function, dynamic effort and increases speed of the amputee model. Hence, using viscoelastic ankle foot prosthesis can improve below-knee amputee walking pattern.

1- مقدمه

لحاظ مصرف انرژی فعالیتی بهینه است و انرژی مصرف شده در راه رفتن بیماران قطع عضو شده نسبت به راه رفتن فرد نرمال بیشتر می باشد [1]. به عنوان مثال فرد قطع عضو شده از زیر زانو حدود 23 درصد بیشتر از فرد سالم در سیکل گیت انرژی مصرف می کند [2]. افراد قطع عضو زیر زانو معمولاً از نامتقارنی سیکل گیت رنج می برند [3,4]، پروتزهای مچ-پنجه به منظور جبران عملکرد عضو از دست رفته،

راه رفتن یکی از مهمترین فعالیت های روزانه می باشد که تامین این نیاز یعنی راه رفتن صحیح (عملکردی نزدیک به عملکرد پای سالم) برای بیماران قطع عضو می تواند در بالا رفتن کیفیت زندگی آنها بسیار تاثیرگذار باشد. راه رفتن یکی از پیچیده ترین فعالیت های بدنی می باشد که شامل مجموعه ای از حرکات دقیق و هماهنگ است. باید توجه داشت که راه رفتن فرد نرمال از

Please cite this article using:

M. Gharini, M. Mohammadi Moghaddam, F. Farahmand, Investigating the effect of viscoelastic ankle foot prosthesis on below-knee amputee gait cycle: Modeling and simulation, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 17, No. 1, pp. 311-321, 2017 (in Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

مورد آزمایش و تفاوت های فردی آن ها نتیجه گیری کلی در مورد داده های آزمایشگاهی امری مشکل می باشد. همچنین بررسی تاثیر یک پارامتر با ثابت نگه داشتن بقیه پارامترها در آزمایش های تجربی امری بسیار مشکل و در برخی موارد غیرممکن است. یکی دیگر از راه های بررسی عملکرد پروتز یا سایر متغیرهای تاثیرگذار در راه رفتن روی پارامترهای سیکل گیت استفاده از شبیه سازی دینامیکی سیکل گیت فرد نرمال و فرد قطع عضو می باشد. در سال های اخیر شبیه سازی راه رفتن انسان به علت قابلیت پیشگویی رفتار انسان تحت شرایط مختلف و کاربرد فراوان در بیومکانیک کلینیکی، مهندسی توانبخشی و ربات های بیومیمتیک توجه بسیاری از متخصصان در این عرصه را به خود جلب کرده است [14]. یکی از دلایل افزایش مدل های مختلف در زمینه شبیه سازی دینامیکی سیکل گیت، پیشرفت سخت افزار و نرم افزار در رایانه های امروزی می باشد. مدل های ارائه شده در مقالات دارای محدوده وسیعی از مدل هایی ساده با حداقل سگمنت [15] در دو بعد تا مدل های سه بعدی پیچیده و کامل تر [16] با در نظر گرفتن سگمنت هایی برای اندام های نیم تنه بالایی می باشند. مدل های استفاده شده در مراجع به منظور شبیه سازی سیکل گیت شامل مدل های اسکلتی [17, 18] و یا مدل های اسکلتی عضلانی [19] می باشند.

استفاده از مدل های انسان نما برای شبیه سازی سیکل گیت فرد قطع عضو به منظور طراحی پروتز و همچنین بررسی تاثیر تغییر پارامترهای مختلف پروتز مانند سفتی پروتز روی سیکل گیت فرد، در سال های اخیر توجه محققان را به خود جلب کرده است. در [20] مدلی بسیار ساده متشکل از سه جرم، دو سگمنت بدون جرم صلب و یک جفت فنر و دمپر موازی در انتهای هر سگمنت در محل تماس با زمین ارائه شده است و از این مدل راه رونده غیرفعال (حرکت مدل به وسیله نیروی جاذبه و روی سطح شیب دار انجام می شود) به منظور یافتن پارامترهای ویسکوالاستیک پاشنه پروتز با فرض پایداری مدل استفاده کرده اند. به منظور شناسایی سهم عضلات و سهم پروتز در افراد قطع عضو زیر زانو در راه رفتن روی سطح صاف، مدلی اسکلتی عضلانی در سه بعد با روش حل دینامیک مستقیم از فرد نرمال و فرد قطع عضو در [21] ارائه شده است. در [22] با ترکیب روش حل بهینه سازی و دینامیک مستقیم به منظور محاسبه ضرایب سفتی پروتز مچ-پنجه افراد قطع عضو زیر زانو با هدف کمینه کردن مصرف انرژی و نیروی زانوی سمت سالم مدلی اسکلتی عضلانی در دو بعد ارائه شده است. از مدل ارائه شده در [22] با هدف تشخیص تاثیر تغییر در سفتی پروتز مچ-پنجه پا روی عضلات و کارکرد پا فرد قطع عضو زیر زانو در [23] استفاده شده است. در [24] مدلی اسکلتی به منظور شبیه سازی دینامیکی سیکل گیت فرد نرمال و فرد قطع عضو بالای زانو ارائه شده است که به وسیله مدل و روش حل بهینه سازی دینامیک مستقیم، عملکرد سه نوع پروتز مختلف زانو روی سیکل گیت مورد بررسی قرار گرفته است. اخیراً، در [25] مدلی اسکلتی عضلانی در دو بعد متشکل از هفت سگمنت با هدف بررسی شرایط مورد نیاز به منظور رسیدن به گشتاورهای متقارن در مفصل های زانو و لگن سمت سالم و سمت پروتزی فرد قطع عضو زیر زانو حین راه رفتن روی سطح صاف، ارائه شده است.

با توجه به بررسی پژوهش های موجود در زمینه تاثیر پروتزها روی سیکل گیت افراد قطع عضو که به صورت تجربی و شبیه سازی انجام گرفته است، تمامی تحقیقات انجام شده در مورد پروتز ویسکوالاستیک و تاثیر این پروتز بر راه رفتن فرد قطع عضو همگی به صورت تجربی بوده و نتایج ارائه شده به صورت کلی می باشند، این گونه تحقیقات تجربی نمی توانند تاثیر پارامترهای

کاهش نامتقارنی سیکل گیت و همچنین کاهش اختلاف بین الگو راه رفتن فرد نرمال و فرد قطع عضو ایجاد و توسعه پیدا کردند. پروتزهای مدرن غیرفعال امروزی (ذخیره کننده و بازگرداننده انرژی¹)، به صورت کلی مجهز به بخش الاستیکی هستند که به وسیله آن قادر به جذب انرژی جنبشی فرد در اوایل فاز استنس و بازگرداندن این انرژی ذخیره شده در اواخر فاز استنس در لحظه ایجاد نیروی روبرو جلو می باشند. استفاده از این نوع پروتز جاذب انرژی در مقابل پروتزهای نیمه صلب دارای ضربه گیر در پاشنه² موجب می شود فرد مصرف کننده اتکا بیشتری به پای پروتزی خود داشته باشد و در نتیجه میزان انرژی مصرفی پای سالم برای جبران عملکرد پای پروتزی نیز کاهش می یابد و بنابراین افراد قطع عضو استفاده از پروتز جاذب انرژی را به پروتز نیمه صلب ترجیح می دهند [5]. نوع دیگری از پروتز که در سال های اخیر وارد بازار شده و در دسترس عموم قرار گرفته است، یک پروتز جاذب انرژی می باشد که به مفصل هیدرولیکی مجهز شده است. می توان عملکرد این پروتز را به دو بخش الاستیک (پنجه فیبر کربنی) و ویسکوز (مفصل هیدرولیکی) تقسیم کرد. مطالعه های تجربی بسیاری به منظور بررسی و مقایسه عملکرد پروتزهای مختلف و تاثیر پارامترهای آن ها روی سیکل گیت صورت گرفته است. تاثیر اضافه کردن قطعه کمکی به منظور ایجاد قابلیت دوران محدود در مفصل پروتز، روی پارامترهای سیکل گیت فرد قطع عضو در [6, 7] به صورت تجربی بررسی شده است. تاثیر تغییر در راستای پروتز بر مصرف اکسیژن و پارامترهای سیکل گیت در افراد قطع عضو بالا و زیر زانو به صورت تجربی در [8]، و همچنین بر گشتاور عکس العملی سوکت (قطعه ای که عضو باقیمانده از پای قطع شده فرد داخل آن قرار می گیرد و در واقع رابط بین فرد و پروتز می باشد) فرد قطع عضو زیر زانو که از پروتزهای جاذب انرژی استفاده می کند در [9] مورد مطالعه و تحقیق قرار گرفته است. در [4] گشتاور و توان هر مفصل در صفحه میانی³ و منحنی داده های الکترومایوگرافی به صورت تجربی برای 8 فرد قطع عضو که از سه پروتز مختلف استفاده می کردند، مورد بررسی قرار گرفته است. آقای آندروود و همکاران [5] مقایسه ای تجربی بین پروتز نیمه صلب و پروتز جاذب انرژی از نظر ماکزیمم گشتاور و توان در هر مفصل در هر سه صفحه میانی، عرضی⁴ و پیشانی⁵ انجام دادند. تاثیر ضربه سفتی⁶ پروتزهای نوع جاذب انرژی روی سینماتیک، سینتیک، فعالیت عضلانی و میزان جذب انرژی جنبشی فرد در اوایل فاز استنس و بازپس دادن انرژی در اواخر فاز استنس توسط پروتز در سیکل گیت فرد قطع عضو در [10] به صورت تجربی مورد بررسی قرار گرفت. نشان داده شده است که استفاده از پروتز مجهز به مفصل هیدرولیکی منجر به کاهش فشار تماسی بین سوکت و پوست فرد قطع عضو [11]، افزایش سرعت انتخابی (سرعتی که فرد در حالت معمول ترجیح می دهد با این سرعت راه برود) و کاهش نوسانات پیشروی مرکز فشار (محل اثر نیروی عمودی عکس العمل زمین بر کف پا در سیکل گیت) [12] و کاهش کار کل نرمال شده با سرعت فرد قطع عضو (نسبت کار کل مفاصل به سرعت راه رفتن فرد)، در مقایسه با حالت استفاده از پروتزهای جاذب انرژی می گردد [13].

