

Research Note

Optimum design of a knee orthosis powered by series elastic actuators

R. Sameri Nedafi¹, A. Moazemi Goudarzi^{2*}, and A.R. Fathi²

¹M.Sc Student, Noushivany University of Technology, Babol, Iran

²Assistant Professor, Mechanical Engineering Department, Noushivany University of Technology, Babol, Iran

Receipt in the online submission system 31 December 2015, received in revised form 22 October 2016, accepted 3 December 2016

Abstract

Abstract: The statistical studies indicate that diseases, accidents and wares are the principal causes to increase the number of amputees in the world. These studies also show that the most of mutilation disabilities are related to musculoskeletal. Obesity, sedentary, lack of proper exercise as well as the risk of some diseases, cause weaken in knee muscles and other difficulties of this hand. As a consequence, the knee muscles can't apply a mighty torque to accomplish knee motion. The objective of this study is to propose a proper solution to improve the life quality of those who suffer from weak knees. In this study, by investigating the biomechanical behavior of a healthy foot in a normal gait, the indispensable power which can enforce a 50% weak Knee to achieve the same gait can be calculated. In order to naturalize the mentioned knee, a new control-active orthosis is designed. The proposed design is specified by an electromechanical actuator and an elastic component articulated in a light weight four-bar mechanism. Its mechanical behavior is tested in a simulated walking gait and the optimum value of elastic coefficient is estimated as 7KN/m. In this case, the maximum torque applicable to knee joint has increased by 34 per cent.

Key words: *Knee orthosis; series elastic actuator; rehabilitation; dynamics model; gait*

*Corresponding author

Address: Mechanical Engineering Department, Noushivany university of Technology, P.O.Box: 71167-47148, Mazandaran, Babol, Iran

Tel: +98-11-32332071

Fax: +98-11-32334201

E-mail: goudarzi@nit.ac.ir

یادداشت پژوهشی

طراحی بهینه یک اورتز زانو مجهز به عملگرهای الاستیک سری

روح‌الله ثامری ندافی^۱، علی معظمی گودرزی^{۲*}، علیرضا فتاحی^۲^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشگاه صنعتی نوشیروانی، بابل^۲ استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی نوشیروانی، بابل

تاریخ ثبت در سامانه: ۱۳۹۴/۱۰/۱۰، بازنگری: ۱۳۹۵/۸/۱، پذیرش قطعی: ۱۳۹۵/۹/۱۳

چکیده

تعریف مسئله: بررسی‌های آماری نشان می‌دهند که بیماری‌ها، تصادفات، سوانح و جنگ‌ها از عوامل پایه‌ای در افزایش معلولان در جهان هستند که از میان آنها، بخش عمده‌ای از معلولیت‌های نقص عضو در اندام‌های حرکتی و به‌خصوص در عضوهای زیر زانو مشاهده می‌شود. چاقی مفرط، کم تحرکی، انجام ندادن حرکات ورزشی مناسب و همچنین ابتلا به برخی بیماری‌ها، از عواملی هستند که موجب ضعف زانو و چنین عوارضی می‌شود و عدم تحمل گشتاورهای بالا در مفصل زانو از عواقب آن است. در این تحقیق، علاوه بر بررسی رفتار دینامیکی اجزای یک پای سالم در طول حرکت در گیت قدم زدن، توان مکانیکی لازم برای توانمندسازی زانوی ضعیفی تعیین می‌شود که عضلات آن می‌توانند تنها تا ۵۰ درصد از حداکثر گشتاور لازم برای قدم زدن، مانند یک پای سالم، را اعمال کنند. راه حل: برای توانبخشی زانوی اشاره‌شده، یک اورتز زانو از نوع کنترل فعال طراحی شده است. در طرح پیشنهادی، اورتز از ترکیب یک عملگر الکترومکانیکی و یک عامل الاستیک تشکیل شده است که در یک سازه سبک چهار میله‌ای مفصل‌بندی شده به همدیگر متصل شده‌اند.

نتایج: با بررسی طرح‌های مختلفی که تنها ضریب کشسانی عامل الاستیک در آنها متفاوت است، بهترین طرح انتخاب و مدول کشسانی فنر آن با توجه به قیدهای هندسی و مکانیکی طرح، ۷ کیلو نیوتون بر متر تعیین شد. در این شرایط، بیشینه گشتاور قابل اعمال توسط زانو تا ۳۴ درصد افزایش یافته است.

کلیدواژه‌ها: اورتز زانو، عملگر سری الاستیک (جزو بخش چکیده نیست)، توان بخشی، مدل دینامیکی، قدم زدن

*نویسنده مسئول

نشانی: مازندران، بابل، دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل، صندوق پستی: ۴۸۴، کد پستی: ۴۷۱۴۸-۷۱۱۶۷

تلفن: ۳۲۳۳۲۰۷۱ (۱۱) ۰۹۸+

دورنگار: ۳۲۳۳۴۲۰۱ (۱۱) ۰۹۸+

پست الکترونیکی: goudarzi@nit.ac.ir

۱- مقدمه

زانوی آسیب‌دیده که آن را با پوشیدن چنین اورتزی تقویت کرده است و مقایسه نتایج به دست آمده با فرد سالم، توان مصرفی اورتز پیشنهادی قابل اندازه‌گیری می‌شود.

۲- مروری بر پیشینه پژوهش

تاکنون مطالعات مختلفی در زمینه توسعه اورتزهای فعال و اسکلت خارجی انجام شده است. هری^۱ و همکارانش [۲] در سال ۲۰۰۴، فارلی^۲ [۳] در ۲۰۰۵، آدم زوس^۳ و همکارانش [۴] در ۲۰۰۹، وینبرگ [۵] در ۲۰۰۵، روی توسعه اورتزهایی با عملگر نوع ماهیچه بادی کار کرده‌اند. این عملگرها، مانند سیستم ماهیچه‌ای عمل می‌نماید و از یک لوله انعطاف‌پذیر لاستیکی پر شده از هوای تحت فشار تشکیل می‌شوند که با ایجاد تغییر در فشار سیال، تغییر طول می‌دهند. با کنترل فشار سیال در لوله عملگر، براساس موضع حرکتی مفصل مقید شده به اورتز، جهت گشتاور وارده بر مفصل و مقدار آن تغییر می‌کند. در پژوهشی مشابه، فلاورز^۴ و همکارانش [۶] در سال ۱۹۸۸ توسعه اورتزهایی با عملگر هیدرولیکی را ارزیابی کردند (شکل ۱-۴).

