



طراحی و شبیه‌سازی ارتز زانو با عملگر فنر پیچشی

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

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
 فنر پیچشی
 این سیم
 سفتی
 ضعف عضله 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 زانوی 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 موردنیاز برای تقلید سفتی مفصل زانوی طبیعی به صورت بهینه شده محاسبه می‌شود. سپس با استفاده از فنر پیچشی، گشتاور موردنیاز 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 روان‌تر 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

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

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

¹ Multiple sclerosis
² Extensor
³ Mid-stance
⁴ Swing
⁵ 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 می‌کند. 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 گام برداری، 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 گام برداری وجود ندارد. بنابراین بیمار به اجبار بدن خود را به سمت پای دیگر نوسان می‌دهد تا بتواند در حالی 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 گام برداری 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 عملگرهای فعال مانند هوای فشرده [14,15] و آلیاژ-های سوپراالاستیک⁶ [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 خطچین نشان داده شده است [16].

به‌طور کلی، سفتی مفصل زانو شامل سفتی ذاتی و سفتی واکنش² می‌باشد. سفتی ذاتی زانو مرتبط به آناتومی (ساختار) مفصل و ماهیچه‌ها می‌باشد، در حالی‌که سفتی واکنش به عملکرد ماهیچه‌ها 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 می‌باشد [22]. نمودار سفتی زانوی سالم دارای دو قسمت مجزای فازهای ایستادن و گام برداری می‌باشد. منحنی سفتی مفصل زانو در طول فازهای پاسخ بارگذاری و مید-استنس دارای شیب بیشتر و منطقه پسماند کمتر می‌باشد. اما در باقی فازها در طی سیکل گیت، نمودار سفتی، دارای شیب کمتر و منطقه پسماند بزرگتر می‌باشد [23]. بنابراین یک زانوبند ایده‌آل 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 عضله‌ی چهار سر

مطالعه‌ی سیکل گیت افراد بیمار دارای ضعف عضله‌ی چهار سر ما را در فهم بهتر عملکرد بیماران کمک می‌کند. در طی سیکل گیت فرد سالم، نیروی عکس‌العمل زمین در بازه‌هایی از فاز ایستادن از پشت مفصل زانو عبور می‌کند که در فرد سالم عضلات چهار سر با تولید گشتاور اکستنشن، حرکت فلکشن مفصل زانو را کنترل می‌کند. جلوگیری از گذشتن نیروی عکس‌العمل زمین از پشت مفصل زانو یک استراتژی برای غلبه بر نبود قدرت اکستنسور زانو و اجتناب از فلکشن کنترل نشده‌ی زانو در طول فاز ایستادن برای بیماران دارای ضعف در عضلات چهار سر می‌باشد. با افزایش فعالیت عضلات اکستنسور مفصل هیپ³ و متمایل کردن بالاتنه به سمت جلو⁴، که سبب جابجایی مرکز جرم بدن به سمت جلوتر می‌شود و همچنین کنترل حرکت فلکشن زانو توسط عضله‌ی گلتول، از عبور نیروی عکس‌العمل زمین از پشت مفصل خودداری می‌گردد. 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 می‌دارد) می‌شود [6]. در صورتی که هایپراکستنشن اتفاق بیافتد بخاطر جابجایی مفصل به سمت پشت خط عبوری از نیروی عکس‌العمل زمین، مفصل زانو ذاتاً پایداری بیشتری در فاز ایستادن پیدا خواهد کرد. اما

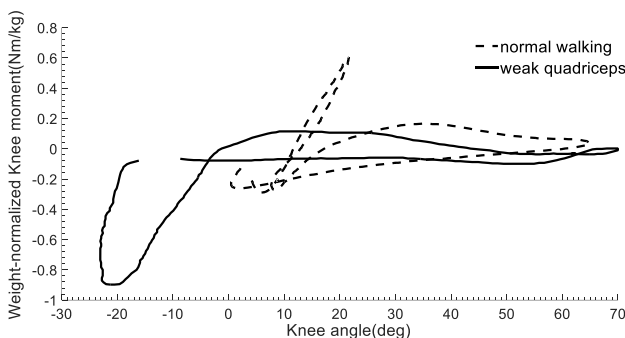


Fig. 2 Stiffness of healthy joint versus stiffness of severe weakness of quadriceps muscle.