داده های به دست آمده از آزمایش های تجربی اطلاعات بسیار ارزشمندی در زمینه نحوه عملکرد پروتز بر سینماتیک، سینتیک و مصرف انرژی افراد قطع عضو در اختیار محققان قرار می دهد. اما با توجه به تعداد بسیار کم افراد

¹ Energy Storage and Return (ESAR)

² Solid Ankle Cushion Heel (SACH)

³ Sagittal

⁴ Transverse

⁵ Frontal

⁶ Stiffness

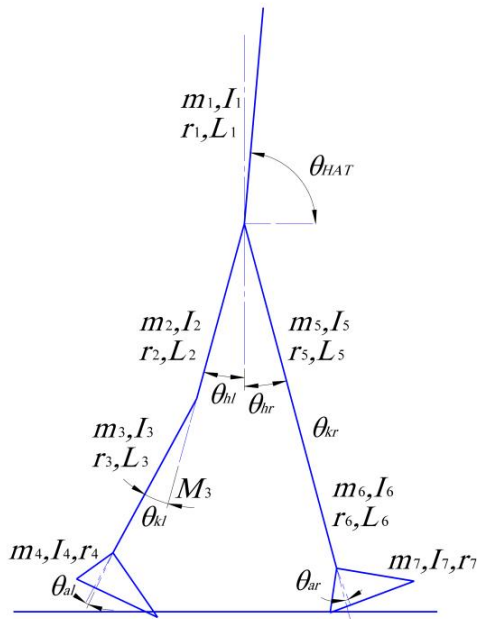


Fig. 1 The 9DOF seven segments model of human locomotion
 شکل 1 مدل 9 درجه آزادی هفت سگمندی راه رفتن انسان

مختلف را به صورت مجزا و با ثابت نگهداشتن سایر پارامترها بررسی کنند. زیرا در تحقیقات تجربی به طور معمول فرد استفاده کننده از پروتز با تغییر پارامترهای پروتز، خود را به صورت ناخودآگاه تطبیق می دهد و نتایج بدست آمده نمی تواند اطلاعات درستی از تاثیر پارامتر تغییر داده شده به تنهایی روی سیکل راه رفتن ارائه دهد. بنابراین استفاده از روشی ساده، سریع و ارزان مانند شبیه سازی سیکل گیت که بتواند رفتار فرد قطع عضو را در مقابل تغییر پارامترهای پروتز ویسکوالاستیک پیش بینی کند می تواند اطلاعات ارزشمند و مفیدی در اختیار محققان این عرصه قرار دهد.

هدف از تحقیق حاضر بررسی تاثیر پروتز مچ-پنجه پا با مفصل ویسکوالاستیک روی پارامترهای سیکل گیت فرد قطع عضو زیر زانو حین راه رفتن روی سطح صاف و مقایسه با پروتز الاستیک می باشد. در این تحقیق مدلی ساده و کاربردی متشکل از هفت سگمنت در دو بعد به منظور پیشگویی رفتار انسان به وسیله شبیه سازی دینامیکی سیکل گیت فرد نرمال و فرد قطع عضو زیر زانو ارائه شده است. به منظور یافتن ضرایب سفتی و دمپینگ هر مفصل در شبیه سازی فرد نرمال از روش بهینه سازی دینامیک مستقیم با هدف کمینه کردن اختلاف بین سینماتیک مدل و سینماتیک فرد نرمال، بدست آمده از داده های آزمایشگاهی، استفاده شده است. بعد از یافتن ضرایب هر مفصل گشتاورهای ورودی به مدل به دست می آیند. بعد از صحت گذاری نتایج شبیه سازی راه رفتن فرد نرمال با استفاده از داده های آزمایشگاهی، مدل فرد قطع عضو زیر زانو با جایگزین کردن مفصل فعال مچ پا با مفصل پروتزی غیر فعال، استخراج می شود. در مرحله بعد سه پروتز غیر فعال با هدف کمینه کردن اختلاف بین سینماتیک مدل و سینماتیک فرد نرمال، طراحی و نتایج به دست آمده از شبیه سازی مدل مجهز به هر پروتز مقایسه شده است. در این تحقیق برای طراحی پروتزهای مچ-پنجه پا فاکتور کلیدی نزدیک کردن سینماتیک کل مدل به سینماتیک نرمال در نظر گرفته شده است و نه معیار بازگشت حداکثر انرژی. با مقایسه تاثیر پروتز ویسکوالاستیک و پروتز الاستیک بر سیکل گیت کارایی معیار نزدیک کردن سینماتیک کل مدل به سینماتیک نرمال مورد بررسی قرار گرفته است، نتایج حاصل از مقایسه با نتایج تجربی مراجع مقایسه و عملکرد مدل قطع عضو در پیش بینی رفتار فرد قطع عضو صحت گذاری شده است. در انتها مطالعه پارامتریک پروتز به منظور شناسایی ضرایب سفتی و دمپینگ تاثیرگذار در بخش های مختلف راه رفتن فرد قطع عضو صورت گرفته است.

2- مدل انسان نما

1-1- ساختار مدل

در سیکل گیت فرد نرمال بیشترین تغییرات زاویه و گشتاور مفصل ها در صفحه میانی رخ می دهد و تغییر زاویه و گشتاور در صفحات دیگر قابل صرف نظر کردن است، بنابراین به منظور به حداقل رساندن پیچیدگی، مدل انتخاب شده به منظور شبیه سازی دینامیکی سیکل گیت فرد نرمال و فرد قطع عضو مدلی دو بعدی در صفحه میانی می باشد. در "شکل 1" مدل هفت سگمندی پژوهش حاضر نشان داده شده است. مدل دارای سگمنت های تنه، دو ران، دو ساق و دو سگمنت پا می باشد. با توجه به این که هدف از شبیه سازی سیکل گیت، بررسی تاثیر المان های پروتز روی پارامترهای سیکل گیت می باشد، بدین منظور مدل نه درجه آزادی "شکل 1" که سگمنت های مستقل برای سر و دست ها ندارد می تواند پاسخگوی نیازهای تحقیق حاضر باشد. در "شکل 1" متغیرهای m, l, r به ترتیب بیانگر جرم، ممان اینرسی، طول و مرکز جرم هر سگمنت می باشند. زوایای نسبی بین سگمنت ها به همراه زاویه مطلق

تنه تعریف کننده موقعیت مدل در هر لحظه می باشند. هر سگمنت به وسیله یک مفصل دورانی به سگمنت بعدی متصل است، اثر عضلات در تولید گشتاورهای جلو برنده به صورت یک تولید کننده گشتاور ایده آل در مفصل در نظر گرفته شده است. گشتاورهای مفصل ها از رابطه (1) پیروی می کنند. به منظور شبیه سازی راه رفتن فرد قطع عضو، تولید کننده گشتاور ایده آل در مفصل پروتزی با ترکیبی از المان های غیر فعالی نظیر فنر و دمپر جایگزین می شود.

$$M_i = K_i(\theta_i^r - \theta_i^m) + C_i(\dot{\theta}_i^r - \dot{\theta}_i^m) \quad , i = 1 \text{ to } 7 \quad (1)$$

در رابطه (1) θ^r و θ^m به ترتیب مقدار زاویه مرجع که از آزمایش گیت به دست می آید و زاویه مدل در هر لحظه می باشند، همچنین $\dot{\theta}^r$ و $\dot{\theta}^m$ به ترتیب سرعت زاویه ای مرجع و سرعت زاویه ای مدل در هر لحظه می باشند. هنگامیکه اختلاف بین موقعیت زاویه ای و سرعت زاویه ای مرجع و مدل در هر مفصل زیاد می شود گشتاور معادل با این اختلاف به مفصل اعمال می شود تا خطای مدل در تعقیب کردن سینماتیک مرجع حداقل گردد. با توجه به اعمال گشتاورهای مفصلی به مدل، روش حل دینامیک مستقیم به منظور شبیه سازی در نظر گرفته شده است که در این روش K_i و C_i ضرایب ثابتی هستند که باید به وسیله فرآیند بهینه سازی با مینیمم کردن تابع هزینه محاسبه شوند.

2-2- مدل تماس پا-زمین

مدل سازی تماس پا با زمین به وسیله المان های فنر و دمپر به جای استفاده از مفصل لولایی در نقطه تماس با زمین باعث می شود تا بتوان کل سیکل راه رفتن را به جای تقسیم بندی به فازهای کوچکتر به صورت یکپارچه شبیه سازی کرد. به منظور مدل سازی نیروهای تقابل بین پا و زمین هفت نقطه روی کف پا در نظر گرفته شد که در هر نقطه دو بردار نیرو در جهت عمود و موازی با سطح زمین وجود دارد (شکل 2).

