

ارزیابی عملکرد اورتز مچ پا بر گشتاور تولیدی در مفصل مچ بیماران نوروپاتیک با افتادگی پا

نیما جمشیدیⁱ؛ مصطفی رستمیⁱⁱ؛ سیامک نجاریانⁱⁱⁱ؛ محمد باقر منهاج^{iv}؛ محمد سعادت‌نیا^v؛ عبدالکریم کریمی^{vi}؛
فیروز سلامی^{vii}

چکیده

در این مطالعه، مدل دینامیکی راه رفتن انسان با توجه به اطلاعات سینماتیکی بیماران نوروپاتیک با افتادگی پا برای ارزیابی عملکرد اورتز مچ پا بر گشتاور تولیدی در مفاصل بیماران در صفحه‌ی ساجیتال ساخته شده است. داده‌های سینماتیکی مورد نیاز برای مدل از فیلم‌برداری حرکت بیمار توسط دوربین‌های سرعت بالا و آنالیز آن توسط نرم‌افزار بدست آمد. در مدل دینامیکی نقش اورتز مچ پا با اضافه کردن یک فنر-دمپر میان ساق و مچ جایگزین شده است. با تغییر ثابت فنر، گشتاور تولید شده در مفاصل بررسی شده است. برخلاف تحقیقات قبلی، در این تحقیق نقش اورتز بر روی گشتاور تولیدی توسط ماهیچه‌ها مدل‌سازی شده که این امر می‌تواند عملکرد اورتز مچ پا را در راه رفتن نامتعارف بهبود بخشد.

کلمات کلیدی

راه رفتن اسبی، اورتز، مدل‌سازی بیومکانیکی و دینامیک معکوس

Evaluation the Role of Ankle Foot Orthosis on Generated Torque in Ankle Joint among Neuropathic Patients with Drop Foot

N. Jamshidi, M. Rostami, S. Najarian, M.B. Menhaj, M. Saadatnia, A. Karimi, F. Salami

ABSTRACT

In this study, a dynamic model of human walking has been made according to the kinematics data of neuropathic patients with drop foot in order to evaluate the role of foot orthosis on generated torque in joints of patients on the sagittal plane. The required kinematics data for the model have been captured through filming by high speed camera and then software analysis. In the dynamic model, the role of foot orthosis has been substituted by a spring and damper between ankle and shank. By changing the constant of spring the generated torque has been examined. Unlike previous researches, the role of orthosis on generated torque has been modeled by muscles and this can improve the role of foot orthosis during abnormal walking.

KEYWORDS : Steppage Gait, Orthosis, Biomechanical Modeling, Inverse Dynamic

ⁱ دانشجوی دکتری، دانشکده مهندسی پزشکی؛ دانشگاه صنعتی امیرکبیر: Email: nima_jamshidi@yahoo.com

ⁱⁱ دانشیار، دانشکده مهندسی پزشکی؛ دانشگاه صنعتی امیرکبیر: Email: rostami@cic.aut.ac.ir

ⁱⁱⁱ استاد، دانشکده مهندسی پزشکی؛ دانشگاه صنعتی امیرکبیر: Email: najarian@aut.ac.ir

^{iv} استاد، دانشکده برق؛ دانشگاه صنعتی امیرکبیر: Email: mbmenhaj@yahoo.com

^v استادیار، دانشکده علوم پزشکی؛ دانشگاه علوم پزشکی اصفهان: Email: saadatnia@med.mui.ac.ir

^{vi} استادیار، دانشکده علوم توانبخشی؛ دانشگاه علوم پزشکی اصفهان: Email: a_karimi@rehab.mui.ac.ir

^{vii} کارشناس ارشد بیومکانیک؛ دانشگاه آزاد اسلامی، واحد علوم تحقیقات: Email: faresaty@yahoo.com

عملکرد اورتن، ایجاد شده و در پایان اثر کمی اورتنز مچ پا بر روی گشتاور تولیدی در ماهیچه‌ها محاسبه شده‌اند.

۲- روش‌ها

۲-۱- مدل‌سازی مکانیکی بدن انسان

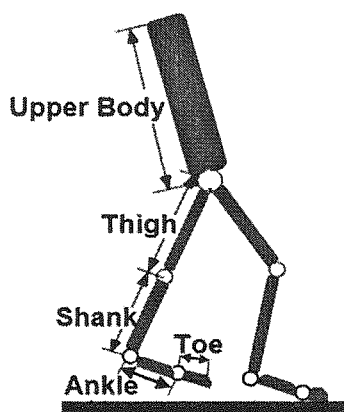
تاکنون مدل‌های دینامیکی گوناگونی با ورودی‌ها و خروجی‌های متفاوتی برای شبیه‌سازی حرکت انسان ایجاد شده‌اند. از آنجا که نیروهای داخلی و گشتاور مفاصل به‌طور مستقیم در سیستم‌های بیولوژیکی نمی‌توانند اندازه‌گرفته شود، از پارامترهای سینماتیکی و آنتروپومتریک استفاده شده‌است. در این مدل‌سازی برای تخمین جرم سگمنت‌های بدن انسان از روش زاتسپروسکی استفاده شده است. در این روش از فرمولی که متغیرهای آن ارتفاع و جرم شخص موردنظر است برای محاسبه و تخمین جرم هر سگمنت استفاده می‌شود [۱۸]. برای تخمین طول هر سگمنت از مدل مفید استفاده شده است [۱۹]. برای تخمین ممان اینرسی حول مرکز جرم از فرمول (۱) استفاده شده است [۲۰]:

$$I_{cm} = 0.09ML^2 \quad (1)$$

در این فرمول، M جرم و L طول سگمنت است. از شصت چرخه‌ی راه رفتن بیمار برای رسیدن به تقریب آماری صحیح مورد استفاده قرار گرفته است. بیمار با سرعت‌های طبیعی مورد نظر خود راه رفته‌است.