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

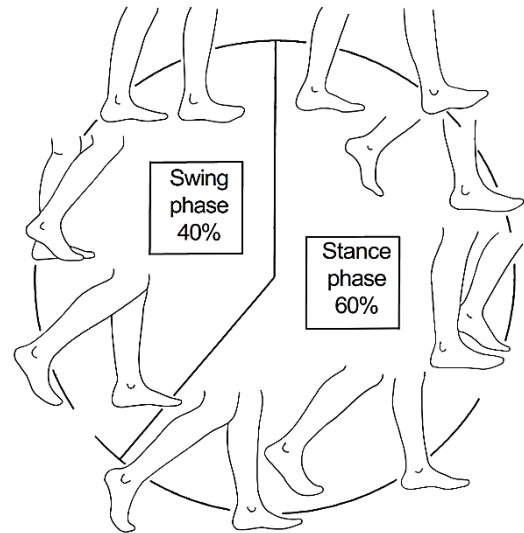


Fig. 1 Gate cycle of normal walking

شکل 1 سیکل گیت کامل راه رفتن انسان [17]

قرار می‌گیرد.

3-1- آناتومی زانو و سیکل راه رفتن

شناخت زانو و نحوه‌ی حرکت زانو در طراحی و انتخاب مکانیزم ارتز از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. مفصل زانو شامل دو مفصل مجزا می‌باشد که همگی داخل یک کپسول مفصلی منفرد قرار گرفته‌اند. زانو علاوه بر امکان‌سازی حرکت، تاثیر بسزایی در تحمل وزن بدن در هنگام فعالیت‌های دینامیکی و استاتیکی دارد. این مفصل همچنین بزرگترین مفصل بدن و جزو یکی از پیچیده‌ترین مفاصل بدن به شمار می‌آید. حرکت زانو دارای دو درجه آزادی به صورت فلکشن و اکستنشن در صفحه‌ی سهمی و چرخش به داخل و خارج در صفحه‌ی عرضی می‌باشد [9].

3-2- ویژگی‌های مفصل زانوی سالم

در گیت طبیعی، زمانی که پاشنه پا با زمین اصابت می‌کند، زاویه فلکشن مفصل زانو صفر درجه می‌باشد. در هنگام برخورد پاشنه‌ی پا با زمین، گشتاور اکستنشن به منظور کنترل حرکت فلکشن زانو در فاز پاسخ بارگذاری ایجاد می‌شود. در انتهای فاز پاسخ بارگذاری زاویه‌ی مفصل زانو به فلکشن 15 درجه می‌رسد. سپس گشتاور فلکشن برای میرا کردن حرکت اکستنشن در بخش مید-استنس ایجاد می‌گردد که در نتیجه، در زمان جدا شدن پاشنه‌ی 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، زاویه‌ی فلکشن 60 درجه‌ی مفصل که بیشینه مقدار فلکشن در تمام طول سیکل گیت می‌باشد، 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 می‌کند. در نتیجه در انتهای فاز ترمینال - سوئینگ، زانو به زاویه صفر درجه بازگشته و سیکل بعدی آغاز می‌گردد. تغییرات زاویه‌ی 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 داده‌های سینماتیک مفصل زانو و گشتاور تولیدی مفصل زانو برای ایجاد سینماتیک مذکور در حین راه رفتن، سفتی مفصل زانو محاسبه می‌گردد که