ویلیان^۵ و همکارانش [۷] در ۲۰۱۴، یک اورتز زانو را معرفی کردند که از یک عملگر سری شده با یک فنر پیچشی برای اعمال گشتاور به زانو استفاده کرده بود. دنکنا^۶ و همکارانش [۸] در ۲۰۱۴، یک پروتز زانو را معرفی کردند که در آن از یک عملگر سری شده با یک فنر لول برای اعمال گشتاور به مفصل زانو استفاده شده بود. از این روش انتقال قدرت در طرح‌های مشابه دیگری نیز استفاده کرده‌اند که می‌توان به طرح‌های آرموگوم^۷ و همکارانش [۹]، پرات^۸ و همکارانش [۱۰، ۱۱]، ماتیسسن^۹ و همکارانش [۱۲]، ویلاپاندو^{۱۰} و همکارانش [۱۳]، هان^{۱۱} و همکارانش [۱۴]، لیو^{۱۲} و همکارانش [۱۵] و همچنین

زانو بزرگ‌ترین مفصل بدن است. این مفصل، ساق را به ران متصل می‌کند و به‌عنوان یک واسطه، نیروهای عکس‌العمل زمین را به بدن انتقال می‌دهد؛ از این‌رو، باید در شرایط کاری، بزرگترین گشتاورها را تحمل کند. در زانو، از یک طرف استخوان ران با درشت‌نی مفصل می‌شود و از طرف دیگر استخوان کشکک و ران در کنار هم، یک مفصل دیگر را تشکیل می‌دهند [۱]. در حالت کلی، نمی‌توان زانو را دقیقاً یک مفصل لولایی ساده فرض کرد؛ اما بررسی‌ها نشان می‌دهند که مقدار جابجایی لحظه‌ای محور دوران ساق نسبت به ران ناچیز است. بنابراین بسته به شرایط حرکتی مورد نظر، می‌توان با نادیده گرفتن آثار این جابجایی کوچک محوری، مفصل ران را یک مفصل لولایی ساده فرض کرد [۱]. این فرض در مطالعه رفتار مکانیکی مفصل زانو در سیکل حرکتی «قدم زدن»، که در این پژوهش مطالعه شده است، در نظر گرفته شده است.

با تعمیم این فرض ساده‌کننده برای توصیف رفتار سینماتیکی دیگر مفاصل پایین‌تنه، مانند ران و مچ پا، حرکت اندام‌های بدن در یک سیکل قدم زدن از نوع جابجایی دوبعدی در صفحاتی به موازات صفحه ساجیتال در نظر گرفته شده است. مطابق با داده‌های گزارش شده درباره ابعاد اندام‌های یک فرد سالم و همچنین داده‌های توصیف‌کننده رفتار سینماتیک مفاصل پایین‌تنه در طول قدم زدن، رفتار دینامیکی اندام‌های حرکتی یک شخص سالم و همچنین یک شخص بیمار با همان ویژگی‌های ابعادی و با ۵۰ درصد ضعف در عضلات زانو، مدل می‌شود.

برای تقویت عضلات زانوی بیمار، یک اورتز زانو طراحی می‌شود که با استفاده از یک عملگر الکترومکانیکی سری الاستیک، که براساس یک الگوریتم کنترل تعریف شده فرمان می‌پذیرد، گشتاور لازم را در زمان مناسب بر زانو اعمال می‌کند. با مدل‌سازی رفتار مکانیکی اندام‌های حرکتی شخص بیماری با یک

^۱ Arumugom^۲ Pratt^۳ Mathijssen^۴ Villalpando^۵ Han^۶ Liu^۷ heer^۸ Farley^۹ Adam zoss^{۱۰} Flowers^{۱۱} Wilian^{۱۲} Denkena

در این پژوهش، اورتز زانوی جدیدی با عملگر سری الاستیک ارائه شده است که در آن، عامل الاستیک تنها توسط یک فنر لول تعریف شده تأمین می شود و در مکان مناسبی در سازه اورتز نصب می شود. در این طرح با حذف فنر کمکی و مکانیزم قطع و وصل اثر آن، محدودیت‌ها و پیچیدگی‌های کنترل اورتز کاهش یافته است. در بخش‌های بعدی به چگونگی طراحی و بررسی عملکرد اورتز پیشنهادی پرداخته می شود.

۳- مدل سازی بیومکانیک زانوی سالم

راه رفتن، نتیجه مجموعه‌ای از حرکات تکراری عضلات است که در مجموع به جلو راندن فرد در یک حالت پایدار منجر می شود [۲۰]. در طراحی اورتز زانو، شناخت رفتار مکانیکی اجزای پا در طول حرکت لازم است تا بتوان بر آن اساس، مناسب‌ترین طرح را ارائه کرد؛ در نتیجه در این پژوهش، متداول‌ترین روش حرکت پا که همان حرکت در گیت قدم زدن است، معیار بهینه‌سازی طرح در نظر گرفته شده است.

گیل چریست^۷ و وینتر^۸ [۲۰]، تحقیقات گسترده‌ای را درباره چگونگی اجرای حرکت و تعیین مشخصه‌های آن انجام داده‌اند و با استفاده از نمودارهای مختلف تجربی مبتنی بر داده‌های آزمایشگاهی، گشتاور و سرعت زاویه‌ای مفاصل را در یک سیکل قدم زدن اندازه‌گیری کرده‌اند. شکل (۱)، نمودار حاصل از داده‌های اندازه‌گیری سینماتیکی حرکت یک فرد را در گیت قدم زدن، که پس از انجام آزمایش‌های گوناگون نرمالیزه شده است، نشان می دهد. در این نمودار، اندام‌هارابط‌های صلبی هستند که در مفاصل به همدیگر می پیوندند.

قرارداد قابل قبول یا تأیید شده برای سنجش رفتار سینماتیکی و دینامیکی اندام‌های حرکتی، در شکل (۲) نشان داده شده است. در این شکل، θ_i زاویه بین لینک‌ها و θ_{iv} زاویه هر لینک با افق است. همچنین F نیرو، a شتاب خطی، α شتاب زاویه‌ای، T گشتاور، I ممان اینرسی، M جرم و g شتاب جاذبه هستند.

و ندربورت^۱ و همکارانش [۱۶] اشاره کرد که برای ساخت مفصل‌های ربات‌های دارای پا اجرا شده‌اند.

نوع دیگر از عملگرهای استفاده شده در اورتزهای فعال، عملگرهای مبتنی بر استفاده از سیالات با لزجت کنترل‌پذیر هستند. این عملگرها که اغلب برای کنترل گشتاور وارد شده بر مفصل استفاده می شوند، ساختار یک دمپر هوشمند هیدرولیکی را دارند که در آنها از سیالات «الکترو رئولوژیکال» (ERF^۲) یا «سیالات مگنتو رئولوژیکال» (MRF^۳) استفاده می شود. در پروژه «آکرو» (Akrod^۴) که توسط پوپویچ^۵ و همکارانش [۱۷] معرفی شده است، از یک دمپر ERF سری با یک عملگر استفاده شده است. طرح ارائه شده چن^۶ و همکارانش [۱۸] از نمونه‌های مشابه است که در آن از یک دمپر MRF سری با یک عملگر استفاده شده است.

