



طراحی و شبیه‌سازی ارتز زانو با عملکرد فنی پیشی

فرشید صادقیان¹، مراد کریم‌پور²، محمدرضا ذاکرزاده^{2*}، مصطفی باغانی²

1- دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه تهران، تهران

2- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه تهران، تهران

* تهران، صندوق پستی 11155-4563، zakerzadeh@ut.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 28 مرداد 1396

پذیرش: 24 شهریور 1396

ارائه در سایت: 21 مهر 1396

کلید واژگان:

ارتزهای زانو و قوزک

فنی پیشی

این سیم

سفتی

ضعف عضله‌ی چهار سر

چکیده

ارتزهای زانو و قوزک با در بر گرفتن مفاصل زانو و قوزک پا، به اصلاح الگوی راه رفتن بیماران کمک می‌کنند. بیماران دارای ضعف عضله‌ی چهار سر، به دلیل الگوی سفتی غیرطبیعی مفصل زانو، از محدودیت‌هایی در حرکات اکستنشن و کنترل فلکشن مفصل زانو خود در طی سیکل گیت رنج می‌برند. در این مقاله با طراحی ارتز مناسب با دو مکانیزم متفاوت در طول فاز های ایستادن و گام برداری، نیاز بیماران مختلف دارای ضعف عضله‌ی چهار سر پاسخ داده شده است. مکانیزم فاز ایستادن، حرکت مفصل زانو را از لحظه‌ی تماس اولیه تا انتهای فاز مید-استنس قفل کرده و با توجه به جهت‌گیری پا بعد از فاز مید-استنس، مفصل زانو می‌تواند آزادانه فلکشن کند. ابتدا با استفاده از نرم‌افزار این سیم و داده برداری آنالیز حرکت برای هر بیمار، در هر گام زمانی مقدار گشتاور مورد نیاز برای تقلید سفتی مفصل زانو طبیعی به صورت بهینه شده محاسبه می‌شود. سپس با استفاده از فنر پیشی، گشتاور مورد نیاز جهت اصلاح سفتی مفصل زانو دو بیمار با مقدار ضعف عضلانی متفاوت را باز تولید کردیم. با طراحی جداگانه ارتز برای هر بیمار با مقدار ضعف عضلانی مختلف، توانستیم با استفاده از ارتز پیشنهاد شده پروفایل سفتی مفصل سالم را تقلید کرده و امکان تجربه‌ی سیکل گیت روان تر را برای هر بیمار به وجود بیاوریم. استفاده از این ارتز نه تنها باعث بهبود الگوی گیت بیماران می‌گردد بلکه سبب جلوگیری از آسیب احتمالی به عضلات سالم بیمار نیز می‌شود.

Design and Simulation of a knee-ankle-foot orthosis using torsional spring

Farshid Sadeghian, Morad Karimpour, Mohammad Reza Zakerzadeh, Mostafa Baghani

School of Mechanical Engineering, University of Tehran, Tehran, Iran

* P.O.B. 11155-4563, Tehran, Iran, zakerzadeh@ut.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 19 August 2017
Accepted 15 September 2017
Available Online 13 October 2017

Keywords:

Knee-Ankle-Foot Orthosis (KAFO)
Torsional spring
OpenSim
Stiffness
Quadriceps weakness

ABSTRACT

Many people suffering from neuromuscular diseases, have some degree of limitations in their walking pattern. Knee-Ankle-Foot Orthoses (KAFOs) help correct patients' gait pattern by supporting knee and ankle joints. Patients with quadriceps muscle weakness suffer from some restrictions in extension as well as in controlling their flexion during the gait cycle because of abnormal stiffness pattern of the knee joint. This paper addresses patients with quadriceps muscle weakness by designing an appropriate orthosis utilizing two different mechanisms for the stance and swing phases. Stance phase mechanism locks knee joint movement from the initial-contact up to the end of mid-swing phase and with regards to the orientation of the foot after mid-stance phase, the knee joint can flex freely. The required moment to reproduce the stiffness of a normal knee joint is calculated using the OpenSim software package in conjunction with the data collected from the motion analysis of each patient.

The required moment to modify the stiffness of the knee joint for two patients with different levels of muscle weakness was reproduced using a torsional spring. By designing patient-specific orthosis, the stiffness profile of normal joint for each patient with distinct level of muscle weakness can be reproduced, allowing patients to experience smother gait cycle. Using this orthosis not only improves the patient's gait cycle but also prevents potential damage to healthy muscles.

1- مقدمه

متعدد¹، آسیب‌های ضربه‌ای، جراحی مغز، تحلیل عضلات و فلج شدن پا به‌وجود می‌آید [3,2]. آمار و ارقام نشان می‌دهد که 5.0 تا 1 درصد مردم اروپا دچار ضعف عضلات هستند [5,4].

عضلات اکستانسور² زانو در هر دو فاز ایستادن³ و گام برداری⁴ تأثیرگذار می‌باشند. نقش اساسی آنان، کنترل نرخ فلکشن⁵ زانو (که در اثر نیروی

راه رفتن ابتدایی‌ترین و اصلی‌ترین فعالیت انسان برای حمل و نقل می‌باشد، اما برای میلیون‌ها نفر بر روی کره زمین به دلیل ناتوانی‌های حرکتی، امکان تجربه‌ی الگوی راه رفتن طبیعی وجود ندارد [1]. مشکلات عصبی-عضلانی از جمله موارد شایع در ایجاد الگوی راه رفتن نادرست می‌باشد. ضعف عضلات در اندام تحتانی از بیماری‌های گوناگونی از جمله آسیب‌های عصبی و بیماری‌های ماهیچه‌ای از قبیل فلج اطفال، آسیب‌های نخاعی، اسکروز

¹ Multiple sclerosis² Extensor³ Mid-stance⁴ Swing⁵ Flexion

Please cite this article using:

F. Sadeghian, M. Karimpour, M. R. Zakerzadeh, M. Baghani, Design and Simulation of a knee-ankle-foot orthosis using torsional spring, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 17, No. 10, pp. 185-193, 2017 (in Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

لازم در مفصل زانوی خود را نداشته، که این امر خود منجر به سیکل گیت غیرطبیعی می‌شود. هدف این پژوهش طراحی یک زانوبند به‌منظور ایجاد حرکت طبیعی زانو در بیماران دارای ضعف عضلانی در عضلات اکستنسور زانو می‌باشد. در این مقاله از دو مکانیزم متفاوت برای کنترل حرکات زانو در فازهای ایستادن و گام‌برداری استفاده شده است. مکانیزم پیشنهاد شده برای فازهای ایستادن و گام‌برداری با الگوی موازی با یکدیگر در ارتز عمل می‌کنند. در هنگام تماس اولیه⁷ جهت گیری پای بیمار به گونه‌ای می‌باشد که مکانیزم کنترل کننده‌ی فاز ایستادن، مفصل زانو را در حالت قفل قرار می‌دهد تا از حرکت فلکشن کنترل نشده‌ی مفصل زانو جلوگیری کرده و فتر پیچشی تحت بارگذاری قرار نگیرد. در انتهای فاز مید-استنس⁸، قطعه‌ی متحرک (با جرم خارج از مرکز) در مکانیزم ایستادن، که وظیفه‌ی قفل کردن و آزاد ساختن مفصل زانو را بر عهده دارد، به خاطر جهت‌گیری پای بیمار در انتهای فاز مید-استنس و نیروی جاذبه اعمال شده بر این قطعه، امکان اکستنشن مفصل زانو را ایجاد می‌کند. حرکت اکستنشن آزادانه‌ی مفصل زانو در فاز ترمینال-استنس سبب تغییر فاز روان از فاز ایستادن به گام‌برداری می‌شود. در ادامه‌ی سیکل گیت، حرکت فلکشن مفصل زانو در فاز گام‌برداری سبب ذخیره انرژی در فتر شده که این انرژی در انتهای فاز گام‌برداری برای جبران ضعف عضلات چهار سر به مفصل زانو اعمال می‌گردد و در نتیجه بیمار سیکل گیت روان‌تر و طبیعی‌تری را تجربه می‌کند.

2- آنالیز گیت

سیکل گیت به‌طور کلی شامل دو فاز ایستادن و گام‌برداری می‌باشد. در یک سیکل، فاز ایستادن از لحظه‌ی تماس پا با زمین آغاز شده و هنگامی که پا از زمین جدا شود به پایان می‌رسد. در این لحظه فاز گام‌برداری آغاز شده و زمانی که پا در هوا نوسان می‌کند را شامل می‌شود و در نهایت با برخورد پا به زمین تمام می‌گردد. هر کدام از این فازها خود شامل زیرفازهایی می‌باشد. این زیرفازها براساس درصد سیکل گیت تقسیم‌بندی می‌شوند تا بهتر رویدادها و فازها را مشخص کنند. "شکل 1" فازهای سیکل گیت را نمایش می‌دهد. در فاز ایستادن فازهای پاسخ بارگذاری⁹ (0 تا 10 درصد سیکل گیت¹⁰) و مید-استنس (10 تا 30 درصد سیکل گیت) و ترمینال - استنس¹¹ (30 تا 50 درصد سیکل گیت) و پیش-سوئینگ¹² (50 تا 60 درصد سیکل گیت) را شامل می‌شود، در حالی که فاز گام‌برداری قسمت‌های ارلی-سوئینگ¹³ (60 تا 75 درصد سیکل گیت) و مید-سوئینگ¹⁴ (75 تا 90 درصد سیکل گیت) و ترمینال-سوئینگ¹⁵ (90 تا 100 درصد سیکل گیت) را شامل می‌گردد [17].