² Reflex

³ Hip

⁴ Anterior trunk bending

¹ Winter

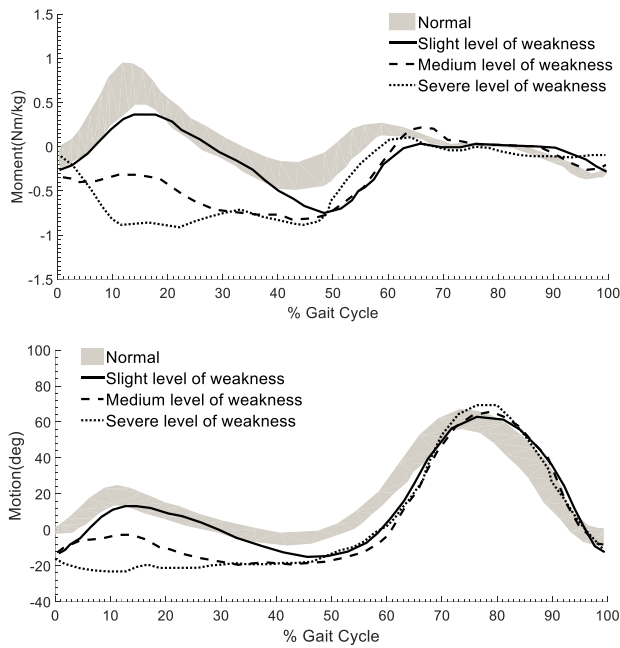


Fig. 3 Shows kinematics and kinetics characteristics for three patients suffering from different levels of quadriceps weakness. (a) and (b) display slight level of quadriceps weakness, (d) and (e) are for medium level of weakness, and (g) and (h) depict severe weakness of quadriceps muscle. The grey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

شکل 3 سینتیک و سینماتیک بیماران دارای ضعف عضله چهار سر. شکل‌های بالایی ضعف کم در عضله چهار سر، شکل‌های میانی بیمار با ضعف متوسط عضلات چهار سر و شکل‌های پایینی بیمار با ضعف حاد عضله چهار سر. ناحیه‌ی خاکستری رنگ محدوده‌ی انسان سالم را نشان می‌دهد [6].

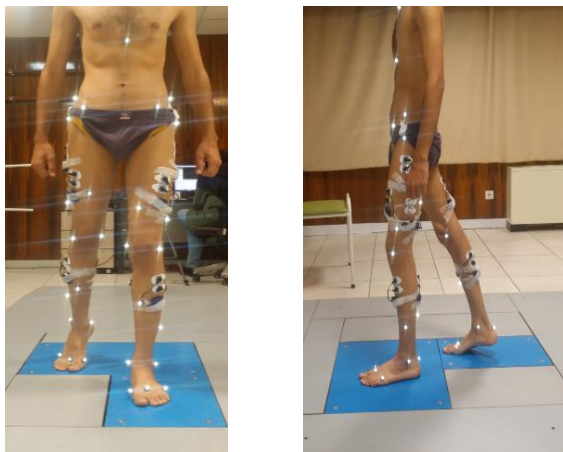


Fig. 4 Motion analyses

شکل 4 داده برداری آنالیز حرکت

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

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

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

افزایش گشتاور اکستنشن باعث افزایش تغییر شکل‌های بعدی هاپر - اکستنشن شده که همین موضوع می‌تواند به نگرانی اصلی بالینی تبدیل شود. از طرف دیگر همان‌طور که در بعضی از سندروم‌ها اتفاق می‌افتد، هنگامی که بیمار دچار ضعف در عضله گلتول و/یا عضلات فلکشن کننده‌ی زانو باشد، بیمار به ناچار توسط ارتز مفصل زانوی خود را در حالت قفل قرار می‌دهد [3]. شکل 3 ویژگی‌های سینتیک و سینماتیک سه بیمار که از ضعف عضله چهار سر در سطح‌های مختلفی رنج می‌برند را نشان می‌دهد [6]. شکل‌های بالایی ضعف کم در عضله چهار سر را نشان داده و شکل‌های میانی، بیمار با ضعف متوسط عضله چهار سر و شکل‌های پایینی بیماری با ضعف حاد در عضله چهار سر را بررسی می‌کند. شکل بالایی که ضعف اندک در عضله چهار سر را نشان می‌دهد بیانگر این است که بیمار دارای منحنی سینتیک و سینماتیک شبیه افراد سالم می‌باشد. این بیماران همچنان می‌توانند 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 می‌گردد. در صورتی که ضعف عضله چهار سر بیشتر شود بیمار تمایل پیدا می‌کند 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 می‌کند. معمولاً برای بیماران با ضعف عضله چهار سر حادث‌تر از ارتزهای قفل شونده که زانو را در حالت اکستنشن کامل نگه می‌دارد و پایداری کافی را برای بیمار ایجاد می‌کند، تجویز می‌گردد. نمودار زاویه و گشتاور افراد بیمار با ضعف زیاد در عضله چهار سر در طول سیکل گیت در شکل‌های پایینی نشان داده شده است. داده‌های 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 می‌باشد. 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 می‌باشد. شکل 2 نشان می‌دهد که افراد با ضعف عضله 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

داده‌های تجربی این پژوهش شامل آنالیز حرکت¹، ثبت فعالیت عضلات² و داده‌های آنترپومتری³ بیمار می‌باشد. 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 می‌دهد.

