

طراحی و شبیه‌سازی ارتز قوزک بیمار محور با عملگر فنر پیچشی

افتادگی مچ پا یکی از اختلالات عصبی-عضلانی می‌باشد که از ضعف یا فلج بودن عضلات پری‌تیبیال نشأت می‌گیرد. دو عارضه اصلی افتادگی مچ پا، برخورد ضربه‌ای کف پا بعد از فاز برخورد اولیه و کشیده شدن انگشتان پا بر زمین در طی فاز گام‌برداری می‌باشد. در این مقاله با طراحی ارتز مناسب، نیاز بیماران مختلف دارای ضعف عضله‌ی پری‌تیبیال در دو فاز گام‌برداری و فاز پاسخ بارگذاری پاسخ داده شده است. مقدار گشتاور مورد نیاز در هر گام زمانی برای تقلید سفتی مفصل قوزک سالم با استفاده از نرم افزار این سیم و داده برداری آنالیز حرکت، به صورت بهینه شده محاسبه می‌شود. سپس با استفاده از فنر پیچشی، گشتاور مورد نیاز جهت اصلاح سفتی مفصل 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 تجربه سیکل گیت بهتر را برای هر بیمار به وجود بیاوریم.

فرشید صادقیان^۱

دانشجوی دکترا

محمد رضا ذاکرزاده^۲

دانشیار

مراد کریم‌پور^۳

استادیار

مصطفی باغانی^۴

دانشیار

واژه‌های راهنما: ضعف عضلات پری‌تیبیال، ارتز قوزک، فنر پیچشی، اپن سیم

۱- مقدمه

افتادگی مچ پا به عنوان ناتوانی بیمار در بلند کردن کف پا در نظر گرفته می‌شود که با نام بیماری دراپ‌فوت شناخته شده است. عوارض افتادگی مچ پا در طی راه رفتن، شامل برخورد ضربه‌ای کف پا با زمین بعد از فاز برخورد اولیه و کشیده شدن انگشتان پا بر روی زمین در طول فاز گام‌برداری می‌باشد. برخورد کنترل نشده‌ی کف پا با زمین سبب ایجاد صدای متمایزی شده و ضربه شدیدی نیز به پا وارد می‌کند. همچنین در طی فاز گام‌برداری، کشیده شدن انگشتان پا بر روی زمین، از حرکت درست عضو جلوگیری کرده و ریسک افتادن بیمار را افزایش می‌دهد [۱]. در نتیجه، بیمارانی که به افتادگی مچ پا مبتلا هستند برای جلوگیری از کشیده شدن انگشتان پایشان بر روی زمین، زانوی خود را بیشتر از حد معمول خم می‌کنند تا از ساییدگی انگشتان

^۱ دانشجوی دکترا، دانشکده بیومدیکال فیزیولوژی و کینزیولوژی، دانشگاه سایمن فریزر، کانادا farshids@sfu.ca

^۲ نویسنده مسئول، دانشیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تهران، ایران zakerzadeh@ut.ac.ir

^۳ استادیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تهران، ایران m.karimpour@ut.ac.ir

^۴ دانشیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه تهران، ایران baghani@ut.ac.ir

تاریخ دریافت: ۹۷/۱۲/۱۶، تاریخ پذیرش: ۱۴۰۰/۰۱/۱۵

بر روی زمین جلوگیری کنند. افتادگی مچ پا، بیمار را وادار می کند تا مفصل لگن را در طی فاز گام برداری بیشتر از حالت طبیعی فلکس کند تا از برخورد بین زمین و انگشتان پا جلوگیری کند. بدین صورت انگشتان پا اولین نقاطی می باشند که در فاز پاسخ بارگزاری با زمین تماس پیدا می کنند [۲]. بیماران دراپ فوت به دلیل الگوی راه رفتن غیر طبیعی خود، به سختی راه می روند و از خستگی ناشی از آن رنج می برند. این امر سرعت راه رفتن و مسافتی که می توانند طی کنند را کاهش می دهد. افتادگی مچ پا نشان دهنده ی یک مشکل اساسی است که بسته به علت آن می تواند موقتی یا دائمی باشد. افتادگی مچ پا ناشی از فلج کلی یا بخشی از عضلات پری تیبیال^۱ و گروه پرونیال^۲ می باشد. از علل دیگر این بیماری می توان به موارد زیر اشاره کرد: اختلالات تحلیل برنده عصبی مغز^۳ که موجب مشکلات عضلانی مانند اسکروز متعدد^۴، سکتی مغزی و فلج مغزی می شود؛ اختلالات نورون حرکتی^۵ مانند فلج اطفال، برخی از اشکال آتروفی عضلانی نخاعی^۶ و اسکروز جانبی آمیوتروپیک^۷؛ صدمه به ریشه عصب مانند تنگی مجرای نخاع^۸؛ اختلالات عصبی دوره ای^۹ [۳]. عدم تحرک و عدم استفاده از مفاصل بیماران می تواند پیامدهای بدتری داشته باشد، به طوریکه حفظ یک موقعیت ساکن برای مدت طولانی می تواند سبب کوتاه شدن عضلات و بدتر شدن انقباض عضلات گردد [۴، ۵]. از این رو یکی از رایج ترین روشهای درمانی برای افتادگی مچ پا، استفاده از ارتز می باشد. ارتزهای قوزک^{۱۰} برای محافظت و هم ترازوی مچ و کف پا طراحی شده اند تا فشارهای انقباضی بر عضلات مچ و کف پا را سرکوب کرده و همچنین به عضلات ضعیف یا فلج مچ و کف پا کمک کنند تا از بدشکلی آنها جلوگیری کرده و عملکرد آنها را بهبود ببخشند [۶]. مطالعه ای آماری انجام شده توسط نیلسون برای کمیته ی مطالعات جهانی ارتز و پروتز نشان می دهد که بیش از ۲ میلیون نفر در آمریکا به صورت کامل یا جزئی فلج می باشند و حدود ۳، ۲۰ درصد از این جمعیت برای بهبود الگوی راه رفتن از ارتز استفاده می کنند [۷]. ارتزهای قوزک به منزله ی محافظ و کمک کننده ی بیمار بوده و همانند اسکلت بدن عمل می کنند. ارتزهای قوزک به عنوان بخشی از راه حل برای پایداری و اصلاح عملکرد مفاصل تجویز می شوند. این ارتزها برای کمک به حرکت غیرطبیعی اندام تحتانی در مفصل قوزک طراحی شده اند که اثر بسیار بزرگ ذهنی نیز بر روی بیماران می گذارند [۸]. ارتزهای قوزک را می توان براساس عملکرد به دو گروه تقسیم نمود که عبارتند از: (۱) ارتزهای قوزک غیرفعال (۲) ارتزهای قوزک فعال [۱]. نوع ارتز مناسب برای بیمار بر اساس آسیب شناسی و توانایی فیزیکی بیمار تجویز می گردد.

افزایش توانایی بیمار برای تحمل وزن خود در حین فاز مید-استنس^{۱۱}، بهبود پروسه ی تماس پا با زمین در فاز ایستادن، بهبود توانایی بیمار برای جدا کردن پاشنه پا از زمین در انتهای فاز ایستادن، هدایت پای بیمار، کاهش درجات آزادی بیمار به منظور کنترل بهتر مشکلات بیمار و محافظت از مفصل قوزک و رباطهای بیمار، از

¹ Pretibial

² Peroneal

³ Neurodegenerative disorders of the brain

⁴ Multiple sclerosis

⁵ motor neuronal disorders

⁶ Muscular spasm atrophy

⁷ Amyotrophic lateral sclerosis

⁸ Stenosis Spinal cord

⁹ Peripheral neurological disorders

¹⁰ Ankle-Foot Orthoses (AFOs)

¹¹ Mid-stance

دلایل انتخاب ارتز برای درمان بیماران دراپ فوت می‌باشد. ارتزهای قوزک غیرفعال نیز خود به دو گروه ارتزهای مفصل دار و ثابت تقسیم می‌گردند. ارتزهای قوزک غیرفعال ثابت با نگهداری قوزک در حالت معین، پایداری لازم در طول راه رفتن برای بیمار را ایجاد کرده اما از طرفی باعث الگوی راه رفتن غیرطبیعی در بیمار می‌شوند. اما ارتزهای مفصل دار با نگهداری مفصل قوزک در موقعیت طبیعی خود در فاز گام برداری و کنترل پلانتر-فلکشن^۱ بلافاصله بعد از برخورد پاشنه پا با زمین (برای جذب ضربه ناشی از وزن بیمار) به بیماران دراپ فوت کمک می‌کنند. این ارتزها در هنگام پلانترفلکشن مفصل قوزک در طی سیکل گیت، انرژی مورد نیاز برای دورسی فلکشن مفصل قوزک در المان‌های مکانیکی ذخیره می‌کنند. آزاد سازی این انرژی سبب بهبود الگوی راه رفتن بیماران دراپ فوت می‌گردد. ارتزهای قوزک فعال با کنترل قوزک در هر دو فاز ایستادن و گام برداری، سعی در تقلید عملکرد مفصل قوزک سالم دارند. این ارتزها با استفاده از عملگرهای فعال از قبیل هوای فشرده و آلیاژهای سوپرا الاستیک^۳، علاوه بر کنترل موقعیت و سینماتیک مفاصل، با تولید گشتاور مورد نیاز (جهت ایجاد سینماتیک مطلوب)، حرکت مفصل را کنترل می‌کنند. مهمترین محدودیت این ارتزها، نیاز آنها به منبع قدرت خارجی بوده که کاربرد این ارتزها را به محیط آزمایشگاهی محدود می‌کند.

بیماران دارای ضعف عضلات پری تیبیال توانایی لازم جهت تولید گشتاور دورسی فلکشن^۴ مورد نیاز مفصل قوزک را نداشته که این امر منجر به سیکل گیت غیرطبیعی می‌شود [۹]. بیماران برای بهبود الگوی راه رفتن باید از ارتزهای قوزک که به اصلاح به الگوی راه رفتن بیمار کمک می‌کند، استفاده نمایند. این ارتزها با مکانیزم‌های غیر فعال و فعال سعی در تقلید سفتی مفصل سالم دارند. مکانیزم‌های غیر فعال به دلیل عدم تولید گشتاور مورد نیاز بیمار، قابل استفاده برای بیماران با ضعف در عضلات پری تیبیال نمی‌باشند. از طرفی مکانیزم‌های فعال نیز به دلیل حجیم و سنگین بودن تجهیزات و ضرورت استفاده از سیستم کنترل پیشرفته، که باعث محدود شدن کاربرد آنها برای توانبخشی بیماران در محیط آزمایشگاه‌ها می‌گردد، در کاربردهای روزمره قابل استفاده نمی‌باشند.

