

## مطالعه تجربی رفتار مکانیکی یک نمونه اورتز فعال زانو مجهز به عملگر سری الاستیک

کارشناسی ارشد، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل، بابل، ایران  
استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل، بابل، ایران  
کارشناسی ارشد ارتوپدی فنی، کلینیک ارتوپدی بوعلی، بابل، ایران

روح الله ثامری ندافی  
علی معظمی گودرزى\*  
جواد مقیمی قادیکلایی

## چکیده

پژوهش حاضر یک اورتز فعال زانو با عملگر سری الاستیک می باشد که حرکت آن بر اساس الگوهای مشخص و تعریف شده ای، بسته به موقعیت پا در هر سیکل در گیت قدم زدن کنترل می گردد. برای شناسایی زمان مناسب اجرای هر کدام از زیر برنامه های کنترلی پیش بینی شده در طرح، از سیگنالهای ارسال شده توسط چهار عدد میکرو سویچ که در کف کفش جاسازی شده اند استفاده می شود. نمونه ای از اورتز مطابق طرح ارائه شده ساخته شده و با پرداختن به محدودیتهای ساخت دلایل انتخاب اجزاء طرح مورد تحلیل قرار می گیرد. در نهایت با برنامه ریزی طرح یک آزمایش، کارکرد اورتز ساخته شده در شرایطی آزمایشگاهی مورد ارزیابی قرار خواهد گرفت. نتایج آزمایش گویای این ادعا هستند که با نصب اورتز نامبرده می توان گشتاور قابل اعمال توسط زانو را تا ۳۴ درصد افزایش داد. اورتز نامبرده در شرایط آزمایش شده بطور متوسط  $46.54W$  برق مصرف می کند.

واژه های کلیدی: اورتز زانو، عملگر سری الاستیک، گیت قدم زدن، توانبخشی، اورتز فعال.

## Empirical study of mechanical behavior of a designed active knee joint brace equipped by a series elastic actuator

R. Sameri Nedafi  
A. Moazemi Goudarzi  
J. Moghimi Ghadikolaei

Mechanical Engineering, Babol University of Technology, Babol, Iran  
Mechanical Engineering, Babol University of Technology, Babol, Iran  
Orthopedic Clinic of Boali, Babol, Iran

## Abstract

The current research introduces a rehabilitation active knee brace, equipped by a series elastic actuator, controlled by several patterns, each of them starts by a suitable foot situation in the walking gate. The proper condition to operate the control sub-programs is identified by referring to the signals, emitted by 4 micro-switches, which are installed into the corresponding shoe sole. An orthotics sample is made and its materialization constraints were analyzed. By planning a pilot project, the functionality of orthotic sample was evaluated in laboratory condition. The results indicates that the orthotic sample can be amplified 34 percent the maximum available torque of knee joint. In average, applying the proposed orthosis requires 46.54 W power during mentioned test conditions.

**Keywords:** knee brace, series elastic actuator, walking gate, rehabilitation, active brace.

## ۱-مقدمه

زانو استفاده شده بود. دنکنا و همکاران [۸] در سال ۲۰۱۴ یک پروتز زانو را معرفی نمودند که در آن از یک عملگر سری شده با یک فنر لول برای اعمال گشتاور به مفصل زانو استفاده شده بود. در طرحهای مشابه دیگری از این روش انتقال قدرت استفاده نموده اند که از آن جمله می توان به طرحهای اجرا شده توسط آرموگوم و همکاران [۹]، پرات و همکاران [۱۰، ۱۱]، ماتینجسن و همکاران [۱۲]، ویلاپاندو و همکاران [۱۳]، هان و همکاران [۱۴]، لیو و همکاران [۱۵] و همچنین وندربورت و همکاران [۱۶] نام برد که برای ساخت مفصلهای رباتهای پا دار اجرا شده اند.

یسیلوسکی و همکاران [۱۷] در سال ۲۰۱۵ با مقایسه میان سیستمهای عملگر سری شده با عامل الاستیک و نوع موازی شده با آن، برای حرکت دادن یک ریوت چپنده تک پا، به این نتیجه رسیدند که عملگرهای نوع اول قابلیت صرفه جویی بیشتری در انرژی دارند.

هافل و همکاران [۱۸] در سال ۲۰۱۲ و همچنین روز و همکاران [۱۹] در سال ۲۰۱۳ با قرار دادن یک کلاچ به موازات یک عملگر سری شده با یک عامل الاستیک، مکانیزم جدیدی را طرح نمودند. در این مکانیزم با درگیر نمودن کلاچ مانع از تاثیر عملگر به عامل الاستیک شده و بدینوسیله مجموعه همچون یک فنر ساده عمل می نمود. در شرایط دیگر با آزاد سازی کلاچ عملگر با عامل الاستیک سری شده و همچون یک مجموعه عملگر سری الاستیک رفتار می نمودند. این مجموعه می تواند در مراحلی از سیکل حرکت با درگیر نمودن کلاچ، عملگر را از مدار انتقال قدرت خارج نماید و بدینوسیله صرفه جویی مضاعفی را به همراه داشته باشد. البته در چنین

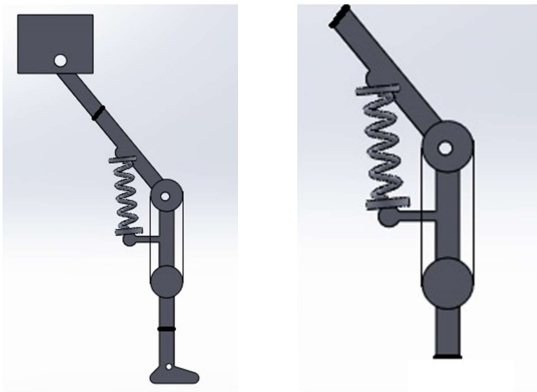
بررسی رفتار بیومکانیکی اندامهای حرکتی انسان در هنگام حرکت در گیت قدم زدن می رساند که می توان عملکرد آنها را با سازه ای مرکب از المانهای مکانیکی ساده همچون فنر، دمپر، لولا و عملگر هم ارز دانست [۴-۱]. در این میان به دلیل وجود خاصیت کشسانی در برخی از بافتهای موثر در حرکت بدن همچون ماهیچه ها، زردپی ها<sup>۱</sup>، رباطها<sup>۲</sup> و غضروفها، این بافتها نقشی موثر در صرفه جویی انرژی لازم برای حرکت بدن ایفا می کنند. این امر با ذخیره سازی توان حاصل از اعمال شتاب منفی بر اندامهای مربوطه و آزاد سازی آن در زمانی که لازم است عضو تحت شتاب مثبت قرار گیرد محقق می گردد [۵، ۶]. هم از اینروست که در ساخت رباتهای پا دار، پروتزهای مصنوعی جایگزین اندامهای بدن و همچنین اورتزهای توانبخشی و یا توان افزایی اندامهای حرکتی، تلاش می گردد با بهره گیری از المانهای مکانیکی با رفتار کشسان، از این همسانسازیهای عملکردی برای صرفه جویی در انرژی استفاده شود.

