

## طراحی ربات برون پوش حامی گام زدن برای توانبخشی افراد کم توان حرکتی

در این مقاله طرحی از یک ربات اسکلت خارجی (برون پوش) پایین تنه، به منظور حمایت از افراد کم توان در فرآیند راه رفتن ارائه شده است. در بخش نخست مدل مفهومی ربات ارائه شده است؛ در مجموع ربات دارای هفت درجه آزادی است. سپس مدل دینامیکی از سیستم مکانیکی ربات اسکلت خارجی برای اندام پایین تنه ارائه شده است. به منظور شبیه سازی دینامیکی، طرح مدل از نرم افزار کتیا به محیط سیم مکانیکز منتقل و مدل شده است؛ در این محیط شبیه سازی اطلاعات سیستم اعمال شده و فرآیند کامل گام زدن در یک سیکل حرکتی شبیه سازی گردیده است؛ در ادامه به طراحی یک کنترلر تلفیقی برای سیستم پرداخته شده است. در انتهای فرآیند نیروها و گشتاورهای مفصلی وارد بر ربات محاسبه گردیده اند.

مرتضی احمدی کرمانشاهی<sup>۱</sup>  
دانشجوی کارشناسی ارشد

فرزاد چراغپور سموتی<sup>۲</sup>  
استادیار

علی غفاری<sup>۳</sup>  
استاد

واژه های راهنما: ربات برون پوش، اسکلت خارجی، توانبخشی، طراحی، مدل سازی دینامیکی

### ۱- مقدمه

توانبخشی به عنوان نوعی مراقبت بهداشتی تخصصی توصیف می شود که هدف آن، حفظ، افزایش و بهبود قدرت جسمانی، شناخت و تحرک با نتایج حداکثری می باشد. به طور معمول توانبخشی به انسان برای به دست آوردن استقلال بیشتر پس از بیماری، آسیب یا جراحی کمک می کند، [۱]. همچنین می تواند به عنوان فرآیند کمک به فرد برای دستیابی به بالاترین سطح عملکرد، استقلال و کیفیت زندگی ممکن توضیح داده شود، [۲]. توانبخشی فیزیکی یکی از گرایش های توانبخشی است که در خارج از ایالات متحده یکی از شاخه های پزشکی محسوب می شود که هدف آن ارتقاء و بازگردانی توان و کیفیت زندگی برای معلولیت های جسمانی می باشد. زمینه کاری این روش درمان بازگردانی عملکرد مطلوب به اندام هایی نظیر ماهیچه ها<sup>۴</sup>، استخوان ها<sup>۵</sup>، رباط ها<sup>۶</sup> و یا سیستم عصبی<sup>۷</sup> مربوط می شود، می باشد، [۳].

<sup>۱</sup> دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران جنوب، تهران ak\_morteza@yahoo.com

<sup>۲</sup> نویسنده مسئول، استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد پردیس، تهران samavati@pardisiau.ac.ir

<sup>۳</sup> استاد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه خواجه نصیرالدین طوسی، تهران ghaffari@kntu.ac.ir

تاریخ دریافت: ۱۳۹۸/۰۳/۲۰، تاریخ پذیرش: ۱۳۹۹/۱۰/۰۳

<sup>۴</sup> Muscles

<sup>۵</sup> Bones

<sup>۶</sup> Ligaments

<sup>۷</sup> Nervous Systems

وظیفه کلی پزشک، پرسش از بیمار یا افرادی که بیمار را می‌شناسند با هدف به دست آوردن اطلاعات مفید جهت تدوین، تشخیص و ارائه مراقبت‌های پزشکی مناسب به بیمار می‌باشد، [۳]. تجویز بهترین مراقبت‌های پزشکی بعد از دریافت اطلاعات صحیح و همچنین فرآیند تشخیص کامل و درست می‌باشد. لذا در فرآیند درمان هر یک از مراحل مربوطه باید از مسیر صحیح و بصورت کامل انجام شود تا سلامت کامل به بیمار بازگردانده شود. جهت هوشمندسازی این فرآیند و اجرای آن به کمک ربات‌ها، ربات‌های فعال در این زمینه به سه دسته کلی ربات‌های جراح<sup>۱</sup>، ربات‌های تشخیص بیماری<sup>۲</sup> و ربات‌های توانبخشی<sup>۳</sup> تقسیم می‌شوند، [۴]. کاربرد ربات‌ها در علوم پزشکی به دلیل ساختمان و ساختاری که دارند مزایای را برای کاربران ایجاد می‌کنند. از قابلیت‌های بسیار با ارزش در ربات‌ها دقت بالا<sup>۴</sup> و قابلیت تکرارپذیری<sup>۵</sup> ربات است. این مشخصه دلایلی موثر بر اثبات برتری ربات بر انسان در عملکرد است. از آنجا که دقت به میزان نزدیک بودن خروجی نهایی ربات به موقعیت فرمان داده شده است و تکرارپذیری در واقع دقت ربات در بازگشت به نقطه کاری قبلی در فرآیند عملیاتی است. لذا ربات ممکن است تکرارپذیری بالایی داشته باشد ولی نیاز نباشد که دقت بالایی برای آن در نظر گرفته شود، [۵]. در امر توانبخشی ربات‌ها باید قابلیت تکرارپذیری را با دقت بالا اجرا کنند زیرا این ربات‌ها عموماً باید به نحوی ساخته شوند تا الگوهای رفتاری انسان را تکرار کنند، [۶]. ربات توانبخشی می‌تواند یک فرآیند ثابت را برای مدت طولانی و مستمر انجام دهد. این امر خطای پزشکی حاصل از خستگی را کاهش خواهد داد که منجر به کاهش دوران درمان خواهد شد، [۷]. همچنین برای پزشک بهتر است بیشتر مغز خود را به کار گرفته و کارهای دستی را به ربات بسپارد. استفاده از ربات در علوم پزشکی به پزشکان اجازه می‌دهد تا جراحی را به ربات‌ها سپرده و خود فرآیند درمان را کنترل کند، [۸].

در این مقاله نخست مدل مفهومی ربات ارائه شده است؛ برای برون‌پوش هر یک از پاهای راست و چپ، سه درجه آزادی، و برای حرکت کمر یک درجه آزادی در نظر گرفته شده که در مجموع ربات دارای هفت درجه آزادی است. سپس به کمک معادلات لاگرانژ، مدل دینامیکی از سیستم مکانیکی ربات اسکلت خارجی برای اندام پایین تنه ارائه شده است. به منظور شبیه‌سازی دینامیکی، طرح مدل از نرم‌افزار کتیا به محیط سیم‌مکانیکز منتقل و مدل شده است؛ به کمک این محیط شبیه‌سازی پارامترهای اینرسی لینک‌های ربات و قیدهای حرکتی مربوطه به سیستم اعمال شده و فرآیند کامل گام‌زدن در یک سیکل حرکتی شبیه‌سازی گردیده است؛ در ادامه به طراحی یک کنترلر تلفیقی برای سیستم پرداخته ایم. در انتهای فرآیند نیروها و گشتاورهای مفصلی وارد بر ربات محاسبه گردیده‌اند. نتایج نشان می‌دهند بیشترین گشتاور مفصل ران به میزان ۳۲ (نیوتن متر)، در مفصل زانو به میزان ۱۳ (نیوتن متر)، و در مفصل مچ پا حدود ۳ (نیوتن متر) می‌رسد. بیشترین گشتاورها برای هر مفصل منجر به انتخاب عملگر مناسب برای هر عضو می‌گردد. در مرحله بعد بر مبنای آنالیز نیروی وارد بر هر یک از لینک‌ها، طراحی مکانیکی اصلاح شده و آنالیز تنش لینک‌های ربات انجام شده است. در ادامه به بررسی ربات‌های مخصوص امر توانبخشی خواهیم پرداخت.

<sup>1</sup> Surgical robots

<sup>2</sup> Diagnosis robots

<sup>3</sup> Rehabilitation robots

<sup>4</sup> Accuracy

<sup>5</sup> Repeatability



**شکل ۱-** دستگاه محصول شرکت هوکوما شامل یک اورتر گام و یک سیستم نگهدارنده وزن انسان ترکیب شده با یک تردمیل و یک سیستم واقعیت مجازی.