کنترل سیالات ERF نسبت به MRF، مستلزم اعمال ولتاژ الکتریکی بسیار بالاتری است. در این حالت علاوه بر نیاز به در اختیار داشتن منابع تغذیه با ولتاژ مناسب برای کنترل دمپر، مشکل عایق‌بندی الکتریکی مسیر جریان برق نیز مطرح است، با این وجود در هر دو مورد، امکان ذخیره توان مکانیکی وجود ندارد. این ضعف را می توان با استفاده از عملگر سری الاستیک که توانایی ذخیره انرژی را دارد، جبران کرد.

شماعی و همکارانش [۱۹] در سال ۲۰۱۴ اورتزی را طراحی کردند که فرمان‌های کنترل از طریق میکروسوئیچ‌های نصب شده در کف پا ارسال می شدند. در این طرح از دو فنر برای کنترل گشتاور اعمالی بر مفصل استفاده می شود. در فاز سوئیچینگ که مفصل معلق بوده و نیاز به گشتاور زیاد نیست، تنها یکی از دو فنر در مدار انتقال قدرت قرار می گیرد؛ اما در فاز استانس که گشتاور بالایی برای مفصل نیاز است، هر دو فنر در مدار قرار می گیرند. عملکرد مناسب این مکانیزم به سرعت عمل بالا در قطع و وصل اثر فنر کمکی نیاز دارد، که ممکن است در قدم زدن سریع مشکل ساز باشد. همچنین کنترل اورتز، پیچیده‌تر از موارد پیشین است.

^۵Popovic

^۶Chen

^۷Gilchrist

^۸Winter

^۱Vanderborght

^۲Electro Rheological Liquid

^۳Magneto Rheological Liquid

^۴Active Knee Rehabilitation Orthotic Devices

کل وارده از طرف عضلات بر مفاصل ران، زانو و مچ پا به- صورت زیر به دست می آید:

(۱)

$$T_3 = \bar{I}_3(\ddot{\theta}_3) - [M_3 g c_3 \sin(\frac{3\pi}{2} - \theta_{3V}) + a_{yc3} M_3 c_3 \sin(\frac{3\pi}{2} - \theta_{3V}) + a_{xc3} M_3 c_3 \sin(\pi - \theta_{3V}) + F_{43y} r_3 \sin(\frac{3\pi}{2} - \theta_{3V}) + F_{43x} r_3 \sin(\pi - \theta_{3V})]$$

(۲)

$$T_2 = \bar{I}_2(\ddot{\theta}_1 - \ddot{\theta}_2) [M_2 g c_2 \sin(\frac{3\pi}{2} - \theta_{2V}) + a_{yc2} M_2 c_2 \sin(\frac{3\pi}{2} - \theta_{2V}) + a_{xc2} M_2 c_2 \sin(\pi - \theta_{2V}) + F_{32y} r_2 \sin(\frac{3\pi}{2} - \theta_{2V}) + F_{32x} r_2 \sin(\pi - \theta_{2V})]$$

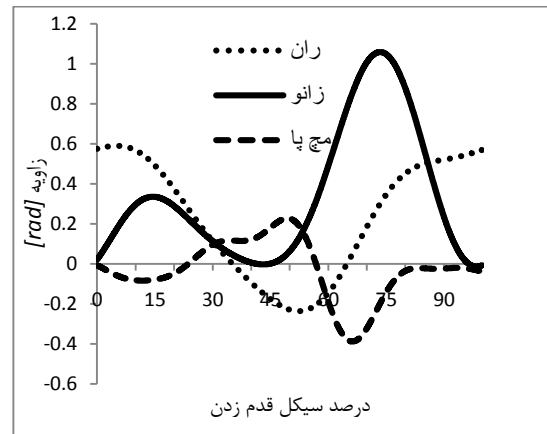
(۳)

$$T_1 = \bar{I}_1 \ddot{\theta}_1 - [M_1 g c_1 \sin(\frac{3\pi}{2} - \theta_{1V}) + a_{yc1} M_1 c_1 \sin(\frac{3\pi}{2} - \theta_{1V}) + a_{xc1} M_1 c_1 \sin(\pi - \theta_{1V}) + F_{21y} r_1 \sin(\frac{3\pi}{2} - \theta_{1V}) + F_{21x} r_1 \sin(\pi - \theta_{1V})]$$

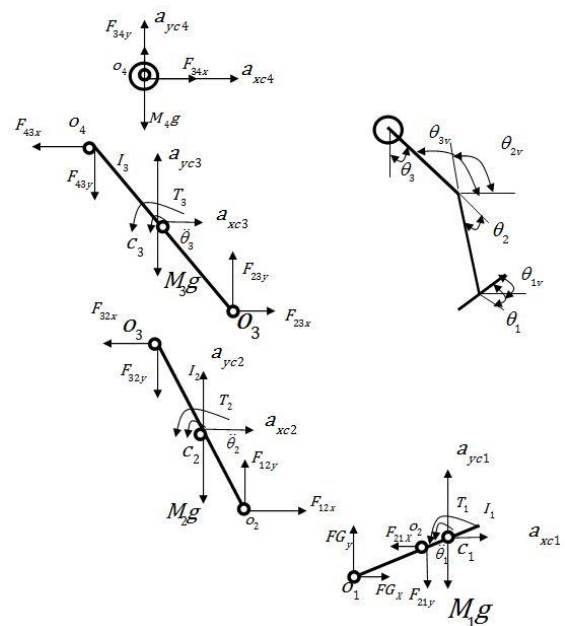
در تمام روابط بالا n_i و C_i به ترتیب طول رابط بین دو مفصل مجاور (طول لینک) و فاصله مرکز جرم رابط نام تا مفصل قرار- گرفته در ابتدای آن هستند و نمادهای دیگر مطابق با قرارداد نشان داده شده در شکل (۲) درج شده است.

با توجه به ضرایب تناسب ابعادی و جرمی اندامهای بدن یک شخص طبیعی گزارش شده توسط ویتر [۲۰] و در نظر گرفتن جرم ۸۲ کیلوگرم و قد ۱۶۸ سانتی متر، می پذیریم که در هنگام قدم زدن و در حالی که مرکز جرم بدن با سرعت ثابتی در راستای افق جابجا می شود، حرکتی نوسانی را نیز در راستای قائم خواهیم داشت. با در نظر گرفتن این نکته که پای مورد نظر در فاز استانس توسط زمین مقید می شود و در فاز سوئینگ از زمین جدا می شود، مقادیر گشتاور برحسب زاویه و شتاب زاویه ای مفاصل محاسبه می شوند.