۲-۲- محاسبه‌ی گشتاور از مدل دینامیکی

یک مدل ساجیتال دوطای آنتروپومتریک با پنج درجه‌ی آزادی در شکل ۱ نشان داده شده‌است.



شکل (۱): مدل دوطای آنتروپومتریک.

در این مدل بدن در صفحه‌ی ساجیتال به پنج قسمت تقسیم شده‌است: شست، پا (تا مچ)، ساق، ران و قسمت بالای بدن. به

در سال‌های اخیر توجه قابل ملاحظه‌ای به مطالعه‌ی راه رفتن انسان شده‌است. به‌ویژه تمایل رو به افزایشی به تحقیق درباره‌ی راه رفتن انسان با توجه به کاربردهای نهفته‌اش در زمینه‌ی بیومکانیک بالینی، مهندسی توان‌بخشی، علوم اعصاب و رباتیک بوجود آمده است [۱]-[۹]. یکی از جنبه‌های بسیار مهم در تحلیل راه رفتن بررسی سینماتیکی اعضا بدن با استفاده از داده‌های سینماتیکی یا برعکس است.

حرکت طبیعی به تغییر پیوسته‌ی پویایی و پایداری بستگی دارد. پویایی غیرفعال و عملکرد آزاد ماهیچه‌ای مناسب دو جز اصلی حرکت هستند. هر ناهنجاری که باعث محدود شدن پویایی آزاد طبیعی یک مفصل یا بهم ریختن زمان‌بندی یا شدت عمل یک ماهیچه شود، راه رفتن نامتعارف را ایجاد می‌کند. راه رفتن نامتعارف ممکن است در اثر آسیب دیدگی، بیماری، درد یا مشکلات کنترل محرک باشد [۱۰]. قابلیت اورتنزها در جبران این کاستی میزان بازیابی عملکرد را مشخص می‌کند.

افتادگی پا یک اختلال عصبی - ماهیچه‌ای است که در توانایی بیماران در بلند کردن پا از قسمت مچ اثر می‌گذارد. نشانه‌ی دیگر برای تشخیص این کمبود، ناتوانی بیماران در اشاره نمودن به طرف بدن با شست یا می‌باشد یا پا را از مچ به طرف داخل و بیرون حرکت دهند [۱۱]. علل افتادگی پا که مسیر صدمه‌ی آن‌ها از سمت اعصاب محیطی به طرف اعصاب مرکزی است عبارتند از: بیماری ماهیچه‌ای، عصب پرونیال، عصب سیاتیک، شبکه‌های عصبی لامبو ساکرال، ریشه‌ی عصب 5L، صدمات نخاعی، آسیب‌های مغزی و علل غیر ارگانیک [۱۲].

بیماران دچار افتادگی پا می‌توانند برای پایداری‌سازی وضعیت مچ پای خود از اورتنزها، نگهدارنده‌ها یا گیره‌ها استفاده کنند. اورتنز مچ پا وسیله‌ای است که برای بهبود عملکرد سیستم عصبی-اسکلتی - ماهیچه‌ای بیمار به‌طور خارجی به ماهیچه‌ی ساق متصل می‌شود. در تحقیقات قبلی طراحی اورتنز مچ پا براساس ساخت یک نمونه و تکامل آن مطابق با اثرات سینماتیکی و سینماتیکی در طی حرکت بوده است [۱۳]-[۱۷].

هدف این مطالعه ارزیابی عملکرد اورتنز در راه رفتن اسبی بر اساس روش سینماتیک معکوس به‌طور کمی است. برخلاف تحقیقات قبلی، در عوض مطالعه‌ی جداگانه‌ی راه رفتن غیرطبیعی یا مدل‌سازی اورتنز مچ پا، عملکرد اورتنز مچ پا و راه رفتن غیرطبیعی به‌طور کمی بررسی شده است. در این رهیافت، شبیه‌سازی راه رفتن انسان با ترکیب راه رفتن اسبی و

تروکانتز بزرگتر مفصل ران انجام شده است.