دیگرگ^۵ ارتزی با عملگر آلیاژ سوپرا الاستیک ارائه کرد [۱۰]. عملگر آلیاژ سوپرا الاستیک این ارتز پاسخ زمانی مناسبی برای بیماران ایجاد می‌کند و باعث شده که استفاده از این ارتز برای راه رفتن واقعی کاربردی باشد. حرکت پلانترفلکشن در قوزک سعی در کشیدن سیم‌های آلیاژ سوپرا الاستیک می‌کند که این عمل باعث جلوگیری از پلانترفلکشن بیش از حد شده و ذخیره انرژی برای کمک به دورسی فلکشن می‌کند.

تست‌های آنالیز حرکت انجام شده و نتایج نشان می‌دهد که این ارتز می‌تواند الگوی راه رفتن غیر طبیعی در بیماران فوت درآپ^۶ را بهبود بخشد. ارتز دیگری با عملگر میله‌ی سوپرا الاستیک توسط مطاعی^۷ پیشنهاد داده شد [۱۱، ۱۲]. در این مطالعه طراحی بر اساس بارگزاری چند محوره میله‌ی سوپرا الاستیک صورت گرفته است. میله سوپرا الاستیک با الگوی موازی با محور قوزک قرار گرفته است و تحت بارگزاری پیچشی به دلیل چرخش

¹ Plantar flexion

² Actuator

³ Super Elastic

⁴ Dorsiflexion

⁵ Deberg

⁶ Foot drop

⁷ Mataee

مفصل قوزک، در صفحه‌ی سهمی و تحت بار فشاری بخاطر حرکت خطی عملگر سلنویید قرار دارد. بارگزاری چند محوره این امکان را به وجود آورده است که سفتی پیچشی میله سوپرااستیک را در طول سیکل گیت تنظیم کرده و مقدارهای مختلف پروفایل سفتی را در سرعت‌های مختلف ایجاد نماید. همچنین مطاعی یک مفهوم و مدل دیگر برای ارتزها با عملگر سوپرااستیک تحت گشتاور خمشی ارائه نمود که مکانیزم آن شامل لولای سوپرااستیک، مفصل قابل تنظیم، عملگر خطی و لغزنده می‌باشد [۱۳]. در این ارتز عملگر خطی موقعیت لغزنده را جابجا کرده و سبب تنظیم طول موثر لولا می‌شود که باعث تولید سفتی‌های مختلف مورد نیاز در مفصل قوزک می‌گردد. حرکت پلانترفلکشن باعث تغییر شکل لولای سوپرااستیک و متعاقباً ذخیره انرژی خمشی در لولا می‌شود که آزاد شدن این انرژی بعد از لحظه‌ای که پا زمین را ترک می‌کند به حرکت دورسی-فلکشن مفصل قوزک کمک می‌کند.

پیتاکو با استفاده از خاصیت کشسانی آلیاژ سوپر الاستیک، ارتزی با عملگر فنر به شکل حرف بزرگ امگا برای نگه داشتن قوزک در موقعیت طبیعی و از بین بردن انقباض عضلانی و اسپاسم در اطراف مفصل طراحی نمود. این شکل به خصوص برای آلیاژ سوپر الاستیک به ارتز اجازه می‌دهد که به طور یکنواخت در تمام طول خود تحت بارگذاری قرار گرفته، از تمرکز تنش در آلیاژ سوپر الاستیک پرهیز شده و یک بازیابی غیرخطی نیرو داشته باشد. در صورتی که فنرها از شکل ابتدایی خود دور شده باشند، نیروهای بازیابی شده دارای مقدار اندازه‌ی بزرگ و هنگامی که مفصل به زاویه‌ی طبیعی خود نزدیک باشد مقدار اندازه‌ی کمی می‌باشد [۱۴].

هدف از این پژوهش طراحی یک ارتز به منظور ایجاد حرکت طبیعی قوزک در بیماران دارای ضعف عضلانی در عضلات پری تیبیال می‌باشد. مکانیزم ارتز پیشنهاد شده در این مقاله بدین صورت می‌باشد که در انتهای فاز ایستادن به دلیل حرکت پلانترفلکشن مفصل قوزک، انرژی در فنر پیچشی ذخیره می‌شود که آزاد سازی این انرژی در فاز گام برداری و پاسخ بارگزاری سبب اصلاح الگوی راه رفتن بیمار می‌گردد. در نتیجه بیمار سیکل گیت روان‌تر و طبیعی‌تری را تجربه می‌کند. با داده برداری آنالیز حرکت و شبیه سازی بیمار در نرم‌افزار اپن‌سیم^۱، می‌توان به صورت بیمار محور، مقدار گشتاور لازم جهت اصلاح سفتی مفصل بیمار را بدست آورد [۱۵، ۱۶].

در این مقاله با استفاده از مدل گیت ۲۳۹۲ در نرم‌افزار اپن‌سیم که شامل یک مدل سه بعدی دینامیکی مناسب از بدن و به ویژه اعضای اندام تحتانی می‌باشد، شبیه‌سازی مسئله در تطبیق با جنبه‌های واقعی فرایند گام زدن بیماران با سینماتیک و ضعف عضلانی مختلف به انجام رسید. با استفاده از یک حلقه‌ی کنترلی تناسبی-مشتقی در نرم افزار اپن‌سیم، فعالیت عضلات مختلف محاسبه می‌گردد.

از این رو مقدار بهینه گشتاور لازم جهت اصلاح الگوی راه رفتن هر بیمار، با استفاده از داده‌های آنالیز حرکت بیمار محاسبه می‌گردد. سپس با استفاده از الگوی استفاده شده در این تحقیق، امکان طراحی ارتز برای بیماران، با مقدار ضعف متفاوت در عضله‌ی پری تیبیال، امکان پذیر می‌باشد. در نهایت متناسب با مقدار ضعف عضلانی هر بیمار، مشخصات فنر پیچشی محاسبه می‌گردد.

¹ Opensim

۲- سیکل گیت و داده برداری آنالیز حرکت

سیکل گیت به طور کلی شامل دو فاز ایستادن و گام برداری 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. از این لحظه به بعد فاز گام برداری آغاز شده و زمانی که پا در هوا نوسان می‌کند را شامل می‌شود و در نهایت با برخورد پا به زمین اتمام می‌گردد. هر کدام از این فازها خود شامل زیرفازهایی می‌باشد که این زیر فازها بر اساس درصد سیکل گیت تقسیم‌بندی شده‌اند. فاز ایستادن، فازهای پاسخ بارگذاری^۱ و مید- و ترمینال - استنس^۲ و پیش-سوئینگ^۳ را شامل می‌شود، در حالیکه فاز گام برداری فازهای ارلی-سوئینگ^۴ و مید-سوئینگ^۵ و ترمینال-سوئینگ^۶ را شامل می‌گردد [۱۷]. داده‌های تجربی این پژوهش شامل آنالیز حرکت^۷، ثبت فعالیت عضلات^۸ و داده‌های آنترپومتریک^۹ بیمار می‌باشد. هنگام داده برداری شش تست دینامیک و سه تست استاتیک انجام شد. تست دینامیک جهت بدست آوردن سینتیک و سینماتیک بیمار و داده برداری استاتیکی برای مقیاس کردن بیمار انجام گردید. در تست آنالیز حرکت از ۴۳ مارکز جهت مشخص نمودن زوایای مفاصل در هر گام زمانی استفاده شده است. شکل (۱) داده برداری آنالیز حرکت بیمار را نشان می‌دهد.

۳- مشخصات سینماتیک و سینتیک مفصل قوزک

با مطالعه سینماتیک و سینتیک مفصل قوزک پای سالم در طی سیکل گیت، نیازهای اصلی بیمار برای دستیابی به الگوی عادی راه رفتن شناسایی می‌شود، تا بتوان به کمک ارتز، الگوی گیت طبیعی‌تر را برای بیماران طراحی نمود. حرکات اصلی مفصل قوزک در هنگام راه رفتن، در صفحه‌ی سهمی^{۱۰} اتفاق می‌افتد، بنابراین سینماتیک مفصل سالم و بیمار در صفحه‌ی سهمی مورد بررسی قرار می‌گیرد.

۳-۱- ویژگی‌های مفصل قوزک سالم

در الگوی راه رفتن طبیعی، گشتاور پلانترفلکشن تولید شده در قوزک سبب جلو رفتن فرد می‌گردد. در طول فاز مید-استنس، حرکات مفصل قوزک به عنوان نیرو محرکه پا به حساب می‌آید. گشتاور دورسی فلکشن در هنگامی که پا با زمین در تماس می‌باشد، با عبور راستای وزن بدن از محل تماس پا با زمین ایجاد می‌گردد. در لحظه‌ی جدا شدن پاشنه‌ی پا از زمین، نیروی عکس العمل زمین از بخش جلویی کف پا عبور می‌کند که سبب افزایش گشتاور دورسی فلکشن در فاز ترمینال-استنس می‌گردد.