با حل مدل ریاضی بالا، توان و گشتاور لازم برای تحریک زانو در پای سالم برحسب زمان محاسبه می شود (شکل ۳). توان مکانیکی اشاره شده توسط عضلات مرتبط با زانو تأمین می شود.



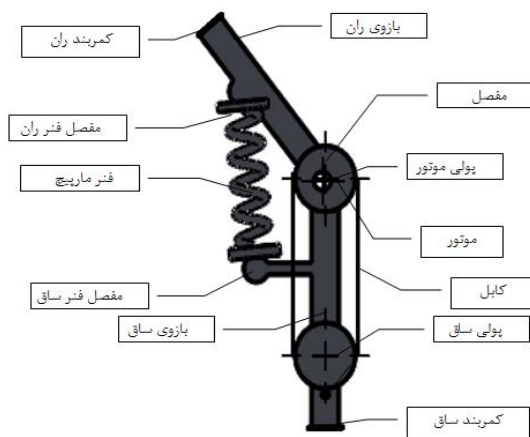
شکل ۱: زاویه مفاصل یک پا در یک سیکل قدم زدن [۲۰]



شکل ۲: نمودار پیکر آزاد اندامهای حرکتی پا در سیکل قدم زدن

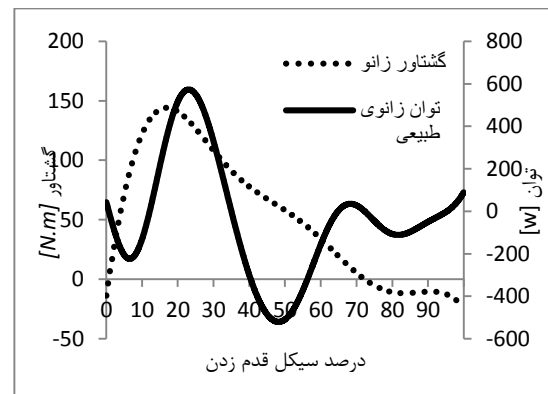
با در نظر گرفتن تمام عوامل مؤثر در حرکت، مطابق با قرارداد پذیرفته شده و اعمال روابط دینامیکی مربوطه، گشتاورهای لازم برای کنترل حرکت مفاصل و همچنین توان لازم برای ایجاد آنها قابل محاسبه خواهند شد. بر این اساس در فرمول بندی رفتار دینامیکی زانو، شتاب نقطه تماس پا با سطح زمین برابر با صفر فرض می شود. طبق نمودار گیت، با معلوم بودن زاویه مفاصل برحسب زمان، سرعت های زاویه ای آنها و مشخصاتی که بیانگر رفتار سینماتیکی تمامی نقاط پا هستند را می توان محاسبه کرد. با در نظر گرفتن روابط توصیف کننده نیروهای دینامیکی اعمالی بر هر یک از اندامهای مؤثر در حرکت پای مدل شده، گشتاور

پیش‌بینی شده در بازوهای ساق و ران مفصل شده است. این فنر در برابر خم شدن بازوی ران نسبت به ساق مقاومت می‌کند. برای پرهیز از پدیده تکنیکی در زمانی که بازوهای ران و ساق در یک امتداد قرار می‌گیرند، محل نصب فنر به وسیله دستک بازوی ساق از بدنه این بازو دور نگه‌داشته می‌شود.



شکل ۴: مدل دوبعدی از طرح مفهومی اورتز

شکل (۵)، نصب این اورتز روی پای کاربر را به صورت نمادین نشان می‌دهد. بازوهای ران و ساق به ترتیب بر ران و ساق شخص به گونه‌ای نصب می‌شوند که مفصل آنها، انطباق نسبی بر محور اصلی زانو داشته باشد. بازوی ران که با قاب پلیمری به فرم بدنه ران یکپارچه شده است، توسط کمربندهایی به ران شخص وصل می‌شود و نیروهای وارده را در سطح بدنه ران توزیع می‌کند. بازوی ساق نیز با قاب پلیمری دیگری به فرم ساق یا یکپارچه شده است و توسط کمربندهایی که به ساق پا وصل شده، نیروهای وارده را در سطح بدنه ساق پخش می‌کند. خاصیت انعطاف‌پذیری در عضلات ساق، ران و همچنین در واسطه‌های اتصال آنها بر اورتز، اجازه می‌دهد که در صورت وجود جابجایی جزئی بین محور دوران ران با محور مفصل اورتز، این دو بتوانند با مقاومت مکانیکی کمتری خود را بر یکدیگر منطبق کنند.



شکل ۳: گشتاور و توان لازم برای تحریک زانو در پای سالم در یک سیکل قدم زدن

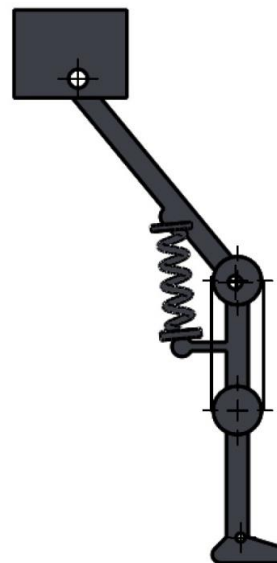
۴- طرح مفهومی اورتز زانو

اگر به جز مفصل ناتوان زانوی فرد بیمار، دیگر مفاصل او عملکردی مشابه با مفاصل فرد سالم داشته باشند و مفصل ناتوان تنها قابلیت اعمال ۵۰ درصد از بیشینه گشتاور لازم برای کارکرد صحیح خود را داشته باشد، برای اینکه فرد بیمار بتواند مانند یک فرد سالم قدم بزند باید ضعف زانو با اورتز جبران شود. شکل (۴)، مدل دوبعدی از طرح مفهومی اورتز پیشنهادی را نشان می‌دهد. طبق این مدل، اورتز از دو بازو تشکیل شده است که در یک مفصل لولایی به همدیگر وصل شده‌اند. با توجه به اینکه بازوهای نام‌برده روی ران و ساق پای استفاده‌کننده نصب می‌شوند، آنها را به ترتیب با عنوان «بازوی ران» و «بازوی ساق» از همدیگر متمایز می‌کنیم. در بدنه بازوی ران، پایه‌ای برای نصب موتور و محل دیگری برای نصب فنر پیش‌بینی شده است. در بدنه بازوی ساق نیز مکانی برای نصب یک پولی و نیز دستکی در نظر گرفته شده است که فنر در انتهای این دستک نصب می‌شود. عضو دیگر اورتز، یک موتور الکتریکی است که بدنه آن نسبت به بازوی ران ثابت بوده و روتور آن با مفصل اورتز، هم‌محور است. موتور به وسیله دو پولی و کابلی، که آن دو را به یکدیگر وصل می‌کند، بر بازوی ساق گشتاور اعمال می‌کند. یکی از پولی‌ها با موتور هم‌محور است و دیگری، با فاصله‌ای نسبت به آن، بر بازوی ساق ثابت شده است. موتور با یک سنسور زاویه‌سنج، که با آن هم‌محور است، کوپل شده است و زاویه چرخش موتور را می‌سنجد. عامل الاستیک در طرح اورتز، یک فنر لول از نوع فشاری است که از دو سر بر نقاط

- **عملگر:** موتور می تواند هم در هنگام خم شدن و هم در باز شدن زانو، گشتاور اعمال کند؛ با این حال، تعامل این دو وضعیت با عامل الاستیک به شرح زیر است:
 - در هنگام خم شدن زانو، بخشی از توان تولیدشده توسط موتور در فنر ذخیره می شود؛
 - در هنگام باز شدن زانو، بخشی از توان ذخیره شده در فنر به موتور کمک کرده و زانو با توان بیشتری باز می شود.