این دسته ربات‌ها در فراهم آوردن اجزای مصنوعی یا به عنوان نقش حمایتی از عضله یا اندامی خاص در بدن انسان برای بهبود عملکرد فیزیکی بدن انسان به کار برده می‌شوند مانند ربات‌های پا، دست و بازوی مصنوعی. برای مثال در دانشگاه فنی برلین روی اورتر پای برقی و دست مصنوعی کار شده است که از سیگنال الکترومیوگرافی (برق‌نگاری ماهیچه‌ای) برای کنترل استفاده می‌شود. نمونه‌های دیگری از دست‌های مصنوعی نیز در دانشگاه تیسوکوبای ژاپن توسعه یافته‌اند. به علاوه ربات‌های توانبخشی قادرند بعد از مصدومیت، برای انجام برنامه‌های حرکتی موثر با جایگزینی یا به صورت مکمل با ورزش درمانی به بیماران کمک کنند. همچنین تجهیزات کمک حرکتی سالمندان و معلولین شامل صندلی‌های چرخدار هوشمند، ماشین‌های کمکی و ربات‌های اگزواسکلتون هستند. نمونه‌ای از موارد ذکر شده در زیر مشاهده می‌شود.

در این مقاله این قسمت بیشتر مورد مطالعه قرار داده شده است، [۹]. اسکلت‌های خارجی یا ربات‌های پوشیدنی کاربرد گسترده‌ای در زمینه‌های مختلف مانند پزشکی، نظامی و صنعتی پیدا کرده‌اند. اسکلت خارجی، رباتی است که به وسیله یک انسان پوشیده و ضمن ایجاد یک پوشش محافظ برای بدن فرد می‌تواند با افزایش قدرت و مقاومت عضلات، فرد را در حرکت، مانورها و همچنین حمل و جابجایی بارها کمک نماید. هدف از اسکلت‌های خارجی فائق آمدن بر محدودیت‌های ربات چند پا، با افزودن یک اپراتور انسانی به سیستم است. اگر مکانیزم ربات در خدمت عامل انسانی آن قرار گیرد توانمندی‌های فوق‌العاده پیشرفته انسانی در درک محیط، مسیریابی و حفظ تعادل با توانمندی‌های مکانیکی ربات در هم می‌آمیزد و هم‌افزایی<sup>۱</sup> مناسبی را ایجاد می‌کند [۱۰]. از نظر واژه‌شناسی، واژه لاتین اگزواسکلتون به پوشش سخت بیرونی بدن حشرات و سخت پوستان اشاره می‌کند، [۱۱]. بنابراین رباتی را که به وسیله یک انسان پوشیده شده و ضمن ایجاد یک پوشش محافظ برای بدن فرد می‌تواند در حمل و جابجایی بارها به آن فرد کمک

<sup>۱</sup> Synergistic

کند، در زبان فارسی اسکلت خارجی انسانی<sup>۱</sup> می‌نامیم. ربات‌های اسکلت خارجی گونه خاصی از ربات‌های توانبخشی می‌باشند که برای افزایش توان افرادی که در عضوی خاص از بدن خود دارای کم‌توانی هستند به کار می‌روند. این ربات‌ها می‌توانند برای اعضای مختلف بدن مانند دست، پا و کمر مورد استفاده قرار گیرند. اولین اگزواسکلتون‌ها با اندام فعال در اواخر دهه‌ی (۱۹۶۰) و اوایل دهه ۷۰ در شرکت جنرال الکتریک و انستیتو می‌هاجلوپاپین در بلگراد ظهور پیدا کردند. پروژه ساخت اگزواسکلتون هاردیمن در شرکت جنرال الکتریک به انجام رسید، این ربات یک اگزواسکلتون تمام تنه با وزن ۶۸ کیلوگرم بود که با یک سیستم دستوردهنده-فرمانبردار<sup>۲</sup> کنترل می‌شد، [۱۲]. اما پیش از طراحی رباتی که بتواند همراه یک فرد راه برود، مهم دریافتن این مسئله است که راه رفتن خود انسان بدون دخالت ربات چگونه است، زیرا اسکلت-خارجی طراحی شده می‌بایست بتواند این اعمال را درحالی‌که به بدن فرد متصل است به همان صورت انجام دهد. به همین خاطر "راه رفتن"<sup>۳</sup> هنوز مهم ترین معیار سنجش عملکردی است که برای طراحی اسکلت‌های خارجی در نظر گرفته می‌شود، [۱۳]. در این مقاله با توجه به کاربرد ربات که کمک به افرادیست که در راه رفتن ناتوان هستند، بیشتر تمرکز به این امر معطوف شده است.

راه رفتن و به طور کلی‌تر حرکت رو به جلو از دنباله‌ای تکراری از حرکات اندام تشکیل یافته است. در این حالت یک پا در هوا حرکت کرده و با تماس یافتن با زمین در قسمتی جلوتر از بدن قرار می‌گیرد، وزن بدن بدان انتقال یافته و سپس نقش دو پا در فرایند قبلی با یکدیگر جابجا می‌شوند. این فرآیند، چرخه گام‌زدن<sup>۴</sup> نامیده می‌شود و "راه رفتن" از دنباله‌ای از "چرخه‌های گام‌زدن" تشکیل یافته است، [۱۴]. یک چرخه کامل را می‌توان بازه بین دو تماس پاشنه‌ای در یک پا در نظر گرفت. در بعضی از مراجع لغت "پیشروی" برای نشان دادن این بازه استفاده می‌کنند. بازه‌ی بین دو تماس پاشنه‌ی پی در پی دو پای مخالف را گام می‌نامیم، هر پیشروی از دو گام تشکیل شده است، [۱۵].

### ۳- طراحی جزئی ربات

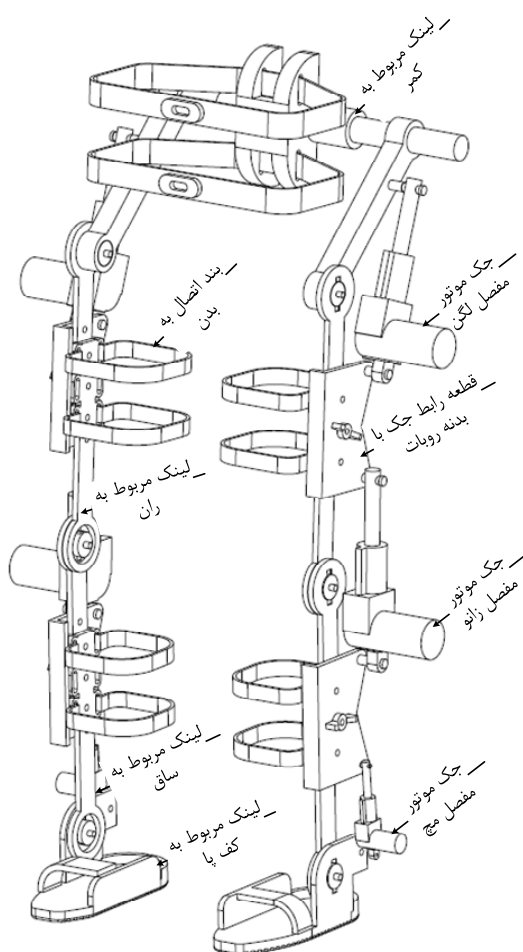
هدف اصلی از طراحی این ربات، دستیابی به یک مکانیزم هوشمند یکپارچه است که به اندام پایین تنه متصل می‌شود و رفتار مفاصل را به هنگام راه رفتن به صورت هوشمند به گونه‌ای اجرا می‌کند تا فرد ناتوان بتواند فرآیند راه رفتن را به صورت مستقل تجربه کند. این درحالیست که تامین گشتاورهای مربوط به هر مفصل بوسیله جک موتورهای تامین می‌شود که میزان باز و بسته شدن لینک‌های مربوط به هر مفصل را در هر مرحله از این فرآیند تامین می‌کنند. مرحله اول انتخاب موتورهای ربات و محاسبه توان لازم برای جابه‌جا کردن ربات است. در مورد ربات مورد مطالعه طراحی و انتخاب عملگرها بر مبنای میزان گشتاور و توان لازم در حین فرآیند راه رفتن برای هر مفصل انجام می‌شود. مطالعات مختلف برای انتخاب عملگر مناسب مورد ارزیابی قرار گرفت. اغلب معیارهای انتخاب فناوری حرکتی برای به حرکت درآوردن مفاصل انسانی در مورد توان محرک و قابل حمل بودن آن بود.