¹ Loading Response

² Terminal Stance

³ Pre Swing

⁴ Early Swing

⁵ Mid Swing

⁶ Terminal Swing

⁷ Gait analysis

⁸ Electromyography (EMG)

⁹ Anthropometry

¹⁰ Sagittal



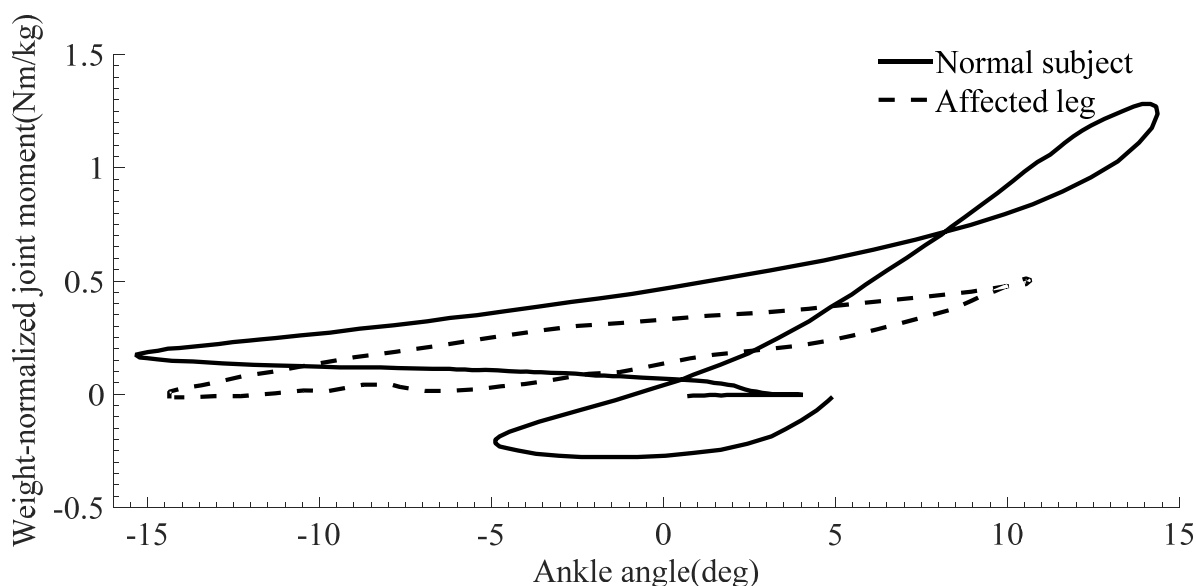
شکل ۱- داده برداری آنالیز حرکت

سپس در انتهای فاز ترمینال استنس، گشتاور پلانترفلکشن توسط عضلات کالف^۱ ایجاد می گردد. در ابتدای فاز گام برداری، عضلات پری تیبیال، نقش کلیدی برای ایجاد حرکت دورسی فلکشن را بازی می کنند. در طول فاز گام برداری، مقدار گشتاور دورسی فلکشن کاهش یافته تا در انتها، موقعیت قرار گیری مفصل قوزک برای فاز تماس اولیه، توسط عضلات پری تیبیال کنترل شده و سیکل گیت بعدی آغاز گردد [۱۸، ۱۹]. رفتار مفصل قوزک در گیت طبیعی، شامل ۶،۵ درجه پلانترفلکشن اولیه، که سبب بارگذاری مفصل قوزک در فاز پاسخ اولیه می شود، می باشد. سپس در هنگام فازهای مید-استنس و ترمینال استنس ۱۷ درجه چرخش در حرکت دورسی فلکشن اتفاق می افتد. در فاز پیش-سوئینگ، عضلات پلانترفلکشن مفصل قوزک را ۲۷ درجه چرخش می دهند و در نهایت در فاز گام برداری تمامی چرخش های انجام شده با ۱۶،۵ درجه دورسی فلکشن باز می یابد. با تقسیم بندی کل حرکات سیکل گیت به رویدادهای بارگذاری و باربرداری، چهار رفتار بارگذاری- باربرداری مشاهده می گردد [۱۲]. جدول (۱) چهار رفتار بارگذاری و بار برداری مفصل قوزک را نشان می دهد.

جدول ۱- چهار مرحله ی بارگذاری و باربرداری مفصل قوزک [۱۲]

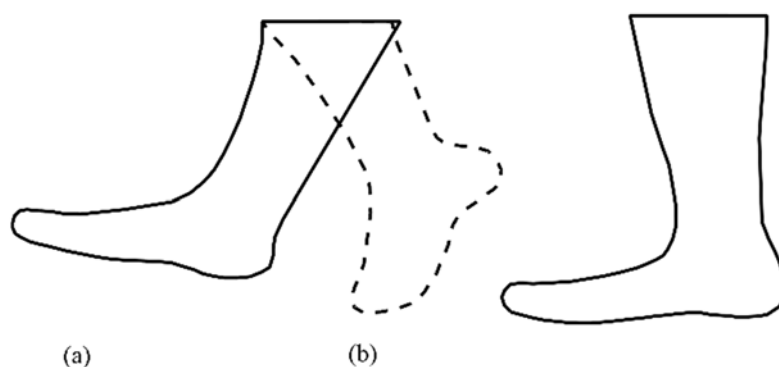
مرحله	فاز	چرخش	حالت بارگذاری
۱	پاسخ بارگذاری	۶،۵	بارگذاری
۲	مید-استنس و ترمینال-استنس	۱۷	بار برداری
۳	پیس-سوئینگ	۲۷	بارگذاری
۴	گام برداری	۱۶،۵	بار برداری

^۱ Culf



شکل ۲- مقایسه سفتی مفصل قوزک بین فرد سالم و بیمار با ضعف عضله‌ی پری تیپال [۱]

در این پروژه برای شبیه‌سازی حرکت مفصل قوزک در این مطالعه، فرض ساده سازی حرکت دو مرحله‌ای بارگزاری و باربرداری شامل ۱۶٫۵ درجه چرخش در فاز استنس و بازیابی ۱۶٫۵ درجه در فاز گام برداری را انجام دادیم [۱، ۱۳]. دشپند با استفاده از داده برداری آنالیز حرکت از ۱۰ بیمار دراپ فوت و فرد سالم، سینماتیک و سینتیک مفصل قوزک فرد بیمار و فرد سالم را محاسبه نمود [۱]. با ترکیب کردن داده‌های سینماتیک مفصل قوزک و گشتاور تولیدی حول محور مفصل، برای ایجاد سینماتیک مذکور در حین راه رفتن، سفتی مفصل قوزک محاسبه می‌گردد که در شکل (۲) نشان داده شده است. به‌طور کلی، سفتی مفصل قوزک شامل سفتی ذاتی و سفتی واکنش^۱ می‌باشد. سفتی ذاتی قوزک مرتبط به آناتومی (ساختار) مفصل و ماهیچه‌ها می‌باشد، در حالی که سفتی واکنش به عملکرد ماهیچه‌ها در حرکت کنش^۲ و واکنش بستگی دارد [۲۰، ۲۱].



شکل ۳- عدم توانایی بیمار دراپ فوت در حین راه رفتن: (a) فرد سالم و (b) بیمار دراپ فوت

¹ Reflex

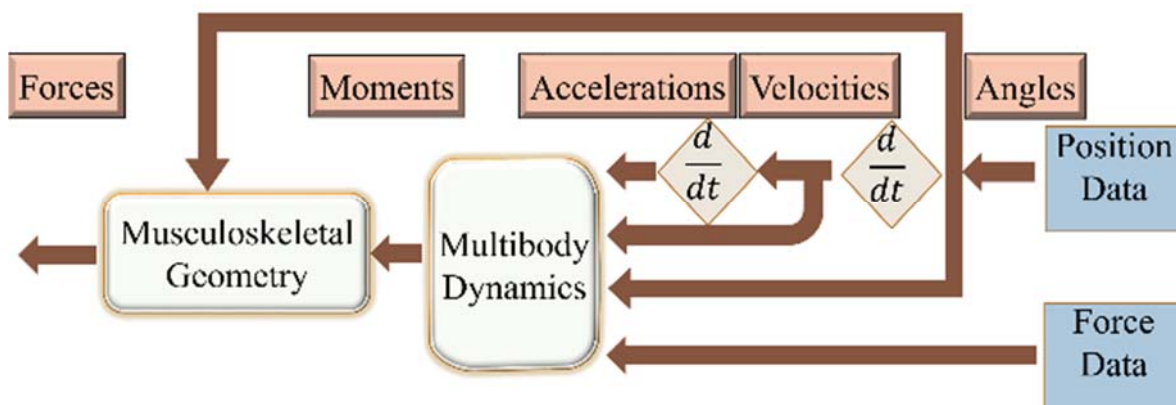
² Flex

۳-۲- الگوی راه رفتن بیماران با ضعف عضله‌ی پری تیبیال

مطالعه‌ی سیکل گیت افراد بیمار دارای ضعف عضله‌ی پری تیبیال ما را در فهم بهتر عملکرد بیماران کمک می‌کند. همانطور که در شکل (۲) مشاهده می‌شود، در فازهای ارلی-استنس و مید-سوئینگ، زاویه‌ی مفصل قوزک بیماران در مقایسه با افراد سالم تفاوت چشم‌گیری دارد. تفاوت زاویه‌ی مشاهده شده در ابتدای فاز ایستادن، بیانگر برخورد ضربه‌ای کف پا با زمین در حین فاز پاسخ بارگزاری می‌باشد. برای اجتناب از آن، کنترل حرکت پلانترفلکشن در فاز ارلی-استنس نیاز است. علاوه بر آن کشیده شدن انگشتان پا در فازهای مید-سوئینگ و ترمینال-سوئینگ بیانگر تفاوت بین تغییرات زاویه‌ی مفصل افراد سالم و دراپ‌فوت در فاز گام‌برداری می‌باشد. همانطور که در شکل (۳) نشان داده شده است، بیمار به اجبار کل پا را بالاتر می‌آورد تا از کشیده شدن انگشتان پا بر روی زمین خودداری کند. همچنین بیشترین تفاوت در ایجاد گشتاور میان بیماران دراپ فوت و فرد سالم، در انتهای فاز ایستادن و در لحظه‌ی جدا شدن پاشنه‌ی پا از زمین مشاهده می‌گردد.

۴- نرم افزار اپن سیم

اپن سیم مجموعه‌ی گسترده‌ای از تحقیقات در مورد شبیه سازی حرکات انسان‌ها و حیوانات، آنالیز عملکرد مفاصل، دینامیک راه رفتن، شبیه‌سازی روش‌های جراحی، عملکردهای ورزشی و طراحی دستگاه‌های پزشکی را فراهم می‌کند. دانشمندان زیادی از سراسر نقاط دنیا، مدل‌های مختلف ماهیچه‌ای-عضلانی بدن انسان را در اپن سیم شبیه‌سازی کرده‌اند. گیت ۱۲۳۹۲ یکی از مدل‌های جامع نرم‌افزار اپن سیم به منظور شبیه‌سازی و تحلیل حرکات انسان‌ها می‌باشد. مدل گیت ۲۳۹۲ با تاکید بر عضلات اندام تحتانی انسان، شامل ۲۳ درجه آزادی و ۹۲ عضله می‌باشد که عمده‌ی این عضلات در الگوی راه رفتن مدل تاثیرگذار می‌باشند [۲۲].