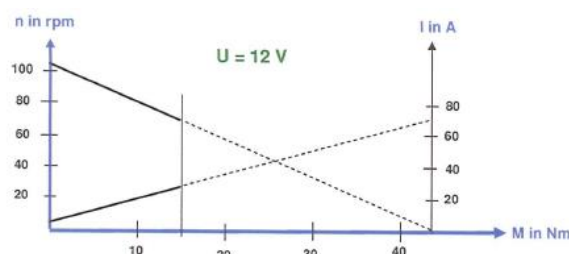
- **عامل الاستیک:** با توجه به طرح اورترز، فنر تنها در هنگام باز شدن زانو می تواند به آن گشتاور مثبت وارد کند. در هنگام خم شدن زانو، بازدارنده است و در برابر حرکت زانو مقاومت می کند.

الگوریتم کنترل موتور در اورترز، براساس الگوهای مشخصی برنامه ریزی می شود. پس کافی است تا زمان های شروع و پایان هر فاز از حرکت پا در یک سیکل قدم زدن شناسایی شود تا بتوان بر آن اساس، گشتاور لازم برای عملکرد صحیح زانو را براساس مدل ریاضی محاسبه کرده و در صورت لزوم، از عملگر اورترز برای تأمین آن بهره برد؛ از این رو لازم است تا با قرارداد حسگرهایی در کف پا، زمان شروع و پایان فازهای استانس و سوینگ را تشخیص داد. برای رسیدن به این هدف، چهار میکروسوییچ به ترتیب در پاشنه و پنجه کفش ها نصب می شوند. پتانسیومتر کوپل شده به محور موتور، حسگری است که زاویه جابجایی ساق نسبت به ران را در هر لحظه می سنجد و نتایج را به صورت فرمان الکتریکی به کنترل کننده اورترز ارسال می کند. برای پردازش آنی^۲ داده های ورودی و ارسال فرمان های لازم برای کنترل موتور اورترز، از توانمندی های یک کامپیوتر استفاده می شود. برای این منظور، برنامه نرم افزاری مناسبی براساس مدل ریاضی تدوین می شود که نشان دهنده رفتار دینامیکی اندام های حرکتی باشد. برای انتقال داده های اندازه گیری شده توسط میکروسوییچ ها و پتانسیومتر به کامپیوتر و همچنین اعمال فرمان های کنترلی ارسالی به موتور، لازم است که سخت افزارهای مناسبی طراحی و ساخته شوند.



شکل ۵: مدل دو بُعدی پا به همراه اورترز

موتور انتخابی برای اجرای این طرح، یک موتور DC مجهز به گیربکس ساخت شرکت بوهرل^۱ است که با شماره مدل «۱.۶۱.۱۱۳» تجاری شده است. نمودار مشخصه رفتار الکترومکانیکی موتور برای تبدیل توان الکتریکی به مکانیکی، در شکل (۶) ارائه شده است [۲۱].



شکل ۶: نمودار مشخصه رفتار الکترومکانیکی موتور اورترز

همان طور که توضیح داده شد، در این طرح از یک موتور الکتریکی به عنوان عملگر استفاده می شود که گشتاور خود را به وسیله یک جفت پولی بر مفصل زانو وارد می کند. از یک فنر لوله ای نیز استفاده می شود که در مقابل خم شدن زانو مقاومت می کند. با این شرایط می توان نقش این دو عامل، موتور و فنر، را این گونه توصیف کرد:

^۱Real Time

^۱Buhler

با در نظر گرفتن موارد بالا و نمادهای های درج شده در شکل (۸)، گشتاور کل وارده از طرف عضلات در شرایط جدید بر هر مفصل به صورت زیر به دست می آید:

$$(۶)$$

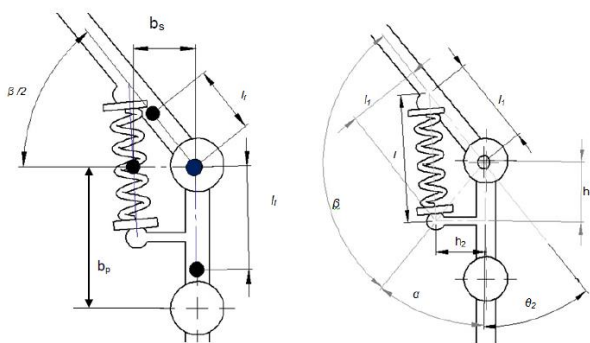
$$T'_3 = \bar{I}eq_3(\ddot{\theta}_3) - [(M_3 + M_m + m_f)gc'_3 \sin(\frac{3\pi}{2} - \theta_{3v}) + a_{yc3}M_3c'_3 \sin(\frac{3\pi}{2} - \theta_{3v}) + a_{xc3}M_3c'_3 \sin(\pi - \theta_{3v}) + F_{43y}r_3 \sin(\frac{3\pi}{2} - \theta_{3v}) + F_{43x}r_3 \sin(\pi - \theta_{3v}) + F_3b'_3 + (F_1 - F_2)\frac{d}{2}]$$

(۷)

$$T'_2 = \bar{I}eq_2(\ddot{\theta}_3 - \ddot{\theta}_2) - [(M_2 + m_f)gc'_2 \sin(\frac{3\pi}{2} - \theta_{2v}) + a_{xc2}M_2c'_2 \sin(\frac{3\pi}{2} - \theta_{2v}) + a_{yc2}M_2c'_2 \sin(\pi - \theta_{2v}) + F'_{32y}r_2 \sin(\frac{3\pi}{2} - \theta_{2v}) + F'_{32x}r_2 \sin(\pi - \theta_{2v}) - F_2b'_2 + (F_3 - F_1)\frac{d}{2}]$$

(۸)

$$T'_1 = \bar{I}_1\ddot{\theta}_{1v} - [M_1gc_1 \sin(\frac{3\pi}{2} - \theta_{1v}) + a_{yc1}M_1c_1 \sin(\frac{3\pi}{2} - \theta_{1v}) + a_{xc1}M_1c_1 \sin(\pi - \theta_{1v}) + F'_{21y}r_1 \sin(\frac{3\pi}{2} - \theta_{1v}) + F'_{21x}r_1 \sin(\pi - \theta_{1v})]$$



شکل ۸: معرفی پارامترهای مشخصه اورتز

با اعمال داده‌های مشخصه طرح اورتز، طبق جدول (۱)، می‌توان نتایج حاصل از شبیه‌سازی رفتار مکانیکی پای مجهز به اورتز در یک سیکل قدم زدن را توصیف کرد.