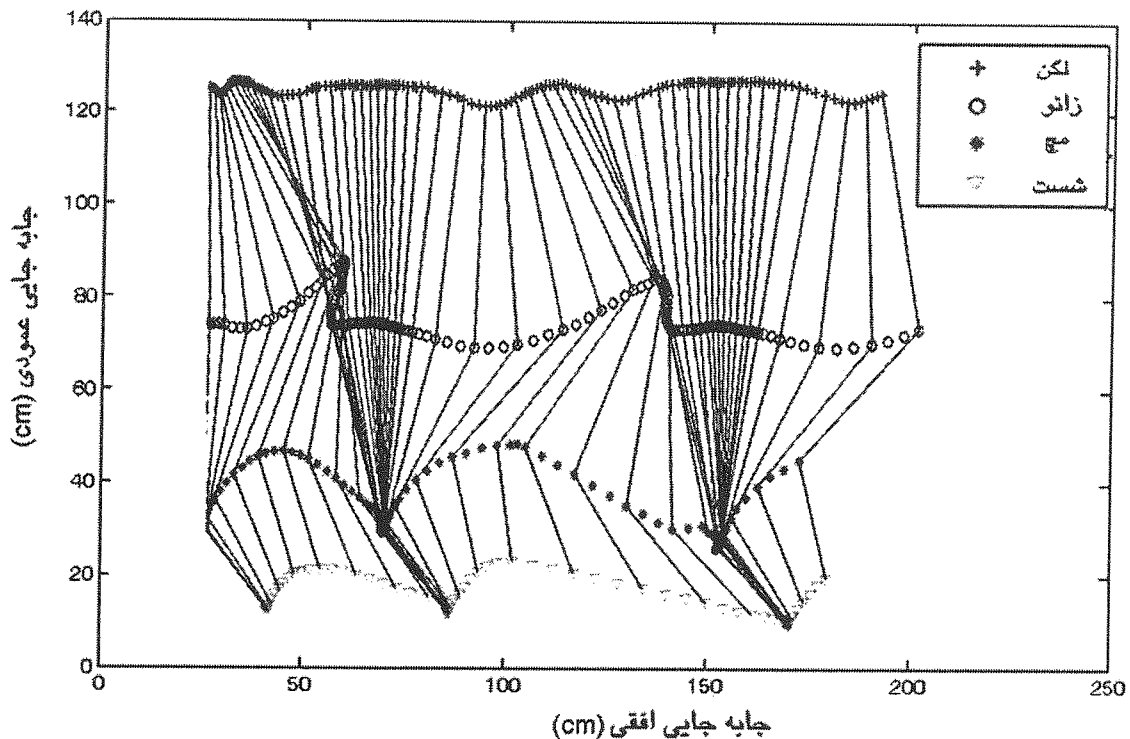
شکل (۲): نمونه‌ای از محل مارکرها بر روی بدن بیمار.

همان‌طور که در شکل ۲ نشان داده شده است بیمار برای این‌که دوربین بتواند همه‌ی نشانگرها را ببیند باید یک دستش را بالا ببرد و بازویش را در نزدیک سینه قرار دهد. اطلاعات سینماتیکی بدست آمده از سیستم تحلیل حرکت بیمار در شکل ۳ نشان داده شده است.

جرم بدن، تانسور ممان اینرسی بیمار با توجه به مرکز جرم بدن و داده‌های سینماتیکی برای شبیه سازی و مدل سازی هر عضو در مدل دینامیکی ساخته شده توسط جعبه ابزار SimMechanics نیاز است [۲۱]. با قراردادن سنسورهای در مدل SimMechanics و استفاده از برخی معادلات، خروجی‌های مورد نظر از قبیل ماتریس گشتاور ایجاد شده در مفاصل در طی یک مدل سازی پیوسته انجام شده است. فرض شده است که اعضا واسطه‌های صلب هستند، طول آن‌ها در طی شبیه‌سازی ثابت است، از اصطکاک داخل مفاصل چشم‌پوشی شده است و هر مفصل به عنوان یک مفصل لولایی در نظر گرفته شده است.

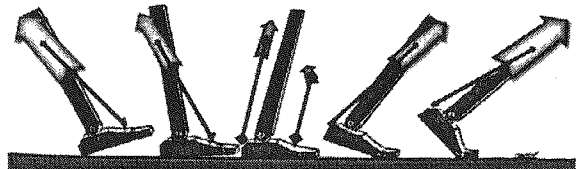
۳-۳- استخراج اطلاعات سینماتیکی بیمار

داده‌های سینماتیکی مورد نیاز از فیلم بیمار در صفحه‌ی ساجیتال توسط یک دوربین سرعت بالا گرفته شده که با میزان ۵۰ Hz قاب تنظیم شده است. در پایان داده‌های ضبط شده توسط نرم‌افزار آنالیز حرکت مورد تحلیل قرار گرفته است [۲۲]. برای کسب اطلاعات سینماتیکی همان‌طور که در شکل ۲ نشان داده شده است نشانه‌یابی با انعکاس نور با قطر ۲ cm بر روی پوست بیمار بالای سر متاتارسال پنجم، مچ پا (قوزک جانبی دیستال)، زانو در کندیل فمورال جانبی، تروکانتز بزرگتر مفصل ران و در نوک ایلیاک میانی بالایی درست بالای



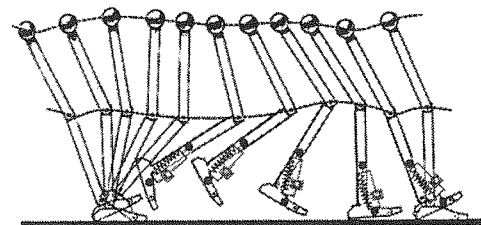
شکل (۳): نمونه‌ای از حرکت بیمار در یک چرخه‌ی کامل راه رفتن محاسبه شده توسط سیستم تحلیل حرکت حاصل از آزمون بیمار در طول تحقیق.

در شکل ۴، مراحل انقباض و انبساط عضله‌ها در مفصل مچ پا در طی حرکت طبیعی نشان داده شده است [۲۳]. در نتیجه بیماری‌هایی که افتادگی پا دارند و از اختلالات ماهیچه‌ای رنج می‌برند یک مسیر حرکت طبیعی برای مفاصل زانو ندارند و با استفاده از اورتز مچ پا، ضعف ماهیچه‌های بیماران نوروپاتیک با افتادگی پا جبران خواهد شد.