3- مشخصات سینماتیک و سینتیک مفصل زانو

مطالعه‌ی سینماتیک و سینتیک مفصل سالم در طول سیکل گیت، نیازهای اصلی بیماران برای دست یابی به الگوی راه رفتن نرمال را نشان می‌دهد تا بتوان به کمک ارتز، الگوی گیت طبیعی‌تر برای بیماران طراحی نمود [18]. حرکات اصلی مفصل زانو در هنگام راه رفتن، در صفحه‌ی سهمی¹⁶ اتفاق می‌افتد، بنابراین سینماتیک مفصل سالم و بیمار در صفحه‌ی سهمی مورد بررسی

عکس‌العمل زمین ایجاد می‌شود) و اینرسی حرکت پا در فاز گام‌برداری، می‌باشد. در بیماران دارای ضعف عضلات چهار سر¹، در انتهای فاز ایستادن، فلکشن زانو رفتار کنترل نشده‌ای دارد که بیمار را در ریسک افتادن قرار می‌دهد. از طرفی حرکت اکستنشن² پا در انتهای فاز گام‌برداری با مشکلاتی مواجه است که باعث الگوی حرکتی غیرمطلوب در الگوی راه رفتن نرمال می‌شود. راه رفتن به همراه ضعف عضلانی در عضله‌ی چهار سر معمولاً به وسیله-ی هایپراکستنشن مفصل زانو در فاز ایستادن، برای جبران ضعف عضله انجام می‌گردد، که منجر به سیکل گیت نا ایمن و سخت برای بیمار شده و بیمار به ناچار باید با سرعت کمتر حرکت کرده و مسافت کوتاه‌تری را بپیماید [6].

مطالعه‌ی آماری انجام شده توسط نیلسون در سال 2002 برای کمیته‌ی مطالعات جهانی ارتز و پروتز نشان می‌دهد که بیش از 2 میلیون نفر در شمال آمریکا به‌صورت کامل یا جزئی فلج می‌باشند و حدود 3.20 درصد از این جمعیت برای بهبود الگوی راه‌رفتن از ارتز استفاده می‌کنند [7]. ارتزهای زانو و قوزک³ پا به منزله‌ی پشتیبان و کمک کننده‌ی بیمار بوده و همانند اسکلت بدن عمل می‌کنند. به‌طور کلی، ارتزها به دستگاه‌های توانبخشی، کمکی و توانمندسازی فعال و غیرفعال تقسیم می‌شوند [8]. ارتزهای زانو و قوزک به‌عنوان بخشی از راه‌حل برای پایداری و اصلاح عملکرد مفاصل تجویز می‌شوند. این ارتزها برای کمک به حرکت غیرطبیعی اندام تحتانی در مفاصل زانو و قوزک طراحی شده‌اند که اثر بسیار بزرگ ذهنی نیز بر روی بیماران می‌گذارند. ارتزهای زانو و قوزک را می‌توان براساس عملکرد به سه گروه تقسیم نمود که عبارتند از: 1) ارتز زانو و قوزک‌های غیرفعال 2) ارتزهای زانو و قوزک کنترل کننده‌ی فاز ایستادن 3) ارتزهای زانو و قوزک دینامیکی [9]. ارتزهای زانو و قوزک غیرفعال به‌طور مرسوم از یک مکانیزم ساده برای قفل کردن مفصل زانو و یا قرار دادن زانو به‌صورت آزاد در داخل سیکل گیت استفاده می‌کنند. این ارتزها با نگهداری زانو در حالت ثابت، پایداری لازم در طول راه رفتن برای بیمار را ایجاد کرده اما از طرفی باعث الگوی راه‌رفتن غیرطبیعی در بیمار می‌شوند. هنگامی که بیمار با زانو در حالت ثابت راه می‌رود، امکان فلکس⁴ کردن زانو در طول فاز گام‌برداری وجود ندارد. بنابراین بیمار به اجبار بدن خود را به سمت پای دیگر نوسان می‌دهد تا بتواند در حالتی که زانو در حالت قفل قرار دارد راه برود. همچنین چنین الگوی راه رفتنی باعث مصرف انرژی بیشتر در هنگام راه رفتن می‌شود [3]. ارتزهای زانو و قوزک از نوع کنترل فاز ایستادن، حرکات زانو را در فاز ایستادن قفل کرده ولی حرکت مفصل زانو را در فاز گام‌برداری آزاد می‌گذارد. این سیستم‌ها از نوسان بدن در هنگام راه رفتن اجتناب کرده و پایداری لازم برای تحمل وزن بدن در فاز ایستادن را برای بیماران ایجاد می‌نماید [10-12]. ارتزهای زانو و قوزک از نوع دینامیکی با کنترل زانو در هر دو فاز ایستادن و گام‌برداری، سعی در تقلید عملکرد زانوی سالم دارند. این ارتزها با استفاده از عملکرد غیر-فعال مانند فتر [13,3] یا عملکردهای فعال مانند هوای فشرده [14,15] و آلیاژ-های سوپراالاستیک⁵ [16,9]، علاوه بر کنترل موقعیت و سینماتیک مفاصل، با تولید گشتاور مورد نیاز (جهت ایجاد سینماتیک مطلوب)، حرکت مفصل را کنترل می‌کند. مهمترین محدودیت این ارتزها نیاز به منبع قدرت خارجی بوده که کاربرد این ارتزها را به محیط آزمایشگاه محدود می‌کند.

بیماران دارای ضعف عضله‌ی چهار سر توانایی لازم جهت تولید سفتی

⁷ Initial contact

⁸ Mid Stance

⁹ Loading Response

¹⁰ Gait cycle

¹¹ Terminal Stance

¹² Pre Swing

¹³ Early Swing

¹⁴ Mid Swing

¹⁵ Terminal Swing

¹⁶ Sagittal

¹ Quadriceps

² Extension

³ Knee Ankle Foot Orthosis (KAFO)

⁴ Flex

⁵ Actuator

⁶ Super Elastic

در "شکل 2" با خط چین نشان داده شده است [16].

به طور کلی، سفتی مفصل زانو شامل سفتی ذاتی و سفتی واکنش² می باشد. سفتی ذاتی زانو مرتبط به آناتومی (ساختار) مفصل و ماهیچه ها می باشد، در حالی که سفتی واکنش به عملکرد ماهیچه ها در حرکت فلکس و رفلکس بستگی دارد [20, 21]. سفتی مفصل زانو بیانگر مقاومت مفصل زانو در پاسخ به جابجایی چرخشی اعمال شده بر مفصل زانو در طول سیکل گیت می باشد [22]. نمودار سفتی زانوی سالم دارای دو قسمت مجزای فازهای ایستادن و گام برداری می باشد. منحنی سفتی مفصل زانو در طول فازهای پاسخ بارگذاری و مید-استنس دارای شیب بیشتر و منطقه پسماند کمتر می باشد. اما در باقی فازها در طی سیکل گیت، نمودار سفتی، دارای شیب کمتر و منطقه پسماند بزرگتر می باشد [23]. بنابراین یک زانوبند ایده آل باید دو الگو یا طرح برای سفتی مفصل ارائه کند تا بتواند با توجه به نیازهای زانو در طی راه رفتن بر آن منطبق گردد.

3-3- الگوی راه رفتن بیماران با ضعف عضله چهار سر

مطالعه ای سیکل گیت افراد بیمار دارای ضعف عضله چهار سر ما را در فهم بهتر عملکرد بیماران کمک می کند. در طی سیکل گیت فرد سالم، نیروی عکس العمل زمین در بازه هایی از فاز ایستادن از پشت مفصل زانو عبور می کند که در فرد سالم عضلات چهار سر با تولید گشتاور اکستنشن، حرکت فلکشن مفصل زانو را کنترل می کند. جلوگیری از گذشتن نیروی عکس العمل زمین از پشت مفصل زانو یک استراتژی برای غلبه بر نبود قدرت اکستنسور زانو و اجتناب از فلکشن کنترل نشده ی زانو در طول فاز ایستادن برای بیماران دارای ضعف در عضلات چهار سر می باشد. با افزایش فعالیت عضلات اکستنسور مفصل هیپ³ و متمایل کردن بالاتنه به سمت جلو⁴، که سبب جابجایی مرکز جرم بدن به سمت جلوتر می شود و همچنین کنترل حرکت فلکشن زانو توسط عضله گلتول، از عبور نیروی عکس العمل زمین از پشت مفصل خودداری می گردد. پیامد این الگوی راه رفتن در دراز مدت، باعث بارگزاری بیش از اندازه به عضلات همسترینگ و هایپراکستنشن مفصل زانو (برای ایجاد ایمنی بیشتری زانو خود را به صورت مداوم در حالت اکستنشن کامل نگه می دارد) می شود [6]. در صورتی که هایپراکستنشن اتفاق بیافتد بخاطر جابجایی مفصل به سمت پشت خط عبوری از نیروی عکس العمل زمین، مفصل زانو ذاتاً پایداری بیشتری در فاز ایستادن پیدا خواهد کرد. اما

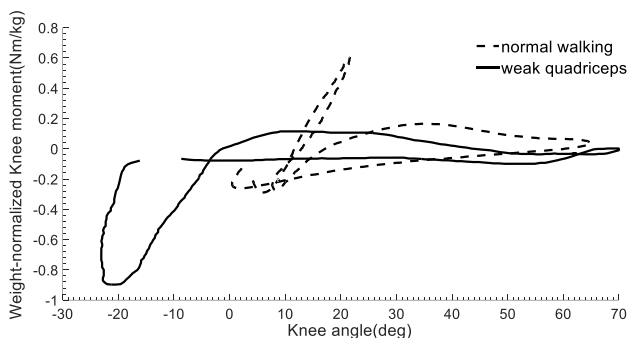


Fig. 2 Stiffness of healthy joint versus stiffness of severe weakness of quadriceps muscle.