۵- شبیه‌سازی رفتار مکانیکی اورتز طراحی شده در یک سیکل قدم زدن

با در نظر گرفتن یک فرض طراحی که بر آن اساس، فاصله نقاط اتصال فنر بر بازوهای ران و ساق تا محور مفصل این دو بازو با هم مساوی هستند، روابط ریاضی نشان‌دهنده تأثیر مکانیکی فنر بر مفصل اشاره شده به صورت زیر خواهند بود.

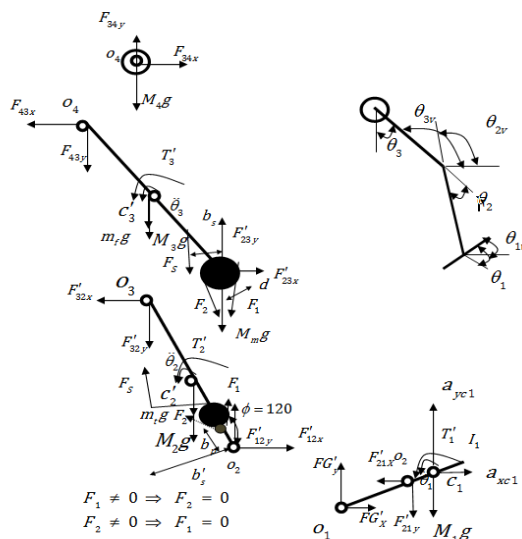
$$F_s = k(l - l_0) \quad (۹)$$

$$M_s = F_s \times l_1 \times \cos(\frac{\beta}{2}) \quad (۱۰)$$

$$P_s = k(l_1^2 \sin(\theta_2\alpha) - l_0 \times l_1 \times \cos(\frac{\theta_2 + \alpha}{2}))\dot{\theta}_2 \quad (۱۱)$$

در این معادلات، M_s گشتاور وارده از فنر بر مفصل بازوهای اورتز، F_s نیروی وارده از فنر بر بازوهای اورتز، k ضریب کشسانی فنر، l_0 طول اولیه فنر و P_s توان مکانیکی ذخیره شده در فنر هستند. نمادهای دیگر در این روابط، مطابق شکل (۲) تعریف شده‌اند.

با نصب دستگاه اورتز روی زانو، دیاگرام آزاد رفتار دینامیکی پا نسبت به مدل توصیف شده برای پای سالم در شکل (۲) تغییر می‌کند. شکل (۷)، دیاگرام آزاد پا را در حضور اورتز نشان می‌دهد.



شکل ۷: نمودار پیکر آزاد اندام‌های حرکتی پای مجهز به اورتز در سیکل قدم زدن

گشتاور و توان اعمالی بر زانو توسط مجموعه اورتز و عضلات مرتبط با زانو در هر لحظه محاسبه می‌شوند. این نتایج به ترتیب در نمودارهای نشان داده شده در تصاویر (۹ و ۱۰) توصیف شده و نتایج آن با رفتار یک زانوی سالم مقایسه شده است.

تمام داده‌های ذکر شده در این جدول از ثابت‌های طراحی هستند. تنها ضریب کشسانی فنر اورتز که مقداری متغیر برای آن در این جدول فرض شده است، در مرحله اجرای طرح بهینه می‌شود.

با حل معادلات مشخصه رفتار مکانیکی پای مجهز به اورتز،

جدول ۱: داده‌های مشخصه ابعاد دستگاه

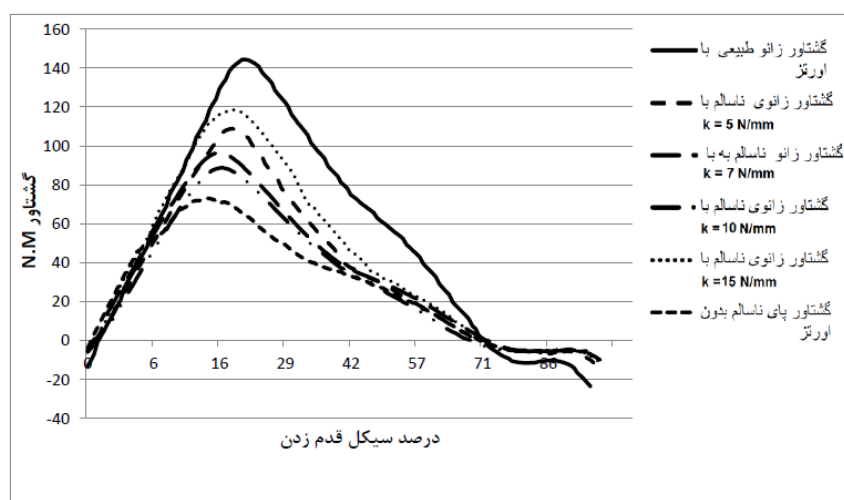
مقدار	پارامتر	مقدار	پارامتر	مقدار	پارامتر
۵۳۰/۰	m_t [kg]	۰/۰۲۰	m_s [kg]	۰/۴۵۰	m_f [kg]
100	d_p [mm]	۰/۱۶۵۹	Ieq_2 [kg.m ²]	۰/۰۹۱۶	Ieq_3 [kg.m ²]
۱	m_m [kg]	۴/۰	c'_2 [m]	۰/۶	c'_3 [m]
255	l_0 [mm]	۰	i_m [kg.m ²]	5,7,10,15	k [N/mm]
		104	h_1 [mm]	۱۲۰	l_1 [mm]

۶- بهینه‌سازی طرح مکانیکی اورتز

برای این منظور، این معادلات به‌ازای چهار مقدار متفاوت k ، که به ترتیب برابر با ۵، ۷، ۱۰ و ۱۵ نیوتون بر میلی‌متر هستند، ارزیابی شده‌اند.

نتایج حاصل از تحلیل مدل رفتار مکانیکی زانوی مجهز به اورتز و تأثیر ضریب کشسانی فنر بر گشتاور وارده بر زانو توسط مجموعه اورتز و عضلات مرتبط با زانو، در شکل (۹) ارائه شده‌اند.