شکل (۴): اثر حرکت مچ، کنترل شده بوسیله‌ی فعالیت ماهیچه، در مسیر حرکت زانو (بازتولید شده از روی مرجع [۲۳]).

در نتیجه بیماری‌هایی که افتادگی پا دارند و از اختلالات ماهیچه‌ای رنج می‌برند یک مسیر حرکت طبیعی برای مفاصل زانو ندارند و با استفاده از اورتز مچ پا، ضعف ماهیچه‌های بیماران نوروپاتیک با افتادگی پا جبران خواهد شد. با اضافه کردن فنر و دمپری به مدل راه رفتن می‌توان نقش اورتز را به صورت یک ابزار توانبخشی در مدل شبیه‌سازی نمود. نتایج حاصل از مدل می‌تواند به طراحی اورتز مچ پا برای هر بیمار بر مبنای داده‌های سینماتیکی حاصل از اطلاعات بیماران نوروپاتیک منجر شود و اشکالات فعلی در طراحی اورتز را برطرف سازد.



شکل (۵): نمای شماتیک چرخه‌ی راه رفتن برای ارزیابی عملکرد اورتز مچ پا (بازتولید شده از روی مرجع [۲۳]) با اضافه کردن مدل فنر و دمپری.

نمای شماتیک مدل دینامیکی در نظر گرفته شده برای ارزیابی اورتز در شکل ۵ نشان داده شده است. با تغییر ضرایب فنر - دمپر، گشتاور در مفاصل مچ پای بیماران می‌تواند به‌طور تقریبی شبیه به مقدار گشتاور در حالت راه رفتن طبیعی شود. نمای شماتیک مدل پیشنهادی در شکل ۶ آورده شده است. یک مدل ۵ رابطی که در صفحه‌ی ساجیتال با استفاده از SimMechanics برای شبیه‌سازی حرکت راه رفتن انسان با اورتز به کمک اطلاعات سینماتیکی حاصل از حرکت

بیماران ساخته شده است.

۲-۵- معادلات دینامیکی مدل

روش دینامیکی معکوس انتخاب شده در این تحقیق براساس داده‌های سینماتیکی اندازه‌گیری شده سگمنت‌های اصلی بدن در هنگام راه رفتن به عنوان ورودی‌های مدل هستند. معادلات حرکت سگمنت i ام بدن در صفحه ساجیتال بصورت فرمول‌های (۲) و (۳) بیان می‌شود.

$$m_i \cdot a_i = \sum_{j=1}^{n_i} \vec{F}_{ji} + \vec{F}_{ei} + m_i \cdot \vec{g} \quad (2)$$

$$I_i \cdot \alpha_i = \sum_{j=1}^{n_i} M_{ji} + M_{ei} + \sum_{k=1}^{n_i} M_{ki} \quad (3)$$

I_i و α_i به ترتیب بیانگر جرم، شتاب خطی، شتاب زاویه‌ای و ممان اینرسی سگمنت i ام هستند و \vec{F}_{ei} و \vec{F}_{ji} بیانگر نیروها و گشتاور خارجی اعمالی (برای مثال زمین) روی سگمنت‌های بدن هستند. M_{ji} نیروی حاصل و گشتاور ماهیچه در مفصل j ام هستند. M_{ki} گشتاور ایجاد شده بوسیله نیروی حاصل در مفصل k ام است. g بیانگر شتاب جاذبه‌ی زمین است. هر سگمنت دارای n_i مفصل است که آن را به سایر سگمنت‌ها متصل می‌کند. با در نظر گرفتن معادلات حرکت سگمنت‌های بدن، مجموع همه نیروها و گشتاورهای خارجی می‌توانند بصورت فرمول‌های (۴) و (۵) بیان می‌شوند.