<sup>1</sup> Human Exoskeleton

<sup>2</sup> Master-Slave

<sup>3</sup> Walking

<sup>4</sup> Gate Cycle (CG)



شکل ۲- طرح مفهومی پیشنهادی برای ربات اسکلت خارجی

جک های هیدرولیک و نیوماتیکی توان بالایی دارند اما در برخی موارد از موتورهای الکتریکی استفاده شده تا مصرف انرژی در آن ها در طول فرایند گام زدن کاهش یابد [۱۶]. در این مقاله با در نظر گرفتن مسائل اقتصادی و همچنین موارد مذکور، از جک موتورهای الکتریکی استفاده شد. که این جکها ویژگی های مثبت دیگری چون کاهش نویز، عمر بیشتر و کم صدا بودن را برای اسکلت خارجی فراهم می کند. این موارد امکان قرارگیری این عملگرها را در همسایگی مفاصل فراهم می کند. بعد از آن به نحوه نصب سنسورهای مختلف بر روی ربات می پردازیم. با توجه به کاربرد و ویژگی هر سنسور، محل و نحوه نصب آن متفاوت با بقیه می باشد. مهمترین سنسوری که به بخش مکانیک ربات مرتبط است شافت انکودر<sup>۱</sup> می باشد. سایر سنسورها شامل فاصله یاب لیزری و دوربین به راحتی در مراحل پایانی به همراه سایر ادوات الکترونیکی نصب می گردند. برای اینکه حرکت ربات منجر به چرخش مفصل متصل به شافت انکودر گردد و عدم قطعیت در اندازه گیری جابجایی به حداقل برسد، شافت انکودرها روی شافت هر مفصل قرار می گیرند. در این حالت میزان تغییر زاویه هر مفصل قابل بررسی و اعمال دستورات لازم می باشد.

<sup>1</sup> Shaft Encoder



شکل ۳- آنالیز تنش قطعه مربوط به کف پا و شفت رابط با المان مثلثی بر اساس معیار ون - میسز

### جدول ۱- ویژگی‌های مکانیکی پلی‌آمید با چگالی بالا

میزان	آیتم
۲۹ MPa	تنش تسلیم
٪ ۱۸	کرنش در نقطه تسلیم
۳۰ MPa	نقطه شکست
٪ ۱/۳۵	کشیدگی در نقطه شکست
۱/۱ GPa	مدول الاستیسیته

در مرحله بعد کلیه قطعات بر اساس موقعیت و تنش‌های وارده طراحی شدند. پس از مدلسازی در نرم‌افزار کتیا و تکمیل نقشه‌های فنی، آنالیز تنش با توجه به بارگذاری‌های حین اجرای عملیات انجام شد و ضریب اطمینان برای تمام قطعات تحت تنش تشکیل دهنده ربات محاسبه گردید. در شکل (۳) نمونه کانتور تنش قطعه کف پا آورده شده است. همانطور که در شکل فوق مشاهده می‌کنید میزان بیشترین تنش ایجاد شده در قطعه مربوط به کف پا ۸/۵۷ مگاپاسکال می‌باشد و با توجه به اینکه مشخصات این ماده در جدول (۱) آمده، ضریب اطمینان مهندسی از رابطه (۱) بدست می‌آید.

$$SF = \frac{29 \times 10^6}{8.57 \times 10^6} = 3.3 \quad (1)$$

همچنین قطعه دیگری که مورد آنالیز تنش قرار گرفت شفت رابط از جنس آلومینیوم بود که جک موتورها را به بدنه ربات متصل می‌کند نیروی اعمالی از جانب جک‌ها مستقیماً به این شفت‌ها منتقل می‌شود. در شکل (۳) نتایج تحلیل تنش بر اساس معیار ون-میسز آورده شده‌اند. همانطور که مشاهده می‌شود میزان بیشترین تنش ایجاد شده در قطعه ۱۸/۹ مگاپاسکال می‌باشد و با توجه به اینکه مشخصات این ماده در جدول (۲) آمده، ضریب اطمینان مهندسی از رابطه (۲) بدست می‌آید.

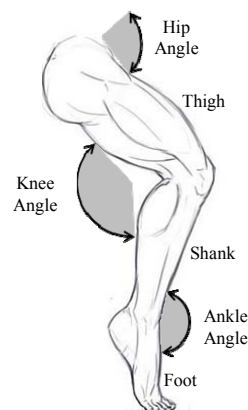
### جدول ۲- ویژگی‌های مکانیکی آلومینیوم T۶-۶۰۶۱

میزان	آیتم
۲۴۰ MPa	تنش تسلیم
٪ ۱۲	کرنش در نقطه تسلیم
۲۹۰ MPa	نقطه شکست
٪ ۱۸	کشیدگی در نقطه شکست
۶ GPa	مدول الاستیسیته

$$SF = \frac{240 \times 10^6}{189 \times 10^6} = 1.2 \quad (2)$$

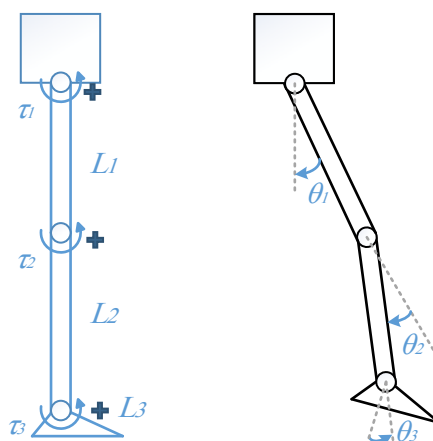
#### ۴ - معادلات دینامیکی حرکت ربات

چرخه گامزدن انسان، شامل دو فاز نوسان<sup>۱</sup> و ایستایش<sup>۲</sup> است. اولین گام بازه‌ی بین تماس پاشنه و لحظه‌ای است که همان پا در هوا "نوسان" می‌کند. چون یک چرخه راه رفتن متشکل از دو گام کامل برای هر یک از دو پا است بنابراین دو "ایستایش" و دو نوسان در هر چرخه راه رفتن وجود دارد. برای افراد معمولی چرخه گامزدن برای هر دو پای چپ و راست متقارن است. ابتدا به نامگذاری متغیرهای مورد مطالعه می‌پردازیم. توجه شود که این معادلات در صفحه تقارن بدن<sup>۳</sup> انسان بیان می‌شود؛ این صفحه بدن را به دو نیم تنه چپ و راست تقسیم می‌کند. همچنین این مدلسازی بطور کامل برای تشریح فاز نوسان بیان می‌شود و شامل حالت ایستایش نیست. اجزای تشکیل دهنده سیستم پای انسان، شامل سه مفصل و سه عضو، شامل سه درجه آزادی برای هر پا می‌باشد. مفصل ران<sup>۴</sup> محل اتصال پا به تنه است و پس از آن عضو ران<sup>۵</sup>، رابط میان مفصل ران و مفصل زانو<sup>۶</sup> می‌باشد. عضو ساق<sup>۷</sup> رابط بین مفصل زانو و مچ<sup>۸</sup> می‌باشد. و در نهایت پاشنه پا<sup>۹</sup> در نقش مجری نهایی<sup>۱۰</sup> قرار دارد. در شکل (۴) این نامگذاری نمایش داده شده است. معادلات دینامیکی حرکت برای یک پا با سه مفصل و سه رابط از روش‌های مختلفی چون بکارگیری مستقیم قوانین حرکت نیوتن قابل دستیابی است با در نظر گرفتن عضو نهایی به عنوان مفصل متصل به زمین (به جای لینک) و حذف بخشی از فرایند گام زدن که در واقع مرحله‌ای است که در آن هر دو پا روی زمین قرار دارد، معادلات به روش نیوتن به صورت نسبتاً پیچیده‌ای به دست می‌آیند [۱۸]. در این بخش از روش لاگرانژ بهره‌گیری شده است.



شکل ۴- نامگذاری مرسوم اجزای تشکیل دهنده پا

- <sup>1</sup> Swing phase
- <sup>2</sup> Stance phase
- <sup>3</sup> Sagittal plane
- <sup>4</sup> Hip joint
- <sup>5</sup> Thigh
- <sup>6</sup> Knee joint
- <sup>7</sup> shank
- <sup>8</sup> Ankle joint
- <sup>9</sup> Foot
- <sup>10</sup> End Effector



شکل ۵- معرفی مختصات تعمیم یافته در مدل پا به همراه پارامترهای مربوطه

نخست لاگرانژین سیستم دینامیکی به صورت اختلاف میان انرژی جنبشی و انرژی پتانسیل آن در یک لحظه اختیاری تعریف می‌شود،

$$L = T - U \quad (۳)$$

حال معادله لاگرانژ بصورت رابطه (۲) بیان می‌شود،

$$\frac{d}{dt} \left( \frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \left( \frac{\partial L}{\partial q_i} \right) = Q_i \quad (۴)$$

$i = 1, 2, 3$

که در آن آرایه  $\mathbf{q} = [\theta_1 \ \theta_2 \ \theta_3]^T$ ، آرایه مختصات تعمیم یافته مساله با تعریفی مطابق شکل (۴) است. توجه شود از آنجا که لینک مچ در شرایط پیش فرض بر لینک ساق عمود است، زاویه از امتداد عمود بر ساق محاسبه می‌شود. همچنین  $Q = [\tau_1 \ \tau_2 \ \tau_3]$  آرایه نیروهای تعمیم یافته در جهت متغیرهای تعمیم یافته می‌باشد. برای استخراج معادلات حرکت سیستم، مفصل ران به عنوان مبدا دستگاه مختصات مرجع در نظر گرفته شده است. نخست عبارات انرژی جنبشی و انرژی پتانسیل برای هر یک از لینکها، با فرض اینکه حرکتهای آنها از صفحه خارج نمی‌شود، محاسبه می‌شود.