5- تنظیم سفتی

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

¹ Gait analysis

² Electromyography (EMG)

³ Anthropometry

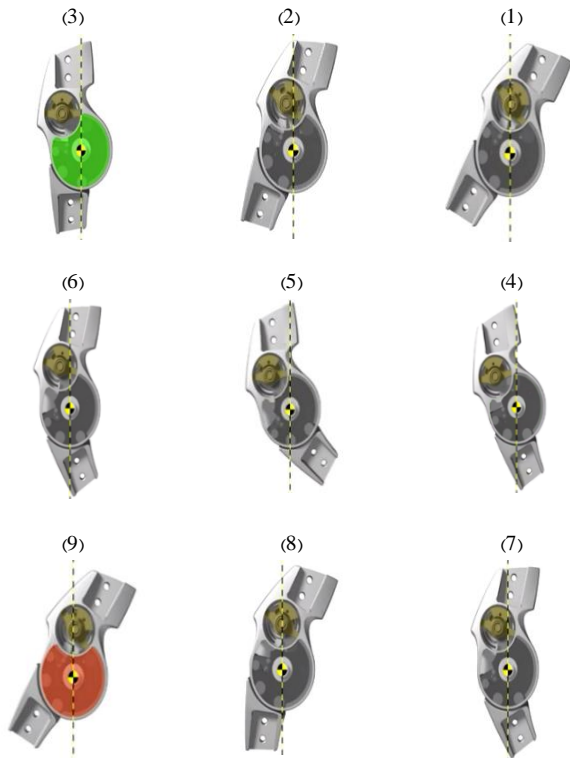


Fig. 5 Stance mechanism was proposed by Rietman [12]

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 نگه‌داشتن 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

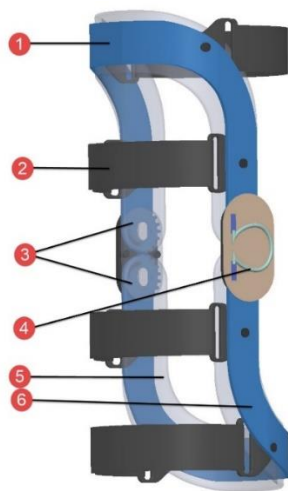


Fig. 6 the proposed biaxial hinge knee orthosis

شکل 6 طراحی ارتز مفصل دو محوره پیشنهادی در این مقاله

که 1K_e و ${}^2k_{hk}$ و ${}^3k_{qw}$ در روابط (1) و (2) به ترتیب سفتی موردنیاز برای ارتز، سفتی مفصل زانوی سالم و سفتی مفصل زانوی بیمار می‌باشد. در این مطالعه فنر پیچشی به‌صورت موازی با مفصل به پای بیمار متصل شده است، بنابراین چرخش زانو به‌عنوان 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 گام‌برداری 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 این‌رو حفظ پایداری مفصل زانو در این فاز از اهمیت بالایی برخوردار است. همچنین بیماران دارای ضعف عضلانی به‌دلیل ناتوانی در تولید گشتاور اکستنشن قادر به کنترل حرکت فلکشن در فاز پاسخ بارگذاری نمی‌باشند. از طرف دیگر در انتهای فاز گام‌برداری بخاطر ضعف عضلانی، بیماران قادر به حرکت اکستنشن زانوی خود نمی‌باشند و باید به‌وسیله‌ی 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 از دو جز اصلی تشکیل شده که به ران و ساق بیمار متصل می‌گردد. این مکانیزم شامل دو قطعه‌ی متحرک می‌باشد که براساس جهت‌گیری پا در صفحه‌ی سهمی، 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 گام‌برداری، 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 گام‌برداری 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