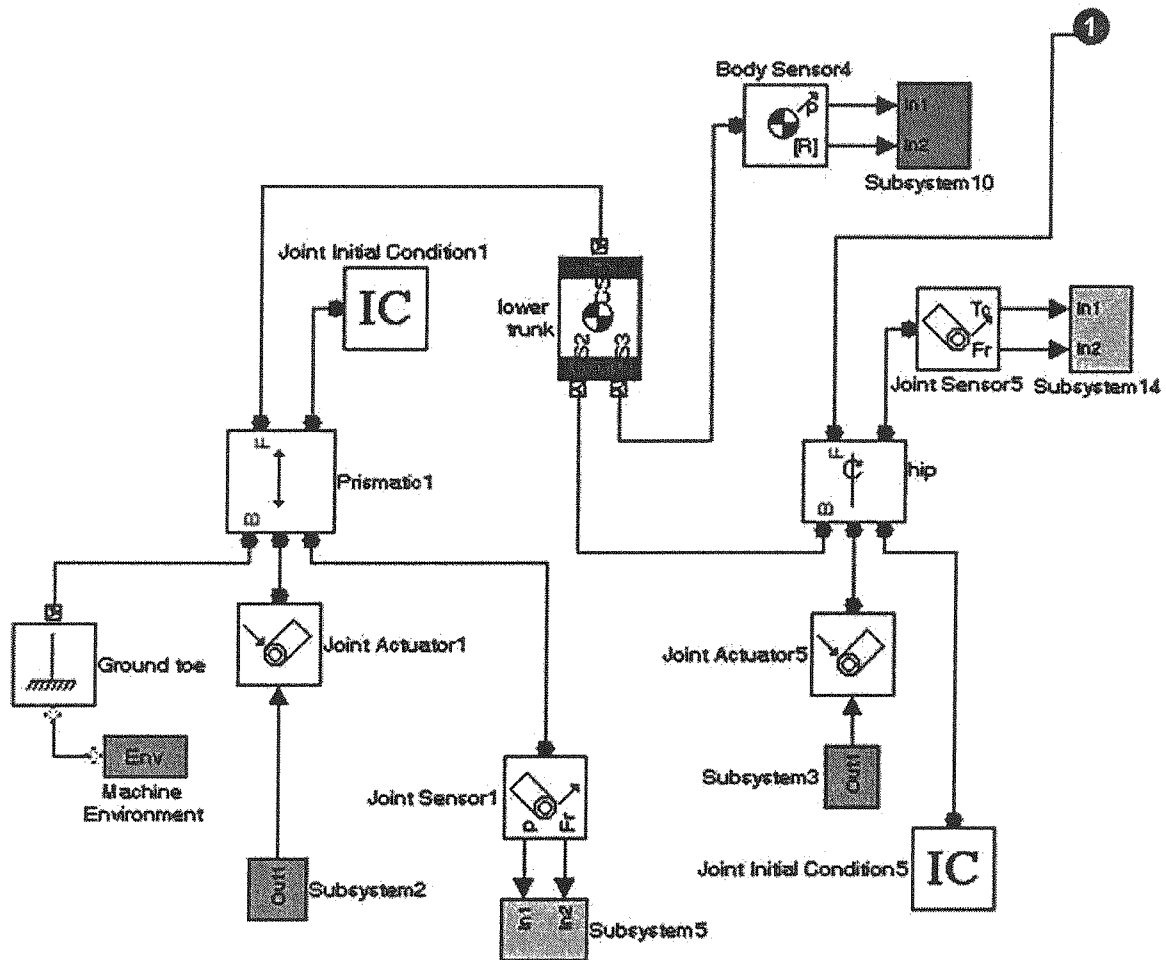
$$\sum_{i=1}^l \vec{F}_{ei} = \sum m_i \cdot (\vec{a}_i - \vec{g}) \quad (4)$$

$$\sum_{i=1}^m M_{ei} = \sum_{i=1}^n I_i \cdot \alpha_i - \sum_{i=1}^n \sum_{k=1}^{n_i} M_{ki} \quad (5)$$

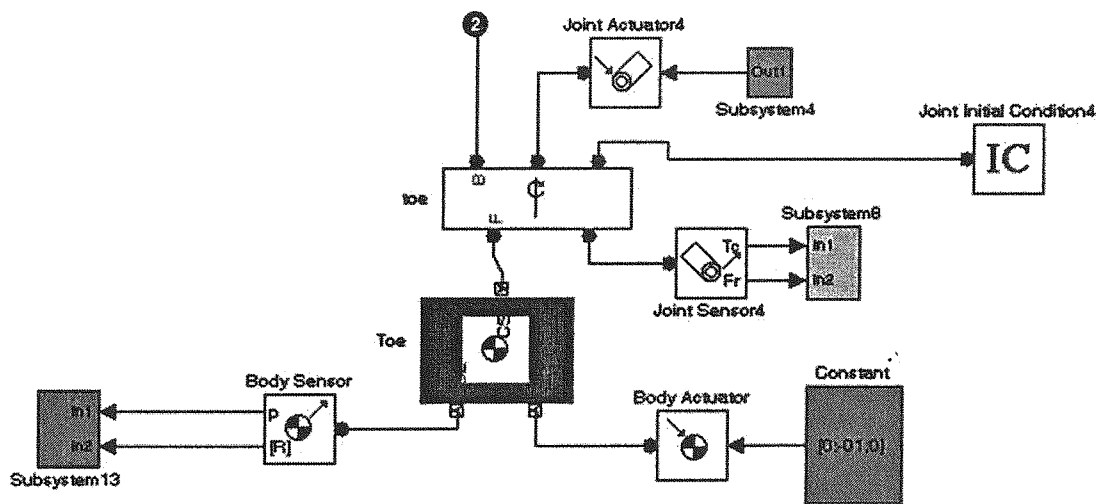
که در آن l و m تعداد نیروها و گشتاورهای خارجی هستند و n تعداد سگمنت‌های بدن می‌باشد [۲۴]. هنگام راه رفتن بیمار، نیروها و گشتاورهای خارجی، نیروی جاذبه، عکس العمل زمین و نیروهای کششی و فشاری حاصل از حالت فنری و دمپری ارتز می‌باشد. در این مدل بلوک فنر - دمپر نیروی فنر تحلیل شده‌ی متصل میان دو عضو را مدل می‌کند. این بلوک به هر عضو A یا B، در سیستم مختصات عضو متصل شده است. اگر r_A و r_B موقعیت‌های سیستم مختصات عضوها باشند، بردار مکانی نسبی که آن‌ها را به هم متصل می‌کند $r = r_B - r_A$ است. فاصله‌ی جدا سازی عبارت است از $|r|$. سرعت نسبی نیز $v = dr/dt$ است. آن‌گاه نیروی برداری که عضو A بر عضو B وارد می‌کند در فرمول (۶) نشان داده شده است.