تا کنون کارهای مختلفی در زمینه توسعه اورتزهای فعال و اسکلت خارجی انجام شده است که در آنها از یک عامل الاستیک برای ذخیره سازی و مدیریت انرژی بهره جسته شده است. ویلیان و همکاران [۷] در سال ۲۰۱۴ یک اورتز زانو را معرفی نمودند که در آن از یک عملگر سری شده با یک فنر پیچشی برای اعمال گشتاور به

<sup>۱</sup> Tendon: رابط میان ماهیچه و استخوان

<sup>۲</sup> Ligament: رابط میان استخوان و استخوان

همدیگر متمایز می کنیم. در بدنه بازوی ران پایه ای، برای نصب موتور، و محل دیگری برای نصب فنر پیش بینی شده است. در بدنه بازوی ساق محلی برای نصب یک پولی و و دستکی، که فنر در انتهای آن نصب می شود، پیش بینی شده است. عضو دیگر اورتز، یک موتور الکتریکی می باشد که بدنه آن نسبت به بازوی ران ثابت شده و روتور آن با مفصل اورتز هم محور می باشد. موتور به واسطه دو عدد پولی و کابلی، که آن دو را به همدیگر کوپل می نماید، بر بازوی ساق گشتاور اعمال می نماید. یکی از پولیها با موتور هم محور است و دیگری، با فاصله ای نسبت به آن، بر بازوی ساق ثابت شده است. موتور نامبرده با یک حسگر زاویه سنج که با آن هم محور است کوپل شده است و زاویه چرخش موتور را می سنجد. عامل الاستیک در طرح اورتز، یک فنر لول از نوع فشاری است که از دو سر بر محلهای پیش بینی شده در بازوهای ساق و ران مفصل شده است. این فنر در مقابل تا شدن بازوی ران نسبت به ساق مقاومت می نماید. برای پرهیز از پدیده تکنیکی در زمانیکه بازوهای ران و ساق در یک امتداد قرار می گیرند، محل نصب فنر، به واسطه دستک بازوی ساق، از بدنه این بازو دور نگه داشته می شود.



شکل ۱- مدل دو بعدی از طرح مفهومی اورتز پیشنهادی: سمت راست اورتز و سمت چپ موقعیت نصب آن بر روی پای بیمار

شکل ۱ بصورت نمادین نصب این اورتز بر روی پای کاربر را نیز نشان می دهد. بازوهای ران و ساق به ترتیب بر ران و ساق شخص به گونه ای نصب می گردند که مفصل آنها بر محور اصلی زانو انطباق نسبی داشته باشد. بازوی ران، که به قاب پلیمری به فرم بدنه ران یکپارچه شده است، به واسطه کمربندهایی به ران شخص وصل می شود و نیروهای وارده را در سطح بدنه ران توزیع می نماید. بازوی ساق نیز با قاب پلیمری دیگری به فرم ساق یا یکپارچه شده است و به واسطه کمربندهایی به ساق یا وصل شده، نیروهای وارده را در سطح بدنه ساق پخش می نماید. همچنین وجود خاصیت انعطاف پذیری در عضلات ساق و ران و همچنین در واسطه های اتصال آنها بر اورتز، اجازه می دهد که در صورت وجود جایجایی جزئی میان محور دوران ران با محور مفصل اورتز این دو بتوانند با مقاومت مکانیکی کمتری خود را بر همدیگر منطبق نمایند.

موتور انتخاب شده برای انجام این طرح، یک عدد موتور DC مجهز به گیربکس ساخت شرکت بوهرل<sup>۱</sup> می باشد که با شماره مدل "۱.۶۱.۱۱۳" تجاری شده است. الگوریتم کنترل موتور در اورتز بر اساس الگوهای مشخصی برنامه ریزی می شود. بر این اساس کافی است تا زمانهای شروع و پایان هر فاز از حرکت پا در یک سیکل قدم زدن شناسایی شود تا بر آن اساس بتوان گشتاور لازم برای عملکرد صحیح زانو را بر اساس مدل ریاضی محاسبه نموده و در صورت لزوم از عملگر اورتز برای تامین آن کمک گرفت. از اینرو لازم است تا با قراردادن حساسه هایی در کف پا زمان شروع و پایان فاز های استانس و سوینگ را تشخیص داد. نصب چهار عدد میکرو سوچ به ترتیب در محلهای پاشنه و پنجه کفشها می تواند این منظور را برآورده نماید.

شرایطی عملکرد کلاچ خود نیز مستلزم مصرف انرژی می باشد که می بایستی در محاسبات انرژی لحاظ گردد. همچنین در محدوده ای از حرکت که عملگر از مدار خارج می شود نمی توان سفتی فنر را مدیریت نمود و در چنین شرایطی کنترل حرکت مکانیزم غیر ممکن می گردد.

در طرح دیگری که توسط آقای شمعی و همکاران [۲۰] در سال ۲۰۱۴ معرفی شد و در آن با میکرو سوئیچهایی در کف پا فرامین کنترل دیکته می شد، از یک عملگر سری الاستیک با دو فنر استفاده می شد که به فراخور نیاز یکی از آنها از مدار انتقال قدرت خارج می شود. بر اساس این مکانیزم انتقال قدرت، در فاز سوینگ که لازم است مفصل شل شود، و به فنی با سختی پایین نیاز است، تنها یک فنر در مدار انتقال قدرت قرار می گیرد و در فاز استانس، با قرار دادن فنر دیگری در مدار انتقال قدرت، گشتاور مقاوم مفصل را بالا می برند. عملکرد مناسب این مکانیزم مستلزم سرعت عمل بالا در قطع و وصل اثر فنر کمکی می باشد که در قدم زدن سریع می تواند مشکل ساز باشد.