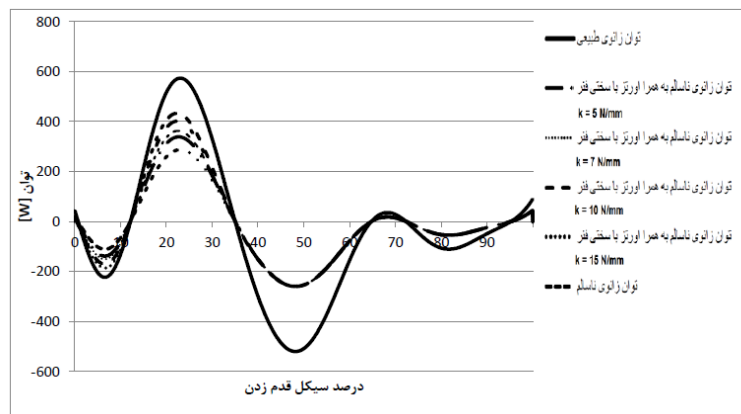
همان‌طور که پیش از این ذکر شده بود، عامل الاستیک پیش‌بینی شده در طرح اورتز می‌تواند انرژی مکانیکی را تحت شرایط ذخیره کرده و در شرایط دیگر، با آزاد سازی آن بر توان مکانیکی وارده بر زانو تأثیر بگذارد. برای بررسی تأثیر ضریب کشسانی فنر اورتز بر توان مصرفی توسط موتور در طول یک سیکل قدم زدن، معادلات مشخصه رفتار مکانیکی پای مجهز به اورتز به‌ازای مقادیر متفاوت ضریب کشسانی تحلیل می‌شود.



شکل ۹: گشتاور وارده بر زانو توسط مجموعه اورتز و عضلات مرتبط با زانو به‌ازای ضرایب کشسانی متفاوت اورتز

• تا ۱۰۰ درصد از سیکل قدم زدن) که در آن، پا از زمین جدا شده است و زانوی معلق تنها تحت تأثیر نیروهای وزن و اینرسی اندام‌های زیر زانو قرار دارد، مجموعه موتور و فنر اورتز در عمل از مدار تقویت زانو خارج می‌شوند. در این شرایط با کاهش تأثیر اورتز در تقویت گشتاور زانو، تنها وظیفه موتور این است که فنر را به گونه‌ای شل یا سفت کند که مانع از حرکت زانو نشود.

نتایج حاصل از تحلیل مدل رفتار مکانیکی زانوی مجهز به اورتز و تأثیر ضریب کشسانی فنر بر توان مصرفی مجموعه اورتز و عضلات مرتبط با زانو در شکل (۱۰) نشان داده شده است.



شکل ۱۰: توان مصرفی توسط مجموعه اورتز و عضلات مرتبط با زانو به‌ازای ضرایب کشسانی متفاوت اورتز

می‌توان سهم اورتز از تأمین توان زانو را ارزیابی کرد (شکل ۱۱). با توجه به توان کاری ۸۰ وات برای موتور، بهترین سختی برابر با ۷ نیوتون بر میلی‌متر است. با تحلیل مدل رفتار مکانیکی زانوی مجهز به اورتز بهینه‌شده، گشتاور اعمالی توسط مجموعه اورتز و عضلات مرتبط با زانو با شرایطی که در آن از اورتز استفاده نشده است، مقایسه می‌شود. نتایج در شکل (۱۲) ارائه شده‌اند.

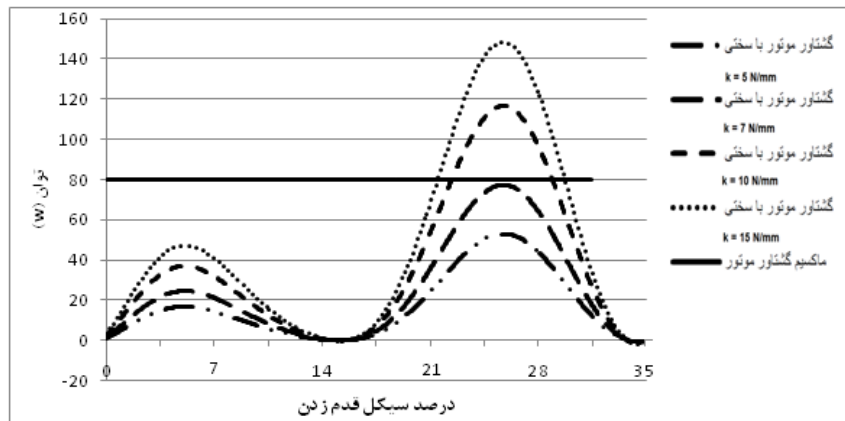
در تحلیل نمودارهای ارائه‌شده در شکل (۱۲)، مشاهده می‌شود که بیشینه گشتاور قابل اعمال توسط اورتز تا ۳۴ درصد افزایش می‌یابد.

براساس مقایسه نتایج نشان‌داده شده در شکل (۹)، مقدار گشتاور ذخیره‌شده با افزایش ضریب کشسانی فنر افزایش می‌یابد و به گشتاور طبیعی نزدیک می‌شود. نتایج دیگری از بررسی این نمودار استنباط می‌شود که عبارت‌اند از:

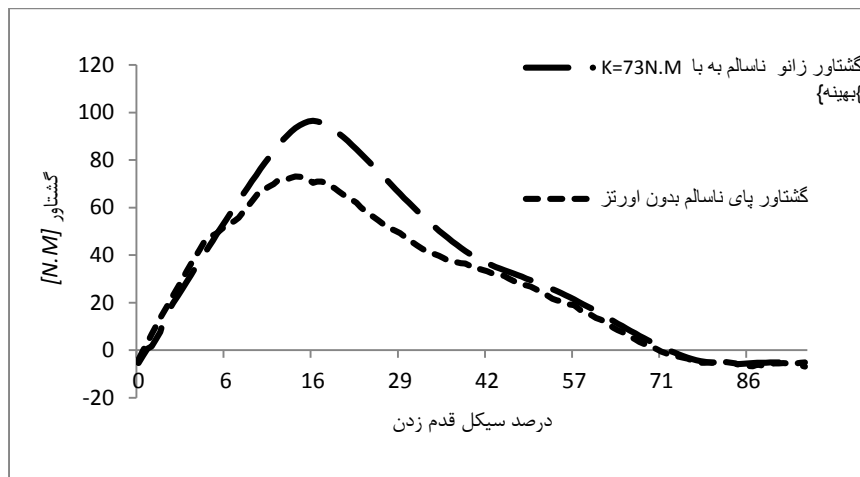
- در فاز استانس از سیکل حرکت پای کم‌توان (در حدود ۰ تا ۴۰ درصد از سیکل قدم زدن) که در آن، پا بر زمین تکیه کرده است و تمام یا بخشی از نیروی وزن بدن را تحمل می‌کند، مجموعه موتور و فنر اورتز، زانو را تقویت می‌کند تا با خم و راست شدن، نقش خود را در فرآیند حرکت بدن به انجام رساند.
- در فاز سوئینگ از سیکل حرکت پای کم‌توان (در حدود ۴۰

براساس مقایسه نتایج ارائه‌شده در شکل (۱۰)، می‌توان با افزایش ضریب کشسانی فنر، توان منفی بیشتری را در فنر ذخیره کرد. این نمودارها همچنین نشان می‌دهند که با توجه به کاهش سرعت جابجایی زانو در محدوده تغییر فاز از استانس به سوئینگ، مجموعه فنر و عملگر در عمل محدوده ۰ تا ۳۵ درصد از سیکل قدم زدن زانو را تقویت می‌کند و پس از آن، وظیفه موتور این است که فنر را به گونه‌ای شل یا سفت کند که مانع از حرکت زانو نشود.