شکل 2 مقایسه سفتی مفصل زانو بین فرد سالم و بیمار با ضعف شدید عضله چهار سر

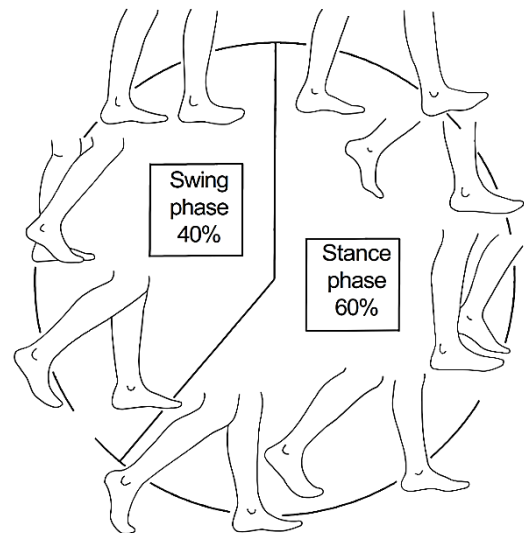


Fig. 1 Gate cycle of normal walking

شکل 1 سیکل گیت کامل راه رفتن انسان [17]

قرار می گیرد.

3-1- آناتومی زانو و سیکل راه رفتن

شناخت زانو و نحوه ی حرکت زانو در طراحی و انتخاب مکانیزم ارتز از اهمیت ویژه ای برخوردار است. مفصل زانو شامل دو مفصل مجزا می باشد که همگی داخل یک کپسول مفصلی منفرد قرار گرفته اند. زانو علاوه بر امکان سازی حرکت، تاثیر بسزایی در تحمل وزن بدن در هنگام فعالیت های دینامیکی و استاتیکی دارد. این مفصل همچنین بزرگترین مفصل بدن و جزو یکی از پیچیده ترین مفاصل بدن به شمار می آید. حرکت زانو دارای دو درجه آزادی به صورت فلکشن و اکستنشن در صفحه ی سهمی و چرخش به داخل و خارج در صفحه ی عرضی می باشد [9].

3-2- ویژگی های مفصل زانوی سالم

در گیت طبیعی، زمانی که پاشنه پا با زمین اصابت می کند، زاویه فلکشن مفصل زانو صفر درجه می باشد. در هنگام برخورد پاشنه پا با زمین، گشتاور اکستنشن به منظور کنترل حرکت فلکشن زانو در فاز پاسخ بارگذاری ایجاد می شود. در انتهای فاز پاسخ بارگذاری زاویه ی مفصل زانو به فلکشن 15 درجه می رسد. سپس گشتاور فلکشن برای میرا کردن حرکت اکستنشن در بخش مید-استنس ایجاد می گردد که در نتیجه، در زمان جدا شدن پاشنه پا از زمین در انتهای فاز مید-استنس، مفصل زانو تا زاویه 5 درجه فلکشن انجام داده است. در ابتدای فاز گام برداری، با اعمال گشتاور اکستنشن، زاویه ی فلکشن 60 درجه ی مفصل که بیشینه مقدار فلکشن در تمام طول سیکل گیت می باشد، را کنترل کرده و در نهایت گشتاور فلکشن زانو باعث کاهش شتاب حرکت رو به جلوی پا شده و شرایط را برای انجام سیکل بعدی مهیا می کند. در نتیجه در انتهای فاز ترمینال - سوئینگ، زانو به زاویه صفر درجه بازگشته و سیکل بعدی آغاز می گردد. تغییرات زاویه ی فلکشن زانو و مقادیر گشتاور اکستنشن و فلکشن در طول سیکل گیت، که براساس وزن اشخاص بدون بعد شده، توسط وینتر¹ گزارش شده است [19]. با ترکیب کردن داده های سینماتیک مفصل زانو و گشتاور تولیدی مفصل زانو برای ایجاد سینماتیک مذکور در حین راه رفتن، سفتی مفصل زانو محاسبه می گردد که

² Reflex

³ Hip

⁴ Anterior trunk bending

¹ Winter

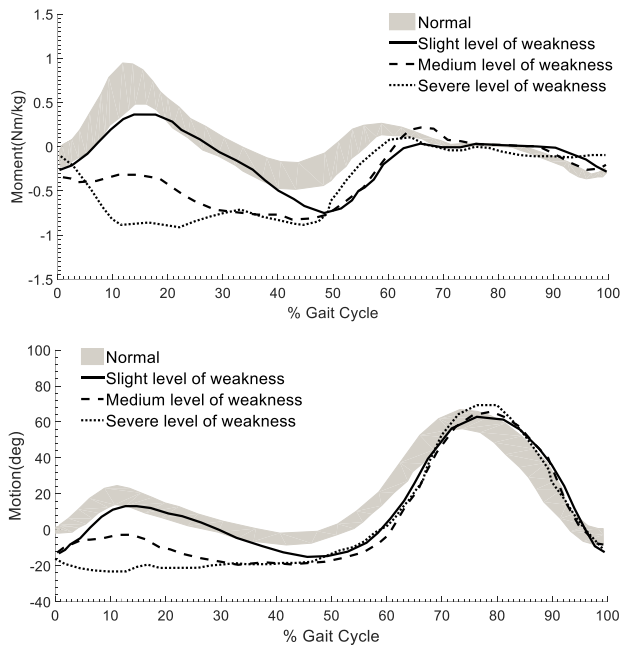


Fig. 3 Shows kinematics and kinetics characteristics for three patients suffering from different levels of quad muscle weakness. (a) and (b) display slight level of weakness, (d) and (e) are for medium level of weakness, and (g) and (h) depict severe weakness of quadriceps muscle. The grey band represents normal ± 1 SD [6].

شکل 3 سینتیک و سینماتیک بیماران دارای ضعف عضله چهار سر. شکل های بالایی ضعف کم در عضله چهار سر، شکل های میانی بیمار با ضعف متوسط عضلات چهار سر و شکل های پایینی بیمار با ضعف حاد عضله چهار سر. ناحیه ی خاکستری رنگ محدوده ی انسان سالم را نشان می دهد [6].

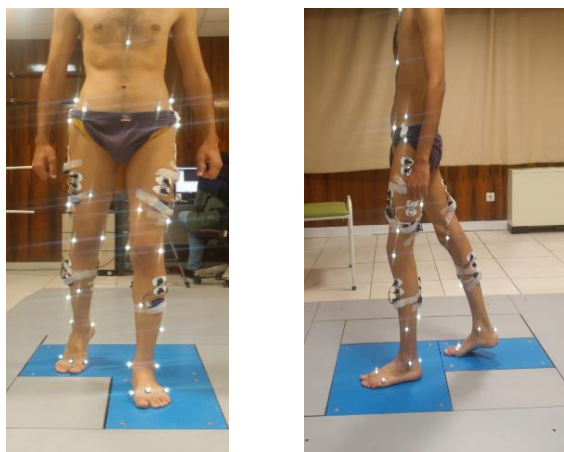


Fig. 4 Motion analyses

شکل 4 داده برداری آنالیز حرکت

در حین اکستنشن به حرکت مفصل زانو کمک کند. در صورت کاربرد فتر پیچشی به صورت موازی با مفصل، جابجایی چرخشی فتر برابر با مفصل زانو می باشد و اگر به صورت سری با مفصل به کار گرفته شود، مقدار گشتاور یکسان به فتر و مفصل زانو اعمال می گردد. برای الگوی موازی و سری، سفتی مناسب ارتز بدین صورت محاسبه می گردد.