با بررسی نقاط قوت و ضعف طرحهای مورد مطالعه، طرح جدیدی از یک اورتز فعال زانو، با عملگر سری الاستیک، ارائه شد که بتواند گشتاور لازم برای عملکرد صحیح در انجام یک سیکل قدم زدن را برای یک زانوی کم توان تامین نماید. در این طرح، با بهره گیری از المانهای فنی، می توان مقداری از توان حرکتی تولید شده توسط موتور را در مقاطعی از یک سیکل حرکتی فرد استفاده کننده، ذخیره نمود و در مواقع دیگر، با آزادسازی آن، توان بالفعل موتور را افزایش داد. بدینوسیله با ذخیره سازی به موقع توان تولید شده توسط موتور و استفاده به هنگام از آن می توان نه تنها نیازهای اورتز طراحی شده را با نصب یک موتور ضعیف تر از نیاز برطرف نمود بلکه از دیگری مزایای عملگرهای سری الاستیک نیز بهره جست.

## ۲- طرح اورتز زانو

مطالعات انجام شده بر روی رفتار مکانیکی زانو در شرایط حرکت قدم زدن نشان می دهد که رابطه میان گشتاور وارده و جایجایی زاویه ای زانو در هر مرحله از قدم زدن را می توان با تقریب قابل قبولی خطی دانست که ضریب زاویه آن در مرحله استانس که در آن پای مورد مطالعه با زمین در گیر است بیشتر از مرحله سوینگ می باشد که در آن پای مورد مطالعه از زمین جدا شده است تا با تغییر موضع در محل گام بعدی بر زمین بنشینند [۲۴-۲۱].

شمعی [۲۳] و همکاران با انجام یک مطالعه آماری بر روی داده های حاصل از ۱۲۶ مورد آزمایش در شرایط قدم زدن انجام شده بر روی ۱۴ نفر زن و مرد با دامنه وزنی بین ۵۷/۷ kg تا ۹۴ kg، دامنه قدی بین ۱/۴۳ m تا ۱/۸۳ m و دامنه سرعتی بین ۰/۷۵ m/s تا ۲/۶۳ m/s و انجام محاسبات دینامیک معکوس نموداری را بدست آوردند که نشان می دهد در شرایط قدم زدن، رابطه میان گشتاور و زاویه خمش زانو در فاز استانس (مرحله ای که پای مورد مطالعه بر زمین تکیه دارد) بصورت خطی قابل توصیف است. این رفتار زانو با یک فنر پیچشی با مدول کشسانی ثابت قابل مقایسه می باشد.

در آزمایشی دیگر شمعی و همکاران [۲۴] ضرایب کشسانی در وضعیت تا شدن زانو و باز شدن آن در فاز استانس را برای افراد مختلف با جرمهای مختلف محاسبه نموده و به این نتیجه رسیدند که مقادیر ضرایب کشسانی نامبرده متناسب با جرم شخص بصورت خطی افزایش می یابند.

در صورتیکه بپذیریم که به جز مفصل ناتوان زانوی فرد بیمار، دیگر مفاصل او عملکردی مشابه مفاصل فرد سالم داشته باشند و اینکه مفصل ناتوان تنها قابلیت اعمال ۵۰ درصد از بیشینه گشتاور لازم برای کارکرد صحیح خود را داشته باشد، برای اینکه فرد بیمار بتواند همچون یک فرد سالم قدم بزند لازم است تا ضعف زانوی آن توسط یک اورتز فعال جبران شود. شکل ۱ مدل دو بعدی از طرح مفهومی اورتز پیشنهادی و موقعیت نصب آن بر روی پای بیمار را نشان می دهد.

مطابق این مدل اورتز از دو بازو تشکیل شده است که در یک مفصل لولایی به هم دیگر وصل شده اند. نظر به اینکه بازوهای نام برده بر روی ران و ساق پای استفاده کننده نصب می شوند، آنها را به ترتیب با عنوان "بازوی ران" و "بازوی ساق" از

<sup>۱</sup> Buhler

جدول ۱- ضرایب کشسانی معادل زانو شخص مورد مطالعه در سیکل قدم زدن.

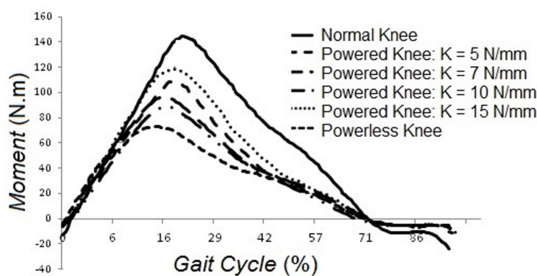
بازه زمانی در سیکل (برحسب درصد)	مدول کشسانی (Nm/rad)
ناحیه استانس (%۰-۴۰)	۵۲۲
ناحیه سوینگ (%۴۰-۱۰۰)	۳۴۳

داده های مندرج در جدول ۱ ضریب کشسانی معادل زانو در دو فاز استانس و سوینگ در یک سیکل قدم زدن را نشان می دهد. با برون یابی از نمودار نشان داده شده در شکل ۲ ضریب کشسانی متوسط معادل زانو در فاز استانس در حدود  $522 \text{ Nm/rad}$  برآورد می شود که با خطایی در حدود ۷/۵٪ مقدار محاسبه شده در این جدول برای ناحیه استانس را تایید می نماید. مقدار خطا را می توان در تفاوت میان داده های توصیف کننده نمونه مورد استناد در نمودار شکل ۲ با داده های جامعه آماری مبنای تحلیل آن دانست.

اگر لازم باشد که از یک فنر پیچشی در طرح اورتز استفاده شود، فنری که ضریب کشسانی آن در حدود نصف مقدار مورد متمایز در فاز استانس باشد می تواند جواب مناسبی باشد. بر اساس داده های جدول ضریب کشسانی فنر بکار رفته در طرح اورتز می بایستی در حدود  $260 \text{ N/rad}$  باشد.

در طرح پیشنهادی به دلایل سادگی در ساخت پذیری از یک فنر لول که از دو سر به ساق و ران پای تحت حمایت تکیه داده است به جای فنر پیچشی استفاده شده است. از اینرو گشتاور معادل اعمال شده توسط آن با یک فنر پیچشی که با مفصل زانو هم محور است یکسان نمی باشد. برای انتخاب طرح بهینه ای از اورتز که در آن با ذخیره نمودن انرژی مکانیکی بتوان گشتاور مورد نیاز برای عملکرد زانو را تامین نمود، لازم است تا فنر هایی با سفتی های متفاوت مورد ارزیابی قرار گیرند. برای این منظور لازم است تا مدل تحلیلی از اورتز تنظیم گردد که در آن، رفتار مکانیکی مجموعه پا و اورتز نصب شده بر آن در شرایط قدم زدن توصیف نماید.