شده است. مقادیر زاویه و سرعت زاویه ای مرجع برای هر مفصل داده هایی غیر پیوسته می باشد که نیاز است به منظور استفاده در رابطه (1) به صورت پیوسته در آیند. بدین منظور داده های ناپیوسته مرجع توسط سری فوریه تبدیل به داده های پیوسته شد. در این شبیه سازی فرض شده است که بین پای چپ و راست تقارن وجود دارد و از داده های آزمایشگاهی یک پا برای پای دیگر استفاده شده است. زاویه تنه موجود در مرجع [26] هنگام برخورد پاشنه پای چپ و راست بسیار متفاوت است. زاویه تنه هنگام برخورد پاشنه پای راست در حدود 97 درجه و هنگام برخورد پاشنه پای چپ 80 درجه گزارش شده است. بنابراین استفاده از داده های آزمایشگاهی برای تنه مدل منجر به ناپایداری و افتادن مدل می شود. با توجه به انجام چندین شبیه سازی زاویه مرجع 90 درجه برای تنه انتخاب شد که گشتاور مورد نیاز برای حفظ این زاویه از طریق پای تماس با زمین تامین می شود. در حالتی که هر دو پا با زمین تماس دارند این گشتاور بین دو پا تقسیم می شود. مفصل اتصال دهنده تنه به بقیه مدل نیز مانند تمامی مفصل ها دارای یک ضریب سفتی و یک ضریب دمپینگ می باشد که در رابطه (1) بدان اشاره شده است. ضرایب K_i و C_i رابطه (1) از طریق فرآیند بهینه سازی دینامیک مستقیم با کمینه کردن تابع هزینه به دست می آیند. هر چه تابع هزینه کوچکتر باشد، سینماتیک مدل به سینماتیک مرجع نزدیکتر می شود و مدل قادر خواهد بود الگو راه رفتن داده های آزمایشگاهی مرجع را دنبال کند. تابع هزینه در شبیه سازی سیکل گیت فرد نرمال به منظور به دست آوردن ضرایب سفتی و دمپینگ مفصل ها طبق رابطه (5) محاسبه می شود.

$$\text{تابع هزینه} = \int \sum_{i=1}^6 (\theta_i^r - \theta_i^m)^2 dt + p_1 + p_2 + p_3 + p_4 + p_5 + p_6 \quad (5)$$

عبارت اول رابطه (5) سطح زیر نمودار مربع اختلاف بین سینماتیک مرجع و سینماتیک مدل برای هر مفصل و محور زمان را نشان می دهد. با کمینه شدن این عبارت الگو راه رفتن مدل به الگو مرجع نزدیک می شود. در این تحقیق به منظور کنترل گشتاورهای مفصل ها در محدوده مجاز فرد نرمال (با توجه به قد و وزن تعریف شده برای مدل)، 6 قید دیگر به عبارت اول اضافه شده است. این قیود به عنوان تابع جریمه نامگذاری شده اند که با عبور گشتاورهای مفصل ها از محدوده مجاز تابع هزینه را جریمه می کند. نتایج نشان داده است که این تابع هزینه گشتاورهایی مناسب و تقریباً در محدوده فرد نرمال می دهد و در مقابل اگر فقط عبارت اول از تابع هزینه در نظر گرفته شود، مسلماً سینماتیک مدل به سینماتیک فرد نرمال نزدیکتر می شود ولی در مقابل گشتاورهای مفصل ها از حدود مجاز فرد نرمال فراتر می روند. فرآیند بهینه سازی توسط دو روش الگوریتم ژنتیک⁴ و جستجو الگو⁵ در نرم افزار متلب صورت گرفته است. هدف از فرآیند بهینه سازی یافتن ضرایب سفتی و دمپینگ مفصلی، به منظور باز تولید الگو راه رفتن مرجع می باشد. فرآیند بهینه سازی با حدس زدن ضرایب سفتی و دمپینگ هر مفصل شروع می شود و در نتیجه سینماتیک مدل بعد از انجام شبیه سازی به دست می آید. با استفاده از سینماتیک مدل، تابع هزینه محاسبه می شود و این فرآیند تا یافتن تابع هزینه کمینه ادامه می یابد. سرانجام با وارد کردن ضرایب بهینه سفتی و دمپینگ هر مفصل در رابطه (1)، گشتاورهای مفصلی تولید می شود که با اعمال آن ها به مدل، الگو راه رفتن مرجع توسط مدل باز تولید می گردد.

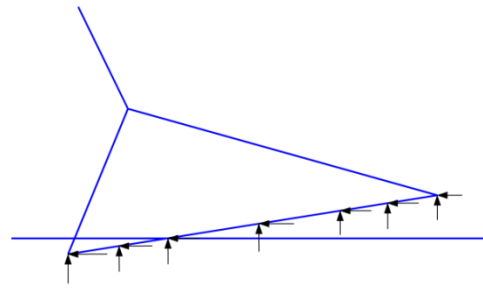


Fig. 2 The foot-ground interaction model

شکل 2 مدل تقابل بین پا و زمین

نیروی عمودی بین پا و زمین در این نقاط متناسب با میزان نفوذ پا در زمین و طبق رابطه (2) قابل بیان می باشد.

$$f_y = \begin{cases} \text{Max}(0, -k_f d - c_f \dot{d}), & d < 0 \\ 0, & d \geq 0 \end{cases} \quad (2)$$

در رابطه (2)، پارامتر d و \dot{d} به ترتیب بیانگر میزان نفوذ و نرخ میزان نفوذ پا در زمین می باشد. c_f و k_f به ترتیب سفتی و ضریب دمپینگ بین پا و زمین می باشد. در رابطه (2) سفتی ثابت می باشد و ضریب دمپینگ طبق رابطه غیرخطی (3) تغییر می کند.

$$c_f = \begin{cases} c_{\text{max}} \left| \frac{3}{p^2} d^2 - \frac{2}{p^3} d^3 \right|, & d < p \\ c_{\text{max}}, & d \geq p \end{cases} \quad (3)$$

در رابطه (3)، پارامترهای p و c_{max} ثابت هستند و مقدار آنها از مرجع [18] استخراج و در جدول 1 ارائه شده است.

به منظور مدل سازی نیروی افقی بین پا و زمین از مدل اصطکاکی سودو-کلمب¹ استفاده شده است. نیروی افقی در نقاط تماس از طریق رابطه (4) به دست می آید.

$$f_x = -\mu' \times f_y \times \text{sgn}(v_x) \\ \mu' = \mu \frac{2}{\pi} \arctg \frac{v_x}{\lambda} \quad (4)$$

در رابطه (4) v_x سرعت مماسی نقطه تماس، μ ضریب اصطکاک کلمب و λ ضریب ثابتی است که معنای فیزیکی ندارد و فقط به منظور ساده سازی محاسبات عددی وارد رابطه شده است.

3- شبیه سازی دینامیکی سیکل گیت

3-1- شبیه سازی سیکل گیت فرد نرمال

به منظور شبیه سازی دینامیکی سیکل گیت، مدل هفت سگمندی توضیح داده شده در بخش 2 به وسیله نرم افزار متلب² بخش سیم مکانیک³ ساخته شد. داده های آزمایشگاهی (زاویه و سرعت زاویه ای مفصل ها) مورد استفاده در شبیه سازی و مشخصات آنترپومتریکی هر سگمندی از مرجع [26] استخراج

جدول 1 مقادیر ثابت مدل تقابل بین پا و زمین

Table 1 Constant values of foot-ground interaction model

k_f (N/m)	c_{max} (Ns/m)	p (m)	μ	λ (m/s)
15000	1500	0.01	0.45	0.0005

¹ Pseudo-coulomb

² MATLAB

³ SimMechanics

⁴ Genetic Algorithm

⁵ Pattern Search

3-2- شبیه سازی سیکل گیت فرد قطع عضو

بعد از شبیه سازی سیکل گیت فرد نرمال و به دست آوردن ضرایب سفتی و دمپینگ بهینه مفصلی، با انجام تغییراتی روی مدل هفت سگمنتی بخش 2، از مدل انسان نما به منظور انجام شبیه سازی سیکل گیت فرد قطع عضو زیر زانو استفاده شد. ضرایب سفتی و دمپینگ بهینه به دست آمده از بخش 3-1، به عنوان ضرایب سفتی و دمپینگ مفصل های سالم مدل فرد قطع عضو زیر زانو در نظر گرفته شد و همچنین تولید کننده گشتاور مفصل مچ پا در یک سمت با ترکیبی از المان های غیرفعال جایگزین شد. به منظور سادگی در این مقاله مشخصات هندسی و جرمی پای پروتزی و سالم یکسان فرض شده است. با انجام فرآیند بهینه سازی تنها ضرایب مجهول مدل که همان ضرایب پروتز مچ پنجه می باشند، به دست می آیند.

در این مقاله سیکل گیت فرد قطع عضو هنگام استفاده از سه نوع ترکیب مختلف پروتز مچ پنجه غیر فعال بررسی و مقایسه شده است. پروتز مچ پنجه ترکیب اول دارای دو فنر پیچشی بهینه مستقل برای دو جهت دورسی فلکشن (حرکت مچ به سمت بالا) و پلاننار فلکشن (حرکت مچ به سمت پایین) می باشد. پروتز ترکیب دوم علاوه بر فنرهای پیچشی پروتز ترکیب اول دارای دو دمپر بهینه مستقل برای دو جهت دورسی فلکشن و پلاننار فلکشن می باشد. پروتز مچ پنجه ترکیب سوم از دو فنر پیچشی بهینه مستقل و دو دمپر بهینه مستقل برای دو جهت دورسی فلکشن و پلاننار فلکشن تشکیل شده است. در شبیه سازی سیکل گیت فرد قطع عضو زیر زانو با پروتز ترکیب اول، ضرایب سفتی فنرها مجهول می باشند و با استفاده از فرآیند بهینه سازی بدست می آیند. هنگام استفاده مدل از پروتز ترکیب دوم، هدف فرآیند بهینه سازی بدست آوردن ضرایب دمپینگ پروتز ترکیب دوم می باشد، ضرایب سفتی به دست آمده از فرآیند بهینه سازی با پروتز ترکیب اول به عنوان ضرایب سفتی پروتز ترکیب دوم به کار گرفته می شود. به منظور شبیه سازی سیکل گیت فرد قطع عضو زیر زانو با پروتز ترکیب سوم، چهار مجهول ضرایب سفتی و ضرایب دمپینگ به وسیله فرآیند بهینه سازی به دست می آیند. فنر و دمپر برای هر جهت به صورت سری در نظر گرفته شده است و همچنین گشتاور وارد شده از طرف دمپر با توان اول سرعت زاویه ای متناسب می باشد. به منظور یافتن ضرایب پروتزهای ترکیب اول تا سوم، الگوریتم بهینه سازی با روش دینامیک مستقیم به کار گرفته شد. به منظور کمینه کردن تابع هزینه سیکل گیت فرد قطع عضو (رابطه 6) نیز از دو روش الگوریتم ژنتیک و جستجو الگو در فرآیند بهینه سازی استفاده شده است.

$$(6) \quad \text{تابع هزینه فرد قطع عضو} = \int \sum_{i=1}^6 (\theta_i^r - \theta_i^m)^2 dt$$

تابع هزینه استفاده شده در فرآیند بهینه سازی در شبیه سازی سیکل گیت فرد نرمال با تابع هزینه مورد استفاده برای شبیه سازی سیکل گیت فرد قطع عضو اندکی متفاوت می باشد. تابع هزینه استفاده شده به منظور شبیه سازی سیکل گیت فرد نرمال (رابطه 5) دارای عباراتی می باشد که این عبارات باعث جریمه شدن تابع هنگام عبور گشتاور مفصلی از محدوده فرد نرمال می شود. می توان گفت فرد قطع عضو زیر زانو برای رسیدن به سینماتیک نزدیک به فرد نرمال ناچار است که گشتاورهای مفصل های سالم خود را از محدوده گشتاورهای فرد نرمال بالاتر ببرد تا بتواند فقدان گشتاور جلو برنده در عضو از دست داده را جبران کند و این هزینه ای است که برای راه رفتن با سینماتیکی نزدیک به فرد نرمال باید بپردازد.