$$\vec{F}_{AFO} = -K(|r| - r_0)(r/|r|) - c(v \cdot r/|r|^2) \quad (6)$$

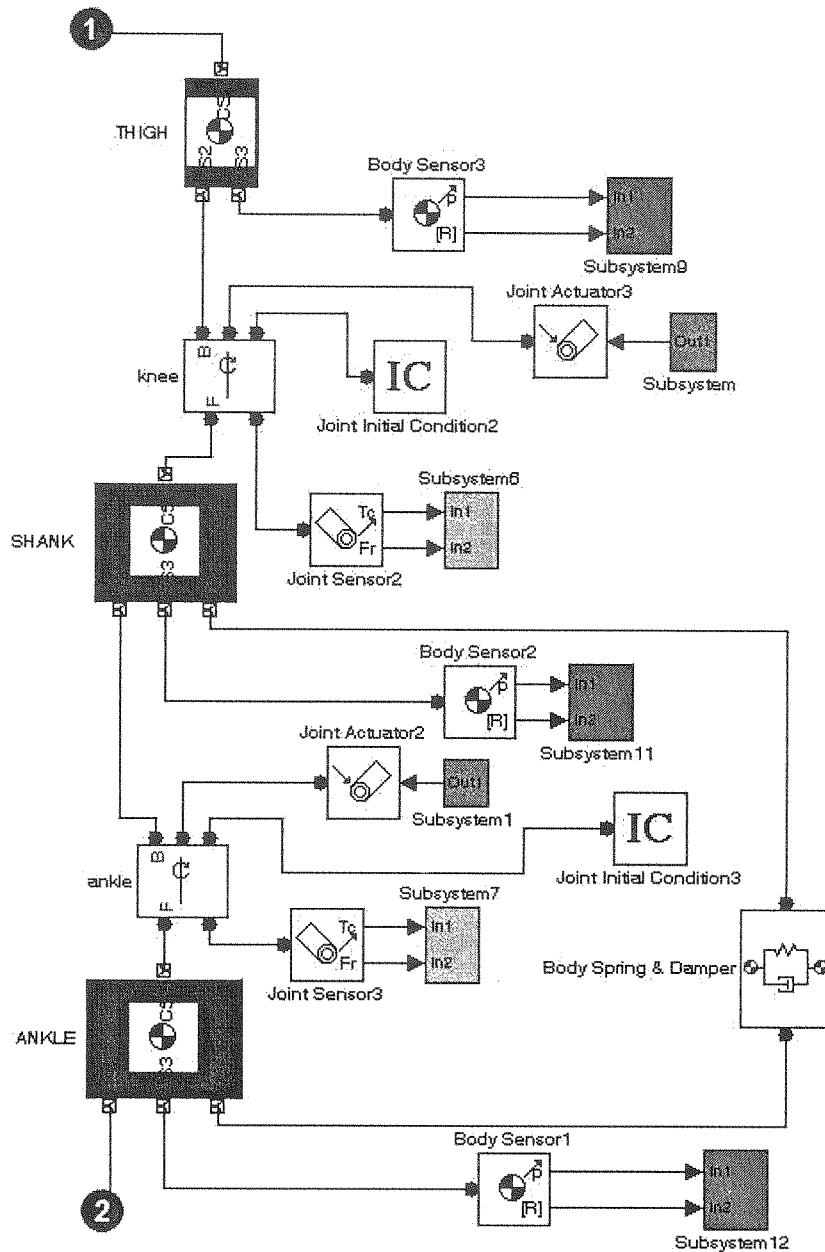
که در آن K ثابت فنر و c ضریب میرایی است [۲۱].



شکل ۶ (الف): قسمت اول یک مدل ۵ رابطی در صفحه‌ی ساجیتال که توسط SimMechanics برای بیمار طراحی شده‌است.



شکل ۶ (ب): قسمت دوم یک مدل ۵ رابطی در صفحه‌ی ساجیتال که توسط SimMechanics برای بیمار طراحی شده‌است.



شکل (۶ج): قسمت سوم یک مدل ۵ رابطی که توسط SimMechanics و چگونگی ارتباط دو قسمت قبل با ۱ و ۲ در مدل نشان داده شده است.

۳- نتایج

در این تحقیق، عملکرد اورتز در راه رفتن آسانی براساس روش سینماتیک معکوس به طور کمی ارزیابی شده است. شبیه سازی راه رفتن انسان با ترکیب عملکرد اورتز و راه رفتن آسانی ایجاد شده است. در پایان پارامترهای اورتز میچ پا قبل از ساخت، محاسبه شده است. شکل ۷ نشان می دهد که گشتاور محاسبه شده ی مفصل زانو و ران مربوط به مدل شبیه کارهای قبلی است [۲۵] اما گشتاور محاسبه شده ی میچ پا به علت اختلال