انرژی جنبشی هر لینک از مجموع انرژی جنبشی خطی و دورانی، به صورت زیر به دست می‌آید:

$$T_i = \frac{1}{2} m_i v_{CGi}^2 + \frac{1}{2} I_{CGi} \dot{\theta}_i^2 \quad (۵)$$

که در آن عبارتست از سرعت خطی مرکز جرم لینک نسبت به مبدا مختصات مرجع و  $I_{CG}$  مولفه عمود بر صفحه دوران ممان اینرسی لینک حول محور گذرنده از مرکز جرم آن، و  $\dot{\theta}$  سرعت دورانی لینک می‌باشد. همچنین انرژی پتانسیل هر لینک از مجموع انرژی پتانسیل کشسانی و گرانشی، به صورت زیر تعیین می‌شود:

$$U_i = m_i g h_i + \frac{1}{2} k_i \theta_i^2 \quad (۶)$$



که در آن  $h$  فاصله مرکز جرم هر لینک تا مبدا پتانسیل،  $\tilde{\theta}$  جابجایی دورانی نسبی میان دو لینک و  $k$  سختی یا فنریت دورانی مربوط به لینک است. انرژی جنبشی برای لینک اول (ران) به صورت زیر است:

$$T_1 = \frac{1}{2} m_1 \left[ (l_{CG1} \dot{\theta}_1)^2 + \frac{1}{2} I_1 (\dot{\theta}_1)^2 \right] \quad (۷)$$

همچنین برای قطعه رابط دوم (ساق) داریم:

$$T_2 = \frac{1}{2} m_2 [(l_1 \dot{\theta}_1)^2 + (l_{CG2} (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2))^2 + l_1 l_2 \dot{\theta}_1 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \cos \theta_2] + \frac{1}{2} I_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2)^2 \quad (۸)$$

و به همین ترتیب برای قطعه رابط سوم خواهیم داشت:

$$\begin{aligned} T_3 = & \left( \frac{1}{2} m_3 (l_1 \dot{\theta}_1)^2 \right) \\ & + \frac{1}{2} m_3 (l_2 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2))^2 + \frac{1}{2} m_3 (l_{CG3} (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3))^2 \\ & + m_3 l_1 l_2 \dot{\theta}_1 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) \cos \theta_2^2 \\ & + \frac{1}{2} m_3 l_1 l_3 \dot{\theta}_1 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) \cos(\theta_1 + \theta_2) \\ & + \frac{1}{2} m_3 l_2 l_3 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2) (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3) + \frac{1}{2} I_3 (\dot{\theta}_1 + \dot{\theta}_2 + \dot{\theta}_3)^2 \end{aligned} \quad (۹)$$

حال انرژی‌های پتانسیل از رابطه (۶) به دست می‌آید لذا برای قطعه اول که نزدیک ترین قطعه به پایین‌ترین قسمت ربات است یعنی قطعه مربوط به پاشنه پا داریم:

$$U_1 = m_3 g l_{CG3} \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) + \frac{1}{2} k_3 \theta_3^2 \quad (۱۰)$$

به همین ترتیب برای قطعه شماره دوم یعنی رابط مربوط به ساق پا داریم:

$$U_2 = m_2 g l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) + m_2 g l_{CG2} \cos(\theta_1 + \theta_2) + \frac{1}{2} k_2 \theta_2^2 \quad (۱۱)$$

همچنین برای قطعه سوم که مربوط به بخش ران پا می‌شود داریم:

$$\begin{aligned} U_3 = & m_1 g l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) + m_1 g l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + m_1 g l_{CG1} \cos(\theta_1) \\ & + \frac{1}{2} k_1 \theta_1^2 \end{aligned} \quad (۱۲)$$

معادلات انرژی مربوط به بقیه قسمت‌ها هم مانند روش فوق به دست می‌آید. با دانستن این که انرژی جنبشی و پتانسیل کلی یک سیستم برابر است با مجموع انرژی‌های جنبشی و پتانسیل هر قسمت داریم:

$$T_{tot} = T_1 + T_2 + T_3 \quad (۱۳)$$

$$U_{tot} = U_1 + U_2 + U_3$$

از قرار دادن  $T_{tot}$  و  $U_{tot}$  در رابطه (۳) لاگرانژین معادله به دست می‌آید با قرار دادن آن در رابطه (۴) و انتخاب متغیر تعمیم یافته معادلات کلی ما برای یک پا بصورت زیر استخراج می‌شود.

$$M(\theta)\ddot{\theta} + C(\theta, \dot{\theta})\dot{\theta} + P(\theta) = Q \quad (۱۴)$$

با فرض در نظر گرفتن معادله ماتریسی (۱۴) برای یک پارامترها این چنین تعریف می‌شوند که  $M(\theta)$  ماتریس  $3 \times 3$  اینرسی می‌باشد که در حقیقت تابعی از زاویه یا همان  $\theta$  است.  $C(\theta, \dot{\theta})$  ماتریس  $3 \times 3$  نیروی جانب مرکز<sup>۱</sup> و کوریولیس<sup>۲</sup> می‌باشد که تابعی از  $\theta$  و  $\dot{\theta}$  است.  $P(\theta)$  نیز ماتریس  $3 \times 1$  که بردار گشتاور گرانش است و فقط تابعی از  $\theta$  می‌باشد. اما  $Q$  که در این مقاله از آن به عنوان نیروهای تعمیم یافته یاد کردیم به نیروهای خارجی که به سیستم اعمال می‌شود، اطلاق شده است. این نیروها عبارتند از گشتاور حاصل از عملگرهای نصب شده بر روی هر مفصل که به صورت یک بردار  $3 \times 1$  اعمال می‌شود و شروع به کار این عملگرها با زاویه مفصل در هر لحظه ارتباط دارد.

به علاوه، نیرویی که از طرف کاربر به ربات اعمال می‌شود و همچنین عکس‌العمل سطح به صورت بردارهای دیگری در این نیروی تعمیم یافته اعمال می‌شوند که اکنون مورد بحث ما نیستند و در کارهای بعدی ارائه خواهند شد. واضح است که برای معادله مربوط به حرکت پای دیگر، معادله ای با همین ساختار تولید خواهد شد تنها تفاوت این دو معادله اختلاف فاز زوایای مفاصل مشابه با یکدیگر است.

## ۵- شبیه سازی دینامیکی ربات

شبیه سازی ربات به کمک نرم‌افزار "سیم‌مکانیکز"<sup>۳</sup> انجام می‌شود. برای محاسبه دقیق مرکز جرم هر لینک از ربات، ابتدا مدل طراحی شده در محیط نرم افزار "کتیا"<sup>۴</sup> به طور کامل تعریف می‌شود و مشخصات فیزیکی همچون متریال و پارامترهای هندسی مشخص می‌گردد تا مقادیر مربوط به ماتریس ممان اینرسی هر لینک به دست آید. همچنین مقادیر در شبیه سازی دینامیکی برای کاربری با قد ۱۸۷ سانتی‌متر و وزن ۸۰ کیلوگرم اعمال شده. بدین صورت که شرایط دینامیکی ربات و اندام کاربر هم زمان در مدل لحاظ گردیده بنابراین سیستم مورد مطالعه اندام پایین‌تنه کاربر به انضمام ربات است. در نتیجه در این مرحله ماتریس‌های اینرسی ران، ساق و پاشنه پا محاسبه می‌شوند. در جدول (۳) نتیجه محاسبات ممان اینرسی آورده شده است.