همچنانکه پیش از این اشاره شده بود، عامل الاستیک پیش بینی شده در طرح اورتز می تواند انرژی مکانیکی را تحت شرایطی ذخیره سازی نموده و در شرایطی دیگر، با آزاد سازی آن، بر توان مکانیکی وارده بر زانو تاثیر بگذارد. برای بررسی تاثیر ضریب کشسانی فنر اورتز بر توان مصرفی توسط موتور در طول یک سیکل قدم زدن، معادلات مشخصه رفتار مکانیکی پای مجهز به اورتز، به ازای مقادیر متفاوت ضریب کشسانی تحلیل می گردد. بدین منظور معادلات نامبرده به ازای چهار مقدار متفاوت  $k$  که به ترتیب برابر ۵، ۷، ۱۰ و ۱۵ نیوتون بر میلیمتر می باشد ارزیابی شده است. نتایج حاصل از تحلیل مدل رفتار مکانیکی زانوی مجهز به اورتز، تاثیر ضریب کشسانی فنر بر گشتاور وارده بر زانو توسط مجموعه اورتز و عضلات مرتبط با زانو در شکل ۳ نشان داده شده است.



شکل ۳- گشتاور وارده بر زانو ناتوان مجهز به اورتز فنر دار به ازای مدولهایی کشسانی متفاوت

مقایسه نتایج نشان داده شده در شکل ۳ نشان می دهد که با افزایش ضریب کشسانی فنر مقدار گشتاور ذخیره شده افزایش می یابد و به گشتاور طبیعی نزدیک می گردد.

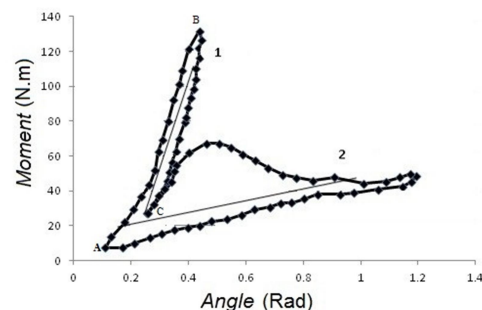
همچنین یک پتانسومتر کوپل شده به محور موتور، حسگری است که زاویه جابجایی ساق نسبت به ران را در هر لحظه می سنجد و نتایج را بصورت فرمان الکتریکی به کنترلر اورتز ارسال می نماید.

برای پردازش بلادرنگ<sup>۱</sup> داده های ورودی و صدور فرامین لازم برای کنترل موتور اورتز از یک کامپیوتر PC استفاده می شود. برای این منظور برنامه نرم افزاری مناسبی بر اساس مدل های ریاضی توصیف کننده رفتار دینامیک اندامهای حرکتی تدوین می شود. همچنین برای انتقال داده های اندازه گیری شده توسط میکرو سوئیچها و پتانسومتر، به کامپیوتر و همچنین اعمال فرامین کنترلی ارسالی به موتور سخت افزارهای مناسبی لازم است طراحی و ساخته شود.

## ۱-۲- تعیین مشخصات مکانیکی عامل الاستیک

گیل چریست<sup>۲</sup> و وینتر<sup>۳</sup> [۴] تحقیقات دامنه داری را در زمینه چگونگی انجام حرکت و تعیین مشخصه های آن انجام داده اند و با استفاده از نمودارهای مختلف تجربی مبتنی بر داده های آزمایشگاهی موقعیت زاویه ای مفاصل پا را در یک سیکل قدم زدن اندازه گیری نموده اند.

با استناد به ضرایب تناسب ابعادی و جرمی اندامهای بدن یک شخص نرمال، گزارش شده توسط وینتر [۴]، و لحاظ نمودن جرم شخص برابر ۸۲ کیلوگرم و قد او برابر ۱۶۸ سانتیمتر و پذیرش این فرض که در هنگام قدم زدن مرکز جرم بدن او با سرعت ثابتی در حدود ۱.۲۵ متر بر ثانیه در راستای افق جابجا می شود، مقادیر گشتاور بر حسب زاویه و شتاب زاویه ای مفاصل محاسبه شده اند. محاسبات بر مبنای روش دینامیک معکوس انجام شده است و نتایج حاصل از آن در شکل ۲ نشان داده شده است.



شکل ۲- نمودار گشتاور و زاویه زانو پا برای فرد مورد مطالعه در صفحه سائیتال در سیکل قدم زدن

در نمودار نشان داده شده در شکل ۲ منحنی گذرنده از نقاط  $a$  تا  $c$  تعیین کننده رابطه بین گشتاور و زاویه دوران مفصل زانو در فاز استانس می باشد، که در آن پا با زمین در تماس است، و الباقی نمودار این رابطه را در فاز سوینگ نشان می دهد، که در آن پای مورد مطالعه از زمین جدا شده است و به تبع آن زانوی مربوطه معلق است. در فاز استانس که بیشترین گشتاور بر زانو وارد می شود زانو ابتدا تا می شود<sup>۴</sup> (از  $a$  تا  $b$  بر روی نمودار) و سپس باز می شود<sup>۵</sup> (از  $b$  تا  $c$  بر روی نمودار). دو بخش استانس و سوینگ از حرکت پا را می توان با برازش دو خط بر منحنی گشتاور-زاویه زانو با رفتار مکانیکی دو عدد فنر پیچشی با مدول ثابت معادل دانست.

این رابطه خطی را می توان جهت طراحی فنر لازم برای اورتز مناسب استفاده نمود و جدول ۱ مقدار آنرا برای نمودار نشان داده شده در شکل ۵ نشان می دهد.

<sup>1</sup> Real Time

<sup>2</sup> Gilchrist

<sup>3</sup> Winter

<sup>4</sup> Flexion mode: وضعیت تا شدن زانو

<sup>5</sup> Extension mode: وضعیت باز شدن زانو

### ۳- معرفی نمونه اورتز طراحی شده

پارامتر های شاخص طرح اورتز، از جمله ویژگیهای فنی عملکرد و عامل الاستیک آن، پیش از این تعریف شده اند. بر آن اساس طرحی ارائه شده است که نمای سه بعدی آن در شکل ۶ ارائه شده است.