$$K_e = K_{hk} - K_{qw} \quad (1)$$

$$K_e = \left(\frac{1}{K_{hk}} - \frac{1}{K_{qw}} \right)^{-1} \quad (2)$$

افزایش گشتاور اکستنشن باعث افزایش تغییر شکل های بعدی هاپر - اکستنشن شده که همین موضوع می تواند به نگرانی اصلی بالینی تبدیل شود. از طرف دیگر همان طور که در بعضی از سندروم ها اتفاق می افتد، هنگامی که بیمار دچار ضعف در عضله ی گلتول و/یا عضلات فلکشن کننده ی زانو باشد، بیمار به ناچار توسط ارتز مفصل زانوی خود را در حالت قفل قرار می دهد [3]. "شکل 3" ویژگی های سینتیک و سینماتیک سه بیمار که از ضعف عضله ی چهار سر در سطح های مختلفی رنج می برند را نشان می دهد [6]. شکل های بالایی ضعف کم در عضله ی چهار سر را نشان داده و شکل های میانی، بیمار با ضعف متوسط عضله ی چهار سر و شکل های پایینی بیماری با ضعف حاد در عضله ی چهار سر را بررسی می کند. شکل بالایی که ضعف اندک در عضله چهار سر را نشان می دهد بیانگر این است که بیمار دارای منحنی سینتیک و سینماتیک شبیه افراد سالم می باشد. این بیماران همچنان می توانند در طول سیکل گیت اکستنشن کافی در مفصل زانو انجام دهند. در برخی از افراد کمبود گشتاور اکستنشن در مفصل زانو به کمک ارتز جبران می گردد. در صورتی که ضعف عضله ی چهار سر بیشتر شود بیمار تمایل پیدا می کند که در فاز ایستادن، زانوی خود را در اکستنشن بیش از حد قرار دهد. برخی از عادات راه رفتن، اندازه گیری قدرت باقی عضلات و محاسبه کردن گشتاور مورد نیاز برای جبران ضعف عضلات را غیرممکن می کند. معمولاً برای بیماران با ضعف عضله ی چهار سر حادث از ارتزهای قفل شونده که زانو را در حالت اکستنشن کامل نگه می دارد و پایداری کافی را برای بیمار ایجاد می کند، تجویز می گردد. نمودار زاویه و گشتاور افراد بیمار با ضعف زیاد در عضله ی چهار سر در طول سیکل گیت در شکل های پایینی نشان داده شده است. داده های سینماتیک و سینتیک بیمار با ضعف عضلانی حاد از اشکال پایینی استخراج گردیده و توانستیم نمودار سفتی افراد بیمار در مقابل افراد سالم را در "شکل 2" رسم نماییم. مطابق منحنی سفتی فرد سالم، منحنی سفتی فرد بیمار نیز دارای دو قسمت اصلی می باشد. قسمت ایستادن در سمت چپ که دارای الگوی مشابه فرد سالم بوده ولی در جهت مخالف است و قسمت گام برداری که در سمت راست قرار دارد و شبیه فرد سالم می باشد. "شکل 2" نشان می دهد که افراد با ضعف عضله ی چهار سر در طول فاز ایستادن، اکستنشن بیش از حد انجام داده و نیاز به گشتاور فلکشن بیشتر، برای متعادل ساختن الگوی راه رفتن دارند.

4- داده برداری آنالیز حرکت

داده های تجربی این پژوهش شامل آنالیز حرکت¹، ثبت فعالیت عضلات² و داده های آنترپومتری³ بیمار می باشد. هنگام داده برداری شش تست دینامیک و سه تست استاتیک انجام شد که زمان انجام هر تست دینامیک حدود 5 ثانیه و شامل پنج گام و هر تست استاتیک حدود 10 ثانیه بود. در تست آنالیز حرکت از 43 مارکز جهت مشخص نمودن زوایای مفصل در هر گام زمانی استفاده شده است. "شکل 4" داده برداری آنالیز حرکت بیمار را نشان می دهد.

5- تنظیم سفتی

ارتز ایده آل با تقلید سفتی مفصل زانوی سالم، سبب اصلاح الگوی راه رفتن بیمار می گردد. با توجه به مفهوم پیشنهاد شده در این پژوهش، فتر پیچشی استفاده شده است تا با ذخیره کردن انرژی در هنگام فلکشن و آزادسازی آن

¹ Gait analysis

² Electromyography (EMG)

³ Anthropometry

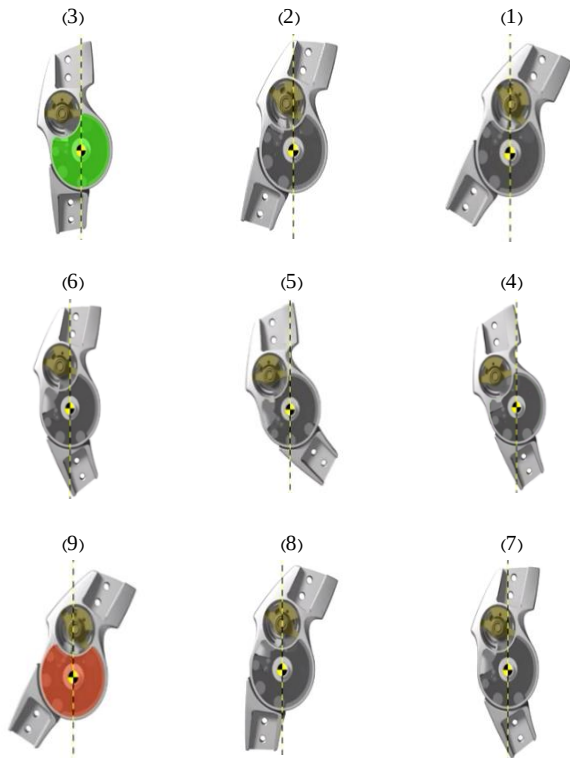


Fig. 5 Stance mechanism was proposed by Rietman [12]

شکل 5 مکانیزم کنترل کننده مفصل زانو در فاز ایستادن پیشنهاد شده توسط ریتمن [12]

عضلات چهار سر در فاز گام برداری را نمایش می‌دهد. همان‌طور که در "شکل 6" مشاهده می‌شود، ارتز پیشنهاد شده شامل قسمت‌های زیر می‌باشد: (1) قسمت صلب ارتز برای اتصال ارتز به قسمت ران پا، (2) نوارهایی برای ثابت نگه داشتن ارتز به پای بیمار، (3) چرخ‌دنده‌های درگیر بین قسمت‌های ران و ساق پای بیمار، (4) فنر پیچشی برای تولید گشتاور اکستنشن در فاز گام برداری، (5) لایه‌ای نرم برای جلوگیری از برخورد قسمت صلب و سفت ارتز با پای بیمار و (6) قسمت صلب ارتز متصل به ساق پای بیمار. در این مطالعه از دو چرخ‌دنده که به ران و ساق پا متصل می‌باشند، استفاده می‌شود زیرا استفاده از چرخ‌دنده‌ها سبب نصف شدن دامنه‌ی حرکتی فلکشن پا می‌شود. در این صورت، جابجایی پیچشی عملکرد فنر نصف زاویه‌ی فلکشن

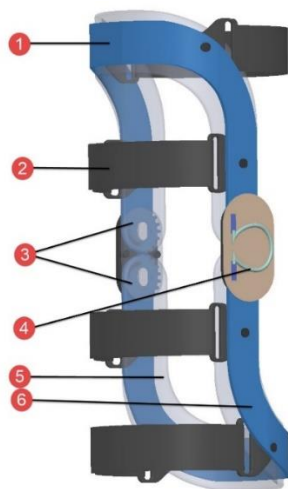


Fig. 6 the proposed biaxial hinge knee orthosis

شکل 6 طراحی ارتز مفصل دو محوره پیشنهادی در این مقاله

که K_e و k_{hk} و k_{qw} در روابط (1) و (2) به ترتیب سفتی مورد نیاز برای ارتز، سفتی مفصل زانوی سالم و سفتی مفصل زانوی بیمار می‌باشد. در این مطالعه فنر پیچشی به صورت موازی با مفصل به پای بیمار متصل شده است، بنابراین چرخش زانو به عنوان نیروی ورودی در شرایط بارگذاری فرض شده است.

6- مکانیزم ارتز در فازهای ایستادن و گام برداری

نمودار سفتی مفصل زانو را می‌توان به فاز ایستادن و گام برداری تقسیم نمود. بنابراین برای تقلید سفتی مفصل سالم نیاز به مکانیزم متفاوت در هر فاز می‌باشد. در فاز ایستادن پای بیمار در حال تحمل وزن بدن می‌باشد، از این رو حفظ پایداری مفصل زانو در این فاز از اهمیت بالایی برخوردار است. همچنین بیماران دارای ضعف عضلانی به دلیل ناتوانی در تولید گشتاور اکستنشن قادر به کنترل حرکت فلکشن در فاز پاسخ بارگذاری نمی‌باشند. از طرف دیگر در انتهای فاز گام برداری بخاطر ضعف عضلانی، بیماران قادر به حرکت اکستنشن زانوی خود نمی‌باشند و باید به وسیله‌ی المان فنر کمک شوند.

قفل شدن یا آزاد بودن مکانیزم طراحی شده برای فاز ایستادن توسط تغییرات جهت‌گیری پای بیمار در صفحه‌ی سهمی رخ می‌دهد. مکانیزم کنترل کننده‌ی مفصل زانو در فاز ایستادن برای بیماران با ضعف عضلانی در عضلات چهار سر توسط ریتمن⁴ پیشنهاد شده است که در "شکل 5" نمایش داده شده است. این مکانیزم شامل دو قطعه‌ی متحرک می‌باشد که بیمار متصل می‌گردد. این مکانیزم مفصل زانو را در حالت قفل و یا آزاد قرار می‌دهد [12].