به منظور نشان دادن تاثیر هر پروتز روی سیکل گیت دو پارامتر تلاش

دینامیکی نرمال شده [27] و کار کل نرمال شده [13] (مجموع کار اکسنتریک و کار کانستریک) برای مفصل های سالم فرد قطع عضو زیر زانو تعریف و در رابطه (7) و (8) ارائه شده اند.

$$(7) \quad \text{تلاش دینامیکی} = \int \sum_{i=1}^5 \frac{(M_i)^T \cdot (M_i)}{m_t v} dt$$

$$(8) \quad \text{کار کل} = \int \sum_{i=1}^5 \frac{|M_i \cdot \dot{\theta}_i^m|}{m_t v} dt$$

در روابط (7) و (8) متغیرهای M_i ، $\dot{\theta}_i^m$ و v و m_t به ترتیب بیانگر گشتاور به دست آمده از شبیه سازی دینامیکی سیکل گیت فرد قطع عضو زیر زانو برای هر مفصل مدل، سرعت زاویه ای هر مفصل مدل، سرعت راه رفتن مدل و جرم کل مدل می باشند. در تعریف کار کل از تابع توان قدر مطلق گرفته شده است تا هر دو کار کانستریک و اکسنتریک در آن محاسبه شود، مانند آنچه در [13] انجام شده است.

4- نتایج

در "شکل 3" نمودار زاویه مفصل های مدل به دست آمده از شبیه سازی سیکل گیت فرد نرمال با روش دینامیک مستقیم، در مقایسه با زوایای مرجع گزارش شده در [26] نشان داده شده است. عملکرد مدل در تقلید سینماتیک فرد نرمال با استفاده از مقایسه سینماتیک مدل با داده های آزمایشگاهی [26] اعتبارسنجی شده است. خطای بین زاویه مدل و زاویه مرجع در مفصل زانو و لگن بسیار ناچیز می باشد و حداکثر در برخی نقاط به 1 الی 2 درجه می رسد. بیشترین خطا در مفصل مچ مشاهده شده است که در حدود 7 درجه می باشد و در نقطه ماکزیمم دورسی فلکشن در اواخر فاز استنس رخ می دهد و در ادامه سیکل نمودارها کاملاً بر هم منطبق شده اند.

به منظور اعتبارسنجی عملکرد شبیه ساز در پیش بینی سینتیک فرد نرمال، گشتاور مفصل های مدل به دست آمده از شبیه سازی سیکل گیت فرد نرمال در مقایسه با گشتاور فرد نرمال گزارش شده در [26] در "شکل 4" ارائه شده است. همان طور که در شکل قابل مشاهده است روند نمودار گشتاور و ماکزیمم گشتاور مفصل مچ به دست آمده از شبیه سازی سیکل گیت فرد نرمال با داده های گشتاور فرد نرمال همخوانی دارد و بسیار نزدیک به هم هستند. علی رغم این که نمودار گشتاور مفصل های زانو و لگن مدل حول نمودار گشتاور داده های فرد نرمال نوسانی می باشند، اما الگو و روند گشتاورها مانند نمودارهای مرجع می باشند و با توجه به این که ماکزیمم گشتاور این دو مفصل نیز در محدوده فرد نرمال قرار دارند، می توان گفت که مدل عملکرد صحیحی در پیش بینی سینتیک فرد نرمال دارد.

در جدول 2، ضرایب سفتی و دمپینگ به دست آمده از فرآیند بهینه سازی سیکل گیت فرد قطع عضو زیر زانو برای سه ترکیب مختلف پروتز مچ پنجه ارائه شده است.

در جدول 3، تابع هزینه، تلاش دینامیکی، سرعت گیت، کار هر مفصل و کار کل نرمال شده مدل قطع عضو زیر زانو هنگام استفاده از سه ترکیب مختلف پروتز در شبیه سازی سیکل گیت فرد قطع عضو ارائه شده است. تمامی پارامترها به غیر از تابع هزینه، در فاز استنس پای سالم بدست آورده شده اند، مانند آنچه در [13] انجام شده است. تابع هزینه در کل سیکل گیت محاسبه و ارائه شده است. همان طور که در جدول 3 قابل مشاهده می باشد، نوع پروتز روی سرعت انتخابی مدل در سیکل گیت تاثیرگذار است. سرعت سیکل گیت به دست آمده از داده های آزمایشگاهی مرجع، 1.22 متر بر ثانیه می باشد. سرعت انتخابی مدل هنگام استفاده از پروتز ترکیب 1، 2 و 3 به

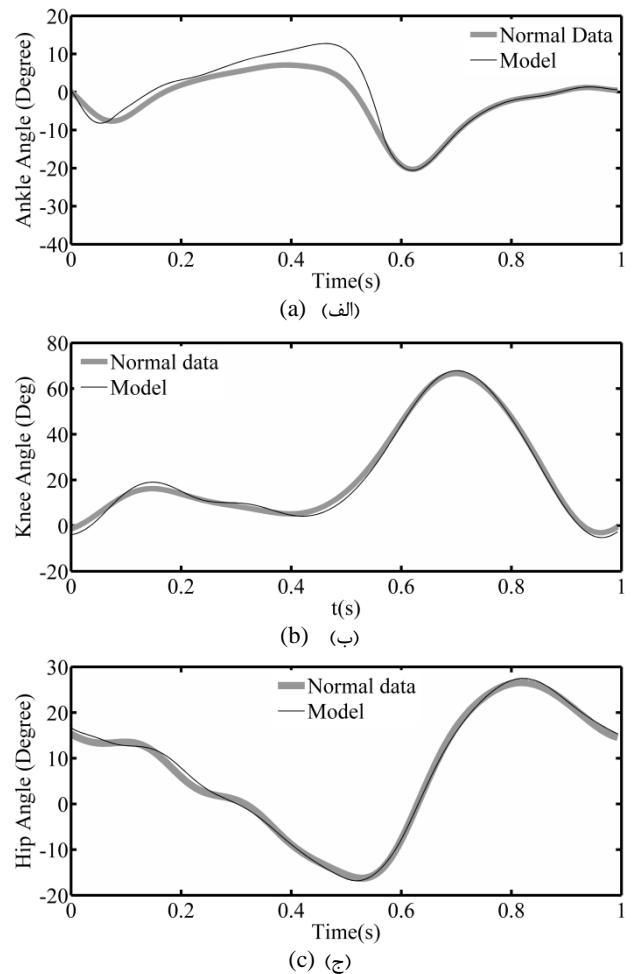
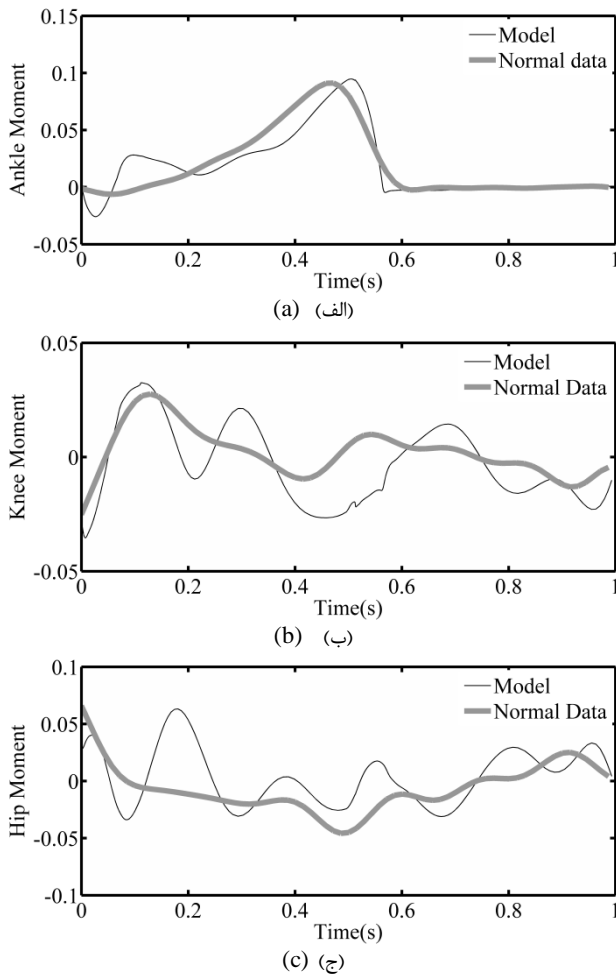


Fig. 4 Comparison of model's dimensionless joint torque (Nm/(mass×g×height)) with reference data: (a) ankle moment, (b) knee moment, and (c) hip moment.

Fig. 3 Comparison of model's joint angles with reference data: (a) ankle, (b) knee, and (c) hip.

شکل 4 مقایسه گشتاور بی بعد (Nm/(mass×g×height)) مفصل های مدل با داده های مرجع: (الف) گشتاور مچ (ب) گشتاور زانو (ج) گشتاور لگن

شکل 3 مقایسه زاویه مفصل های مدل با داده های مرجع: (الف) مفصل مچ (ب) مفصل زانو (ج) مفصل لگن

جدول 2 مقادیر ضرایب بهینه برای پروتزه های مچ-پنجه

Table 2 Optimal coefficients values for ankle foot prosthesis

ضرایب دمپینگ	ضرایب سفتی	پروتز
-	$K_p^* = 1 \text{ Nm/deg}$ $K_d = 10.5 \text{ Nm/deg}$	ترکیب اول
$C_p = 0.2 \text{ Nm s}^2/\text{deg}^2$	$K_p = 1 \text{ Nm/deg}$ $K_d = 10.5 \text{ Nm/deg}$	ترکیب دوم
$C_d = 43 \text{ Nm s}^2/\text{deg}^2$	$K_p = 0.8 \text{ Nm/deg}$ $K_d = 9.2 \text{ Nm/deg}$	ترکیب سوم
$C_p = 0.225 \text{ Nm s}^2/\text{deg}^2$		
$C_d = 39 \text{ Nm s}^2/\text{deg}^2$		

* اندیس p و d به ترتیب بیانگر جهت پلانتر فلکشن و دورسی فلکشن می باشند.