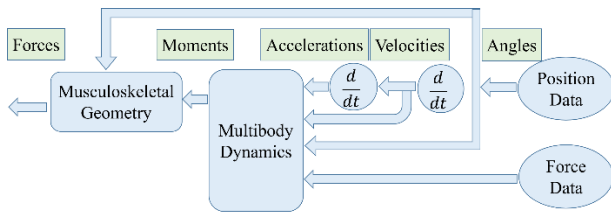


Fig. 7 Data analysis process in OpenSim software

شکل 7 روند تحلیل داده‌ها در نرم افزار این سیم

مقدار ضعف عضله‌ی چهار سر در بیماران مختلف متفاوت می‌باشد و نمی‌توان با طراحی یک ارتز خاص الگوی راه رفتن تمام بیماران را بهبود داد. از این رو در این تحقیق با استفاده از داده‌های آنالیز حرکت بیمار و ثبت فعالیت عضلات، ارتزی مناسب جهت تقلید سفتی مفصل سالم برای بیماران مختلف طراحی می‌گردد. با استفاده از تست آنالیز حرکت و شبیه‌سازی بیمار در این سیم، می‌توان فعالیت عضلات در طول سیکل گیت را به دست آورد [28]. حال با داشتن فعالیت عضلات در گیت طبیعی، می‌توان به مقدار ضعف در عضلات مختلف اکستانسور مفصل زانو پی برد. شبیه‌سازی 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 می‌گیرد. 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 می‌شود. مقدار گشتاور عملکرد فعال در نرم‌افزار این سیم برابر اختلاف گشتاور تولید شده در فرد سالم و بیمار با شرط سینماتیک یکسان می‌باشد. لازم به ذکر است که الگوریتم کنترل محاسباتی عضلات، میزان تحریک عضلات در طی سیکل گیت برای رسیدن به سینماتیک بیمار را حساب می‌نماید. این الگوریتم با معیار بهینه‌سازی استاتیکی و استفاده از یک کنترل کننده‌ی تناسبی- مشتقی در هر گام زمانی، توزیع نیرو در بین عضلات را به گونه‌ای محاسبه می‌نماید 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 می‌توان در هر گام زمانی با توجه به آناتومی و هم‌افزایی عضلات مقدار بهینه‌ی گشتاور لازم جهت ایجاد سینماتیک مطلوب در فرآیند دینامیک رو به جلو را محاسبه نمود [29]. فتر پیشی در هر گام زمانی گشتاور موردنیاز جهت ایجاد سینماتیک مطلوب را ایجاد می‌نماید.

با توجه به این که مقدار ضعف عضلات اکستانسور در بیماران متفاوت است، انتظار داریم نمودار گشتاور تولید شده توسط فتر 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 موردنیاز مفصل در فاز مید-سوئینگ و ترمینال-سوئینگ را با کمک فتر پیشی تولید می‌نماییم.

8- طراحی ارتز بر اساس سختی پیشی فتر

رابطه‌ی گشتاور پیشی ایجاد شده در فتر در اثر تغییر شکل پیشی به صورت زیر می‌باشد که T بیانگر گشتاور پیشی، J گشتاور اینرسی تیر، L طول موثر تیر و θ مقدار زاویه‌ی دوران را نشان می‌دهد:

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

⁵ Forward dynamic

زانو می‌باشد. در هنگام فلکشن مفصل زانو و حرکت چرخش چرخ‌دنده‌ها، فتر پیشی تحت بارگذاری پیشی قرار گرفته و آزاد سازی انرژی ذخیره شده در فتر سبب حرکت اکستنشن مفصل زانو می‌شود.

مکانیزم پیشنهاد شده برای فازهای ایستادن و گام برداری به صورت موازی با یکدیگر در ارتز استفاده شده‌اند. در لحظه‌ی تماس اولیه جهت‌گیری 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 کند. قطعه‌ی متحرک با جرم خارج از مرکز 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 فراهم می‌کند. حرکت اکستنشن آزادانه‌ی مفصل زانو در فاز ترمینال-استنس سبب تغییر فاز روان از فاز ایستادن به گام برداری می‌شود. در ادامه‌ی سیکل گیت، حرکت فلکشن مفصل زانو در فاز گام برداری سبب ذخیره انرژی در فتر پیشی امگا شکل می‌شود که این انرژی در انتهای فاز گام برداری برای جبران ضعف عضلات چهار سر به مفصل زانو اعمال می‌گردد و بیمار سیکل گیت روان‌تر و طبیعی‌تری را تجربه می‌کند.