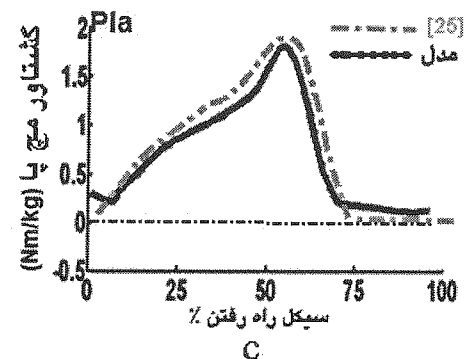
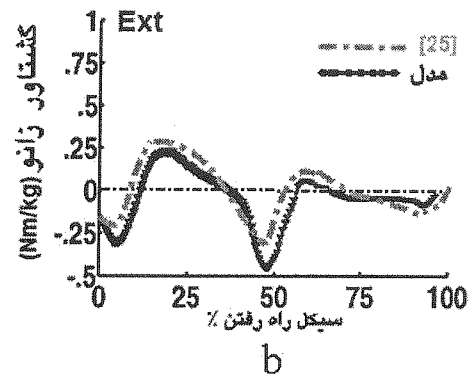
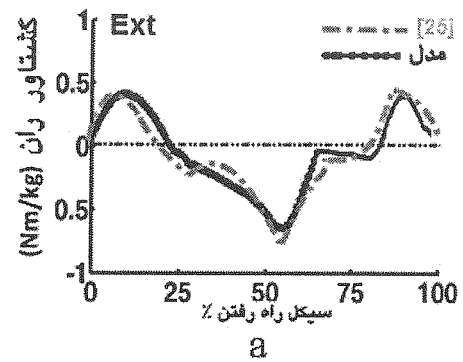
ماهیهی های - عصبی بیمار متفاوت است. گشتاور، زمانی از بیمار گرفته شده که ثابت فنر برابر یک و ثابت میرایی برابر صفر است. همان طور که در شکل ۸ نشان داده شده گشتاور مورد نیاز برای راه رفتن انسان با افزایش ثابت فنر کاهش می یابد. در نتیجه بهترین مقدار فنر برای بهینه سازی راه رفتن انسان با روش های بهینه سازی می تواند به دست آید.

در این تحقیق برخلاف تحقیقات قبلی عملکرد اورتز به طور کمی در راه رفتن نامتعارف محاسبه شده است. گشتاور تولید شده برای حرکت بیمار با تغییر ضریب فنر تغییر می‌یابد. در نتیجه اورتز می‌تواند برای هر بیماریا توجه به گشتاور موردنیاز، برابری داده‌شود. هدف این تحقیق ارزیابی کیفی راه رفتن بیماران نوروپاتیک با افتادگی پا با استفاده از داده‌ها نبوده است. هدف گسترش مدل قدم زدن در یک چرخه کامل راه رفتن برای ارزیابی عملکرد اورتز مچ پا در بیماران نوروپاتیک با افتادگی پا بود. از تفاوت نمودار راه رفتن بیمار در طی قدم زدن با یک دست بلند شده به علت محدودیت‌ها چشم‌پوشی شده است. به هر حال این تفاوت چون نمودار گشتاور بسیار شبیه تحقیقات قبلی شد تاثیری بر نتیجه نداشت. نقطه‌ی اتصال دمپر و فنر در میانه‌ی ساق و مفصل مچ قرار داده‌شد. تغییر در نقطه‌ی اتصال ممکن است منجر به تغییر عملکرد اورتز مچ پا شود. به دلیل هندسی اورتز نقطه میانی ساق پا و مفصل مچ پا به عنوان مرکز جرم مهم‌ترین محل وارد کردن نیرو می‌باشد.

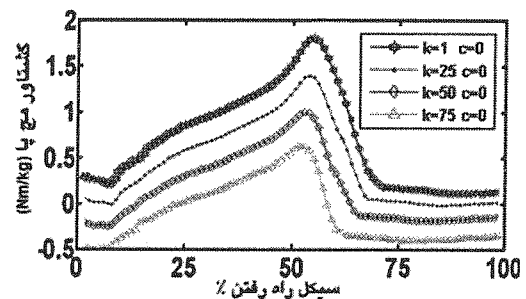
برای دستیابی به محل دقیق اتصال دمپر و فنر به مفاصل سفارش می‌شود که این نقطه بررسی شود. کار بعدی توسعه‌ی مدل برای تعدیل کردن ضریب میرایی برای کاهش ضربه‌ی تولید شده در مفاصل می‌باشد. همچنین مدل می‌تواند برای تخمین دقیق پارامترها به حالت سه بعدی عمومیت داده‌شود. بهتر است که این تحقیق با جایگزینی فنر خطی با یک فنر غیر خطی دوباره انجام شود. در این تحقیق ثابت فنر برابر یک و ثابت میرایی برابر صفر در نظر گرفته شده است. با در نظر گرفتن میرایی به دلیل اثر گذاشتن در معادلات نقش فنر به روشنی مشخص نمی‌گردد و این امر با واقعیت اورتزهای ساخته شده از جنس پلی اورتان برابری دارد ولی مدل این امکان را دارد تا در صورتی که نیاز به بررسی باهم نقش میرایی و فنر در طراحی اورتز با جنس‌های متفاوتی که دارای قابلیت میرایی و جذب نیرو هستند استفاده شود باید مقدار c را غیر از صفر گذاشت.

۴- تقدیر و تشکر

در پایان، نویسندگان این مقاله بر خود لازم می‌دانند تا از قطب مهندسی پزشکی ایران (دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی امیرکبیر) و مرکز تحقیقات ماسکولواسکتال دانشگاه علوم پزشکی اصفهان در انجام این تحقیق تقدیر و تشکر کنند.



شکل (۷): (a) گشتاور ساجیتال ران مربوط به تحقیقات قبلی [۲۵] و محاسبه شده توسط مدل پیشنهادی. (b) گشتاور ساجیتال زانو مربوط به تحقیقات قبلی [۲۵] و محاسبه شده توسط مدل پیشنهادی. (c) گشتاور ساجیتال مچ پا (Nm/kg) مربوط به تحقیقات قبلی [۲۵] و محاسبه شده توسط مدل پیشنهادی.