ویسکوالاستیک) در مقایسه با زمانی که مدل از ترکیب نوع اول (پروتز الاستیک) استفاده می کند کاهش می یابند.

به منظور نشان دادن تاثیر تغییرات ضرایب پروتز روی درصد پارامترهای نرمال شده به دست آمده از شبیه سازی راه رفتن فرد قطع عضو هنگامی که از پروتز ترکیب سوم استفاده می کند، مطالعه پارامتریک پروتز نیز انجام شد. بدین منظور و برای محاسبه تاثیر تغییرات ضریب سفتی در جهت پلانتر فلکشن (K_p) روی پارامترهای سیکل گیت فرد قطع عضو، با ثابت نگه داشتن بقیه ضرایب این ضریب به میزان $\pm 25\%$ و $\pm 50\%$ از مقدار بهینه خود تغییر

ترتیب 1.11 (m/s) ، 1.15 (m/s) و 1.17 (m/s) می باشد. با مجهز کردن مدل به پروتز ترکیب دوم که در واقع همان پروتز ترکیب اول به همراه دمپره های بهینه می باشد، تمامی پارامترهای سیکل گیت (ارائه شده در جدول 3) نسبت به حالت استفاده از پروتز ترکیب اول بهبود می یابند. بهترین نتایج هنگام استفاده مدل از پروتز ترکیب سوم مشاهده شد. به عنوان مثال کار کل نرمال شده مدل فرد قطع عضو زیر زانو هنگامی که از پروتز ترکیب دوم و سوم استفاده می کند نسبت کار کل مدل در حالتی که از پروتز ترکیب اول استفاده می کند به ترتیب 13.5% و 15.7% کاهش می یابد.

به منظور بهتر نشان دادن نرخ تغییرات پارامترهای سیکل گیت مدل قطع عضو زیر زانو با تغییر نوع پروتز مچ-پنجه (ترکیب 1 الی 3)، درصد نرمال شده نتایج جدول 3 در "شکل 5 (الف و ب)" ارائه شده است. هر کدام از پارامترهای سیکل گیت مانند کار، تلاش دینامیکی، تابع هزینه و ... به وسیله همان پارامتر که از شبیه سازی سیکل گیت فرد قطع عضو زیر زانو با ترکیب نوع 3 به دست آمده، نرمال شده است. به همین ترتیب در "شکل 5 (ج و د)" کار اکسنتریک (منفی) و کانسنتریک (مثبت) مفصل های سمت سالم و قطع عضو شده مدل نشان داده شده است. همان طور که در "شکل 5 (ج و د)" قابل مشاهده می باشد، تمامی پارامترهای سیکل گیت به غیر از کار اکسنتریک مفصل زانو سمت پروتزی، هنگام استفاده مدل از ترکیب نوع دوم (پروتز

جدول 3 مقایسه پارامترهای سیکل گیت مدل قطع عضو هنگام استفاده از ترکیبات مختلف پروتز مچ-پنجه

Table 3 Comparison of gait parameters for amputee model when using different ankle foot prostheses

ردیف	موضوع مورد بحث	واحد	ترکیب 3	ترکیب 2	ترکیب 1
1	تابع هزینه	-	23.762	24.521	29.768
2	تلاش	$((Nm)^2s)/(kg\ m/s)$	58.963	61.581	81.016
3	سرعت	m/s	1.171	1.154	1.108
4	کار کل تمامی مفصل ها (پنج مفصل)	J/(kg m/s)	2.765	2.840	3.283
5	کل کار انجام شده مفصل های سمت سالم	J/(kg m/s)	1.539	1.581	1.866
6	کل کار انجام شده مفصل های سمت عضو قطع شده	J/(kg m/s)	1.227	1.259	1.417
7	کار مفصل مچ سمت سالم	J/(kg m/s)	0.590	0.599	0.626
8	کار مفصل زانو سمت سالم	J/(kg m/s)	0.525	0.533	0.601
9	کار مفصل ران سمت سالم	J/(kg m/s)	0.424	0.449	0.639
10	کار مفصل زانو سمت عضو قطع شده	J/(kg m/s)	0.686	0.700	0.737
11	کار مفصل ران سمت عضو قطع شده	J/(kg m/s)	0.541	0.558	0.680

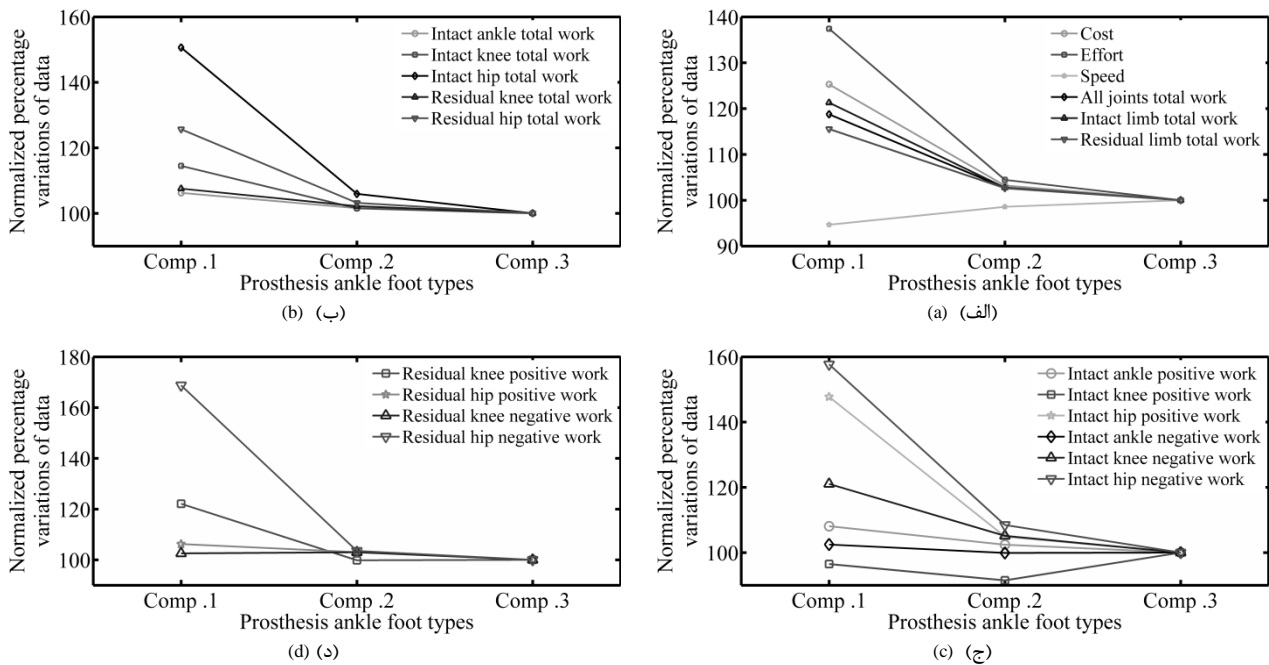


Fig. 5 Normalized percentage of gait parameters for amputee model when using different prosthetic feet: (a) normalized percentage variations of cost function, effort, total work, intact limb and residual limb total work, (b) normalized percentage variations of intact ankle, knee and hip total work and residual knee and hip total work, (c) normalized percentage variations of intact ankle, knee and hip positive and negative work, (d) normalized percentage variations of residual knee and hip positive and negative work

شکل 5 نمودار درصد پارامترهای نرمال شده (بوسیله ترکیب سوم) راه رفتن فرد قطع عضو زیر زانو برای ترکیب های مختلف پروتز: (الف) نمودار روند تغییرات تابع هزینه، تابع تلاش، کار پنج مفصل سالم، کار مفصل ها سمت سالم، کار مفصل ها سمت قطع عضو، (ب) نمودار روند تغییرات کار مفصل مچ سمت سالم و کار مفصل ها زانو و ران سمت سالم و سمت قطع عضو، (ج) نمودار روند تغییرات کار مثبت و منفی مفصل زانو و مفصل ران برای سمت سالم، (د) نمودار روند تغییرات کار مثبت و منفی مفصل زانو و مفصل ران برای سمت قطع عضو

یافت و سپس پارامترهای سیکل گیت مورد مطالعه قرار گرفت. همین روش برای باقی ضرایب (C_a, C_p, K_a) نیز به کار گرفته شد. در "شکل 6" درصد پارامترهای نرمال (نرمال شده با پارامترهای پروتز ترکیب بهینه) در مقابل درصد تغییرات ضرایب پروتز نشان داده شده است. همان طور که در "شکل 6" قابل مشاهده می باشد تابع هزینه سیکل گیتی که مدل آن به پروتز با ترکیب بهینه مجهز شده است، کمترین مقدار را داراست. در هر نمودار ترکیب بهینه متناظر با مقدار 100 روی محور افقی نمودار می باشد. نتایج نشان دادند که تغییر در ضریب سفتی در جهت پلان تار فلکشن

(K_p) تاثیر چندانی بر پارامترهای سیکل گیت فرد قطع عضو ندارد. با تغییر ضریب سفتی (K_p) به میزان $\pm 25\%$ و $\pm 50\%$ از مقدار بهینه خود، تغییرات کلیه پارامترهای سیکل گیت زیر 3% مشاهده شد (شکل 6 الف). برخلاف (K_p) ، تغییر در ضریب سفتی در جهت دورسی فلکشن (K_d) تاثیر بسزایی روی پارامترهای سیکل گیت فرد قطع عضو دارد. تغییر در (K_d) به میزان منفی 50% از مقدار بهینه خود، منجر به تغییر روی تابع هزینه، تلاش دینامیکی و کار کل مدل فرد قطع عضو به ترتیب به میزان 78%، 63% و 26% می گردد (شکل 6 ب).