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

7- نرم‌افزار این سیم^۱

این سیم طیف گسترده‌ای از مطالعات در مورد دینامیک راه رفتن، عملکردهای ورزشی، شبیه‌سازی روش‌های جراحی، آنالیز عملکرد مفاصل، طراحی دستگاه‌های پزشکی و شبیه‌سازی حرکات انسان‌ها و حیوانات را فراهم می‌کند. این سیم یکی از نرم افزارهای شاخص در مرکز محاسبات پزشکی سازمان ملی بهداشت آمریکا^۲، در دانشگاه استنفورد می‌باشد. این نرم‌افزار به منظور توسعه ابزارهای محاسباتی برای فیزیک مبتنی بر مدل‌سازی و شبیه‌سازی ساختارهای زیستی ایجاد گردیده است. تعداد بسیاری از محققان در سراسر دنیا مدل‌های رایانه‌ای متعددی از ساختارهای مختلف ماهیچه‌ای-عضلانی بدن انسان، برای شبیه‌سازی در نرم‌افزار این سیم ایجاد کرده‌اند. گیت 2392^۳ یکی از این مدل‌ها برای شبیه‌سازی و تحلیل حرکات انسان‌ها می‌باشد که توسط دلف^۴ و همکارانش ایجاد گردید. مدل گیت 2392 با تاکید بر عضلات اندام تحتانی انسان، مخصوص تحلیل و شبیه‌سازی راه رفتن انسان‌ها می‌باشد [24].

این نرم‌افزار همچنین تجزیه و تحلیل دینامیک معکوس و شبیه‌سازی دینامیک رو به جلو را انجام می‌دهد. نحوه انجام کار و تحلیل داده‌ها در این نرم‌افزار بدین صورت است که داده‌های موقعیت (توسط مارک‌های نصب شده روی بدن بیمار) و داده‌های نیرو (به وسیله‌ی صفحه‌ی نیرو) ثبت شده و به عنوان ورودی به نرم‌افزار داده می‌شود. در این مرحله با استفاده از داده‌های اندازه‌گیری شده، ابعاد مدل عمومی متناسب با فرد تحت مطالعه، مقیاس می‌شود [25]. سپس با انجام عملیات مشتق‌گیری و سینماتیک معکوس،

¹ Opensim

² National Institutes of Health (NIH)

³ Gait2392

⁴ Delp

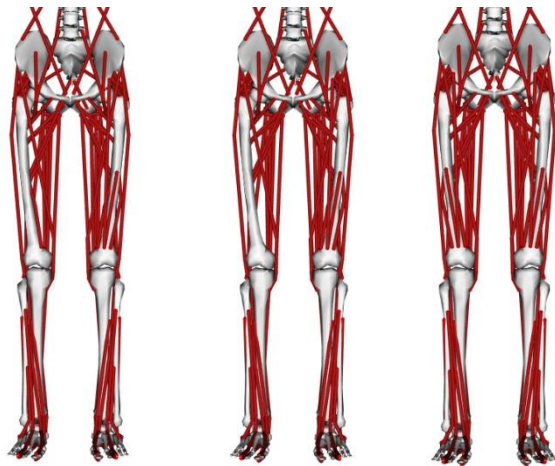


Fig. 8 Simulation of Model Gait2392 for Healthy, First and Second Patient

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

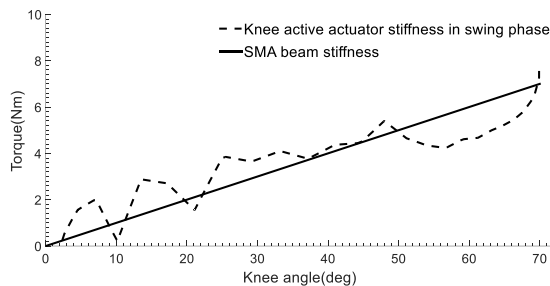


Fig. 9 Appropriate spring actuator are designed to reproduce the stiffness of active actuator (simulation) for first patients

شکل 9 تقلید سفتی عملگر فعال (شبیه‌سازی شده در نرم‌افزار اپن‌سیم) بوسیله فنر پیچشی برای بیمار اول