شکل ۴- روند تحلیل داده‌ها در نرم افزار اپن سیم [۲۵]

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 مارکرهای نصب شده روی بدن بیمار) و داده های نیرو (به وسیله ی صفحه ی نیرو) ثبت شده و به عنوان متغیرهای ورودی به نرم افزار داده می شود. سپس با استفاده از داده های اندازه گیری شده، ابعاد عمومی مدل متناسب با فرد تحت مطالعه، مقیاس می شود [۲۳]. با انجام عملیات مشتق گیری و سینماتیک معکوس، سینماتیک مربوط به مفاصل مختلف بدن بدست می آید [۲۴]. در ادامه با اعمال روش دینامیک معکوس، ممان های حاصله و نیروها محاسبه می شوند. روند تحلیل داده ها در نرم افزار اپن سیم در شکل (۴) نشان داده شده است [۲۵]. در بیماران مختلف مقدار ضعف عضله ی پری تیبیال متفاوت می باشد و با طراحی یک ارتز خاص نمی توان الگوی راه رفتن تمام بیماران را بهبود بخشید. در این تحقیق با استفاده از داده های آنالیز حرکت بیمار و ثبت فعالیت عضلات، ارتزی مناسب جهت تقلید سفتی مفصل سالم، برای بیماران با ضعف عضلانی مختلف طراحی می گردد. با داده برداری آنالیز حرکت و شبیه سازی سینتیک و سینماتیک بیمار در اپن سیم، فعالیت عضلات در طول سیکل گیت را محاسبه می کنیم [۲۶].

سپس با داشتن فعالیت عضلات در الگوی راه رفتن طبیعی، مقدار ضعف در عضلات مختلف پری تیبیال مفصل قوزک بدست می آید. شبیه سازی بیمار در نرم افزار اپن سیم، توسط مدل گیت ۲۳۹۲ و اعمال ضعف عضلانی بیمار به مدل و همچنین استفاده از سینماتیک الگوی راه رفتن فرد سالم صورت می گیرد. سپس با تعبیه کردن عملگر فعال در مفصل قوزک بیمار، توسط الگوریتم کنترل محاسباتی عضلات، مقدار گشتاور لازم در مفصل قوزک برای دست یابی سینماتیک مطلوب محاسبه می گردد [۲۷].

مقدار گشتاور عملگر فعال در نرم افزار اپن سیم، برابر اختلاف گشتاور تولید شده در فرد سالم و بیمار، با شرط سینماتیک یکسان می باشد. به عبارت دیگر در صورت اعمال گشتاور به مقدار محاسبه شده در گشتاور فعال، سینماتیک بیمار مشابه فرد سالم می گردد. الگوریتم کنترل محاسباتی عضلات، میزان تحریک عضلات در حین راه رفتن بیمار و برای رسیدن به سینماتیک بیمار را حساب می نماید. این الگوریتم با استفاده از یک کنترل کننده ی تناسبی - مشتقی و معیار بهینه سازی استاتیکی، توزیع نیرو در بین عضلات در هر گام زمانی را به گونه ای محاسبه می نماید که در هنگام دینامیک رو به جلو^۱، سینماتیک بیمار بدست آید. بنابراین هنگامی که بیمار دچار ضعف عضلانی باشد، عضلات بیمار قادر به ایجاد نیروی کافی جهت رسیدن به سینماتیک فرد سالم نبوده و با قرار دادن ارتز مذکور در مفصل قوزک می توان در هر گام زمانی با توجه به آناتومی و هم افزایی دیگر عضلات، مقدار بهینه ی گشتاور لازم جهت ایجاد سینماتیک مطلوب در فرآیند دینامیک رو به جلو را محاسبه نمود [۲۸]. عضلات پری تیبیال مفصل قوزک که وظیفه ی حرکت دورسی پلانتر فلکشن مفصل را بر عهده دارند، شامل چهار عضله ی تیبالیس آنتریور^۲، اکستنسور^۳، دیجیتوروم لانگوس^۴ و پرونئوس ترتی اوس^۵ می باشند. بنابراین بیماران با سطوح مختلف ضعف عضلانی پری تیبیال دارای ناتوانی و ضعف در این عضلات می باشند.

¹ Forward dynamic

² Tibialis anterior

³ Extensor

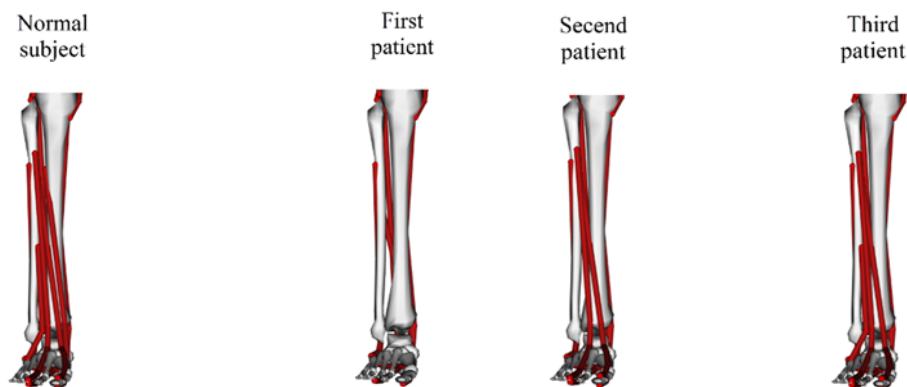
⁴ Digitorum longus

⁵ Peroneus tertius

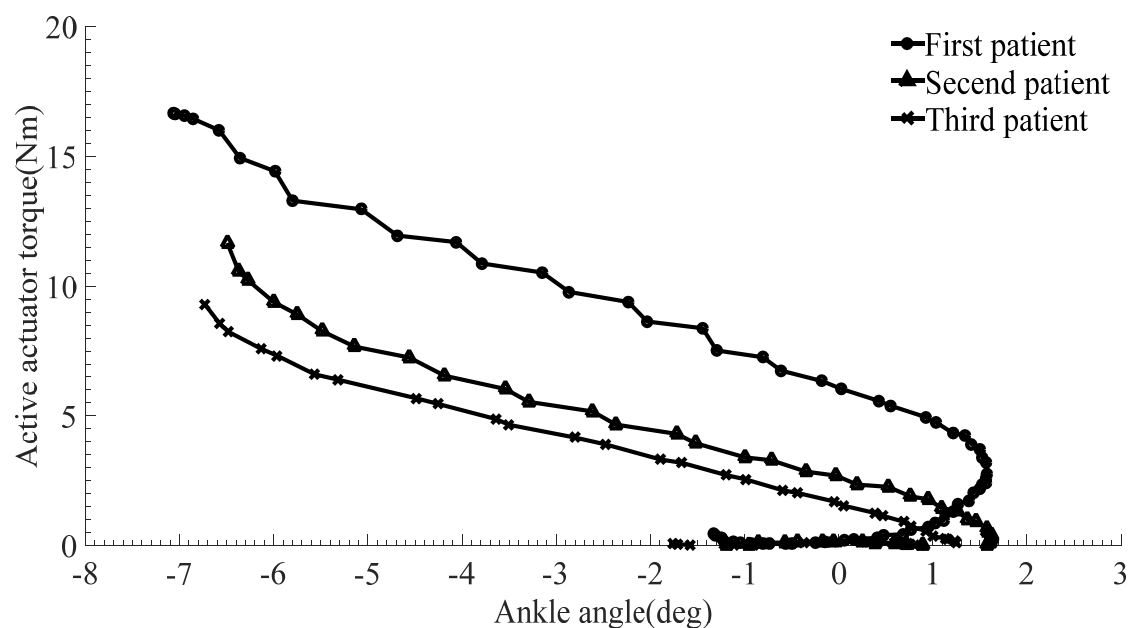
همانطور که در جدول (۲) مشاهده می‌گردد، بیمار اول شبیه‌سازی شده در این مطالعه تمامی عضلات پری-تیبیال خود را از دست داده است و فاقد هرگونه توانایی در حرکت دورسی پلانتر فلکشن مفصل قوزک می‌باشد. در بیمار دوم عضله اکستنسور و دیجیتوروم لانگوس سالم بوده اما دو عضله دیگر دچار ضعف عضلانی می‌باشند. بیمار سوم نیز دارای ضعف در عضله تیبیالیس آنتریور بوده و باقی عضلات سالم می‌باشند. شکل (۵) شبیه‌سازی مدل گیت ۲۳۹۲ برای فرد سالم، بیمار اول، بیمار دوم و بیمار سوم در مفصل قوزک را نمایش می‌دهد. با توجه به این که مقدار ضعف عضلات پری تیبیال در بیماران متفاوت است، انتظار داریم نمودار گشتاور تولید شده توسط فنر پیچشی 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 گام برداری و پاسخ بارگزاری را با کمک فنر پیچشی تولید می‌نماییم. مقدار گشتاور مورد نیاز برای بیمار اول، دوم و سوم جهت اصلاح الگوی راه رفتن در فازهای گام برداری و پاسخ بارگزاری در شکل (۶) نمایش داده شده است. طبیعی می‌باشد که بیمار اول به دلیل ضعف عضلانی بیشتر نسبت به سایر بیماران نیاز به گشتاور بیشتری جهت اصلاح الگوی راه رفتن در فاز گام برداری و پاسخ بارگزاری دارد. همچنین بیمار دوم به دلیل ضعف عضلانی در عضله پروئوس ترتی اوس گشتاور بیشتری برای اصلاح الگوی راه رفتن نسبت به بیمار سوم نیاز دارد.