<sup>1</sup> Centripetal

<sup>2</sup> Coriolis

<sup>3</sup> Simmechanics

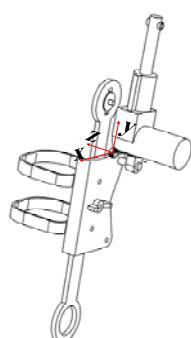
<sup>4</sup> CATIA

## جدول ۳- ممان اینرسی سه لینک ربات

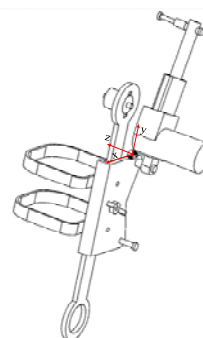
لینک	$I_{xx} [kg \times m^2] \times 10^{-3}$	$I_{yy}$	$I_{zz}$
ران	۷۳	۶۶	۱۵
ساق	۶۶	۶۰	۱۱
پاشنه	۱۳	۱۱	۴

## جدول ۴- مرکز جرم سه لینک ربات

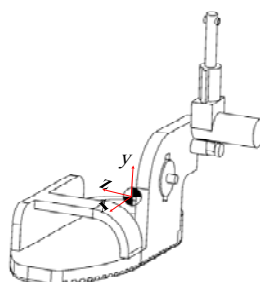
لینک	$x_{CG} [m] \times 10^{-3}$	$y_{CG}$	$z_{CG}$
ران	۲۹۸	-۱۰۶	-۲۴۱
ساق	۲۲۲	-۵۷۳	-۳۲۹
پاشنه	۳۶۰	-۹۵۷	-۱۴۱



ب- لینک ساق ربات



الف - لینک ران ربات



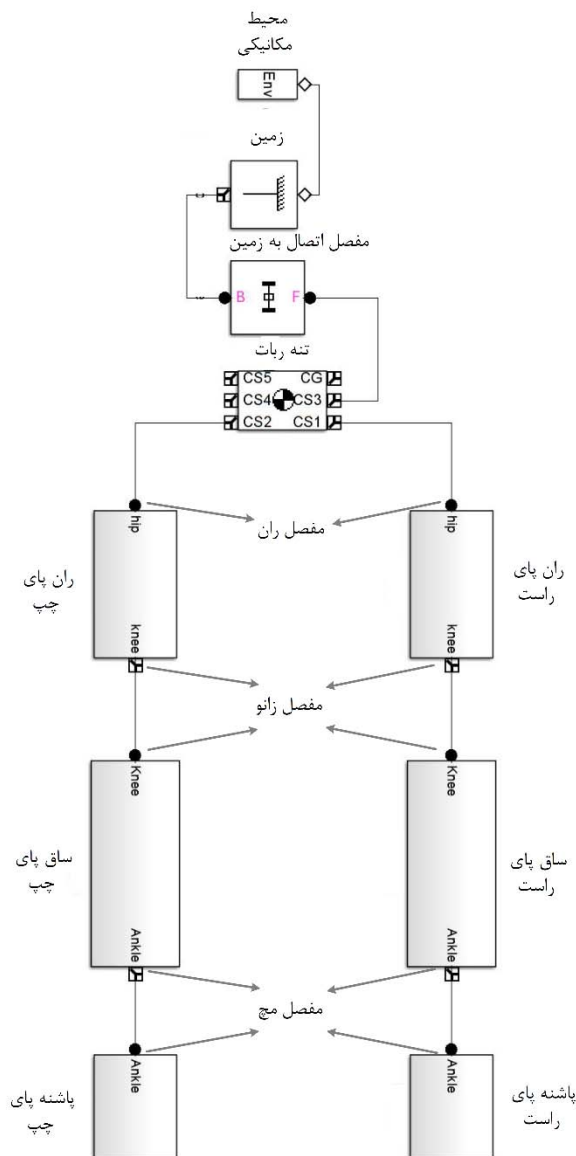
پ - لینک پاشنه ربات

## شکل ۶- پارامترهای مورد مطالعه در مدل پا

با در نظر گرفتن مختصات عنوان شده در بخش معادلات دینامیکی به عنوان مختصات مرجع و مبنا قرار دادن آن برای محاسبه مرکز جرم هر عضو، موقعیت مرکز جرم هر لینک از ربات در جدول (۴) آورده شده است. لازم به ذکر است که مختصات به دست آمده در این مرحله برای هر عضو نسبت به مختصات مرجع می باشد و همچنین در محاسبه ممان اینرسی ها توسط نرم افزار کتیا محورهای گذرنده از این مختصات معیار محاسبات ما هستند. در شکل (۶)، وضعیت محورهای اصلی اینرسی برای لینک ها نشان داده شده است.

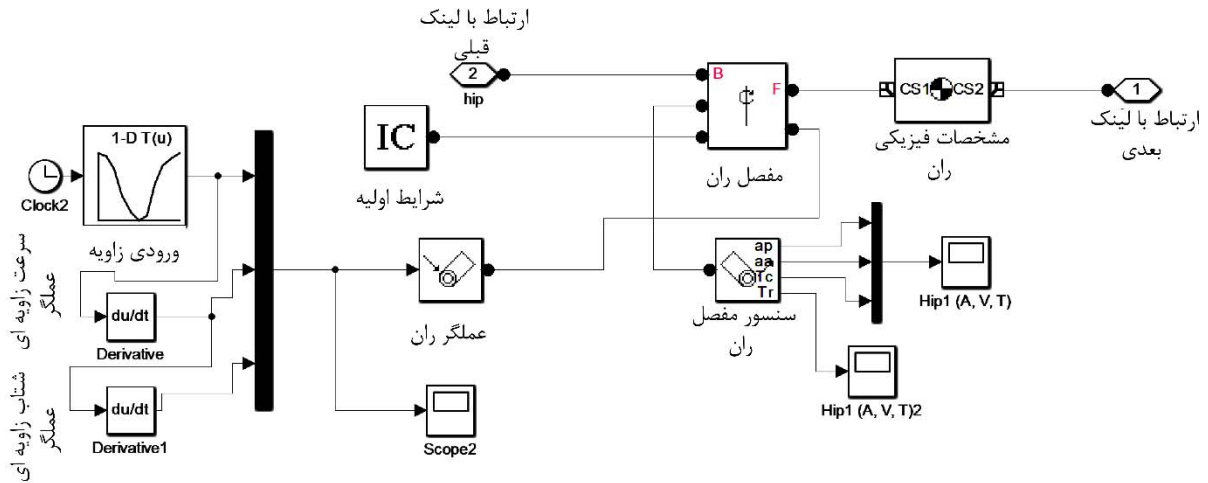
این محورها با توجه به جهت‌های تعریف شده در مدل دینامیکی استخراج شده که جهت حرکت رو به جلوی ربات محور  $X$  انتخاب گردیده و محوری که در راستای اسکلت ربات است به عنوان محور  $Y$  انتخاب شده همچنین محور عمود بر صفحه  $XY$  قرار گرفته است محور  $Z$  نامیده شده است.

حال با توجه به داده‌هایی که در اختیار داریم اقدام به تولید مدل دینامیکی در جعبه ابزار سیم مکانیکز نرم افزار متلب خواهیم کرد. این سیستم شامل ۷ جرم است که توسط ۶ مفصل به یکدیگر متصل هستند. جرمها متشکل از قسمت‌هایی است که در شکل (۴) توضیح داده شده است، لذا قطعه ۷ در واقع شامل کل اندام بالاتنه می‌باشد که به صورت یک جرم متمرکز و بدون حرکت در مدل در نظر گرفته شده است. در شکل زیر مدل کلی ربات در نرم‌افزار مذکور، مطابق با نام گذاری‌ها موجود در شکل (۴) نشان داده شده است. حال به بررسی اجزاء تشکیل دهنده هر مجموعه می‌پردازیم. مشخصه فیزیکی مورد نیاز هر قسمت از ربات برای مدلسازی در نرم‌افزار سیم مکانیکز همانطور که گفته شد شامل مرکز جرم و لختی دورانی جرم می‌باشد. لذا برای جرمها تعریف شده در این سیستم موارد فوق را وارد می‌کنیم.

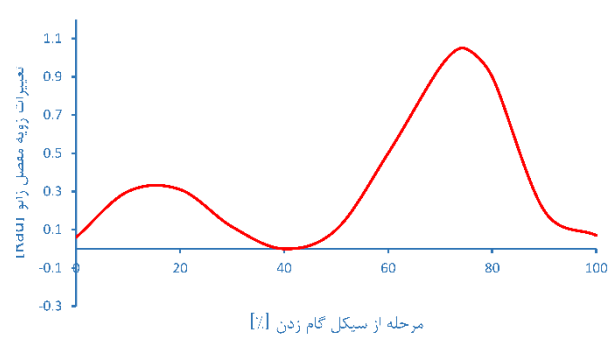


شکل ۷- مدل کلی ربات در نرم افزار سیم مکانیکز متلب

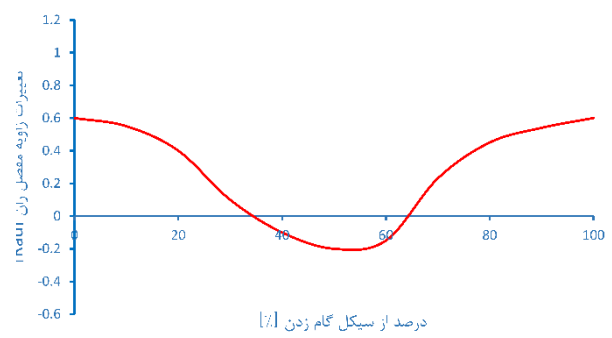
همانطور که در شکل (۷) مشاهده می‌کنید هر مفصل دورانی<sup>۱</sup> به یک جرم با مشخصات ذکر شده متصل است. موارد ورودی‌های سیستم عبارتند از زاویه، سرعت زاویه‌ای و شتاب زاویه‌ای، این مقادیر با توجه به آزمایش‌های انجام شده از مدل گام زدن انسان سالم استخراج گردیده است [۱۴].