با تفاضل توان اعمالی توسط مجموعه پای ناسالم و اورتز نصب‌شده بر آن، از توان قابل اعمال توسط همان پا بدون اورتز،



شکل ۱۱: توان اعمال شده توسط موتور به‌ازای ضرایب کشسانی متفاوت اورتز در فاز استانس



شکل ۱۲ مقایسه گشتاور اعمال شده بر زانوی توان‌بخشی شده با اورتز بهینه، با گشتاور اعمال شده بر زانوی بدون اورتز

۷- نتیجه‌گیری

در این پژوهش، رفتار دینامیکی اجزای پا در هنگام قدم زدن با ارائه یک مدل ریاضی مبتنی بر داده‌های تجربی توصیف شد. با فرض ناتوانی در حدود ۵۰ درصد در یکی از زانوهای فرد مورد نظر، طرح جدیدی از یک اورتز زانو شبه فعال ارائه شد که با استفاده از یک عملگر الکترومکانیکی در آن، انرژی لازم برای توان‌بخشی به زانوی ناتوان تأمین می‌شود و همچنین با استفاده از یک عامل الاستیک، بخشی از انرژی عملگر و عضلات مرتبط با زانو ذخیره شده و در زمان مناسب استفاده می‌شود. عملکرد پای مجهز به اورتز پیشنهادی در شرایط کاری یکسان با پای سالم، مدل شد. هدف از بهینه‌سازی، بهبود سفتی فنر به‌کار رفته در آن و کمینه کردن توان مصرفی در عملگر است. براساس

نتایج به‌دست‌آمده، با نصب اورتز بهینه‌شده با فنری به سختی ۷ کیلونیوتون بر متر می‌توان گشتاور قابل اعمال توسط زانوی ناتوان را تا ۳۴ درصد افزایش داد.

۸- مراجع

- [1] Winter, D. A. and Sienko, S. E., "Biomechanics of below-knee amputee gait," J Biomechanics. 21, 361-367., 1988
- [2] Hugh Herr1, "Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions "Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 2009, 6:21
- [3] Farley, C.T. & Ferris, D.P 'Biomechanics of Walking and Running: from Center of Mass Movement to Muscle Action', Exercise and Sport Sciences Reviews, pp.26:253-285. (1998)

- [13] Ernesto C. Martinez-Villalpando, SM;1 Hugh Herr, "Agonist-antagonist active knee prosthesis: A preliminary study in level-ground walking ", *Journal of Rehabilitation Research & Development*, Volume 46, Number 3, 2009, pp 361–374
- [14] Jeakweon Han, Dennis Hong , " 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] Xin Liu and Ioannis Poulakakis, "On the Energetics of a Switchable Parallel Elastic Actuator Design for Monopedal Running ", *Proceedings of IEEE/RSJ International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO) September 2015*
- [16] Bram Vanderborcht^{1,2}, Nikos G. Tsagarakis¹, Claudio Semini¹, Ronald Van Ham ², Darwin 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 International Conference Center Kobe, Japan, May 12-17, 2009*
- [17] Popovic, D. and Schwirtlich, L., "Belgrade active A/K prosthesis, "in de Vries, J. (Ed.), *Electrophysiological Kinesiology, Interm. Congress Ser. No. 804, Excerpta Medica, Amsterdam, The Netherlands, pp.337–343, 1988.*
- [18] J. Chen and W.-H. Liao, "Design and control of a Magnetorheological actuator for leg exoskeleton," in *Robotics and Biomimetics, 2007. ROBI 2007. IEEE International Conference on, 2007*, pp. 1388-1393.
- [19] Kamran Shamaei" 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, JUNE 2014*
- [20] Gilchrist, L.A. and D.A. Winter, A two-part, viscoelastic foot model for use in gait simulations. *Journal of Biomechanics, 1996. 29(6): p. 795-8.*
- [21] landaelectronic.com
- [4] Adam Zoss, "On the Mechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)", Andrew Chu Department of Mechanical Engineering University of California, Berkeley, CA, 94720, USA
- [5] Weinberg B. Design, Control and Human Testing of an Active Knee Rehabilitation Orthotic Device. 2007 IEEE International Conference on FrC8.2 Robotics and Automation Roma, Italy, 10-14 April 2007
- [6] Flowers, W.C., and Mann, R.W., "Electro hydraulic knee-torque controller for a prosthesis simulator," *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, vol. 99, no. 4, pp. 3-8., 1977.
- [7] Wilian M. dos Santos and Adriano A. G. Siqueira, "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, South Africa. August 24-29, 2014*
- [8] Berend Denkena, Martin Eckl, Dominik Brouwer, "Development of a Multiple Degree of Freedom Knee Disarticulation Prosthesis with Active Leg Length Variation ". *Journal of Modern Mechanical Engineering*, 2014, 4, pp 207-221
- [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, ISSUE 1, December 2009, ISSN: 2151-9617, pp 26-33*
- [10] Jerry E. Pratt, Benjamin T. Krupp, "Series Elastic Actuators for legged robots ", *Proceedings of SPIE 2004, Published in SPIE Proceedings Vol. 5422, Unmanned Ground Vehicle Technology VI, DOI: 10.1117/12.548000, 2 September 2004,*
- [11] Jerry E. Pratt, Benjamin T. Krupp, Christopher J. Morse, Steven H. Collins, "The RoboKnee: An Exoskeleton for Enhancing Strength and Endurance During Walking ", *Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics & Automation New Orleans, LA.USA, April 2004*
- [12] Glenn Mathijssen, Pierre Cherelle, Dirk Lefeber and Bram Vanderborcht, "Concept of a Series-Parallel Elastic Actuator for a Powered Transtibial Prosthesis ". *Journal of Actuators 2013, Vol, 2, ISSN 2076-0825, pp 59-73*