مهندسی مکانیک مدرس، فروردین 1396، دوره 17، شماره 1

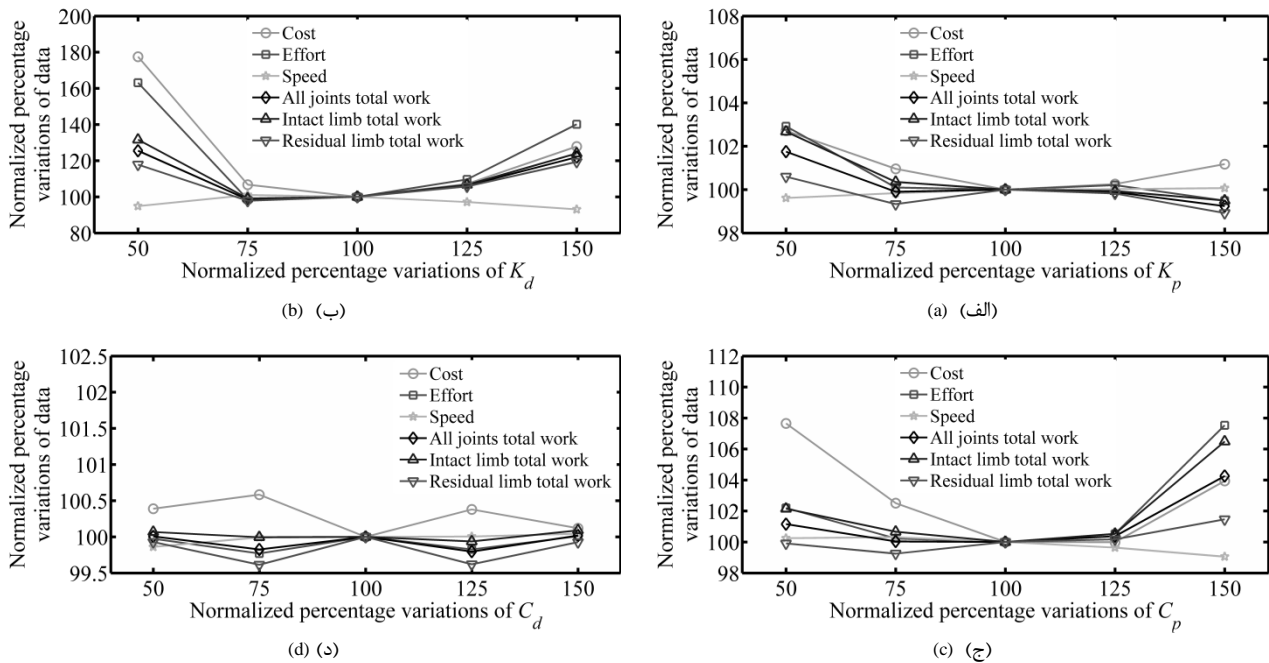


Fig. 6 The effect of changing prosthetic coefficients on Normalized percentage of gait parameters resulted from amputee gait simulation of the model using ankle foot prosthesis composition 3: (a) K_p is variable and the others are constant, (b) K_d is variable and the others are constant, (c) C_p is variable and the others are constant, (d) C_d is variable and the others are constant

شکل 6 نمودار تاثیر تغییرات ضرایب پروتز روی درصد پارامترهای نرمال شده بدست آمده از شبیه سازی راه رفتن فرد قطع عضو هنگامی که از پروتز ترکیب سوم استفاده می کند: (الف) K_p متغیر و بقیه ضرایب ثابت، (ب) K_d متغیر و بقیه ضرایب ثابت، (ج) C_p متغیر و بقیه ضرایب ثابت، (د) C_d متغیر و بقیه ضرایب ثابت

خودشان را با شرایط مختلف تطبیق می دهند، انجام چنین مطالعه‌ای به صورت تجربی بسیار مشکل و چه بسا غیر قابل انجام باشد.

پروتزهای غیر فعال می توانند عملکرد طبیعی عضو از دست رفته را در سرعت‌های نرمال و آهسته تقلید و باز تولید کنند. تنها در سرعت‌های سریع است که نیاز است فرد قطع عضو انرژی‌ای به منظور تولید نیروی جلو برنده به پروتز تزریق کند [29]. تنها یک پروتز مچ-پنجه فعال [31,30] به صورت تجاری در آمده است و بسیاری از مصرف کنندگان توانایی خرید این پروتز فعال را به علت قیمت بالایش ندارند. با توجه به توضیحات داده شده طراحی پروتزهای غیرفعال جدید و بهبود عملکرد پروتزهای غیرفعال موجود امری ضروری و ارزشمند می باشد. بنابراین مدل اسکلتی حاضر که توانایی شبیه سازی سیکل گیت فرد نرمال و فرد قطع عضو را دارد، می تواند ابزاری ساده، ارزان و مفید به منظور بررسی تاثیر پروتزهای مختلف با مشخصات جرمی، هندسی و داخلی (ضریب سفتی و ضریب دمپینگ) متفاوت روی پارامترهای سیکل گیت و رفتار فرد قطع عضو در راه رفتن روی سطح صاف باشد. با توجه به نحوه مدل سازی تقابل بین پا و زمین مدل حاضر قادر است کل سیکل گیت را در یک مرحله شبیه سازی کند و بنابراین نسبت به مدل هایی که سیکل را در چند مرحله [32] یا تنها در یک فاز [33] شبیه سازی می کنند برتری دارد. تمرکز مراجع [21-23,25] روی بررسی اثر پروتزهای جاذب انرژی بوده است و هیچ کدام از آنها تاثیر پروتزهای مجهز به مفصل ویسکوالاستیک را روی پارامترهای گیت بررسی نکرده اند. ائتلاف انرژی که از ویژگی های ذاتی پروتزهای مجهز به مفصل ویسکوالاستیک است می تواند یکی از دلایل انتخاب پروتزهای جاذب انرژی توسط مراجع به منظور بررسی روی سیکل گیت به وسیله شبیه سازی باشد. مدل حاضر علاوه بر پیشگویی رفتار فرد قطع عضو نسبت به تغییرات پروتز قادر است ضرایب بهینه پروتزهای الاستیک و ویسکوالاستیک را با کمینه کردن خطای بین سینماتیک مدل و سینماتیک

تغییرات (C_p) موجب تغییر در تابع هزینه، تلاش دینامیکی و کار کل مدل فرد قطع عضو به ترتیب حداکثر به میزان 7.8%، 7.5% و 4.5% می گردد (شکل 6 ج). تغییرات بسیار ناچیزی هنگام تغییر در ضریب دمپینگ در جهت دورسی فلکشن (C_d) به میزان $\pm 25\%$ و $\pm 50\%$ از مقدار بهینه روی پارامترهای سیکل گیت فرد قطع عضو مشاهده شد (شکل 6 د).

5- تحلیل نتایج

هدف از تحقیق حاضر بررسی تاثیر پروتز با مفصل ویسکوالاستیک روی پارامترهای سیکل گیت فرد قطع عضو زیر زانو با استفاده از ترکیب فرآیند بهینه سازی و روش دینامیک مستقیم می باشد. مدلی هفت سگمندی در دو بعد ارائه شده است که با ترکیب این مدل با مدل برخورد کف پا به زمین و فرآیند بهینه سازی، مدل اسکلتی قادر است رفتار فرد را نسبت به تغییر شرایط پیش بینی کند. در این تحقیق دو فرضیه مورد بررسی قرار گرفت. فرضیه اول: می توان با استفاده از پروتز مچ-پنجه پا با مفصل ویسکوالاستیک بهینه، پارامترهای سیکل گیت فرد قطع عضو زیر زانو را بهبود بخشید. فرضیه دوم: استفاده از معیار نزدیک کردن سینماتیک کل مدل به سینماتیک نرمال به منظور طراحی پروتز غیرفعال منجر به بهبود پارامترهای سیکل گیت می شود. مطالعه پارامترهای سیکل گیت فرد قطع عضو به وسیله مدل سازی رایانه ای، می تواند اطلاعات ارزشمندی در اختیار طراحان پروتز قرار دهد. به منظور درک صحیح و عمیق از پارامترهای تاثیر گذار روی عملکرد و کارایی پروتزها نمی توان فقط به اطلاعات به دست آمده از آزمایش های تجربی اکتفا کرد. از داده های آزمایش های تجربی به علت تعداد کم افراد مورد آزمایش و تفاوت های فردی بسیار زیاد افراد مورد مطالعه نمی توان نتیجه گیری کلی نمود [28]. یکی دیگر از قابلیت های شبیه سازی رایانه ای، مطالعه پارامترهای تاثیر گذار با فرض ثابت ماندن بقیه پارامترها می باشد و به علت اینکه افراد مورد آزمایش

نرمال ارائه دهد.

با وجود دقت قابل قبول مدل هفت سگمتی نه درجه آزادی فرد نرمال و فرد قطع عضو و همچنین نتایج جالب توجه شبیه سازی سیکل گیت فرد قطع عضو با پروتزهایی مختلف، محدودیت‌هایی در مدل وجود دارد که انتظار می‌رود با رفع این محدودیت‌ها و در نتیجه بالا رفتن دقت مدل، بتوان نتایج شبیه سازی سیکل گیت را بیشتر به واقعیت نزدیک کرد. یکی از این محدودیت‌ها دو بعدی بودن مدل می‌باشد که با تبدیل آن به مدلی سه بعدی و با در نظر گرفتن اندام‌های نیم تنه بالا می‌توان علاوه بر بالا بردن دقت نتایج در صفحه میانی، متغیرهای مختلف را در دو صفحه عرضی و پیشانی نیز بررسی نمود. استفاده از تولید کننده گشتاور ایده آل در مفصل‌ها نمی‌تواند با دقت بسیار بالا نقش عضلات و بافت‌های نرم را در شبیه سازی ایفا کند، بنابراین تبدیل مدل اسکلتی به مدل اسکلتی عضلانی امکان بررسی تاثیر پروتزه‌ها را روی عضلات مختلف در گیر در یک مفصل فراهم می‌آورد. با افزایش درجه آزادی سگمنت بخش پای سالم (در نظر گرفتن مفصل در قسمت متاتارسوفالانژیال¹) می‌توان مدل سگمنت پا را به واقعیت بیشتر نزدیک کرد که در نتیجه این بهبود منجر به افزایش دقت نتایج سینماتیک و سینتیک شبیه سازی می‌گردد. رفع محدودیت‌های ذکر شده و همچنین شبیه سازی راه رفتن روی سطوح شیبدار می‌تواند موضوع کارهایی آتی تحقیقاتی باشند.