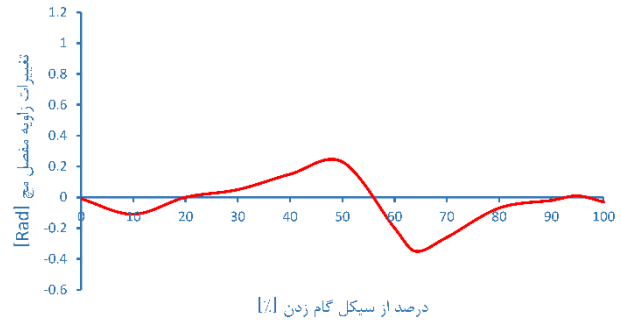
شکل ۸- زیر سیستم مربوط به جزء ران در محیط سیمکانیکز



الف- تغییرات زاویه مفصل ران در طول فرآیند گام زدن



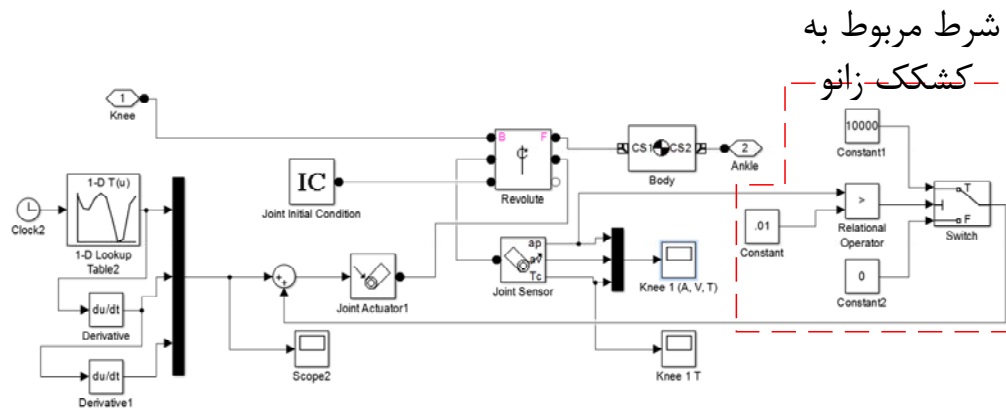
ب- تغییرات زاویه مفصل زانو در طول فرآیند گام زدن



پ- تغییرات زاویه مفصل مچ در طول فرآیند گام زدن

شکل ۹- تغییرات زاویه فاصل پا در طول فرآیند گام زدن [۱۴]

<sup>1</sup> Revolute



شکل ۱۰- زیر سیستم مربوط به جزء ساق در محیط سیمکانیکز

در شکل (۸) همچنین نمودار بلوکی لینک ران آورده شده است. در این دیاگرام تمام المان‌های تشکیل دهنده معرفی شده‌اند. مشخصات تعریف شده برای هر بلوک کاملاً مطابق با توضیحات عنوان شده در بخش‌های مختلف مقاله می‌باشد. همچنین بلوکی که به عنوان "عملگر<sup>۱</sup> ران" در این قسمت استفاده شده در واقع همان جک موتوری است که برای تامین گشتاور مورد نیاز ربات، معرفی شده است.

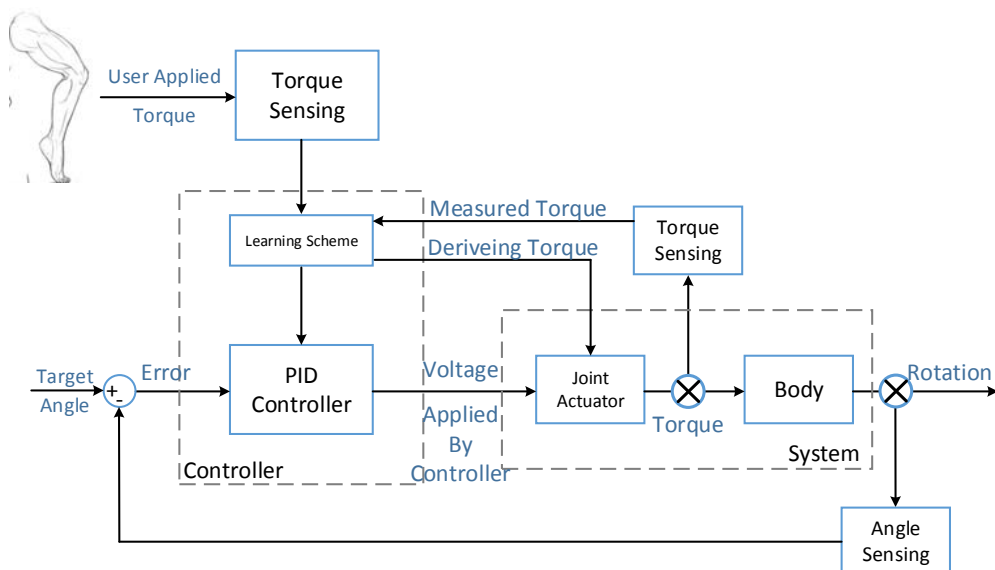
در شکل (۹) نمودارهای تغییرات زاویه نسبت به درصد از سیکل گام زدن به تفکیک هر مفصل، برای یک پا در طول فرآیند گام زدن، آورده شده است. با همین روش دیاگرام مربوط به سایر قسمت‌ها در جعبه ابزار به صورت زیر اجرا شد. همانطور که در شکل (۱۰) قابل مشاهده است شرطی برای عملگر زانو لحاظ شده است که نقش کشکک زانو را اجرا می‌کند و اجازه تغییر زاویه مثبت را به زانو نمی‌دهد.

## ۶- سیستم کنترلی ربات

از آنجا که ماهیت سیستم مورد مطالعه ابزاری جهت توانبخشی تعریف شده است، می‌بایست توانایی تعامل با انواع ناتوانی‌های اندام پایین تنه را داشته باشد. لذا در فرآیند کنترل سیستم تلفیقی از دو روش جهت برآورده شدن این امر استفاده شده است. شماتیک سیستم کنترلی در شکل (۱۱) آورده شده است. در ابتدای تشریح شکل (۱۱) لازم به ذکر است که تجهیزات توانبخشی با تکرار متعدد یک رفتار در اندامی که دچار نقص شده، ماهیچه‌ها را به انجام الگوی صحیح مربوط به یک رفتار مشخص عادت خواهد داد. بنابراین این ربات باید بتواند هم برای افراد دچار معلولیت کامل و هم برای افرادی که بخشی از توان اندام‌هایشان را از دست داده‌اند قابل کاربری باشد. برای حالت اول یعنی زمانی که کاربر توانایی اندام پایین تنه خود را بطور کامل از دست داده است، بدین صورت است که چون تمام گشتاورهای مورد نیاز مفاصل به وسیله عملگرها تامین خواهد شد، تنها نیاز به کنترل موقعیت عملگرها خواهیم داشت که با شفت انکودرهایی که در ربات تعبیه شده و خواندن بازخورد آنها به کمک یک کنترلر PID این امر تحقق خواهد بخشید. بدین صورت که الگوی تغییرات زاویه مفاصل برای فرآیند گام زدن از یک انسان سالم استخراج شده و به عنوان تابع هدف<sup>۲</sup> به کنترلر داده می‌شود.

<sup>۱</sup> Actuator

<sup>۲</sup> Target Function



شکل ۱۱- تعامل ربات با کاربر با حضور سیستم کنترلی تلفیقی

خروجی کنترلر در قالب ولتاژ به عملگر مفاصل وارد می‌شود و در نتیجه گشتاور مناسب برای رسیدن به تابع هدف به مفصل مربوطه وارد می‌شود گفتنی است در این سیستم برای هر مفصل بصورت مستقل طراحی شده است. اما برای حالت دوم از کاربردهای این ربات یعنی زمانی که بخشی از گشتاور مورد نیاز فرآیند گام زدن به وسیله خود فرد تامین شود یا به عبارت دیگر کاربر تمام توان اندام‌های پایین تنه خود را از دست نداده است، نقش بخشی از مدل که در شکل (۱۱) از آن به عنوان سیستم یادگیرنده<sup>۱</sup> یاد شده است در مدلسازی بسیار پر رنگ خواهد بود. این چنین است که حداکثر گشتاورهایی که فرد توان اعمال آن‌ها را به وسیله اندام خود دارد به وسیله یک سنسور وارد سیستم یادگیرنده می‌شود سپس کنترلر PID با ایفای نقش خود و کنترل موقعیت مفصل، گشتاوری را به مفصل اعمال میکند که میزان آن دوباره به وسیله سیستم یادگیرنده مورد بررسی قرار خواهد گرفت.