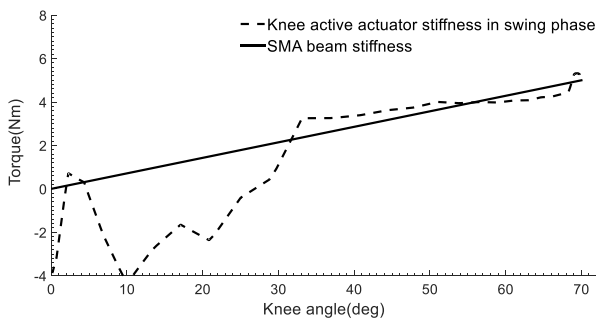


Fig. 10 Appropriate spring actuator are designed to reproduce the stiffness of active actuator (simulation) for second patients

شکل 10 تقلید سفتی عملگر فعال (شبیه‌سازی شده در نرم‌افزار اپن‌سیم) بوسیله فنر پیچشی برای بیمار دوم

می‌گردد. اما در بیمار دوم بخاطر فعالیت سالم برخی عضلات اکستانسور مفصل زانو، گشتاور اکستنشن عملگر 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 می‌باشد. این امر علاوه بر کاهش مقدار بیشینه گشتاور تولید شده توسط عملگر فعال، منجر به صفر شدن گشتاور تولیدی توسط عملگر 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 G/L در رابطه‌ی (3) بیانگر سفتی پیچشی در معادله‌ی پیچش فنر می‌باشد. بنابراین برای تنظیم سفتی پیچشی فنر می‌توان هر یک از پارامترهای G ، L و J را تغییر داد. با تغییر ابعاد سطح مقطع فنر و جنس آن، مقدار گشتاور لازم جهت تقلید سفتی مفصل سالم، برای بیماران با ضعف عضله‌ی چهار سر ایجاد می‌شود.

9- نتایج

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

در این مقاله برای دو بیمار با مقدار ضعف متفاوت در عضله‌ی چهار سر، شبیه‌سازی انجام شده و نشان داده خواهد شد این پروسه برای تمامی بیماران ضعف عضله‌ی چهار سر قابل کاربرد می‌باشد. فنر پیچشی به عنوان عملگر، برای تقلید از سفتی مفصل سالم و به دست آوردن سینماتیک مطلوب، باید مقدار گشتاور اکستنشن تولید شده توسط عملگر فعال (شبیه‌سازی شده در نرم‌افزار اپن‌سیم) در فاز مید-سوئینگ و ترمینال-سوئینگ را تولید نماید.

عضلات اکستانسور مفصل زانو شامل چهار عضله‌ی وست‌انترالیس¹، وست‌مدیالیس²، وست‌اینترالیس³ و رکتوس‌فموریس⁴ می‌باشند. بنابراین بیماران با سطوح مختلف ضعف عضلانی چهار سر دارای ناتوانی و ضعف در این عضلات می‌باشند. بیمار اول شبیه‌سازی شده در این مطالعه تمامی عضلات چهار سر خود را از دست داده است و فاقد هرگونه توانایی در حرکت اکستنشن مفصل زانو می‌باشد. در بیمار دوم عضله‌ی وست‌مدیالیس سالم بوده اما سه عضله‌ی دیگر دچار ضعف عضلانی می‌باشند. "شکل 8" شبیه‌سازی مدل گیت 2392 برای فرد سالم (شکل سمت راست)، بیمار اول (شکل میانی) و بیمار دوم (شکل سمت چپ) در اندام تحتانی را نمایش می‌دهد.

طبیعی می‌باشد که این بیمار به دلیل سالم بودن عضله‌ی وست‌مدیالیس نیاز به تولید مقدار گشتاور کمتری به وسیله‌ی فنر پیچشی نسبت به بیمار اول دارد. پروسه‌ی طراحی برای هر دو بیمار فوق با سطوح ضعف عضلانی مختلف اجرا شده که در ادامه به تفصیل شرح داده می‌شود. تقلید سفتی مفصل زانو توسط فنر پیچشی در "شکل‌های 9 و 10" نشان داده شده است. برای بیماران با مقدار ضعف عضلانی متفاوت، نیاز به تولید گشتاور مختلف، برای تقلید سفتی مفصل سالم می‌باشد. 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 شبیه‌سازی بیمار اول در نرم‌افزار اپن‌سیم به دلیل عدم وجود عضله‌ی اکستانسور مفصل زانو و ناتوانی بیمار در تولید گشتاور اکستنشن مورد نیاز، تمام گشتاور لازم جهت حرکت اکستنشن مفصل توسط عملگر فعال تولید