سینماتیک و سینتیک مفصل‌های مدل، به دست آمده از شبیه سازی سیکل گیت فرد نرمال همخوانی مناسبی با داده‌های آزمایشگاهی مرجع [26] از خود نشان دادند (شکل 3 و 4). همان‌طور که در بخش 3-1 ذکر شد، زوایای مرجع به‌عنوان ورودی فرآیند شبیه سازی مورد استفاده قرار گرفته است. داده‌های آزمایشگاهی ارائه شده در کتاب [26] مرجع بسیاری از تحقیقات تجربی و مدل سازی در زمینه سیکل گیت می‌باشند. هدف فرآیند شبیه سازی فرد نرمال تقلید الگو راه رفتن فرد نرمال می‌باشد. همان‌طور که در "شکل 3" نشان داده شده است، خطای بین سینماتیک مرجع و مدل بسیار کم می‌باشد که نشان از عملکرد صحیح شبیه سازی دارد. باید توجه داشت که داده‌های به دست آمده (سینماتیک و سینتیک) از آنالیز حرکتی فرد نرمال در آزمایشگاه (مانند داده‌های مرجع [26]) داده‌های مطلق نمی‌باشند و معمولاً با انجام دوباره داده برداری تغییر در نتایج مشاهده می‌شود که ناشی از خطاهای اندازه‌گیری (حرکت مارکرها روی پوست، حرکت پوست، کالیبره نبودن تجهیزات و پیدا کردن دقیق نقاط نصب مارکر) و تغییر در الگو راه رفتن فرد مورد مطالعه در هر بار داده برداری (ملزم نمودن فرد به قدم گذاشتن روی صفحه نیرو شدت این تغییر در الگو را افزایش می‌دهد) می‌باشد. بنابراین نتایج آزمایشگاهی (سینماتیک و سینتیک) حاصله از آنالیز حرکتی به صورت میانگین می‌باشند [34,35]. با وجود همخوانی بسیار مناسب نتایج شبیه سازی با داده‌های مرجع، در نمودار گشتاور مفصل‌ها زانو و لگن به دست آمده از شبیه سازی سیکل گیت فرد نرمال، حرکت نوسانی حول داده‌های مرجع مشاهده شد. این اختلاف در نمودار گشتاور مفصل‌های زانو و لگن با داده‌های مرجع را می‌توان با بکارگیری یک مدل پیچیده‌تر (با درجات آزادی بیشتر) برای بخش پنجه پا (سگمنت بعد از مچ پا) یا افزایش تعداد نقاط تماس با زمین به منظور بهبود نتایج تقابل پا-زمین و یا استفاده از گشتاور مفصل‌ها به دست آمده از داده‌های مرجع به‌عنوان قید در تابع هزینه به جای تابع جریمه و یا به‌عنوان تابع هزینه دوم به منظور کاهش خطای بین سینتیک حاصل از شبیه سازی و داده‌های مرجع کاهش داد. با توجه به

"شکل‌های 3 و 4" می‌توان گفت شبیه سازی سیکل گیت می‌تواند با استفاده از روش بهینه سازی دینامیک مستقیم سیکل گیت فرد نرمال را باز تولید کند و بنابراین می‌توان از این مدل در پیشگویی تاثیر تغییر در خصوصیات مدل (مشخصات وزنی، ابعادی و قطع کردن مفصل‌ها، نامتقارن بودن مدل و ...) روی پارامترهای سیکل گیت استفاده کرد.

نتایج حاصل از شبیه سازی سیکل گیت فرد قطع عضو با سه ترکیب مختلف پروتز نشان داد که بیشترین بهبود در پارامترهای سیکل گیت هنگام تجهیز مدل قطع عضو به پروتز ترکیب سوم (پروتز ویسکوالاستیک با ضرایب سفتی و دمپینگ بهینه) به دست می‌آید (جدول 3). همان‌طور که در جدول 2 نشان داده شده است، مقدار عددی ضرایب بهینه پروتز ترکیب دوم و سوم به دست آمده از فرآیند بهینه سازی با روش دینامیک مستقیم، تقریباً با یکدیگر برابر هستند و در نتیجه اختلاف بین پارامترهای سیکل گیت بدست آمده از شبیه سازی مدل مجهز به پروتز ترکیب دوم و سوم ناچیز و قابل صرف نظر کردن می‌باشد. یافته‌های بسیار جالبی از مقایسه بین پارامترهای سیکل گیت مدل قطع عضو مجهز به پروتز ترکیب نوع اول (الاستیک) و دوم (ویسکوالاستیک) به دست می‌آید. نتایج نشان دادند که اضافه کردن دمپر به پروتز فنی (ساختن پروتز ترکیب دوم از پروتز ترکیب اول) منجر به کاهش تابع هزینه، تلاش دینامیکی و کار کل نرمال شده مفصل‌ها مدل می‌گردد. این نتایج وقتی جالب می‌باشند که بدانیم دمپر تلف کننده انرژی در همه سیستم‌ها می‌باشند. بر طبق نتایج بدست آمده از شبیه سازی سیکل گیت مدل قطع عضو مجهز به پروتز ترکیب اول، دوم و سوم (جدول 3) و سیکل گیت فرد نرمال، سرعت انتخابی مدل به ترتیب $1.11 (m/s)$ ، $1.15 (m/s)$ و $1.17 (m/s)$ برای مدل قطع عضو و $1.22 (m/s)$ برای مدل نرمال بدست آمده است. می‌توان گفت با نزدیک شدن سینماتیک مدل قطع عضو به سینماتیک فرد نرمال (کاهش تابع هزینه) سرعت انتخابی مدل افزایش می‌یابد. به منظور اعتبارسنجی نتایج بدست آمده از شبیه سازی سیکل گیت فرد قطع عضو زیر زانو، نتایج حاصل از مقایسه بین پروتز الاستیک (ترکیب اول) و پروتز ویسکوالاستیک (ترکیب دوم) که از فرآیند شبیه سازی بدست آمده با نتایج تجربی تحقیق [13] مقایسه و صحت‌سنجی شد. در مقایسه تجربی بین عملکرد پروتز الاستیک و ویسکوالاستیک که در مقاله [13] صورت گرفته است نتایج زیر به عنوان شاخص‌ترین نتایج تاثیر پروتز ویسکوالاستیک در مقایسه با پروتز الاستیک گزارش شده است. در [13] نشان داده شد که استفاده از پروتز ویسکوالاستیک در مقایسه با پروتز الاستیک منجر به کاهش کار کل مفصل‌های سمت سالم، کار کل و کار اکستنتریک (منفی) مفصل مچ سمت سالم و افزایش سرعت انتخابی و کار اکستنتریک زانو سمت قطع عضو می‌گردد. همان‌طور که در جدول 3 و "شکل 5" قابل مشاهده می‌باشد کار کل مفصل‌های سمت سالم (شکل 5 الف)، کار کل (شکل 5 ب) و کار اکستنتریک مفصل مچ سمت سالم (شکل 5 ج) هنگام تجهیز مدل به پروتز ترکیب دوم (ویسکوالاستیک) نسبت به پروتز ترکیب اول (الاستیک) کاهش می‌یابد. همچنین سرعت مدل (شکل 5 الف) و کار اکستنتریک زانو سمت قطع عضو (شکل 5 د) با پروتز ترکیب دوم نسبت به پروتز ترکیب اول افزایش می‌یابد. بنابراین تمامی نتایج بیان شده با نتایج به دست آمده از شبیه سازی سیکل گیت فرد قطع عضو مطابقت دارد، که نشان از صحت عملکرد شبیه سازی سیکل گیت فرد قطع عضو در پیشگویی رفتار مدل در شرایط مختلف دارد.

بررسی نتایج مطالعه پارامتریک (شکل 6) نشان داد که تاثیر تغییرات ضریب سفتی در جهت پلانتر فلکشن (K_p) و ضریب دمپینگ در جهت دورسی فلکشن (C_d) از مقدار بهینه روی پارامترهای سیکل گیت فرد قطع