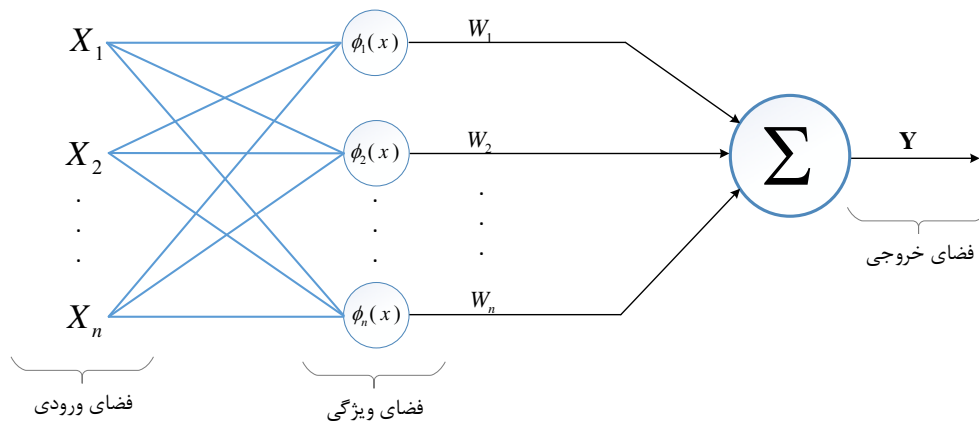
این سیستم با در نظر گرفتن تابع هدفی که با توجه به توان کاربر متفاوت خواهد بود از ترکیب این دو بازخورد یک الگوی گشتاوری تولید و به کنترلر منتقل می‌کند که مانع از اعمال نیروی اضافی از جانب عملگر می‌شود. با توجه به توضیحات اخیر برای سیستم یادگیرنده ما به یک تخمین‌گر تابع جهت ترکیب دو تابع ورودی و به دست آوردن تابع هدف احتیاج خواهیم داشت. در اینجا برای تحقق این امر از یک شبکه عصبی مصنوعی<sup>۲</sup> پایه شعاعی<sup>۳</sup> کمک گرفته‌ایم. با توجه به نوع شبکه عصبی مصنوعی که در شکل (۱۲) آورده شده است، علت اصلی انتخاب این نوع از شبکه، سرعت مناسب پاسخ دهی آن بود چرا که در این نوع شبکه حین ایجاد شبکه، فرآیند آموزش هم به صورت افزاینده انجام می‌شود که باید در آن حداکثر نورون<sup>۴</sup> را مشخص کرد در این پژوهش ما حداکثر تعداد نورون را برای این شبکه ۱۰ عدد در نظر گرفته‌ایم.

<sup>1</sup> Learning system

<sup>2</sup> Artificial Neural Network

<sup>3</sup> Radial Bases Function (RBF)

<sup>4</sup> Neuron

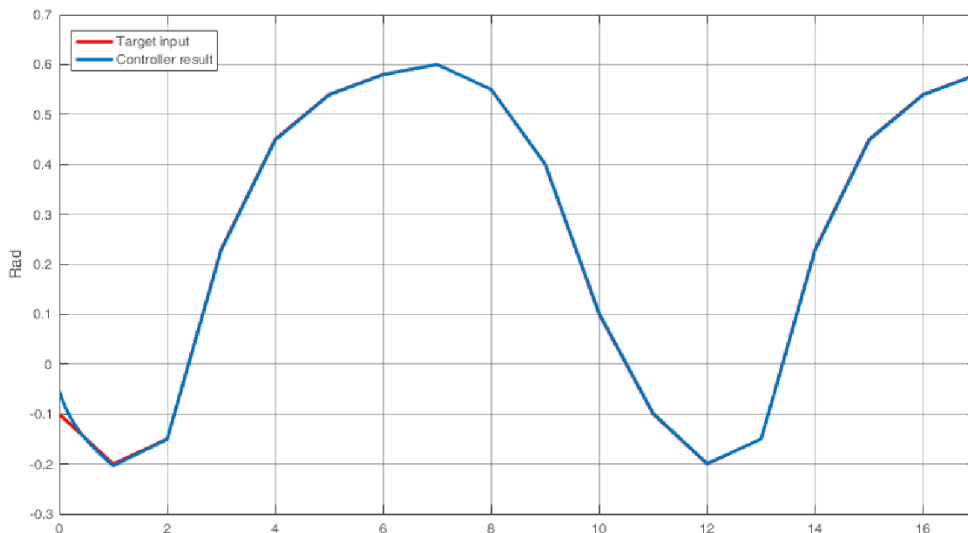


شکل ۱۲- مدل ریاضیاتی شبکه عصبی مصنوعی پایه شعاعی

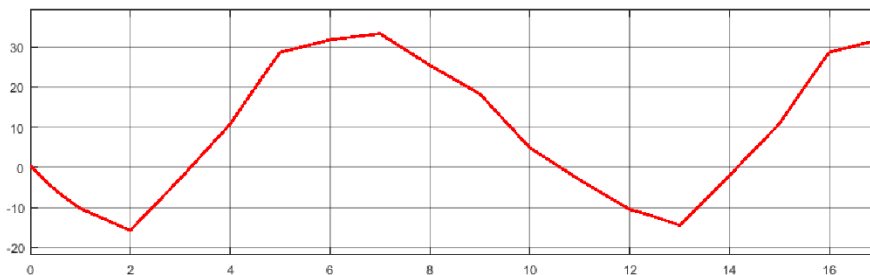
این کنترلر تلفیقی از چند جهت برای سیستم سودمند است نخست آن که افرادی که بخشی از توان خود را در اندام‌هایشان از دست داده‌اند در انجام فعالیت‌های خود دچار لرزش در ماهیچه‌ها هستند که شبکه با در نظر گرفتن وزن مناسب برای ورودی‌ها این لرزش را برای مراحل بررسی خود حذف می‌کند. لذا خروجی عملگر مفصل واجد نویز<sup>۱</sup> نیست و تغییرات آن یک دست خواهد بود. دومین نقطه قوت آن این است که با توجه به اینکه این ربات جهت توانبخشی به کار خواهد رفت باید در نظر داشته باشیم که الگوها در آن باید بصورت ثابت تغییر کند به نحوی که اگر بر اثر خستگی یا شوک‌های عصبی نیروی ناگهانی از طرف کاربر به سیستم وارد شود یا نیروی لازم تامین نشود کنترلر به سرعت نسبت به آن واکنش نشان ندهد. مگر این که تغییرات الگوی عملکردی پس از چندبار مدام برای سیستم به وجود آید، تا شبکه بتواند با الگوی جدید آموزش ببیند و تنظیمات عملگر را دوباره نسبت به الگوی جدید انجام دهد. این امر سبب می‌شود که فرد مجبور به اعمال نیروی مناسب شود و در صورت افزایش توان، دیگر به حالت قبل باز نگردد. همچنین باعث افزایش گستره‌ی کاربری این ربات خواهد شد. این چنین که برای درصدهای مختلف از معلولیت کفایت مراحل آموزش با توجه با توان کاربر در ربات سپری شود تا تنظیمات ربات با حالت مناسب با کاربر دست یابد. در ادامه به بررسی نمودارهای حاصل از شبیه سازی موارد فوق بر روی مفصل ران و اندام آن به عنوان نمونه، در نرم افزار متلب خواهیم پرداخت. در شکل (۱۳) تابع تغییرات زاویه مطلوب برای مفصل ران برحسب رادیان با رنگ آبی نمایش داده شده است. همچنین زاویه قرارگیری مرکز جرم ران پس از اعمال کنترلر حین انجام فعالیت بر آن منطبق گردیده است. همانطور که واضح است سیستم کنترلی عملکرد مطلوبی از خود نشان داده است. همچنین دیاگرام تغییرات گشتاورهای مفصل ران در طول فرآیند گام زدن در شکل (۱۵) آورده شده است. شکل (۱۴) بیانگر حالتی از کارکرد است که در آن کاربر هیچ نیرویی وارد نمیکند، به عبارتی کاربر دچار نقص کامل برای عضله ران می‌باشد. در ادامه به بررسی حالتی خواهیم پرداخت که در آن فرد کاربر توانایی تامین بخشی از نیروی مورد نیاز مفصل ران را خواهد داشت؛ بدین صورت که الگوی گشتاوری، برای فردی که عضله ران او دارای ۲۰ درصد توانایی است به صورت نویزی به سیستم وارد شده و نتیجه آن در شکل (۱۶) آورده شده است که گشتاور تولید شده به وسیله عملگر است.