شکل ۶- مدل سه بعدی از طرح اورتز پیشنهادی

نمایی از طرح ساخته شده در شکل ۷ نشان داده شده است. در این تصویر اجزای شاخص اورتز به تفکیک مشخص شده اند

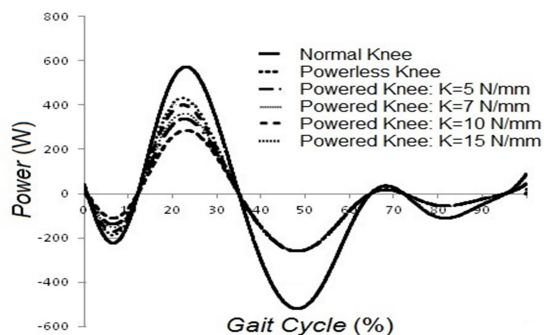


شکل ۷- نمونه ای ساخته شده بر اساس طرح اورتز پیشنهادی

### ۴- مشخصات فنی کنترلر اورتز

با توجه به مدل ریاضی تعریف شده ای که رفتار مکانیکی پای مجهز به اورتز را توصیف می نماید الگوریتم کنترلر موتور در اورتز تعریف شده بر اساس الگوهای مشخصی برنامه ریزی می شود. بر این اساس کافی است تا زمانهای شروع و پایان هر فاز از حرکت پا در یک سیکل قدم زدن شناسایی شود تا بر آن اساس بتوان گشتاور لازم برای عملکرد صحیح زانو را بر اساس مدل ریاضی محاسبه نمود و در صورت لزوم از عملکرد اورتز برای تامین آن کمک گرفت. از اینرو لازم است تا با قراردادن حسگر هایی در کف پا، زمان شروع و پایان فاز های استانس و سوینگ را تشخیص داد. نصب چهار عدد میکرو سوئیچ به ترتیب در محلهای پاشنه و پنجه هر کدام از کفشها می تواند این منظور را برآورده نماید. شکل ۸ وضعیت روشن و خاموش شدن سوئیچهای نامبرده در مقاطع تغییر فاز حرکت پا را نشان می دهد.

نتایج حاصل از تحلیل مدل رفتار مکانیکی زانوی مجهز به اورتز، تاثیر ضریب کشسانی فنر بر توان مصرفی مجموعه اورتز و عضلات مرتبط با زانو در شکل ۴ نشان داده شده است

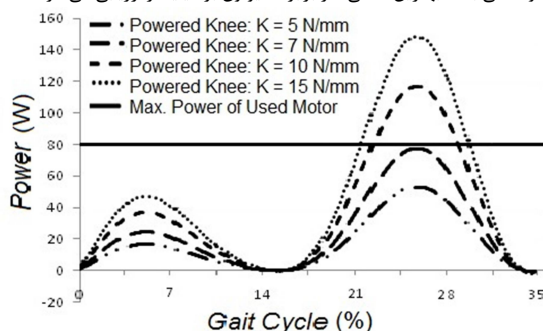


شکل ۴- توان مصرف شده توسط زانوی ضعیف مجهز به اورتز فنر دار به ازای مدولهای کشسانی متفاوت

مقایسه نتایج نشان داده شده در شکل ۴ نشان می دهد که با افزایش ضریب کشسانی فنر می توان توان منفی بیشتر در فنر ذخیره کرد. همچنین این نمودار ها نشان می دهد که با توجه به کند شدن سرعت جایجایی زانو در محدوده تغییر فاز از استانس به سوینگ، مجموعه فنر و عملکرد عملا در محدوده ۰ تا ۳۵ درصد از سیکل قدم زدن زانو را تقویت می نمایند و پس از آن، وظیفه موتور این است که فنر را به گونه ای باز و یا فشرده نماید که مانع از حرکت زانو نگردد.

تفاضل توان اعمال شده توسط مجموعه پای بیمار و اورتز نصب شده بر آن، از توان قابل اعمال توسط همان پا بدون اورتز، سهم اورتز از تامین توان زانو را قابل ارزیابی می نماید. نتایج حاصل از تحلیل مدل رفتار مکانیکی زانوی مجهز به اورتز تاثیر ضریب کشسانی فنر بر گشتاور وارده توسط موتور در شکل ۵ نشان داده شده است.

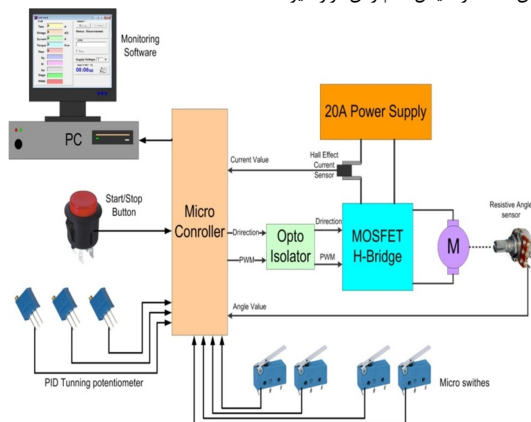
مقایسه نتایج نشان داده شده در شکل ۵ نشان می دهد که با افزایش ضریب کشسانی فنر توان مصرفی موتور افزایش می یابد که با توجه به این که توان کاری موتور ۸۰ وات می باشد بهترین سفتی فنر برابر ۷ نیوتون بر میلیمتر ارزیابی می گردد.



شکل ۵- توان مصرف شده توسط عملکرد اورتز به ازای ضریب کشسانیهای متفاوت عامل الاستیک آن در فاز استانس

برای اینکه حد اکثر توان مصرفی توسط موتور کمترین مقدار باشد می بایستی که حد اکثر توان مکانیکی اعمال شده توسط این موتور کمترین مقدار ممکن باشد. از اینرو با مقایسه نتایج نشان داده شده در شکل ۵ بهترین مدول کشسانی فنر ۷ نیوتون بر میلیمتر ارزیابی می شود. بررسی نمودارهای نشان داده شده در شکل ۸ نشان می دهد که در صورت استفاده از اورتزی مجهز به فنری با مدول کشسانی ۷ N/mm می توان انتظار داشت که با ذخیره سازی انرژی توان زانوی مربوطه تا ۳۴ درصد افزایش یابد.

بر اساس آن فرمان لازم برای کنترل عملگر صادر می گردد. فرامین ارسالی، در بخش تقویت کننده کنترلر، توان ورودی به موتور را کنترل می نماید. بر این اساس، با کنترل فرکانس قطع و وصل موتور، توان ورودی به آن کنترل شده و بدینوسیله سرعت دوران موتور به گونه ای تنظیم می گردد که زاویه مفصل مربوطه در موقعیت مشخص شده در سیکل قدم زدن قرار گیرد.