¹ Metatarsophalangeal

- [3] D. J. Sanderson, P. E. Martin, Lower extremity kinematic and kinetic adaptations in unilateral below-knee amputees during walking, *Gait & Posture*, Vol. 6, No. 2, pp. 126-136, 1997.
- [4] D. A. Winter, S. E. Sienko, Biomechanics of below-knee amputee gait, *Journal of Biomechanics*, Vol. 21, No. 5, pp. 361-367, 1988.
- [5] H. A. Underwood, C. D. Tokuno, J. J. Eng, A comparison of two prosthetic feet on the multi-joint and multi-plane kinetic gait compensations in individuals with a unilateral trans-tibial amputation, *Clinical Biomechanics*, Vol. 19, No. 6, pp. 609-616, 2004.
- [6] S. A. Gard, P.-F. Su, R. D. Lipschutz, A. H. Hansen, The Effect of Prosthetic Ankle Units on Roll-Over Shape Characteristics During Walking in Persons with Bilateral Transtibial Amputations, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 48, No. 9, pp. 1037-1048, 2011.
- [7] L. L. McNealy, S. A. Gard, Effect of prosthetic ankle units on the gait of persons with bilateral trans-femoral amputations, *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 32, No. 1, pp. 111-126, 2008.
- [8] T. Schmalz, S. Blumentritt, R. Jarasch, Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: The influence of prosthetic alignment and different prosthetic components, *Gait & posture*, Vol. 16, No. 3, pp. 255-263, 2002.
- [9] T. Kobayashi, A. K. Arabian, M. S. Orendurff, T. G. Rosenbaum-Chou, D. A. Boone, Effect of alignment changes on socket reaction moments while walking in transtibial prostheses with energy storage and return feet, *Clinical Biomechanics*, Vol. 29, No. 1, pp. 47-56, 2014.
- [10] N. P. Fey, G. K. Klute, R. R. Neptune, The influence of energy storage and return foot stiffness on walking mechanics and muscle activity in below-knee amputees, *Clinical Biomechanics*, Vol. 26, No. 10, pp. 1025-1032, 2011.
- [11] S. Portnoy, A. Kristal, A. Gefen, I. Siev-Ner, Outdoor dynamic subject-specific evaluation of internal stresses in the residual limb: Hydraulic energy-stored prosthetic foot compared to conventional energy-stored prosthetic feet, *Gait & Posture*, Vol. 35, No. 1, pp. 121-125, 2012.
- [12] A. R. De Asha, L. Johnson, R. Munjal, J. Kulkarni, J. G. Buckley, Attenuation of centre-of-pressure trajectory fluctuations under the prosthetic foot when using an articulating hydraulic ankle attachment compared to fixed attachment, *Clinical Biomechanics*, Vol. 28, No. 2, pp. 218-224, 2013.
- [13] A. R. De Asha, R. Munjal, J. Kulkarni, J. G. Buckley, Walking speed related joint kinetic alterations in trans-tibial amputees: impact of hydraulic ankle damping, *Journal of Neuroengineering And Rehabilitation*, Vol. 10, No. 1, pp. 1, 2013.
- [14] R. Lei, H. David, K. Laurence, Computational Models to Synthesize Human Walking, *Journal of Bionic Engineering*, Vol. 3, No. 3, pp. 127-138, 2006.
- [15] M. Garcia, A. Chatterjee, A. Ruina, M. Coleman, The Simplest Walking Model: Stability, Complexity, and Scaling, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 120, No. 2, pp. 281-288, 1998.
- [16] Y. Xiang, J. S. Arora, K. Abdel-Malek, Optimization-based prediction of asymmetric human gait, *Journal of Biomechanics*, Vol. 44, No. 4, pp. 683-693, 2011.
- [17] M. Millard, J. McPhee, E. Kubica, *Multi-Step Forward Dynamic Gait Simulation*, in: C. L. Bottasso, *Multibody Dynamics: Computational Methods and Applications*, Eds., pp. 25-43, Dordrecht: Springer Netherlands, 2009.
- [18] M. Wojtyra, Dynamical analysis of human walking, *15th European ADAMS Users' Conference*, Rome, Italy, November 15-17, 2000.
- [19] F. C. Anderson, M. G. Pandy, Dynamic Optimization of Human Walking, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 123, No. 5, pp. 381-390, 2001.
- [20] T. R. Johnston, M. Hubbard, Optimization of the visco-elastic parameters describing the heel-region of a prosthesis, *Journal of Theoretical Biology*, Vol. 311, pp. 1-7, 2012.
- [21] A. K. Silverman, R. R. Neptune, Muscle and prosthesis contributions to amputee walking mechanics: A modeling study, *Journal of Biomechanics*, Vol. 45, No. 13, pp. 2271-2278, 2012.
- [22] N. P. Fey, G. K. Klute, R. R. Neptune, Optimization of prosthetic foot stiffness to reduce metabolic cost and intact knee loading during below-knee amputee walking: A theoretical study, *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 134, No. 11, pp. 111005-111005, 2012.

عضو قابل چشم پوشی می باشد. از طرف دیگر تغییر در ضرایب سفتی در جهت دورسی فلکشن (K_d) و ضریب دمپینگ در جهت پلانتر فلکشن (C_p) از مقدار بهینه می تواند منجر به ناپایداری سیکل گیت و کاهش کیفیت راه رفتن فرد قطع عضو گردد. بررسی دقیقتر نتایج مطالعه پارامتریک نشان داد که حساسیت پارامترهای سیکل گیت به تغییر در ضریب سفتی در جهت دورسی فلکشن (K_d) بسیار زیاد می باشد و بنابراین انتخاب ضریب سفتی مناسب در جهت دورسی فلکشن با توجه به مشخصات ابعادی و جرمی فرد قطع عضو برای رسیدن به الگو راه رفتن نرمال، امری ضروری است. اگر انتخاب ضریب سفتی در جهت دورسی فلکشن و ضریب دمپینگ در جهت پلانتر فلکشن بهینه باشد، حتی با یک برآورد بسیار تقریبی از ضریب سفتی در جهت پلانتر فلکشن و ضریب دمپینگ در جهت دورسی فلکشن، الگو راه رفتن فرد نرمال دست یافتنی می شود. با توجه به نتایج عنوان شده می توان گفت فاکتور کلیدی در ابتدای فاز استنس از لحظه تماس پاشنه پا با زمین تا لحظه تماس کامل کف پا با زمین ضریب دمپینگ در جهت پلانتر فلکشن (C_p) و بعد از آن لحظه و در حین دوران مچ پا در جهت دورسی فلکشن، ضریب سفتی در جهت دورسی فلکشن (K_d) می باشد.

6- نتیجه گیری

مدل ارائه شده در این تحقیق با دقت قابل قبولی می تواند راه رفتن فرد نرمال و فرد قطع عضو را شبیه سازی کند. ضرایب سفتی و دمپینگ بهینه برای سه ترکیب مختلف پروتز با کمینه کردن اختلاف بین سینماتیک مدل و سینماتیک نرمال به دست آمد. مقایسه تاثیر دو پروتز الاستیک و ویسکوالاستیک روی پارامترهای سیکل گیت نشان داد که استفاده از پروتز مجهز به مفصل ویسکوالاستیک منجر به کاهش کار کل نرمال شده با سرعت مفصلهای سالم مدل، تابع هزینه و تلاش دینامیکی می گردد. همچنین سرعت انتخابی مدل هنگام استفاده از پروتز ویسکوالاستیک نسبت به پروتز الاستیک افزایش پیدا می کند. نتایج نشان داد که استفاده از پروتز ویسکوالاستیک نسبت به استفاده از پروتز الاستیک منجر به بهبود پارامترهای سیکل گیت می گردد، بنابراین شاید معیار "بازگشت حداکثر انرژی" برای طراحی پروتزهای مچ-پنجه یا فاکتوری کلیدی نباشد و استفاده از معیار کمینه کردن اختلاف بین سینماتیک کل مدل با سینماتیک نرمال منجر به طراحی پروتز مچ-پنجه بهینه تری گردد. حساسیت پارامترهای سیکل گیت نسبت به ضرایب (C_d و K_p) در پروتز ویسکوالاستیک بسیار ناچیز می باشد. در مقابل تغییر در ضرایب سفتی در جهت دورسی فلکشن (K_d) و ضریب دمپینگ در جهت پلانتر فلکشن (C_p) از مقدار بهینه می تواند منجر به ناپایداری سیکل گیت و کاهش کیفیت راه رفتن با کاهش پارامترهای سیکل گیت فرد قطع عضو گردد. فاکتور کلیدی در ابتدای فاز استنس از لحظه تماس پاشنه پا با زمین تا لحظه تماس کامل کف پا با زمین ضریب (C_p) و بعد از آن لحظه و در حین دوران مچ پا در جهت دورسی فلکشن، ضریب (K_d) می باشد. بنابراین اگر انتخاب ضریب K_d و ضریب C_p بهینه باشد، می توان با یک برآورد بسیار تقریبی از ضرایب (C_d و K_p)، به الگو راه رفتن فرد نرمال دست یافت.

7- مراجع

- [1] R. L. Waters, S. Mulroy, The energy expenditure of normal and pathologic gait, *Gait & Posture*, Vol. 9, No. 3, pp. 207-231, 1999.
- [2] S. H. Collins, A. D. Kuo, Recycling energy to restore impaired ankle function during human walking, *PLoS one*, Vol. 5, No. 2, pp. e9307, 2010.

- [29] A. H. Hansen, D. S. Childress, S. C. Miff, S. A. Gard, K. P. Mesplay, The human ankle during walking: implications for design of biomimetic ankle prostheses, *Journal of Biomechanics*, Vol. 37, No. 10, pp. 1467-1474, 2004.
- [30] H. M. Herr, A. M. Grabowski, Bionic ankle-foot prosthesis normalizes walking gait for persons with leg amputation, *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, Vol. 279, No. 1728, pp. 457-464, 2012.
- [31] D. Hill, H. Herr, Effects of a powered ankle-foot prosthesis on kinetic loading of the contralateral limb: A case series, *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2013 IEEE International Conference on*, pp. 1-6, 2013.
- [32] M. G. Pandy, N. Berme, Synthesis of human walking: a planar model for single support, *Journal of biomechanics*, Vol. 21, No. 12, pp. 1053-1060, 1988.
- [33] Y. Suzuki, Dynamic Optimization of Transfemoral Prosthesis during Swing Phase with Residual Limb Model, *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 34, No. 4, pp. 428-438, 2010.
- [34] J. L. McGinley, R. Baker, R. Wolfe, M. E. Morris, The reliability of three-dimensional kinematic gait measurements: A systematic review, *Gait & Posture*, Vol. 29, No. 3, pp. 360-369, 2009.
- [35] M. Sangeux, E. Passmore, H. K. Graham, O. Tirosh, The gait standard deviation, a single measure of kinematic variability, *Gait & Posture*, Vol. 46, pp. 194-200, 2016.
- [23] N. P. Fey, G. K. Klute, R. R. Neptune, Altering prosthetic foot stiffness influences foot and muscle function during below-knee amputee walking: A modeling and simulation analysis, *Journal of Biomechanics*, Vol. 46, No. 4, pp. 637-644, 2013.
- [24] M. A. Shandiz, F. Farahmand, N. A. A. Osman, H. Zohoor, A robotic model of transfemoral amputee locomotion for design optimization of knee controllers, *International Journal of Advanced Robotic Systems*, Vol. 10, No. 3, pp. 161, 2013.
- [25] A. D. Koelewijn, A. J. van den Bogert, Joint contact forces can be reduced by improving joint moment symmetry in below-knee amputee gait simulations, *Gait & Posture*, Vol. 49, pp. 219-225, 2016.
- [26] D. A. Winter, *Biomechanics and motor control of human movement*, Fourth Edition, pp. 296-360, New Jersey: John Wiley & Sons, 2009.
- [27] Y. Xiang, J. S. Arora, S. Rahmatalla, K. Abdel-Malek, Optimization-based dynamic human walking prediction: one step formulation, *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, Vol. 79, No. 6, pp. 667, 2009.
- [28] K. Nakhaee, F. Farahmand, H. Salarieh, Studying the effect of kinematical pattern on the mechanical performance of paraplegic gait with reciprocating orthosis, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, Vol. 226, No. 8, pp. 600-611, 2012.