¹ Vastus Lateralis

² Vastus Medialis

³ Vastus Interialis

⁴ Rectus Femoris

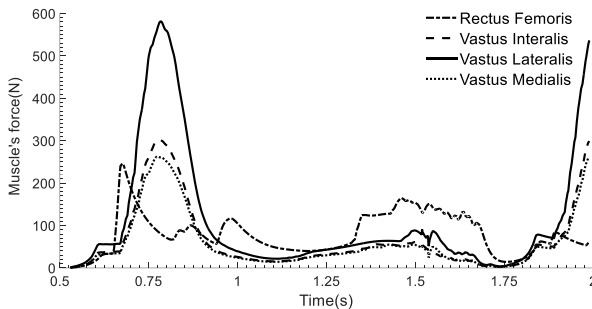


Fig. 12 Extensor muscles activity for a normal gait cycle

شکل 12 فعالیت عضلات Rectus femoris و Vastus lateralis و Vastus intialis 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، عملگر فعال در حرکت مفصل زانو دخالتی نمی‌کند. با گذشت زمان فعالیت عملگر 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 اپن‌سیم 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 عملگر 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 هزینه‌ی ساخت بالا می‌شود، قابل کاربرد روزانه برای بیماران نمی‌باشد. در همین راستا، با استفاده از نرم‌افزار اپن‌سیم 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 عضله‌ی 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 عملگر 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 ادامه‌ی حرکت اکستنشن می‌باشند که باعث می‌شود گشتاور تولید شده توسط عملگر فعال برای بیمار دوم صفر گردد. مقدار گشتاور اکستنشن تولید شده توسط فنر پیچشی برای بیمار دوم در زاویه‌ی زیر 30 درجه با تولید گشتاور فلکشن توسط عضلات همسترینگ، کنترل می‌گردد.

عضله‌ی وستوس‌مدیالیس در بیمار دوم از نظر فعالیت عضلانی، سالم می‌باشد. فعالیت این عضله را در سه حالت فرد سالم، فعالیت عضله‌ی مورد نظر در شرایط ضعف عضلانی بیمار دوم و فعالیت عضله‌ی 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. عضله‌ی وستوس‌مدیالیس 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 عضله‌ی وستوس‌مدیالیس موجب سیکل گیت ناپایمن 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 بر عهده دارند. لذا عضلات سالم اکستانسور زانو، به منظور جبران ضعف عضلات اکستانسور زانو در فاز های پاسخ‌بارگذاری و مید-سوئینگ و ترمینال-سوئینگ، فعالیت بیشتری انجام می‌دهند. در سیکل گیت بیمار شبیه‌سازی شده، براساس سینماتیک مفصل زانو، از لحظه‌ی 17.1 ثانیه فاز گام برداری آغاز گشته و در فازهای مید-سوئینگ و ترمینال-سوئینگ عملگر فنر پیچشی در مکانیزم،

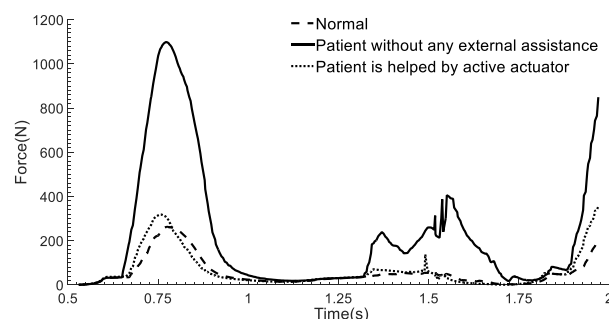


Fig. 11 Vastus Medialis's force during the gait cycle for three cases: a healthy subject, second and third patients with muscle weakness and when second patient use the designed device to improve their motion pattern.

شکل 11 فعالیت عضله‌ی سالم وستوس‌مدیالیس برای بیمار دوم در حالات 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 Campaign, Illinois, 1992.
- [18] Z. Saefi-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 اکستانسور 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 اکستانسور مفصل زانو، جلوگیری گردد.

در این طرح، فتر پیچشی خطی به‌عنوان عملکرد غیرفعال اعمال کننده 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 قفل کننده، 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 کنترل کننده برای حرکات مفصل زانو در زیر فاز ایستادن باید به‌گونه‌ای 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.