همان‌طور که در "شکل 5" مشاهده می‌شود، حرکات مفصل زانو از لحظه‌ی برخورد پاشنه‌ی پا با زمین تا برخورد مجدد پاشنه‌ی همان پا با زمین نشان داده شده است که مشخص کننده‌ی یک گام کامل برای بیمار می‌باشد. در "شکل‌های 5 (1) و 5 (2)"، در حالی که بیمار در فازهای پاسخ‌بارگذاری و مید-استنس قرار دارد، جرم خارج از مرکز، متناسب با نحوه‌ی قرارگیری پای بیمار در صفحه‌ی سهمی، حرکات مفصل زانو را در حالت قفل و یا آزاد قرار می‌دهد. قفل کردن مفصل زانو در فازهای پاسخ‌بارگذاری و مید-استنس، سبب کنترل حرکات غیرمعمول مفصل زانو در این فازها می‌گردد. در "شکل 5 (3)" با قرارگیری پای بیمار در حالت عمودی، جرم خارج از مرکز اجازه‌ی فلکشن آزادانه‌ی مفصل زانو را داده و از این رو بیمار از فاز ترمینال-استنس تا انتهای فاز گام برداری، امکان دوران آزادانه‌ی مفصل زانو را دارد. همان‌طور که در "شکل 5 (9)" نشان داده شده است، جرم خارج از مرکز، حرکات مفصل زانو را در هنگام برخورد مجدد پاشنه‌ی پا با زمین در حالت قفل قرار می‌دهد. قفل شدن زانو سبب جلوگیری از حرکات کنترل نشده‌ی زانو در فاز پاسخ‌بارگذاری می‌گردد. این مکانیزم صرفاً به کنترل حرکت فلکشن مفصل زانو بیمار، در فاز پاسخ‌بارگذاری و مید-استنس کمک کرده و هیچ کمکی به تولید گشتاور اکستنشن در فاز گام برداری نمی‌کند.

آناتومی مفصل زانو دارای هر دو حرکت جابجایی و دورانی می‌باشد نه صرفاً حرکت چرخشی حول یک محور. بنابراین مفصل دو محوره در حالی که پشتیبان بسیار خوبی برای زانو است، از حرکات آزادانه‌ی مفصل زانو جلوگیری نمی‌کند. "شکل 6" ارتز طراحی شده برای بیماران دارای ضعف

¹ Desired stiffness of the KAFO

² Healthy knee's stiffness

³ Quadriceps weakness's stiffness

⁴ Rietman

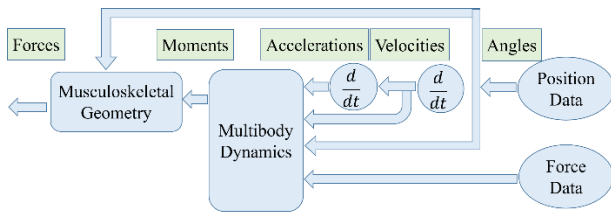


Fig. 7 Data analysis process in OpenSim software

شکل 7 روند تحلیل داده ها در نرم افزار این سیم

مقدار ضعف عضله ی چهار سر در بیماران مختلف متفاوت می باشد و نمی توان با طراحی یک ارتز خاص الگوی راه رفتن تمام بیماران را بهبود داد. از این رو در این تحقیق با استفاده از داده های آنالیز حرکت بیمار و ثبت فعالیت عضلات، ارتزی مناسب جهت تقلید سفتی مفصل سالم برای بیماران مختلف طراحی می گردد. با استفاده از تست آنالیز حرکت و شبیه سازی بیمار در این سیم، می توان فعالیت عضلات در طول سیکل گیت را به دست آورد [28]. حال با داشتن فعالیت عضلات در گیت طبیعی، می توان به مقدار ضعف در عضلات مختلف اکستانسور مفصل زانو پی برد. شبیه سازی بیمار در نرم افزار این سیم با استفاده از مدل گیت 2392، اعمال ضعف عضلات بیمار به مدل و استفاده از سینماتیک الگوی راه رفتن طبیعی صورت می گیرد. سپس با اضافه کردن مکانیزم پیشنهاد شده به مفصل زانوی بیمار، توسط الگوریتم کنترل محاسباتی عضلات مقدار گشتاور لازم برای دستیابی بیمار به سینماتیک مطلوب محاسبه می شود. مقدار گشتاور عملکرد فعال در نرم افزار این سیم برابر اختلاف گشتاور تولید شده در فرد سالم و بیمار با شرط سینماتیک یکسان می باشد. لازم به ذکر است که الگوریتم کنترل محاسباتی عضلات، میزان تحریک عضلات در طی سیکل گیت برای رسیدن به سینماتیک بیمار را حساب می نماید. این الگوریتم با معیار بهینه سازی استاتیکی و استفاده از یک کنترل کننده ی تناسبی- مشتقی در هر گام زمانی، توزیع نیرو در بین عضلات را به گونه ای محاسبه می نماید که در هنگام دینامیک رو به جلو، منجر به سینماتیک بیمار شود. بنابراین در هنگامی که بیمار دچار ضعف عضلانی باشد، عضلات بیمار قادر به ایجاد نیروی کافی جهت دستیابی به سینماتیک فرد سالم نبوده و با تعبیه کردن مکانیزم پیشنهادی در مفصل زانو می توان در هر گام زمانی با توجه به آناتومی و هم افزایی عضلات مقدار بهینه ی گشتاور لازم جهت ایجاد سینماتیک مطلوب در فرآیند دینامیک رو به جلو را محاسبه نمود [29]. فنر پیشی در هر گام زمانی گشتاور مورد نیاز جهت ایجاد سینماتیک مطلوب را ایجاد می نماید.

با توجه به این که مقدار ضعف عضلات اکستانسور در بیماران متفاوت است، انتظار داریم نمودار گشتاور تولید شده توسط فنر پیشی طی سیکل گیت نیز برای بیماران مختلف متفاوت باشد. از همین رو قادریم برای هر بیمار به صورت جداگانه مقدار گشتاور لازم برای اصلاح سینماتیک بیمار را محاسبه نماییم. سپس مقدار گشتاور مورد نیاز مفصل در فاز مید-سوئینگ و ترمینال-سوئینگ را با کمک فنر پیشی تولید می نماییم.

8- طراحی ارتز بر اساس سختی پیشی فنر

رابطه ی گشتاور پیشی ایجاد شده در فنر در اثر تغییر شکل پیشی به صورت زیر می باشد که T بیانگر گشتاور پیشی، J گشتاور اینرسی تیر، L طول موثر تیر و θ مقدار زاویه ی دوران را نشان می دهد:

$$\varphi = \frac{TL}{GJ} \quad (3)$$

⁵ Forward dynamic

زانو می باشد. در هنگام فلکشن مفصل زانو و حرکت چرخش چرخ دنده ها، فنر پیشی تحت بارگذاری پیشی قرار گرفته و آزاد سازی انرژی ذخیره شده در فنر سبب حرکت اکستنشن مفصل زانو می شود.

مکانیزم پیشنهاد شده برای فازهای ایستادن و گام برداری به صورت موازی با یکدیگر در ارتز استفاده شده اند. در لحظه ی تماس اولیه جهت گیری پای بیمار به گونه ای می باشد که مکانیزم کنترل کننده ی فاز ایستادن، مفصل زانو را در حالت قفل قرار می دهد تا از حرکت فلکشن کنترل نشده ی مفصل زانو جلوگیری کند. قطعه ی متحرک با جرم خارج از مرکز که وظیفه ی قفل کردن و آزاد ساختن مفصل زانو را بر عهده دارد، به خاطر جهت گیری پای بیمار در انتهای فاز مید-استنس و نیروی جاذبه اعمال شده بر این قطعه، امکان اکستنشن مفصل زانو را فراهم می کند. حرکت اکستنشن آزادانه ی مفصل زانو در فاز ترمینال-استنس سبب تغییر فاز روان از فاز ایستادن به گام برداری می شود. در ادامه ی سیکل گیت، حرکت فلکشن مفصل زانو در فاز گام برداری سبب ذخیره انرژی در فنر پیشی امگا شکل می شود که این انرژی در انتهای فاز گام برداری برای جبران ضعف عضلات چهار سر به مفصل زانو اعمال می گردد و بیمار سیکل گیت روان تر و طبیعی تری را تجربه می کند.

برای تقلید سفتی مفصل زانوی سالم در فاز گام برداری، فنر پیشی خطی با سطح مقطع دایره پیشنهاد شده است که با تغییر شعاع و جنس فنر می توان سختی های مورد نیاز برای اصلاح حرکت اکستنشن مفصل زانو را ایجاد نمود. فنر پیشی به صورت یک حرف بزرگ امگا می باشد که این شکل بخصوص به فنر اجازه می دهد که به طور یکنواخت در تمام طول خود تحت بارگذاری قرار گیرد و از تمرکز تنش پرهیز شود.

7- نرم افزار این سیم¹

این سیم طیف گسترده ای از مطالعات در مورد دینامیک راه رفتن، عملکردهای ورزشی، شبیه سازی روش های جراحی، آنالیز عملکرد مفاصل، طراحی دستگاه های پزشکی و شبیه سازی حرکات انسان ها و حیوانات را فراهم می کند. این سیم یکی از نرم افزارهای شاخص در مرکز محاسبات پزشکی سازمان ملی بهداشت آمریکا²، در دانشگاه استنفورد می باشد. این نرم افزار به منظور توسعه ابزارهای محاسباتی برای فیزیک مبتنی بر مدل سازی و شبیه سازی ساختارهای زیستی ایجاد گردیده است. تعداد بسیاری از محققان در سراسر دنیا مدل های رایانه ای متعددی از ساختارهای مختلف ماهیچه ای-عضلانی بدن انسان، برای شبیه سازی در نرم افزار این سیم ایجاد کرده اند. گیت 2392³ یکی از این مدل ها برای شبیه سازی و تحلیل حرکات انسان ها می باشد که توسط دلف⁴ و همکارانش ایجاد گردید. مدل گیت 2392 با تاکید بر عضلات اندام تحتانی انسان، مخصوص تحلیل و شبیه سازی راه رفتن انسان ها می باشد [24].