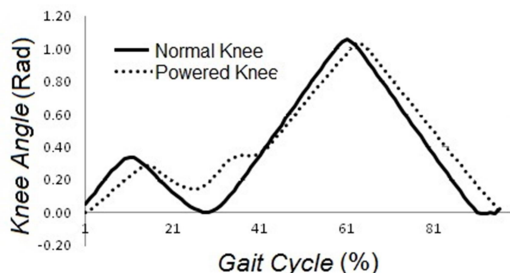


شکل ۱۰- طرح نمادین از سیستم کنترل اورتز زانو

در فاز سوینگ از سیکل قدم زدن، که در آن پای مورد مطالعه با زمین در تماس نیست، بخشی از کار اعمال شده توسط موتور صرف فشردن فنر می شود و برای استفاده در فاز استنس، که در آن همان پا بر زمین تکیه می دهد، ذخیره می گردد. در مرحله ای که لازم است توان مثبت به مفصل زانو اعمال گردد، بخشی از آن توسط عملگر و بخش دیگر با آزاد شدن انرژی ذخیره شده در فنر تامین می گردد. همچنین در مرحله ای که لازم است تا با اعمال توان منفی دوران مفصل زانو متوقف گردد، عملگر در جهتی می چرخد که با سفت تر شدن فنر انرژی بیشتری در آن ذخیره گردد.

### ۵- بررسی نتایج آزمایش

نمونه ساخته شده در یک شرایط تعریف شده آزمایشگاهی مورد آزمایش قرار گرفت. بر این اساس برای بررسی درستی عملکرد آن، شرایط لازم برای فرمان دهی به موتور مطابق با وضعیت کلید ها و موقعیت زاویه ای زانو فراهم شده و خروجیهای سیستم که توصیف کننده رفتار سینماتیکی مجموعه اورتز و زانو می باشند توسط نرم افزار برنامه بر اساس الگوهای تعریف شده پردازش می شوند. نمودار نمایش داده شده در شکل ۱۱ تغییرات زاویه زانو نسبت به زمان، توسط سیستم کنترل اندازه گیری شده است را نشان می دهد.



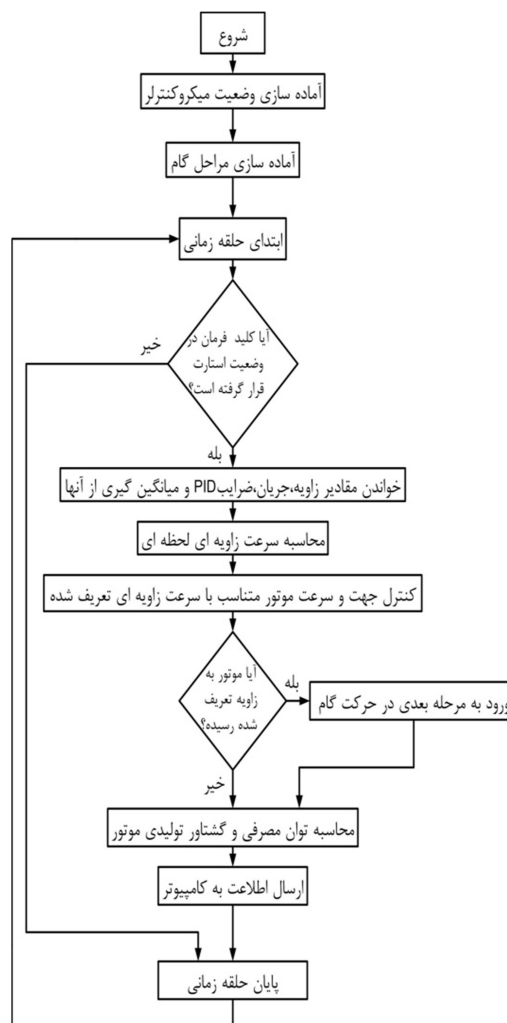
شکل ۱۱- زاویه زانوی اندازه گیری شده توسط دستگاه نصب شده بر محور اورتز

همانگونه که در شکل ۱۱ مشاهده می شود، هنگامیکه دستگاه اورتز بر روی زانو نصب می شود موقعیت زاویه ای آن نسبت به پای بدون اورتز اندکی متفاوت می شود.



شکل ۸- وضعیت روشن و خاموش شدن سوییچها بر اساس موقعیت پاها در یک سیکل قدم زدن: رنگ سفید نشانگر روشن شدن سوییچ می باشد

برای پردازش بلادرنگ داده های ورودی و صدور فرامین لازم برای کنترل موتور اورتز از یک کامپیوتر استفاده می شود. همچنانکه پیشین از این در توصیف طرح اورتز به آن اشاره شد، الگوریتم کنترل این اورتز از قواعد از پیش تعریف شده ای تبعیت می نماید که در آن به فراخور قرار گرفتن اورتز در هر موقعیت مشخص شیوه کنترل ویژه ای اجرا می گردد. موقعیتهایی که در هر کدام از آنها برای کنترل موتور روش خاصی ارائه شده است به تفکیک در شکل ۹ توصیف شده است.



شکل ۹- الگوریتم کنترل عملگر اورتز

با توجه به الگوریتم معرفی شده، کنترل این اورتز بسیار ساده می باشد. ترکیب اجزاء این سیستم کنترل و تعامل میان آنها در بلوک دیاگرام نشان داده شده در شکل ۱۰ توصیف شده است. در این سیستم، با استفاده از حسگرهای مناسب الکترونیکی مانند کلیدهای الکتریکی و پتانسیومتر وضعیت اورتز را در هر لحظه شناسایی نموده و

با توجه به طول قد فرد مورد آزمایش متوسط طول هر قدم شخص مورد آزمایش  $60 \text{ cm}$  اندازه گیری شده است یا توجه به اینکه ایشان در راستای افق با سرعت  $1.25 \text{ m/s}$  جابجا می شوند هر سیکل قدم زدن در حدود  $0.48 \text{ S}$  طول می کشد. مطالعه نمودار نمایش داده شده در شکل ۱۳ نشان می دهد که میانگین توان مصرفی موتور در یک سیکل قدم زدن برابر  $46/54 \text{ W}$  می باشد. از اینرو لحاظ نمودن  $0.48 \text{ S}$  بعنوان مدت زمان طی یک سیکل، انرژی مصرف شده در موتور برابر  $22/34 \text{ J}$  برآورد می شود.