شکل (۸): اثر تغییرات ثابت فنر بر روی گشتاور محاسبه شده در مفصل مچ پا.

- Radtka, S.A.; Skinner, S.R.; Johanson, M.E.; "A Comparison of Gait With Solid and Hinged Ankle-Foot Orthoses in Children with Spastic Diplegic Cerebral Palsy", *Gait & Posture*, 21: 303-310, 2005.
- Stacoff, A.; Quervain, I.K.; Dettwyler, M.; Wolf, P.; List, R.; Ukelo, T.; Stüssi, E.; "Biomechanical Effects of Foot Orthoses during Walking", *The Foot*, 17: 143-153, 2007.
- Nester, C.J.; Van Der Linden, M.L.; Bowker, P.; "Effect of Foot Orthoses on the Kinematics and Kinetics of Normal Walking Gait", *Gait & Posture*, 17: 180-187, 2003.
- Molenaers, G.; Desloovere, K.; Campenhout, A. V.; Pauwels, P.; Ortibus, E.; Van de Walle, P.; "Effect of Ankle Foot Orthoses on 3D Trunk and Pelvic Motion during Gait in Children with CP", *Gait & Posture*, 24S: S98-S289, 2006.
- Zatsiorsky, M. V.; "Kinematics of Human Motion", *Human Kinetics, United States of America*, 2002.
- Muftic, O.; Seif, M.; "Modeling of Biomechanical Systems", *Hormozgan University Publication Center, Hormozgan*, 1998.
- Chaffin, D.B.; Andersson, G.B.J.; "Occupational Biomechanics", *John Wiley & Sons, New York*, 1991.
- SimMechanics, <http://www.mathworks.com/access/helpdesk/help/toolbox/phymod/mech>, The MathWorks Inc. Accessed, June, 8, 2007.
- KINEMETRIX, <http://www.mie-uk.com/kin/software/software.htm>, MIE Medical Research Ltd., Accessed, April, 6, 2008.
- Gamble, J.G.; Rose, J.; "Human Walking", 2nd Edition, *Williams and Wilkins, United States of America*, 1994.
- Ren, L.; Jones, R.K.; Howard, D.; "Dynamic analysis of load carriage biomechanics during level walking", *Journal of Biomechs*, 38: 853-863, 2005.
- Barton, G.; Lisboa, P.; Lees, A.; Attfield, S.; "Gait Quality Assessment Using Self-Organising Artificial Neural Networks", *Gait & Posture*, 25:374-379, 2007.
- Jamshidi, N.; Rostami, M.; "Gait Optimization of Biped Robot during Double Support Phase by Pure Dynamic Synthesis", *American Journal of Applied Sciences*, 5(9): 1175-1181, 2008.
- Rostami, M.; Bessonnet, G.; "Sagittal Gait of a Biped Robot during the Single Support Phase: Part 1: Passive Motion", *Robotica*, 19: 163-176, 2001.
- Rostami, M.; Bessonnet, G.; "Sagittal Gait of a Biped Robot during the Single Support Phase: Part 2: Optimal Motion", *Robotica*, 19: 241-253, 2001.
- Sardain, P.; Rostami, M.; Thomas, E.; Bessonnet, G.; "Biped Robots: Correlation between Technological Design and Dynamic Behavior", *Control Engineering Practice*, 7: 401-411, 1999.
- Hu, L.; Zhou, C.; Sun, Z.; "Estimating Biped Gait Using Spline-Based Probability Distribution Function With Q-Learning", *Industrial Electronics, IEEE Transactions*, 55(3): 1444-1452, 2008.
- Sardain, P.; Rostami, M.; Bessonnet, G.; "An Anthropomorphic Biped Robot: Dynamic Concepts and Technological Design", *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, 28(6): 823-838, 1998.
- Thompson, P.D.; Marsden, C.D.; "Gait Disorder of Subcortical Arteriosclerotic Encephalopathy: Binswanger's Disease", *Movement Disorders*, 2(1): 1-8, 2008.
- Flansbjerg, U.B.; Miller, M.; Downham, D.; Lexell, J.; "Progressive Resistance Training after Stroke: Effects on Muscle Strength, Muscle Tone, Gait Performance and Perceived Participation", *Journal of Rehabilitation Medicine*, 40(1): 42-48, 2008.
- Ren, L.; Howard, D.; Kenney, L.; "Computational Models to Synthesize Human Walking", *Journal of Bionics Engineering* 3: 127-138, 2006;
- Lakany, H.M.; "A Generic Kinematic Pattern for Human Walking", *Neurocomputing*, 35(1): 27-54(28), 2000.
- Eidelson, S. G.; "Drop Foot (Foot Drop) and Steppage Gait (Footdrop Gait)." <http://www.spineuniverse.com/displayarticle.php/article2620.html>, Accessed, January, 2008.
- Pritchett, J. W.; Porembski, M. A.; "Foot Drop", <http://www.emedicine.com/orthoped/topic389.htm>, Accessed, January 8, 2008.
- Lam, W.K.; Leong, J.C.Y.; Li, Y.; Hu, Y.; Lu, W.; "Biomechanical and Electromyographic Evaluation of Ankle Foot Orthosis and Dynamic Ankle Foot Orthosis in Spastic Cerebral Palsy", *Gait & Posture*, 22: 189-197, 2005.