جدول ۲- بیماران با مقدار ضعف عضلانی مختلف در عضلات پری تیبیال

بیمار	دیجیتوروم لانگوس	پروئوس ترتی- اوس	اکستنسور	تیبیالیس آنتریور
اول	-	-	-	-
دوم	+	-	+	-
سوم	+	+	+	-



شکل ۵- شبیه سازی مدل گیت ۲۳۹۲ برای انسان سالم، بیمار اول، دوم و سوم



شکل ۶- گشتاور مورد نیاز جهت اصلاح الگوی گیت برای بیماران با ضعف عضلانی مختلف

طراحی ارتز مناسب، متناسب با مقدار ضعف عضلات پری تیبیال بیمار و با توجه به مقدار گشتاور مورد نیاز بیمار جهت اصلاح الگوی راه رفتن بیمار انجام می‌گیرد. از آنجا که عضلات پری تیبیال بیمار شامل ۴ عضله‌ی مختلف می‌باشد، بنابراین ۱۵ حالت مختلف برای تضعیف شدن عضلات بیمار وجود دارد. به منظور اصلاح الگوی راه رفتن بیماران دراپ‌فوت، ۱۵ شبیه سازی مختلف در نرم افزار اپن سیم جهت یافتن مقدار گشتاور مورد نیاز مفصل قوزک، جهت اصلاح الگوی راه رفتن بیماران انجام شد. می‌توان نشان داد که اغلب بیماران دراپ‌فوت با ضعف عضلانی در عضلات مختلف پری تیبیال به مقدار گشتاور مشابه‌ای برای اصلاح الگوی راه رفتن خود نیاز دارند. جداول (۳) و (۴) به ترتیب حالت‌های تضعیف عضلات پری تیبیال، که نیاز به گشتاور مشابه با بیماران اول و سوم دارند، را نشان می‌دهند. از این رو می‌توان ادعا کرد که طراحی ارتز مناسب برای سه بیمار فوق‌الذکر، اغلب حالات ضعف عضلات پری تیبیال را شامل می‌گردد.

جدول ۳- حالات ضعف عضلانی مشابه با بیمار اول در عضلات پری تیبیال

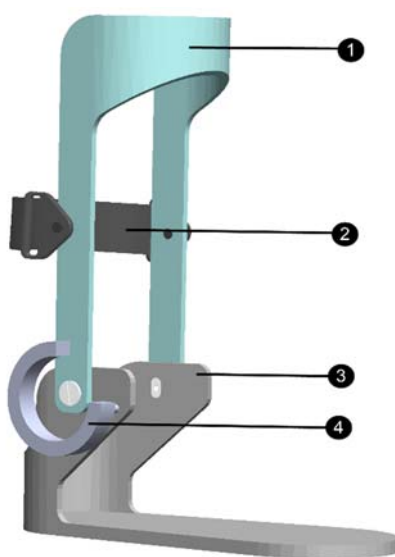
بیمار	دیجیتوروم لانگوس	پرونئوس ترتی اوس	اکستنسور	تیبیالیس آنتریور
۱	-	+	-	-
۲	-	-	+	-
۳	-	+	+	-

جدول ۴- حالات ضعف عضلانی مشابه با بیمار سوم در عضلات پری تیبیال

بیمار	دیجیتوروم لانگوس	پرونئوس ترتی اوس	اکستنسور	تیبیالیس آنتریور
۱	-	-	-	+
۲	+	+	-	-
۳	-	-	+	+

۵- مکانیزم ارتز

آناتومی مفصل قوزک، شامل حرکت چرخشی حول یک محور می باشد. بنابراین مفصل لولایی در حالی که پشتیبان بسیار خوبی برای قوزک است، از حرکات آزادانه‌ی مفصل قوزک نیز جلوگیری نمی کند. شکل (۷) ارتز طراحی شده در این تحقیق برای بیماران دارای ضعف عضلات پری تیبیال را نمایش می دهد. همان طور که در شکل (۷) مشاهده می شود، ارتز پیشنهاد شده شامل قسمت های زیر می باشد: (۱) قسمت صلب ارتز برای اتصال ارتز به قسمت ساق پا، (۲) نوارهایی برای ثابت نگه داشتن ارتز به پای بیمار، (۳) قسمت صلب ارتز برای اتصال ارتز به کف پا و (۴) فنر پیچشی برای تولید گشتاور دورسی فلکشن در فاز گام برداری. در هنگام پلان تار فلکشن مفصل قوزک، فنر پیچشی تحت بارگذاری پیچشی قرار گرفته و آزاد سازی انرژی ذخیره شده در فنر سبب حرکت دورسی فلکشن مفصل قوزک می شود. بیماران دارای ضعف عضلانی، به دلیل ناتوانی در تولید گشتاور دورسی فلکشن، قادر به کنترل حرکت پلان تار فلکشن در فاز پاسخ بارگذاری نمی باشد. همچنین در فاز گام برداری، بخاطر ضعف عضلانی، بیماران قادر به حرکت دورسی فلکشن قوزک خود نبوده و باید به وسیله‌ی المان فنر کمک شوند. برای تقلید سفتی مفصل قوزک سالم در فازهای گام برداری و پاسخ بارگذاری، فنر پیچشی خطی با سطح مقطع مستطیل شکل پیشنهاد شده است که با تغییر شعاع و جنس فنر، سختی های مورد نیاز برای اصلاح حرکت دورسی فلکشن مفصل قوزک ایجاد می گردد. شکل هندسی فنر پیچشی به صورت یک حرف بزرگ امگا می باشد که این شکل خاص به فنر اجازه می دهد که به طور یکنواخت در تمام طول خود تحت بارگذاری قرار گیرد و از تمرکز تنش پرهیز شود. گشتاور پیچشی ایجاد شده در فنر خطی در اثر تغییر شکل پیچشی تابعی از T گشتاور پیچشی اعمال شده بر فنر، θ مقدار زاویه‌ی دوران فنر و GJ/L سفتی پیچشی 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 عضله‌ی پری تیبیال ایجاد می شود.



شکل ۷- ارتز مفصل قوزک پیشنهادی در این تحقیق

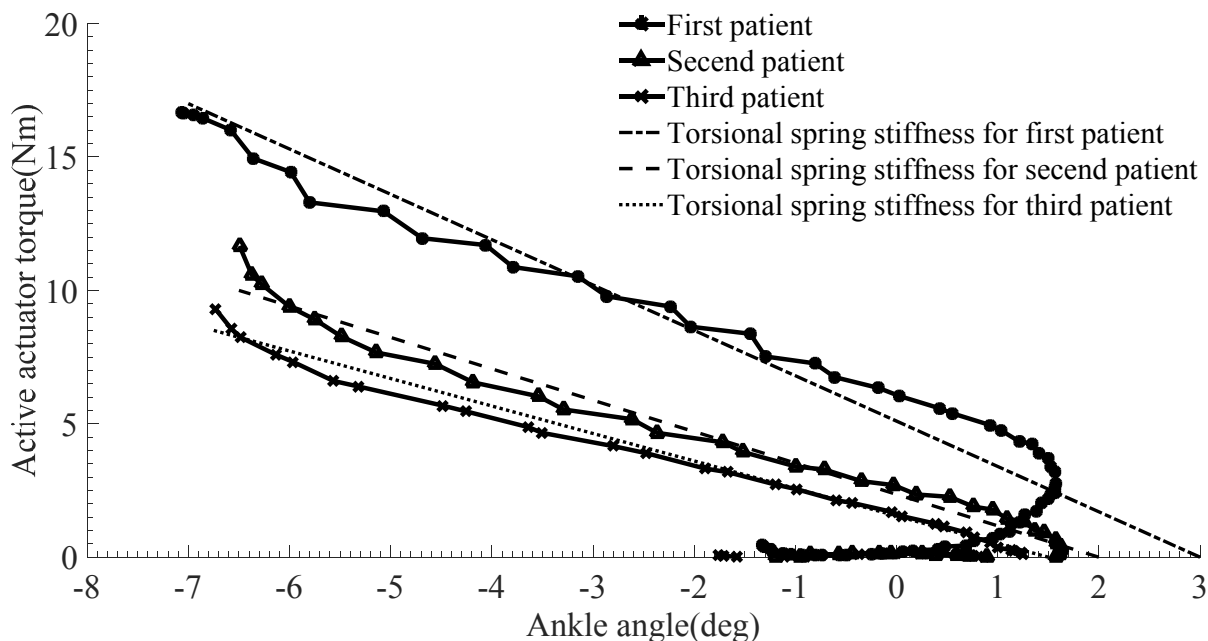
۶- نتایج

در اغلب مطالعات گذشته، محققان برای تقلید سفتی مفصل قوزک بیماران دارای ضعف عضله‌ی پری تیبیال، فرض می‌کردند که بیمار فاقد هر گونه توانایی در حرکت دورسی فلکشن می‌باشد. از این رو برای تقلید سفتی قوزک طبیعی در فاز گام برداری، تمام گشتاور دورسی فلکشن مورد نیاز برای مفصل قوزک سالم توسط ارتز تولید می‌گردید. در بسیاری از بیماران با ضعف عضلانی متوسط، بیمار شخصا قادر به اعمال مقداری از گشتاور دورسی فلکشن مورد نیاز در طول سیکل گیت می‌باشد و تولید تمام گشتاور دورسی فلکشن مفصل قوزک سالم ضرورتی ندارد. اعمال فعالیت عضلانی بیش از مقدار مورد نیاز در طول سیکل گیت بر عضلات کالف و کاهش توان عضلات پری تیبیال سالم، به دلیل عدم فعالیت در هنگام راه رفتن، را می‌توان از جمله پیامدهای این نوع طراحی دانست.

در این مقاله برای سه بیمار با مقدار ضعف متفاوت در عضله‌ی پری تیبیال، شبیه‌سازی انجام شده و نشان داده خواهد شد این پروسه برای تمامی بیماران ضعف عضله‌ی پری تیبیال قابل کاربرد می‌باشد. فنر پیچشی به عنوان المان مکانیکی با توانایی ذخیره انرژی در حرکت پلانتر فلکشن مفصل و آزاد سازی آن، برای تقلید سفتی مفصل سالم و به دست آوردن سینماتیک مطلوب، مورد استفاده قرار گرفته است. فنر پیچشی باید مقدار گشتاور دورسی فلکشن تولید شده توسط عملگر فعال (شبیه‌سازی شده در نرم‌افزار اپن سیم) در فازهای گام برداری و پاسخ بارگزاری را تولید نماید.

پروسه‌ی طراحی برای هر سه بیمار فوق با سطوح ضعف عضلانی مختلف اجرا شده که در ادامه به تفصیل شرح داده می‌شود. تقلید سفتی مفصل قوزک توسط فنر پیچشی در شکل (۸) نشان داده شده است. برای بیماران با مقدار ضعف عضلانی متفاوت، نیاز به تولید گشتاور مختلفی برای تقلید سفتی مفصل سالم می‌باشد. همانطور که در شکل (۸) مشاهده می‌شود، گشتاور عملگر تعبیه شده در مفصل برای بیماران اول، دوم و سوم در زوایای مختلف دورسی فلکشن صفر می‌گردد. بنابراین در طراحی عملگر فنر برای بیماران اول، دوم و سوم حالت آزاد فنر به ترتیب در زاویه‌ی ۲ و ۳ و ۱٫۵ درجه دورسی فلکشن رخ می‌دهد.