بر این اساس برای تامین انرژی لازم برای یک ساعت قدم زدن برابر  $16/76 \text{ KJ}$  می باشد. ذخیره سازی این مقدار انرژی در یک باتری مستلزم تهیه یک باتری حجیم و وزین می باشد حتی اگر از آخرین تکنولوژی روز نیز برخوردار باشد. زیرا "تراکم انرژی" که بر حسب نسبت انرژی ذخیره شده بر وزن باتری سنجیده می شود در بهترین باتریهای تجاری موجود در بازار که به باتریهای پلیمری معروف هستند در شرایط خاص به حدود  $160 \text{ Wh/Kg}$  می رسد که در شرایط عمومی می توان بر روی مقدار  $100 \text{ Wh/Kg}$  حساب باز نمود.

در چنین شرایطی وزن باتری که بتواند انرژی لازم برای حرکت یکساعت با اورتز را تامین نماید در حدود  $2$  کیلوگرم خواهد شد. مضافا اینکه بایستی در نظر گرفت که فرآیند شارژ نمودن باتری نیز به اندازه کافی زمان بر است. از اینرو پیشنهاد می گردد تا از منابع دگرگ تامین انرژی الکتریکی استفاده شود که از آن میان می توان به موارد ذیل اشاره نمود:

- استفاده از تکنیکهای مبتنی بر "تولید انرژی توسط بدن" که در آنها از فعالیتهای متابولیکی کاربر اورتز انرژی استخراج می گردد.
- استفاده از مبدلهای انرژی شیمیایی به الکتریکی همچون پیل سوختی. دلیل پیشنهاد این طرح این است که حتی اگر از بهترین باتریهای موجود نیز استفاده شود، بازهم قابلیت استخراج انرژی شیمیایی از سوختن مواد چندین برابر قابلیت تراکم انرژی الکتریکی در باتریها می باشد. از این رو حتی اگر راندمان چنین سیستمهای تبدیل انرژی پایین هم باشد در نهایت نسبت انرژی الکتریکی تولید شده توسط آنها به وزن سیستم مبدل به مراتب از مقدار تراکم انرژی باتریها بالاتر می باشد.

#### ۶- نتیجه گیری

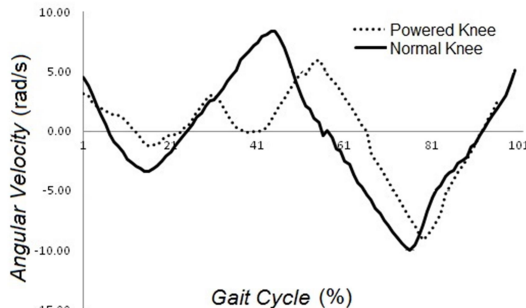
نتایج بررسیهای انجام شده برای برآورد کارایی نمونه اورتز ساخته شده در یک شرایط تعریف شده قدم زدن، گویای این ادعا بودند که با نصب این اورتزی مجهز به فنری با مدول کشسانی  $7 \text{ Nmm}$  می توان گشتاور زانو را تا  $34$  درصد افزایش داد. با این وجود برای تغییر سفتی فنر متناسب با وضعیت زانو در یک سیکل قدم زدن، اورتز نامبرده به موتور الکتریکی با توان بیشینه  $80 \text{ W}$  مجهز است که در شرایط آزمایش شده بطور متوسط  $46/54 \text{ W}$  برق مصرف می کند. در خوشبینانه ترین برآورد، باتری مورد نیاز برای تامین این مقدار از انرژی الکتریکی برای مدت یک ساعت حداقل می بایستی وزنی در حدود  $2 \text{ kg}$  داشته باشد که آزادی عمل استفاده کننده از اورتز را بسیار محدود می نماید.

#### ۷- منابع

- [1] Pratt J. E., Pratt G. A., Exploiting Natural Dynamics in the Control of a Planar Bipedal Walking Robot, Proceedings of the Thirty-Sixth Annual Allerton Conference on Communication, Control, and Computing, Conticello, Illinois, September 23-26, 1998.
- [2] Ranzani R., Adaptive Human Model-Based Control for Active Knee Prosthetics, MSc Thesis, Swiss Federal Institute of Technology (ETH), Zurich, 2014.
- [3] F. C. Sup IV, A Powered Self-Contained Knee and Ankle Prosthesis for Near Normal Gait in Transfemoral Amputees, PhD Thesis, Vanderbilt University, Nashville, Tennessee, 2009

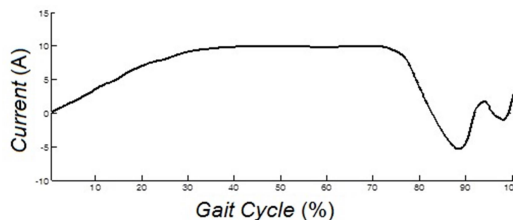
<sup>1</sup>Body Generator

که دلیل آنرا می توان محدود کردن حرکت زانو توسط اورتز دانست. هم چنین در محدوده درصد سی و سوم از سیکل قدم زدن پرشی در نمودار مشاهده می شود، که به دلیل همزمانی آن با شروع باز شدن فنر در فرآیند عملکرد اورتز، می توان آنرا متأثر از آزاد شدن ناگهانی بخشی از انرژی دانست. نمودار نمایش داده شده در شکل ۱۲ تغییرات سرعت زاویه ای زانو نسبت به زمان، مطابق آنچه که داده های اندازه گیری شده توسط سیستم کنترل نشان می دهند را به نمایش گذاشته است.



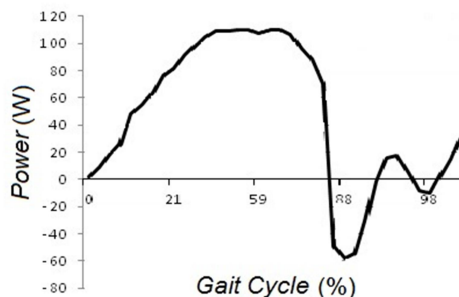
شکل ۱۲- سرعت زاویه ای محاسبه شده برای مفصل اورتز

با مقایسه مقادیر اندازه گیری شده توسط اورتز با مقادیر پای سالم، مشاهده می شود که سرعت زاویه دستگاه از نظر مقدار گزارش شده برای زانو ی سالم کمتر شده و همچنین در بعضی از نقاط همچون درصد سی و هفتم از سیکل قدم زدن مقدار آن صفر نیز می شود. دلیل این تفاوت را می توان محدودیتهایی که اورتز در حرکت پا ایجاد می کند دانست. البته محدودیتهای در اجرای طرح اورتز نیز در ایجاد این تفاوتها بی تاثیر نبوده است که بررسی اثر آن خود مستلزم یک طرح پژوهشی دیگر می باشد. در نهایت روند تغییرات جریان گذرنده از موتور در طول اجرای یک سیکل قدم زدن در شکل ۱۳ نشان داده شده است.