این نرم افزار همچنین تجزیه و تحلیل دینامیک معکوس و شبیه سازی دینامیک رو به جلو را انجام می دهد. نحوه انجام کار و تحلیل داده ها در این نرم افزار بدین صورت است که داده های موقعیت (توسط مارکرها نصب شده روی بدن بیمار) و داده های نیرو (به وسیله ی صفحه ی نیرو) ثبت شده و به عنوان ورودی به نرم افزار داده می شود. در این مرحله با استفاده از داده های اندازه گیری شده، ابعاد مدل عمومی متناسب با فرد تحت مطالعه، مقیاس می شود [25]. سپس با انجام عملیات مشتق گیری و سینماتیک معکوس،

¹ Opensim

² National Institutes of Health (NIH)

³ Gait2392

⁴ Delp

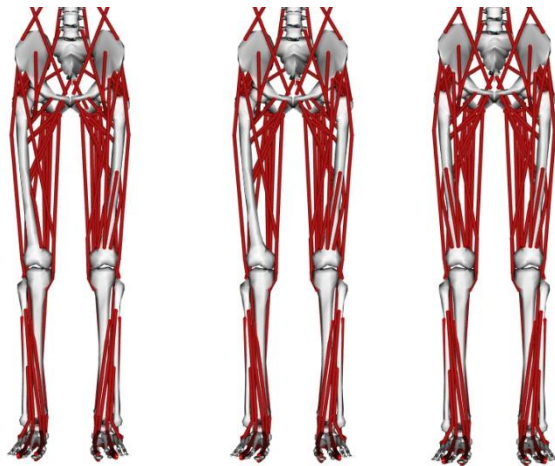


Fig. 8 Simulation of Model Gait2392 for Healthy, First and Second Patient

شکل 8 شبیه سازی مدل گیت 2392 برای انسان سالم و بیمار اول و دوم

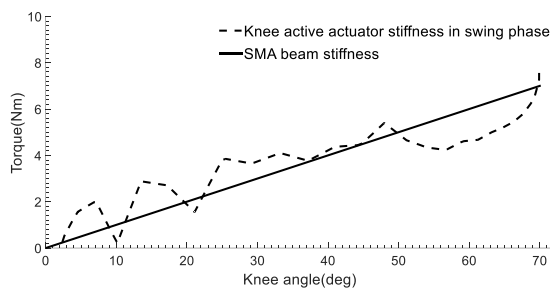


Fig. 9 Appropriate spring actuator are designed to reproduce the stiffness of active actuator (simulation) for first patients

شکل 9 تقلید سفتی عملکرد فعال (شبیه سازی شده در نرم افزار اپن سیم) بوسیله فنر پیچشی برای بیمار اول

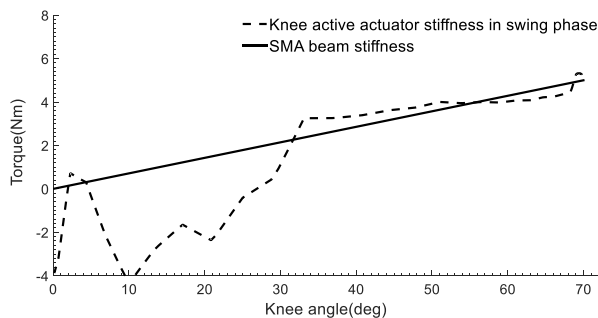


Fig. 10 Appropriate spring actuator are designed to reproduce the stiffness of active actuator (simulation) for second patients

شکل 10 تقلید سفتی عملکرد فعال (شبیه سازی شده در نرم افزار اپن سیم) بوسیله فنر پیچشی برای بیمار دوم

می گردد. اما در بیمار دوم بخاطر فعالیت سالم برخی عضلات اکستانسور مفصل زانو، گشتاور اکستنشن عملکرد فعال در بعضی زوایای صفر محاسبه شده است. به بیان دیگر عضلات سالم در بیمار دوم در فاز مید-سوئینگ و ترمینال-سوئینگ قادر به تولید مقداری گشتاور اکستنشن می باشد. این امر علاوه بر کاهش مقدار بیشینه گشتاور تولید شده توسط عملکرد فعال، منجر به صفر شدن گشتاور تولیدی توسط عملکرد فعال در زوایای زیر 30 درجه نیز شده است. به عبارت دیگر بیمار برای حرکت اکستنشن مفصل زانو نیاز به گشتاور زیادی در ابتدای فاز مید-سوئینگ دارد و مقدار زیادی از این گشتاور

پارامتر GJ/L در رابطه ی (3) بیانگر سفتی پیچشی در معادله ی پیچش فنر می باشد. بنابراین برای تنظیم سفتی پیچشی فنر می توان هر یک از پارامترهای G ، J و L را تغییر داد. با تغییر ابعاد سطح مقطع فنر و جنس آن، مقدار گشتاور لازم جهت تقلید سفتی مفصل سالم، برای بیماران با ضعف عضله ی چهار سر ایجاد می شود.

9- نتایج

در اغلب مطالعات گذشته، محققان برای تقلید سفتی مفصل زانو برای بیماران دارای ضعف عضله ی چهار سر فرض می کردند که بیمار فاقد هر گونه توانایی در حرکت اکستنشن زانو می باشد. از این رو برای تقلید سفتی زانو طبیعی در فاز گام برداری، تمام گشتاور اکستنشن مورد نیاز مفصل زانوی سالم در فاز مید-سوئینگ و ترمینال-سوئینگ تولید می شود. در بسیاری از بیماران با ضعف عضلانی متوسط، بیمار شخصاً قادر به اعمال مقداری از گشتاور اکستنشن مورد نیاز در طول سیکل گیت می باشد و تولید تمام گشتاور اکستنشن مورد نیاز مفصل زانوی سالم ضرورت ندارد. اعمال فعالیت عضلانی بیش از مقدار مورد نیاز در طول سیکل گیت بر عضلات همسترینگ و کاهش توان عضلات چهار سر سالم، به دلیل عدم فعالیت در هنگام راه رفتن، را می توان از جمله پیامدهای این نوع طراحی دانست.

در این مقاله برای دو بیمار با مقدار ضعف متفاوت در عضله ی چهار سر، شبیه سازی انجام شده و نشان داده خواهد شد این پروسه برای تمامی بیماران ضعف عضله ی چهار سر قابل کاربرد می باشد. فنر پیچشی به عنوان عملکرد، برای تقلید از سفتی مفصل سالم و به دست آوردن سینماتیک مطلوب، باید مقدار گشتاور اکستنشن تولید شده توسط عملکرد فعال (شبیه سازی شده در نرم افزار اپن سیم) در فاز مید-سوئینگ و ترمینال-سوئینگ را تولید نماید.

عضلات اکستانسور مفصل زانو شامل چهار عضله ی وست لترالیس¹، وست مدیالیس²، وست اینترالیس³ و رکتوس فموریس⁴ می باشند. بنابراین بیماران با سطوح مختلف ضعف عضلانی چهار سر دارای ناتوانی و ضعف در این عضلات می باشند. بیمار اول شبیه سازی شده در این مطالعه تمامی عضلات چهار سر خود را از دست داده است و فاقد هر گونه توانایی در حرکت اکستنشن مفصل زانو می باشد. در بیمار دوم عضله ی وست مدیالیس سالم بوده اما سه عضله ی دیگر دچار ضعف عضلانی می باشند. "شکل 8" شبیه سازی مدل گیت 2392 برای فرد سالم (شکل سمت راست)، بیمار اول (شکل میانی) و بیمار دوم (شکل سمت چپ) در اندام تحتانی را نمایش می دهد.

طبیعی می باشد که این بیمار به دلیل سالم بودن عضله ی وست مدیالیس نیاز به تولید مقدار گشتاور کمتری به وسیله ی فنر پیچشی نسبت به بیمار اول دارد. پروسه ی طراحی برای هر دو بیمار فوق با سطوح ضعف عضلانی مختلف اجرا شده که در ادامه به تفصیل شرح داده می شود. تقلید سفتی مفصل زانو توسط فنر پیچشی در "شکل های 9 و 10" نشان داده شده است. برای بیماران با مقدار ضعف عضلانی متفاوت، نیاز به تولید گشتاور مختلف، برای تقلید سفتی مفصل سالم می باشد. سفتی المان فنر برای بیمار اول و دوم به ترتیب $5.7 \text{ kgm}^2\text{s}^{-2}$ و $4 \text{ kgm}^2\text{s}^{-2}$ محاسبه گردیده است.

در شبیه سازی بیمار اول در نرم افزار اپن سیم به دلیل عدم وجود عضله ی اکستانسور مفصل زانو و ناتوانی بیمار در تولید گشتاور اکستنشن مورد نیاز، تمام گشتاور لازم جهت حرکت اکستنشن مفصل توسط عملکرد فعال تولید

¹ Vastus Lateralis

² Vastus Medialis

³ Vastus Interialis

⁴ Rectus Femoris

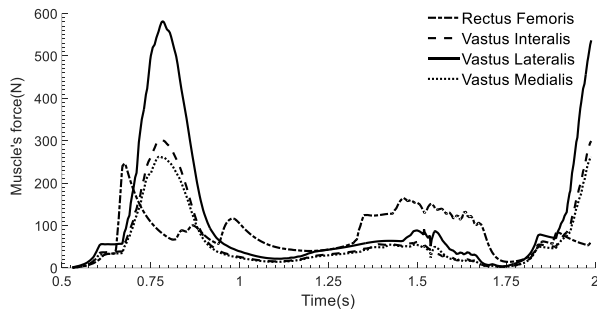


Fig. 12 Extensor muscles activity for a normal gait cycle

شکل 12 فعالیت عضلات Rectus femoris و Vastus lateral و Vastus intialis و Vastus medialis در انسان سالم در طول سیکل گیت.