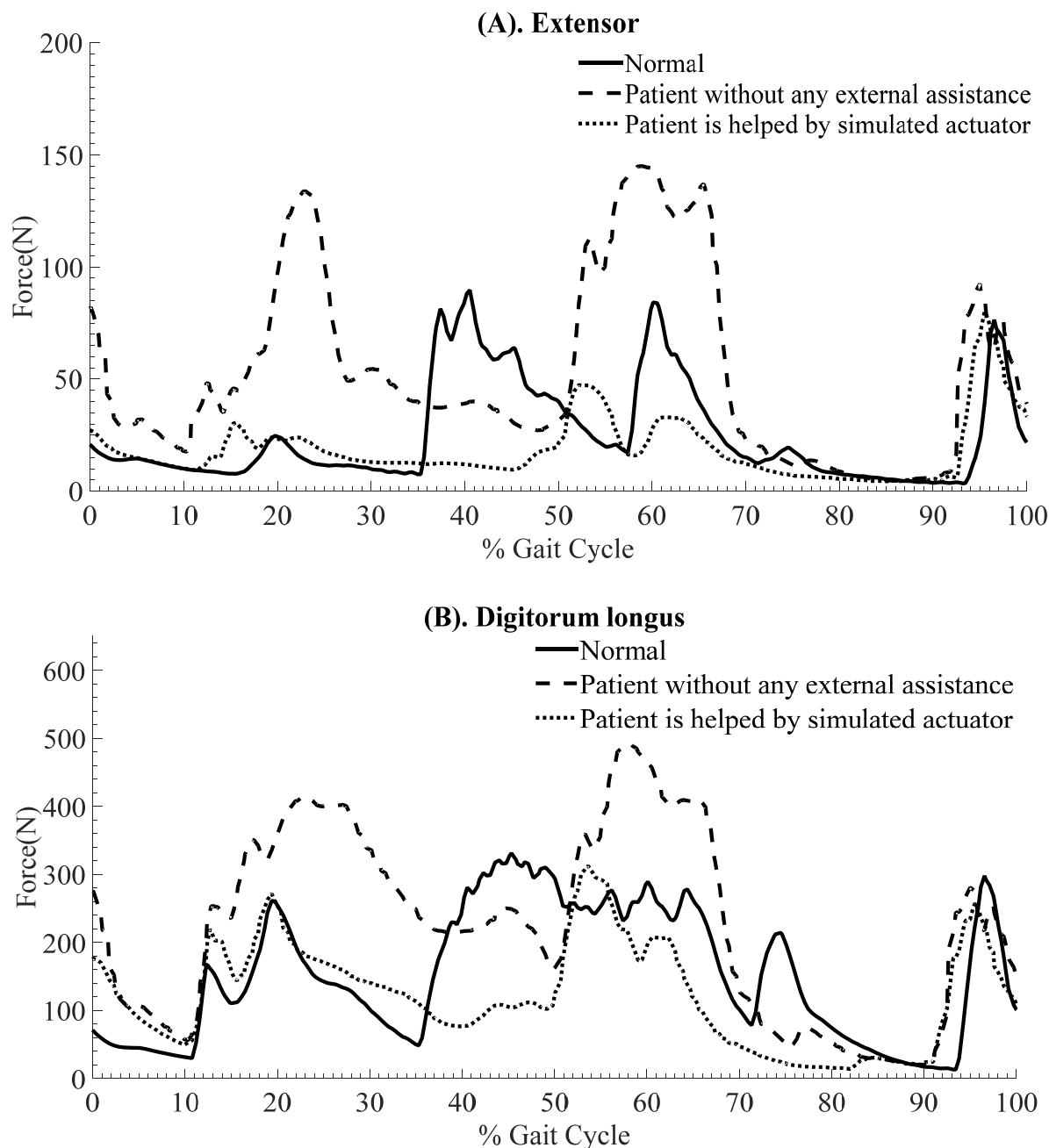
صحت سنجی از نتایج بدست آمده در این مطالعه شامل اطمینان از دارا بودن دقت کافی در داده برداری آنالیز حرکت و اعتبار سنجی نتایج شبیه‌سازی می‌باشد. برای اطمینان از دقت داده برداری آنالیز حرکت، ابتدا ابعاد مدل عمومی در نرم‌افزار متناسب با فرد تحت مطالعه، مقیاس می‌شود. سپس با انجام عملیات مشتق‌گیری و سینماتیک معکوس، سینماتیک مربوط به هر یک از مفاصل پایین تنه به دست می‌آید. نتایج حاصل باید دقیقا مشابه داده‌های سینماتیک اندازه‌گیری شده در حین داده برداری باشند. بدین صورت می‌توان از اعتبار داده‌های آنالیز حرکت جهت محاسبه مقدار ضعف عضلانی بیمار اطمینان حاصل کرد. همچنین جهت صحت سنجی نتایج شبیه‌سازی، مقدار گشتاور مورد نیاز برای تقلید سفتی مفصل سالم را در حالت خاص بیمار اول (ضعف عضلانی حاد) با نتایج مطالعات گذشته [۲۸، ۱۰] مقایسه می‌نماییم که نشان دهنده اعتبار قابل قبول (درصد خطای کمتر از ۵ درصد) شبیه‌سازی انجام شده می‌باشد. بنابراین می‌توان از صحت نتایج بدست آمده برای بیماران دوم و سوم نیز اطمینان حاصل کرد.



شکل ۸- تقلید سفتی عملگر فعال (شبیه سازی شده در نرم افزار اپن سیم) به وسیله فنر پیچشی برای بیماران مختلف

عضلات دیجیتوروم لانگوس و اکستنسور در بیمار دوم از نظر فعالیت عضلانی سالم می باشد. فعالیت این عضله را در سه حالت فرد سالم، فعالیت عضله ی مورد نظر در شرایط ضعف عضلانی بیمار دوم و فعالیت عضله ی مورد نظر، هنگامی که بیمار از ارتز پیشنهادی برای بهبود الگوی حرکتی خود استفاده می کند، در طول سیکل گیت در شکل (۹) رسم شده است. لازم به ذکر می باشد که با توجه به داده برداری آنالیز حرکت بیمار، از حدود ۵ درصد سیکل گیت فاز گام برداری آغاز شده و در حدود ۵۰ درصد سیکل گیت، فاز پاسخ بارگزاری به پایان می رسد. از آنجا که ناتوانایی حرکتی بیماران دراپ فوت در فازهای گام برداری و پاسخ بارگزاری اتفاق می افتد، بنابراین فعالیت عضلات از ۵ تا ۵۰ درصد سیکل گیت، برای طراحی بیماران دراپ فوت از اهمیت ویژه ای برخوردار می باشد. همانطور که در شکل (۹) مشاهده می گردد، عضله ی دیجیتوروم لانگوس و اکستنسور دارای فعالیت عضلانی طبیعی مشابه انسان سالم می باشد. اما هنگامی که دیگر عضلات پری تیبیال ضعف عضلانی داشته باشند، فعالیت این عضلات برای جبران ضعف در تولید گشتاور دورسی فلکشن افزایش یافته و بیشتر از حد طبیعی خود نیرو وارد می کند. افزایش فعالیت این عضله، کمی سبب بهبود سینماتیک بیمار شده اما قادر به جبران تاثیر ضعف عضلانی دیگر عضلات پری تیبیال نمی باشد. فعالیت بیش از اندازه ی عضله ی دیجیتوروم لانگوس و اکستنسور موجب سیکل گیت نا ایمن و خستگی زودرس یا آسیب به این عضله می گردد. در حالتی که بیمار از ارتز پیشنهادی استفاده نماید مشاهده می گردد که فعالیت این عضله به حد طبیعی خود بازگشته و از آسیب های احتمالی جلوگیری می شود.