شکل ۱۳- شدت جریان الکتریکی ورودی به عملگر اورتز در یک سیکل قدم زدن

همچنانکه نمودار نشان می دهد، شدت جریان گذرنده بر موتور در محدوده  $10$  آمپر می باشد. بر اساس نتایج نشان داده شده در شکل ۱۳ و با لحاظ نمودن ولتاژ دو سر موتور می توان سیر تغییرات در توان مصرفی موتور را در یک سیکل قدم زدن محاسبه نمود (شکل ۱۴).



شکل ۱۴- توان مصرفی یک عملگر اورتز در یک سیکل قدم زدن

- [23] Shamaei K., Sawicki G. S., Dollar A. M., Estimation of Quasi-Stiffness of the Human Knee in the Stance Phase of Walking, PLoS ONE, Vol. 8, No. 3, pp. 1-10, 2013.
- [24] Shamaei K., Dollar A. M., On the Mechanics of the Knee during the Stance Phase of the Gait, Proceeding of 2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics: Rehab Week Zurich, Zurich, Switzerland, June 29 - July 1, 2011.
- [4] Winter D.A., the Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological, pp. 20-25, University of Waterloo Press, 2nd ed., 1991.
- [5] Knudson D., Fundamentals of Biomechanics, pp. 51-60, Springer Press, 2nd ed., 2007.
- [6] Gunther M., Blickhan R., Joint Stiffness of the Ankle and the Knee in Running, Journal of Biomechanics, Vol. 11, No. 35, pp. 1459-1474, 2002.
- [7] Dos-Santos W. M., Adriano-Siqueira A. G., Impedance Control of a Rotary Series Elastic Actuator for Knee Rehabilitation, Proceedings of the 19th World Congress of International Federation of Automatic Control Cape Town, Cape Town, South Africa, August 24-29, 2014.
- [8] Denkena B., Eckl M., Brouwer D., Development of a Multiple Degree of Freedom Knee Disarticulation Prosthesis with Active Leg Length Variation, Journal of Modern Mechanical Engineering, Vol.4, No. 4, pp. 207-221, 2014.
- [9] Arumugom S., Muthuraman S., Ponselvan V., Modeling and Application of Series Elastic Actuators for Force Control Multi Legged Robots, Journal of Computing, Vol. 1, No. 1, pp. 26-33 2009.
- [10] Pratt J. E., Krupp B. T., Morse C. J., Series elastic actuators for high fidelity force control, Journal of Industrial Robot, Vol. 29, No. 3, pp. 234-241, 2002
- [11] Pratt J. E., Krupp B. T., Morse C. J., Collins S. H., The RoboKnee: An Exoskeleton for Enhancing Strength and Endurance During Walking, Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics & Automation: ICRA 2004, New Orleans, LA, USA, April 26 - May 1, 2004.
- [12] Mathijssen G., Cherelle P., Lefeber D., Vanderborgh B., Concept of a Series-Parallel Elastic Actuator for a Powered Transtibial Prosthesis, Actuators 2013, Vol. 2, No. 3, pp. 59-73, 2013.
- [13] Martinez-Villalpando E. C., Herr H., Agonist-antagonist active knee prosthesis: A preliminary study in level-ground walking, Journal of Rehabilitation Research & Development, Vol. 3, No. 46, pp. 361-374, 2009.
- [14] Han J., Hong D., Development of a Full-Sized Bipedal Humanoid Robot Utilizing Spring Assisted Parallel Four-Bar Linkages with Synchronized Actuation, Proceedings of the ASME 2011 International Design Engineering Technical Conferences & Computers and Information in Engineering Conference: IDETC/CIE 2011, Washington, DC, USA, August 28-31, 2011.
- [15] Liu X., Poulakakis I., On the Energetics of a Switchable Parallel Elastic Actuator Design for Monopedal Running, Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics: ROBIO 2015, Zhuhai, China, December 6-9, 2015.
- [16] Vanderborgh B., Tsagarakis N. G., Semini C., R. Van Ham, D.G. Caldwell, MACCEPA 2.0: Adjustable Compliant Actuator with Stiffening Characteristic for Energy Efficient Hopping, Proceedings of 2009 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Kobe, Japan, May 12-17, 2009.
- [17] Yesilevskiy Y., Xi W., Remy C. D., A Comparison of Series and Parallel Elasticity in a Monoped Hopper, Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation :ICRA2015, Seattle, WA, USA, May 26-30, 2015.
- [18] Haeufle D.F.B., Taylor M.D., S. Schmitt, H. Geyer, A clutched parallel elastic actuator concept: towards energy efficient powered legs in prosthetics and robotics, Proceedings of IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics, Rome, Italy, June 24 - 27, 2012.
- [19] Rouse E. J., Mooney L. M., Martinez-Villalpando E. C., Herr H. M., Clutchable Series-Elastic Actuator: Design of a Robotic Knee Prosthesis for Minimum Energy Consumption, Proceedings of IEEE 13th International Conference on Rehabilitation Robotics: ICORR 2013, Seattle, WA USA, June 24 - 26, 2013.
- [20] Shamaei K., Cenciarini M., Adams A. A., Gregorczyk K. N., Design and Evaluation of a Quasi-Passive Knee Exoskeleton for Investigation of Motor Adaptation in Lower Extremity Joints, IEEE Transactions on Biomedical Engineering. Vol. 61, No. 6, pp. 1809 - 1821, 2014.
- [21] Peter S., Grimmer S., Lipfert S. W., Seyfarth A., Variable Joint Elasticities in Running, Autonome Mobile Systeme 2009, pp. 129-136, Springer Ed., Germany, 2009.
- [22] Bereuter S., Development of an Active Knee Rehabilitation Device, MSc. Thesis, Vorarlberg University of Applied Sciences, Vorarlberg, Arizona, USA, 2011.