تحت بارگذاری قرار می‌گیرد. همان‌طور که "شکل 11" نشان می‌دهد، به دلیل این‌که در فاز اینیشیال-سوئینگ بیمار حرکت فلکشن انجام داده و عضلات فلکس کننده زانو سالم می‌باشند، عملکرد فعال در حرکت مفصل زانو دخالتی نمی‌کند. با گذشت زمان فعالیت عملکرد فعال افزایش یافته که این خود ناشی از نیاز به گشتاور اکستنشن در طول فاز مید-سوئینگ و ترمینال-سوئینگ می‌باشد. در طول فاز ایستادن، مکانیزم قفل کننده زانو، کنترل حرکت فلکشن زانو و حفظ پایداری در زمان تحمل وزن بدن را برعهده دارد. با استفاده از مدل گیت 2392 در نرم‌افزار اپن سیم فعالیت عضلات اکستانسور مفصل زانو را برای سیکل گیت نرمال به دست آمده است. همان‌طور که در "شکل 12" ملاحظه می‌کنید عضله رکتوس فمورس در فاز مید-سوئینگ و ترمینال-سوئینگ نسبت به سایر عضلات، فعالیت بیشتری دارد. بنابراین در صورتی که بیمار دچار ضعف عضلانی در عضله رکتوس فمورس باشد، حرکت اکستنشن مفصل زانو در فاز گام‌برداری دچار مشکل می‌شود. می‌توان نشان داد که در صورتی که این عضله سالم باشد قادر است با افزایش فعالیت خود در فاز گام‌برداری، ضعف باقی عضلات اکستانسور را جبران نموده و در چنین حالتی مقدار گشتاور تولید شده توسط عملکرد فعال برای کمک به حرکت اکستنشن در فاز مید-سوئینگ و ترمینال-سوئینگ، قابل صرف‌نظر کردن می‌باشد.

10- نتیجه‌گیری

در این تحقیق، به مطالعه طراحی و شبیه‌سازی یک ارتز غیرفعال جهت کمک به بیماران با ضعف در عضلات چهار سر در حین راه رفتن، با هدف تولید سفتی مفصل زانو در حین فاز گام‌برداری و جلوگیری از حرکات کنترل نشده مفصل در حین فاز ایستادن پرداخته شد. تعداد محدودی از ارتزهای زانو قابلیت کمک کردن به حرکات اکستنشن را در طی سیکل گیت دارا هستند اما این دستگاه‌ها به دلیل حجیم بودن، سنگین بودن، نیاز به منبع نیرو خارجی و برخورداری از سیستم کنترلی پیچیده که منجر به هزینه ساخت بالا می‌شود، قابل کاربرد روزانه برای بیماران نمی‌باشد. در همین راستا، با استفاده از نرم‌افزار اپن سیم و استفاده از مدل گیت 2392 که شامل یک مدل سه بعدی دینامیکی مناسب از بدن و به ویژه اعضای پایین تنه می‌باشد، شبیه‌سازی مسئله در انطباق با جنبه‌های واقعی فرایند گام زدن بیماران با سینماتیک و ضعف عضلانی مختلف به انجام رسید.

ارتزهای کمک کننده به حرکت اکستنشن، با باز تولید تمام سفتی مفصل سالم برای بیماران با ضعف عضله چهار سر، سعی در بهبود گیت بیماران دارند. اما عضلات ضعیف این بیماران کاملاً ناتوان نبوده و مقداری از گشتاور موردنیاز بیمار در هنگام راه رفتن را تولید می‌کنند. به همین دلیل با

توسط عملکرد فعال تولید می‌شود، اما حرکت اکستنشن مفصل زانو با تولید گشتاور فلکشن کنترل می‌گردد. بنابراین همان‌طور که در "شکل 10" مشاهده می‌شود، نیاز بیمار به گشتاور اکستنشن در طول فازهای مید-سوئینگ و ترمینال-سوئینگ کاهش یافته است. در اوایل فاز ترمینال-سوئینگ که زاویه مفصل حدود 30 درجه است، عضلات اکستانسور سالم قادر به تولید گشتاور اکستنشن مورد نیاز برای ادامه حرکت اکستنشن می‌باشند که باعث می‌شود گشتاور تولید شده توسط عملکرد فعال برای بیمار دوم صفر گردد. مقدار گشتاور اکستنشن تولید شده توسط فشر پیچشی برای بیمار دوم در زاویه زیر 30 درجه با تولید گشتاور فلکشن توسط عضلات همسترینگ، کنترل می‌گردد.

عضله وستوس مدیالیس در بیمار دوم از نظر فعالیت عضلانی، سالم می‌باشد. فعالیت این عضله را در سه حالت فرد سالم، فعالیت عضله مورد نظر در شرایط ضعف عضلانی بیمار دوم و فعالیت عضله مورد نظر هنگامی که از مکانیزم پیشنهادی این تحقیق برای بهبود الگوی حرکتی خود استفاده می‌کنند، در طول سیکل گیت در "شکل 11" رسم شده است. عضله وستوس مدیالیس دارای فعالیت عضلانی طبیعی در انسان سالم می‌باشد. اما هنگامی که دیگر عضلات اکستانسور ضعف عضلانی داشته باشند، فعالیت این عضلات برای جبران ضعف در تولید گشتاور اکستنشن افزایش یافته و بیشتر از حد طبیعی خود نیرو وارد می‌کند. افزایش فعالیت این عضله، کمی سبب بهبود سینماتیک بیمار می‌شود اما قادر به جبران تاثیر ضعف عضلانی دیگر عضلات اکستانسور نمی‌باشد. فعالیت بیش از اندازه‌ی عضله وستوس مدیالیس موجب سیکل گیت ناایمن و خستگی زودرس یا آسیب به این عضله می‌گردد. در حالتی که بیمار از ارتز پیشنهادی استفاده نماید مشاهده می‌گردد که فعالیت این عضله به حد طبیعی خود بازگشته و از آسیب‌های احتمالی جلوگیری می‌شود.

عضلات اکستانسور مفصل زانو وظیفه‌ی تولید گشتاور اکستنشن به منظور کنترل حرکت فلکشن زانو در فاز پاسخ‌بارگذاری و ایجاد حرکت اکستنشن زانو در فاز مید-سوئینگ و ترمینال-سوئینگ را برعهده دارند. لذا عضلات سالم اکستانسور زانو، به منظور جبران ضعف عضلات اکستانسور زانو در فازهای پاسخ‌بارگذاری و مید-سوئینگ و ترمینال-سوئینگ، فعالیت بیشتری انجام می‌دهند. در سیکل گیت بیمار شبیه‌سازی شده، براساس سینماتیک مفصل زانو، از لحظه 17.1 ثانیه فاز گام برداری آغاز گشته و در فازهای مید-سوئینگ و ترمینال-سوئینگ عملکرد فشر پیچشی در مکانیزم،

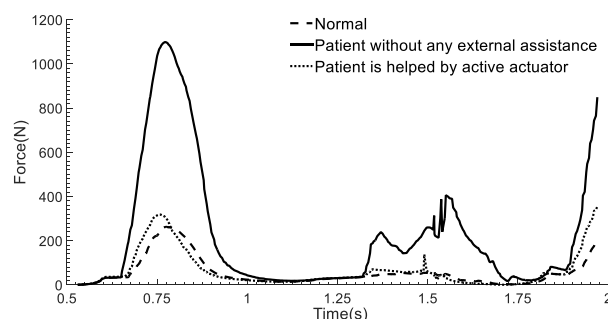


Fig. 11 Vastus Medialis's force during the gait cycle for three cases: a healthy subject, second and third patients with muscle weakness and when second patient use the designed device to improve their motion pattern.