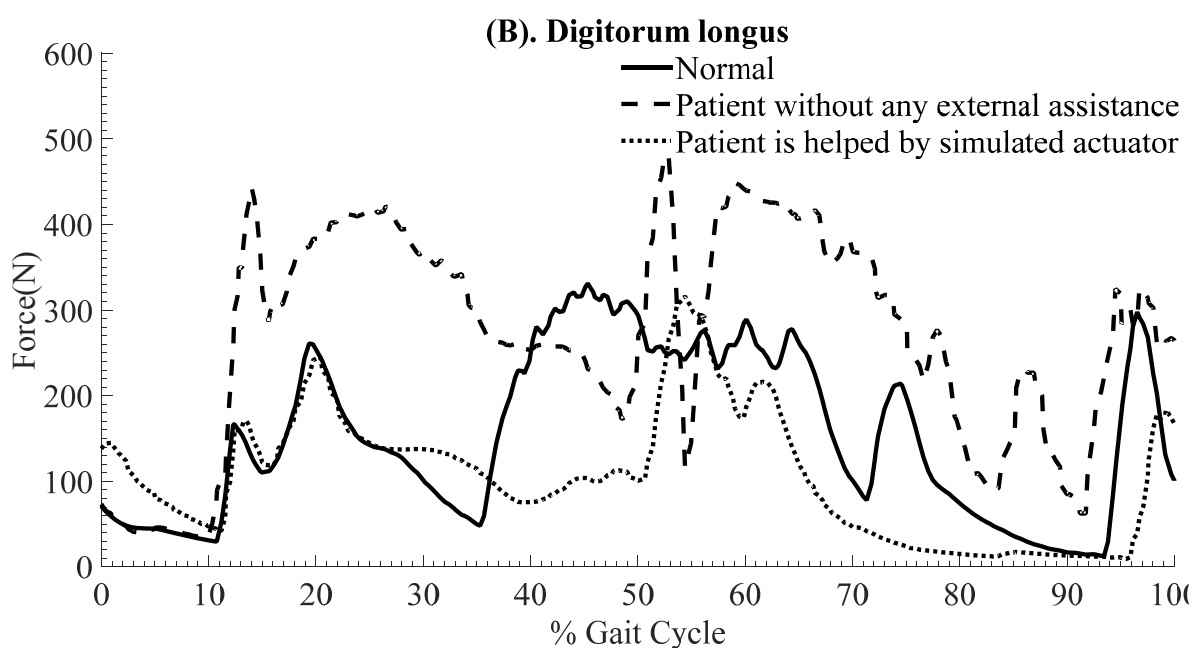
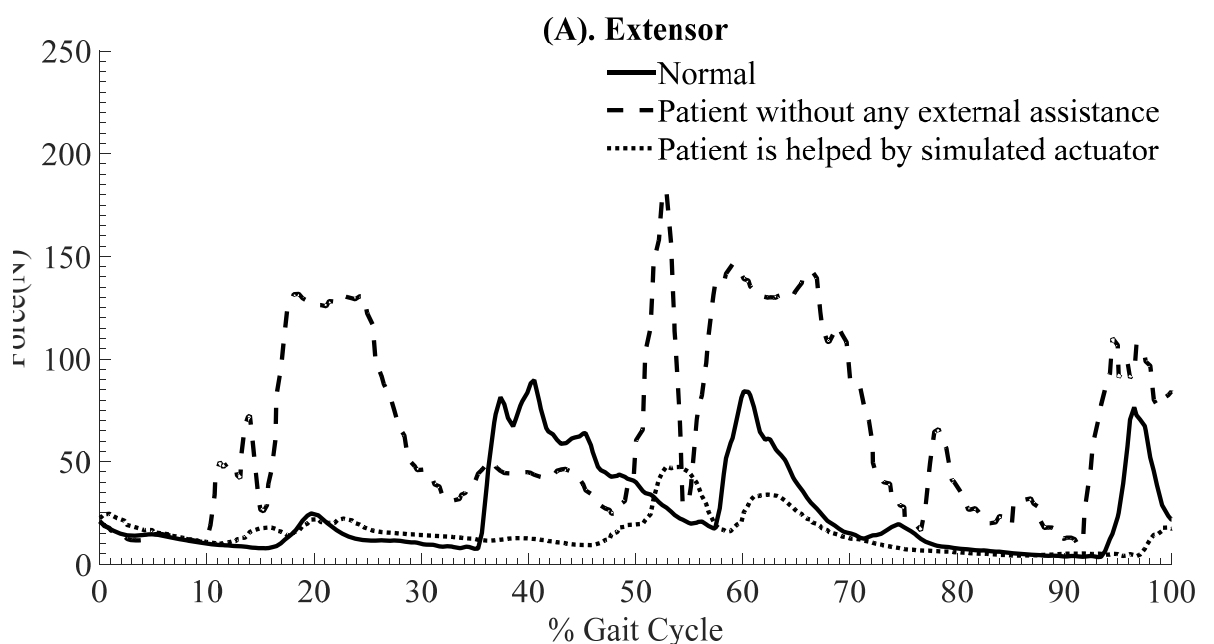
همچنین عضلات دیجیتوروم لانگوس، اکستنسور و پرونئوس ترتی اوس در بیمار سوم دارای فعالیت طبیعی می باشند. از این رو فعالیت این عضلات را در سه حالت فرد سالم، فعالیت عضله ی مورد نظر در شرایط ضعف عضلانی بیمار سوم و فعالیت عضله ی مورد نظر هنگامی که بیمار سوم از ارتز پیشنهادی برای بهبود الگوی حرکتی خود استفاده می کند، در طول سیکل گیت در شکل (۱۰) رسم شده است.

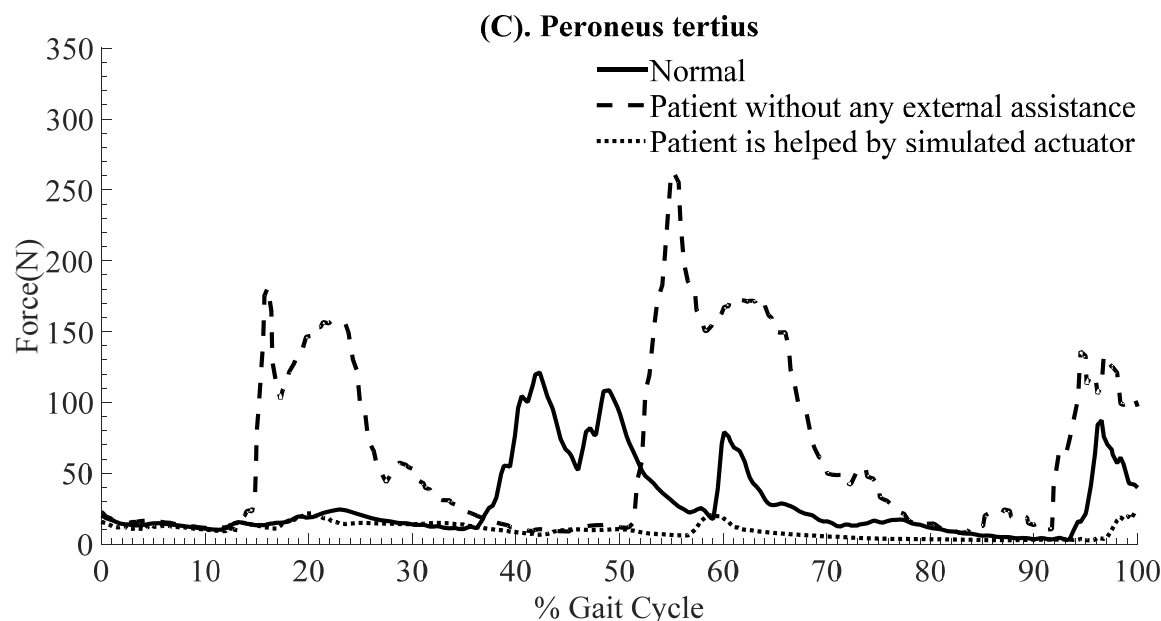


شکل ۹- فعالیت عضلات سالم اکستنسور و دیجیتوروم لانگوس برای بیمار دوم در حالات انسان سالم، بیمار دارای ضعف عضلانی و بیماری که از ارتز پیشنهادی استفاده می‌کند

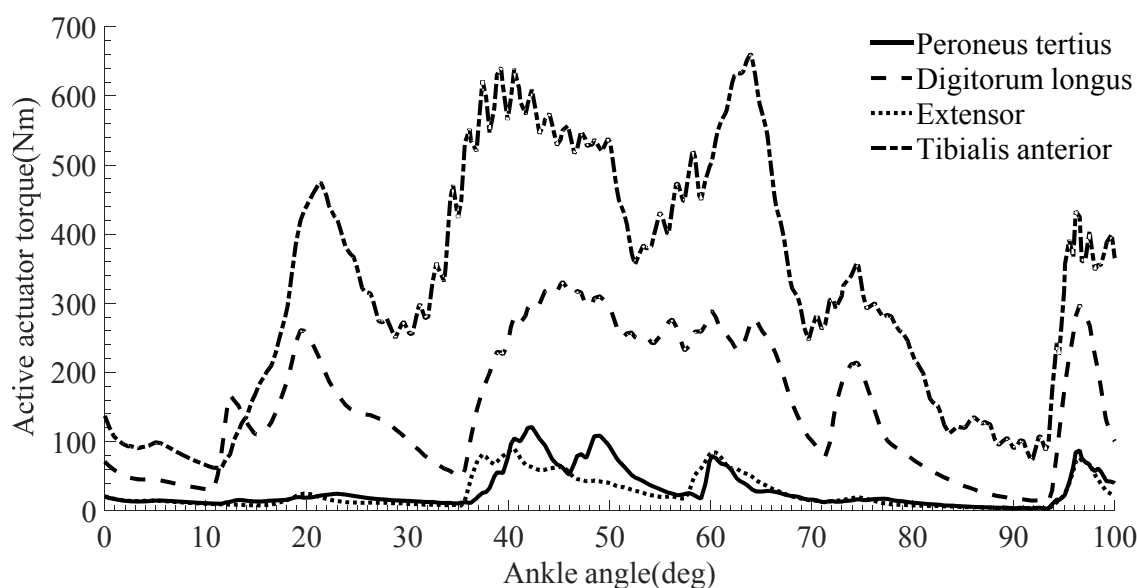
عضلات پری تیبیال وظیفه‌ی تولید گشتاور دورسی فلکشن به منظور کنترل حرکت پلانترفلکشن قوزک در فاز پاسخ بارگذاری و ایجاد حرکت دورسی فلکشن قوزک در فاز گام برداری را بر عهده دارند. لذا عضلات سالم پری تیبیال، به منظور جبران ضعف عضلات پری تیبیال در فاز های پاسخ بارگذاری و گام برداری، فعالیت بیشتری انجام می‌دهند. در سیکل گیت بیمار شبیه سازی شده، براساس سینماتیک مفصل قوزک، از حدود ۵ درصد سیکل گیت، فاز گام برداری آغاز گشته و عملگر فنر پیچشی در مکانیزم، با آزاد کردن انرژی ذخیره شده در فاز گام برداری باعث بهبود الگوی راه رفتن بیمار می‌شود.

با استفاده از مدل گیت ۲۳۹۲ در نرم افزار اپن سیم، فعالیت عضلات اکستانسور مفصل قوزک برای سیکل گیت نرمال به دست آمده است. همان طور که در شکل (۱۱) ملاحظه می کنید عضله ی تیبیالیس آنتریور و دیجیتوروم لانگوس در فاز گام برداری و پاسخ بارگزاری نسبت به سایر عضلات، فعالیت بیشتری دارد. بنابراین در صورتی که بیمار دچار ضعف عضلانی در عضلات تیبیالیس آنتریور و دیجیتوروم لانگوس باشد، حرکت دورسی فلکشن مفصل قوزک، در فاز گام برداری و پاسخ بارگزاری دچار مشکل می شود.