شکل 11 فعالیت عضله وستوس مدیالیس برای بیمار دوم در حالت انسان سالم، بیمار دارای ضعف عضلانی و بیمار که از ارتز استفاده می‌کند

- [2] A. Baliunas, D. Hurwitz, A. Ryals, A. Karrar, J. Case, J. Block, et al., Increased knee joint loads during walking are present in subjects with knee osteoarthritis, *Osteoarthritis and Cartilage*, Vol. 10, No. 7, pp. 573-579, 2002.
- [3] A. Cullell, J. C. Moreno, E. Rocon, A. Forner-Cordero, J. Pons, Biologically based design of an actuator system for a knee-ankle-foot orthosis, *Mechanism and Machine Theory*, Vol. 44, No. 4, pp. 860-872, 2009.
- [4] P. Bowker, *Biomechanical Basis Orthotic Manag*, First Edition, pp. 212-215, Florida: CRC Press, 1993.
- [5] G. Yates, A method for the provision of lightweight aesthetic orthopaedic appliances, *Orthopaedics*, Vol. 1, No. 2, pp. 153-161, 1968.
- [6] K. Bernhardt, T. H. Oh, K. R. Kaufman, Gait patterns of patients with inclusion body myositis, *Gait & Posture*, Vol. 33, No. 3, pp. 442-446, 2011.
- [7] C. C. Nielsen, Issues Affecting the Future Demand for Orthotists and Prosthetists: Update 2002: a Study Updated for the National Commission on Orthotic and Prosthetic Education, May 2002: National Commission on Orthotic and Prosthetic Education, 2002.
- [8] E. Yadollahi, *Exoskeleton Robot to Assist in Gait Cycle*, MS Thesis, Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, 1390. (in Persian)
- [9] F. Tian, M. S. Hefzy, M. Elahinia, State of the art review of Knee-Ankle-Foot orthoses, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 43, No. 2, pp. 427-441, 2015.
- [10] S. E. Irby, K. R. Kaufman, R. W. Wirta, D. H. Sutherland, Optimization and application of a wrap-spring clutch to a dynamic knee-ankle-foot orthosis, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, Vol. 7, No. 2, pp. 130-134, 1999.
- [11] A. G. McMillan, K. Kendrick, J. W. Michael, J. Aronson, G. W. Horton, Preliminary evidence for effectiveness of a stance control orthosis, *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, Vol. 16, No. 1, pp. 6-13, 2004.
- [12] J. Rietman, J. Goudsmit, D. Meulemans, J. Halbertsma, J. Geertzen, An automatic hinge system for leg orthoses, *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 28, No. 1, pp. 64-68, 2004.
- [13] J. C. Moreno, F. Brunetti, E. Rocon, J. L. Pons, Immediate effects of a controllable knee ankle foot orthosis for functional compensation of gait in patients with proximal leg weakness, *Medical & Biological Engineering & Computing*, Vol. 46, No. 1, pp. 43-53, 2008.
- [14] G. S. Sawicki, D. P. Ferris, A pneumatically powered knee-ankle-foot orthosis (KAFO) with myoelectric activation and inhibition, *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, Vol. 6, No. 1, p. 23, 2009.
- [15] G. S. Sawicki, K. E. Gordon, D. P. Ferris, Powered lower limb orthoses: applications in motor adaptation and rehabilitation, *9th International Conference*, Chicago: IEEE, pp. 206-211, 2005.
- [16] F. Tian, M. Elahinia, M. S. Hefzy, A dynamic knee-ankle-foot orthosis with superelastic actuators, *ASME 2013 Conference on Smart Materials, Adaptive Structures and Intelligent Systems*, Snowbird: September 16-18, pp. V002T06A005-V002T06A005, 2013.
- [17] C. L. Vaughan, B. L. Davis, J. C. O'Connor, *Dynamics of Human Gait*, Vol. 2: Human Kinetics Publishers Champaign, Illinois, 1992.
- [18] Z. Safaei-Pour, A. Esteki, F. Tabatabaei-Ghomsheh, S. M. E. Mousavi, Analysis of the ankle moment-angle curve in different gait speeds and phases for designing Ankle-Foot prosthesis, *Archives of Rehabilitation*, Vol. 14, No. 2, pp. 90-98, 2014. (in Persian)
- [19] D. A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, pp. 98-107, New York: John Wiley & Sons, 2009.
- [20] C. Capaday, The special nature of human walking and its neural control, *TRENDS in Neurosciences*, Vol. 25, No. 7, pp. 370-376, 2002.
- [21] D. Ludvig, R. E. Kearney, Intrinsic, reflex and voluntary contributions to task-dependent joint stiffness, *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Annual International Conference of the IEEE, IEEE*, pp. 4914-4917, 2010.
- [22] R. B. Davis, P. A. DeLuca, Gait characterization via dynamic joint stiffness, *Gait & Posture*, Vol. 4, No. 3, pp. 224-231, 1996.
- [23] F. Tian, M. S. Hefzy, M. Elahinia, Development of a dynamic knee actuator for a KAFO using superelastic alloys, *ASME 2014 International Mechanical Engineering Congress and Exposition*, pp. V003T03A065-V003T03A065, 2014.
- [24] S. L. Delp, J. P. Loan, M. G. Hoy, F. E. Zajac, E. L. Topp, J. M. Rosen, An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 37, No. 8, pp. 757-767, 1990.
- [25] How scaling works, Accessed on 28 July 2016; "http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/How+Scaling+Works"
- [26] How inverse kinematics works, Accessed on 28 July 2016; "http://simtkconfluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/How+Inverse+Kinematics+Works"
- [27] A. Seth, M. Sherman, J. A. Reinbolt, S. L. Delp, OpenSim: a musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange, *Procedia Iutam*, Vol. 2, pp. 212-232, 2011.
- [28] How CMC works, Accessed on 13 September 2016; "http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/How+CMC+Works"
- [29] D. G. Thelen, F. C. Anderson, Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data, *Journal of Biomechanics*, Vol. 39, No. 6, pp. 1107-1115, 2006.

تولید تمامی گشتاور موردنیاز مفصل در طی سیکل گیت، نمی‌توان به سفتی مفصل سالم دست پیدا کرد. همچنین این نوع طراحی باعث تضعیف عضلات سالم یا عضلاتی که تا مقداری امکان اعمال نیرو دارند، می‌شود. این بدان دلیل است که با تولید تمام گشتاور موردنیاز در طی سیکل گیت توسط ارتز، این عضلات فعالیت خود را از دست داده و بعد از مدتی قدرت آن‌ها تحلیل می‌رود. همچنین این مورد سبب اعمال فشار بیش از مقدار موردنیاز، بر عضلات همسترینگ می‌گردد.

با داده‌برداری آنالیز حرکت و شبیه‌سازی حرکت زانوی بیمار در نرم‌افزار اپن‌سیم، می‌توان، به‌صورت بیمار محور، مقدار گشتاور لازم جهت اصلاح سینماتیک وی را به‌دست آورد. با استفاده از یک حلقه‌ی کنترلی تناسبی-مشتقی در نرم‌افزار اپن‌سیم، فعالیت عضلات مختلف محاسبه می‌گردد. از این‌رو مقدار بهینه گشتاور لازم جهت اصلاح الگوی راه رفتن هر بیمار، با استفاده از داده‌های آنالیز حرکت بیمار به‌دست می‌آید. در نتیجه با استفاده از الگوی استفاده شده در این تحقیق، امکان شبیه‌سازی و طراحی ارتز برای بیماران، با مقدار ضعف متفاوت در عضله‌ی چهارسر، امکان‌پذیر می‌باشد.

همچنین در صورت عدم استفاده از ارتز، عضلات سالم اکستنسور مفصل زانو بیمار، به منظور جبران ضعف عضلات چهارسر در فازهای پاسخ‌بارگزاری، مید-سوئینگ و ترمینال-سوئینگ، فعالیت بیشتری انجام داده که این امر می‌تواند سبب آسیب رساندن به عضلات سالم بیمار گردد. استفاده از ارتز پیشنهاد شده در این مقاله این امکان را فراهم می‌کند تا از آسیب‌های احتمالی به دیگر عضلات سالم اکستنسور مفصل زانو، جلوگیری گردد.

در این طرح، فتر پیچشی خطی به‌عنوان عملکرد غیرفعال اعمال‌کننده گشتاور استفاده شده و گشتاور موردنیاز جهت اکستنشن مفصل زانو در فاز گام‌برداری را ایجاد می‌کند. در این پژوهش برای دو بیمار با سطوح مختلف ضعف عضلات چهار سر، مکانیزم پیشنهادی طراحی شد و نشان داده شد که این پروسه برای تمام بیمارانی که از ضعف عضله‌ی چهار سر رنج می‌برند، قابل تجویز می‌باشد. با استفاده از تست آنالیز حرکت انجام شده، الگوی حرکتی یک فرد سالم در حین راه رفتن به‌دست می‌آید. همچنین با توجه به تحریک و فعالیت عضلات بیمار در طول سیکل گیت، مقدار بهینه‌ی گشتاور لازم برای اصلاح سینماتیک بیمار محاسبه گردید. سپس سفتی موردنیاز فتر پیچشی برای تولید مقدار گشتاور موردنیاز بیمار در طول فاز مید-سوئینگ و ترمینال-سوئینگ محاسبه گشت. برای تقلید سفتی مفصل در فاز ایستادن نیز از مکانیزم قفل‌کننده، که برای بیماران دارای ضعف عضله‌ی چهار سر طراحی شده بود، استفاده شد. این مکانیزم باعث می‌شود که ارتز پیشنهادی، حرکت فلکشن زانو را از لحظه‌ی تماس اولیه تا مید-استنس، قفل کرده اما در فاز گام برداری به مفصل اجازه‌ی حرکت آزادانه می‌دهد.

وجود محدودیت‌های فیزیکی استفاده از ارتز پیشنهاد شده در این مقاله، طرح پیشنهادی را محدود به مرزهای از پیش تعیین شده‌ای برای پارامترهای ارتز کرده است. ابعاد مکانیزم‌های کنترل‌کننده برای حرکات مفصل زانو در فاز ایستادن باید به گونه‌ای طراحی گردد که امکان استفاده از ارتز در زیر لباس فراهم گردد. همچنین با توجه به مقدار ضعف عضلاتی بیمار و مقدار گشتاور لازم جهت اصلاح الگوی راه رفتن بیمار، که توسط نرم‌افزار اپن‌سیم به‌دست می‌آید، پارامترهای هندسی و جنس فتر پیچشی تعیین می‌گردد.

11- مراجع

- [1] J. R. Kirkup, *A History of Limb Amputation*, First Edition, pp. 199, London: Springer Science & Business Media, 2007.