شکل ۱۰- نیرو عضلات سالم اکستنسور، دیجیتوروم لانگوس و پرونئوس ترتی اوس برای بیمار سوم در حالات انسان سالم، بیمار دارای ضعف عضلانی و بیماری که از ارتز پیشنهادی استفاده می‌کند



شکل ۱۱- فعالیت عضلات پری تییبیال در انسان سالم در طول سیکل گیت

۷- نتیجه‌گیری

در این تحقیق، به مطالعه بر روی طراحی و شبیه سازی یک ارتز غیرفعال جهت کمک به بیماران با ضعف در عضلات پری تییبیال در حین راه رفتن، با هدف تولید سفتی مفصل قوزک در فاز گام برداری و همچنین جلوگیری از حرکات کنترل نشده‌ی مفصل در فاز پاسخ بارگزاری، پرداخته شد. تعداد محدودی از ارتزهای قوزک طراحی شده تاکنون قابلیت کمک کردن به حرکات دورسی فلکشن 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 نمی‌باشند. در همین راستا، با استفاده از نرم‌افزار اپن‌سیم و استفاده از مدل گیت ۲۳۹۲، که شامل یک مدل سه بعدی دینامیکی مناسب از بدن و به ویژه اعضای پایین تنه می‌باشد، شبیه‌سازی مسئله در انطباق با جنبه‌های واقعی فرآیند گام زدن بیماران با سینماتیک و ضعف عضلانی مختلف، به انجام رسید. ارتزهای کمک کننده به حرکت دورسی‌فلکشن، با باز تولید تمام سفتی مفصل سالم برای بیماران با ضعف عضله‌ی پری‌تیبیال، سعی در بهبود گیت بیماران دارند. اما عضلات ضعیف این بیماران کاملاً ناتوان نبوده و مقداری از گشتاور مورد نیاز بیمار در هنگام راه رفتن را تولید می‌کنند. به همین دلیل با تولید تمامی گشتاور مورد نیاز مفصل در طی سیکل گیت، نمی‌توان به سفتی مفصل افراد 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 مورد نیاز 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 مورد نیاز، بر عضلات کالف می‌گردد. با داده‌برداری آنالیز حرکت و شبیه‌سازی حرکت قوزک 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 گردید. از این‌رو مقدار بهینه گشتاور لازم جهت اصلاح الگوی راه رفتن هر بیمار، با استفاده از داده‌های آنالیز حرکت بیمار به‌دست آمد. در نتیجه با استفاده از الگوی استفاده شده در این تحقیق، امکان شبیه‌سازی و طراحی ارتز برای بیماران، با مقدار ضعف متفاوت در عضله‌ی پری‌تیبیال، امکان‌پذیر می‌باشد. همچنین در صورت عدم استفاده از ارتز، عضلات سالم اکستانسور مفصل قوزک بیمار، به منظور جبران ضعف عضلات پری‌تیبیال در فازهای پاسخ‌بارگزاری و گام‌برداری، 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 پری‌تیبیال، جلوگیری گردد.

در این طرح، فنر پیچشی خطی به‌عنوان عملگر غیرفعال اعمال کننده گشتاور استفاده شده و این فنر گشتاور مورد نیاز جهت حرکت دورسی‌فلکشن مفصل قوزک را ایجاد می‌کند. در این پژوهش برای سه بیمار با سطوح مختلف ضعف عضلات پری‌تیبیال، مکانیزم پیشنهادی جداگانه طراحی شد و نشان داده شد که این پروسه برای تمام بیمارانی که از ضعف عضله‌ی پری‌تیبیال رنج می‌برند، قابل تجویز می‌باشد. با استفاده از تست آنالیز حرکت انجام شده، الگوی حرکتی یک فرد سالم در حین راه رفتن به‌دست آمد. 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 مورد نیاز فنر پیچشی، برای تولید مقدار گشتاور مورد نیاز بیمار در طول فاز گام‌برداری و پاسخ‌بارگزاری، محاسبه گشت.

مراجع

- [1] Deshpande, M., "Towards a Shape Memory Alloy Based Variable Stiffness Ankle Foot Orthosis", The University of Toledo Publisher, Toledo, United States, (2012).

- [2] Simonsen, E. B., Moesby, L. M., Hansen, L. D., Comins, J., and Alkjaer, T., "Redistribution of Joint Moments During Walking in Patients with Drop Foot", *Clinical Biomechanics*, Vol. 25, No. 9, pp. 949-952, (2010).
- [3] Stansbury, L. G., Lalliss, S. J., Branstetter, J. G., Bagg, M. R., and Holcomb, J. B., "Amputations in US Military Personnel in the Current Conflicts in Afghanistan and Iraq", *Journal of Orthopaedic Trauma*, Vol. 22, No. 1, pp. 43-46, (2008).
- [4] Gracies, J. M., "Pathophysiology of Spastic Paresis. I: Paresis and Soft Tissue Changes", *Muscle & Nerve*, Vol. 31, No. 5, pp. 535-551, (2005).
- [5] Gracies, J. M., "Pathophysiology of Spastic Paresis. II: Emergence of Muscle Overactivity", *Muscle & Nerve*, Vol. 31, No. 5, pp. 552-571, (2005).
- [6] Wu, K. K., "Foot Orthoses: Principles and Clinical Applications", *Journal of Prosthetics and Orthotics*, Vol. 2, No. 2, pp. 12, (1990).
- [7] Nielsen, C. C., "Issues Affecting the Future Demand for Orthotists and Prosthetists: Update 2002: A Study Updated for the National Commission on Orthotic and Prosthetic Education, National Commission on Orthotic and Prosthetic Education, Alexandria, Virginia, United States, May (2002).
- [8] Yadollahi, E., "Exoskeleton Robot to Assist in Gait Cycle, MS Thesis", Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, (1390).
- [9] Sadeghian, F., Davoudi, M., Meftahi, N., Parnianpour, M., and Karimpour, M., "Analysis and Simulation of the Effect of Knee Structure on the Condylar Forces", *Journal of Clinical Physiotherapy Research*, Vol. 4, No. 3, pp. 20-24, (2016).
- [10] Deberg, L., Taheri Andani, M., Hosseinipour, M., and Elahinia, M., "An SMA Passive Ankle Foot Orthosis: Design, Modeling, and Experimental Evaluation", *Smart Materials Research*, Vol. 2014, No. 6, pp. 1-11, (2014).
- [11] Andani M. T., and Elahinia, M., "Modeling and Simulation of SMA Medical Devices Undergoing Complex Thermo Mechanical Loadings", *Journal of Materials Engineering and Performance*, Vol. 23, No. 7, pp. 2574-2583, (2014).
- [12] Mataee, M. G., Andani, M. T., and Elahinia, M., "Adaptive Ankle Foot Orthoses Based on Superelasticity of Shape Memory Alloys", *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, Vol. 26, No. 6, pp. 639-651, <https://doi.org/10.1177/1045389X14544145>, (2014).
- [13] Mataee, M. G., Andani, M. T., and Elahinia, M., "Adaptive Ankle Foot Orthoses Based on Superelasticity of Shape Memory Alloys", *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, Vol. 26, No. 6, pp. 639-651, (2015).
- [14] Pittaccio, S., and Viscuso, S., "*Shape Memory Actuators for Medical Rehabilitation and Neuroscience*", Intech Open Access Publisher, Picardy, France, (2012).

- [15] Sadeghian, F., Zakerzadeh, M. R., Karimpour, M., and Baghani, M., "Compliant Orthoses for Repositioning of Knee Joint Based on Super Elasticity of Shape Memory Alloys", *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, Vol. 29, No. 15, pp. 3136-3150, (2018).
- [16] Sadeghian, F., Zakerzadeh, M. R., Karimpour, M., and Baghani, M., "Numerical Study of Patient Specific Ankle Foot Orthoses for Drop Foot Patients using Shape Memory Alloy", *Medical Engineering & physics*, Vol. 69, No. 5, pp. 123-133, (2019).
- [17] Vaughan, C. L., Davis, B. L., and O'connor, J. C., "*Dynamics of Human Gait, Human Kinetics*", Publishers Champaign, Illinois, United States, (1992).
- [18] Gage, J., "An Overview of Normal Walking", *Journal of Instructional Course Lectures*, Vol. 39, No. 2, pp. 291, (1990).
- [19] Perry, J., and Davids, J. R., "Gait Analysis: Normal and Pathological Function", *Journal of Pediatric Orthopaedics*, Vol. 12, No. 6, pp. 815, (1992).
- [20] Capaday, C., "The Special Nature of Human Walking and Its Neural Control", *Trends in Neurosciences*, Vol. 25, No. 7, pp. 370-376, (2002).
- [21] Ludvig, D., and Kearney, R. E., "Intrinsic, Reflex and Voluntary Contributions to Task Dependent Joint Stiffness", in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), August 2010 Annual International Conference of the IEEE*, Buenos Aires, Argentina, (2010).
- [22] Delp, S. L., Loan, J. P., Hoy, M. G., Zajac, F. E., Topp, E. L., and Rosen, J. M., "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).
- [23] "<http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/How+Scaling+Works..>"
- [24] "<http://simtkconfluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/How+Inverse+Kinematics+Works..>"
- [25] Seth, A., Sherman, M., Reinbolt, J. A., and Delp, S. L., "OpenSim: A Musculoskeletal Modeling and Simulation Framework for in Silico Investigations and Exchange", *Procedia Iutam*, Vol. 2, No. 1, pp. 212-232, (2011).
- [26] "<http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/How+CMC+Works..>"
- [27] Sadeghian, F., Karimpour, M., Zakerzadeh, M. R., and Baghani, M., "Design and Analysis of a Knee Ankle Foot Orthosis using Torsional Spring", *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 17, No. 10, pp. 185-193, (2017).
- [28] Thelen, D. G., and Anderson, F. C., "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).

Abstract

People suffering from neuromuscular diseases, may also face certain abnormalities in their walking pattern. Drop foot patients suffer from some restrictions in dorsiflexion as well as in controlling their plantarflexion during the gait cycle because of abnormal stiffness pattern of the ankle joint. The two major complications of drop foot are slapping of the foot after heel strike (foot slap) and dragging of the toe during swing (toe drag). The current treatment options like Ankle Foot Orthosis (AFO) while offering some biomechanical benefits, do not adapt to different walking conditions and fail to eliminate significant gait complications.

This study proposes a passive Ankle Foot Orthosis design which combines an AFO and torsional spring. The required moment to reproduce the stiffness of a normal ankle joint is calculated using the OpenSim software package in conjunction with the data collected from the motion analysis of each patient. Torsional spring was then used to reproduce the calculated moment for different levels of muscles weakness. It is shown that by designing patient-specific orthosis, the stiffness profile of normal joint for each patient with distinct level of muscles weakness can be reproduced.