<sup>۱</sup> Noise

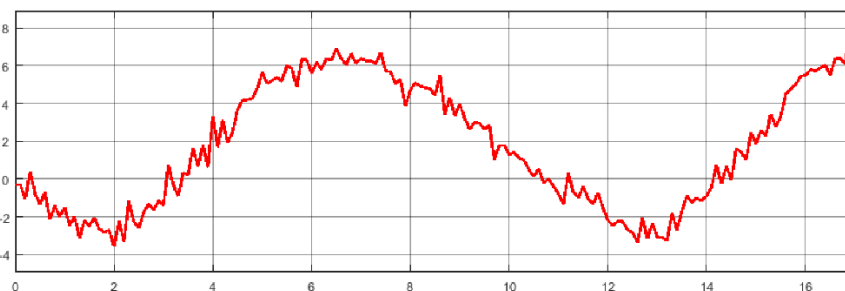




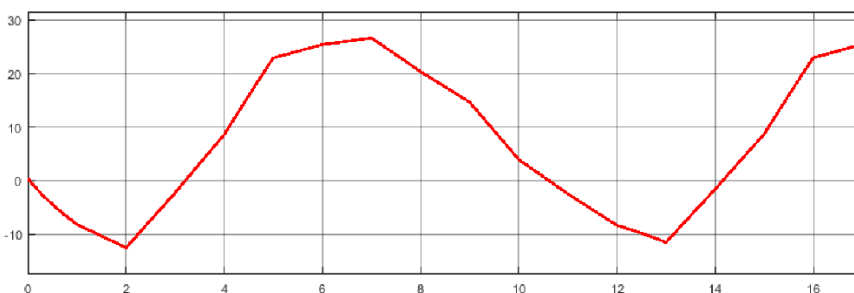
شکل ۱۳- انطباق نمودار تغییرات زاویه مفاصل (تابع هدف) و تغییرات زاویه قرارگیری مرکز جرم ران



شکل ۱۴- تغییرات گشتاور مورد نیاز مفصل ران برای فرایند گام‌زدن



شکل ۱۵- گشتاور ورودی از جانب کاربر بر مفصل ران برای حالت نیمه‌فعال



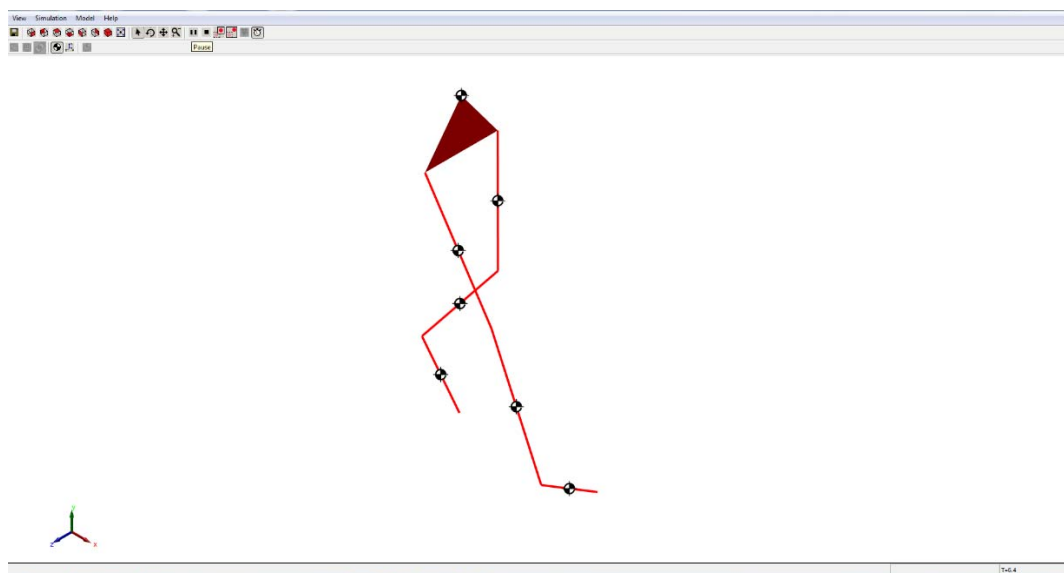
شکل ۱۶- گشتاور ورودی از جانب عملگر مفصل ران برای حالت نیمه‌فعال

همانطور که در شکل (۱۶) قابل مشاهده است گشتاور خروجی عملگر فاقد هرگونه نویز می باشد که این امر خود مزیت برای کنترلر تلفیقی به حساب می آید.

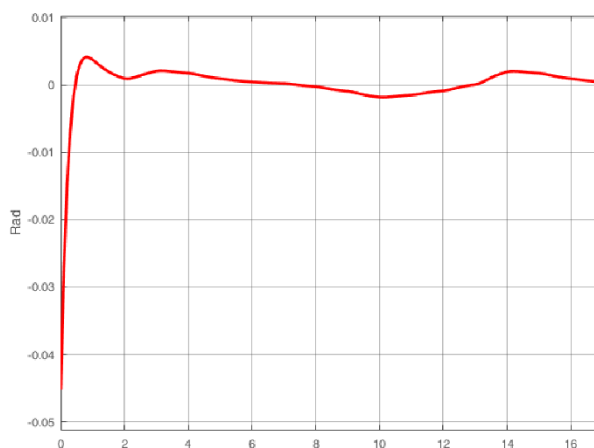
## ۶- نتایج

برای صحت گذاری محاسبات صورت گرفته و به تبع آن مدلسازی دینامیکی انجام شده، انیمیشن حرکت به اجرا درآمده و سیکل گام زدن مورد بازبینی قرار گرفت.

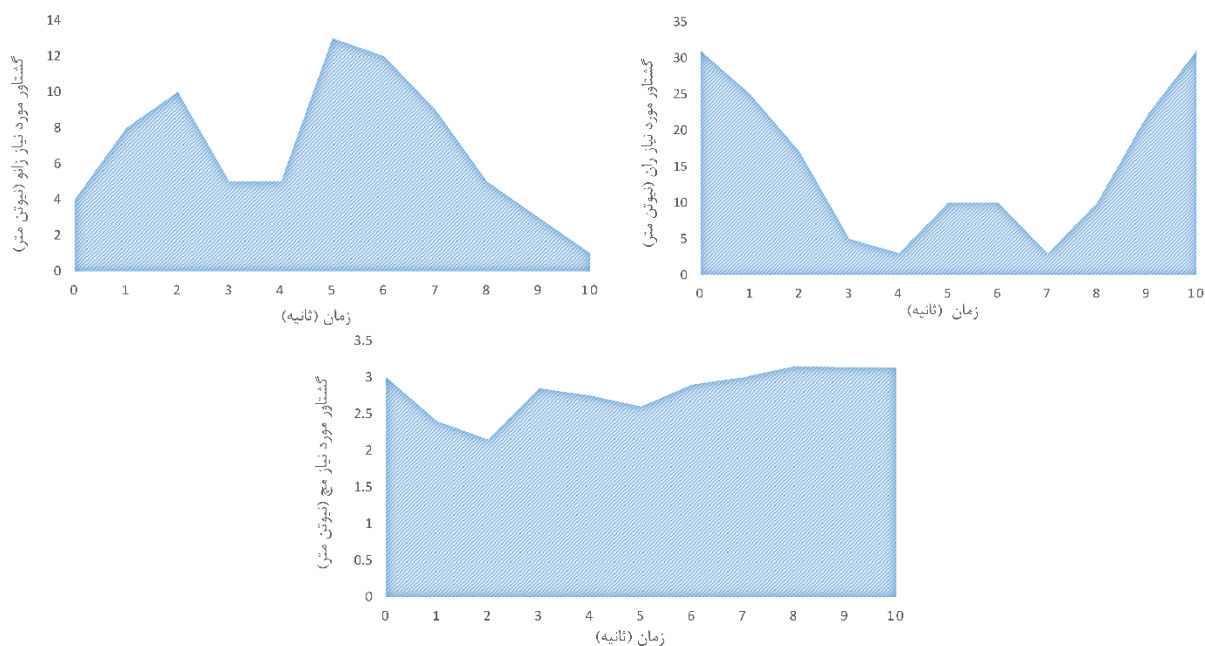
کلیه لینک های تشکیل دهنده سیستم در نرم افزار وارد شد و سپس نتیجه آن در حالت انیمیشن در شکل (۱۷) آورده شد. مطابق شکل (۱۷) انیمیشن در نرم افزار متلب به شکل مطلوبی عملکرد سیستم را به نمایش گذاشت. پس از آن با کمک گرفتن از نمودارهای خروجی دیگر نظیر نمودار خطا در شکل (۱۸) صحت نتایج تأیید شد.



شکل ۱۷- تصویر از انیمیشن مدل در حال اجرای دستورات



شکل ۱۸- نمودار خطای سیستم

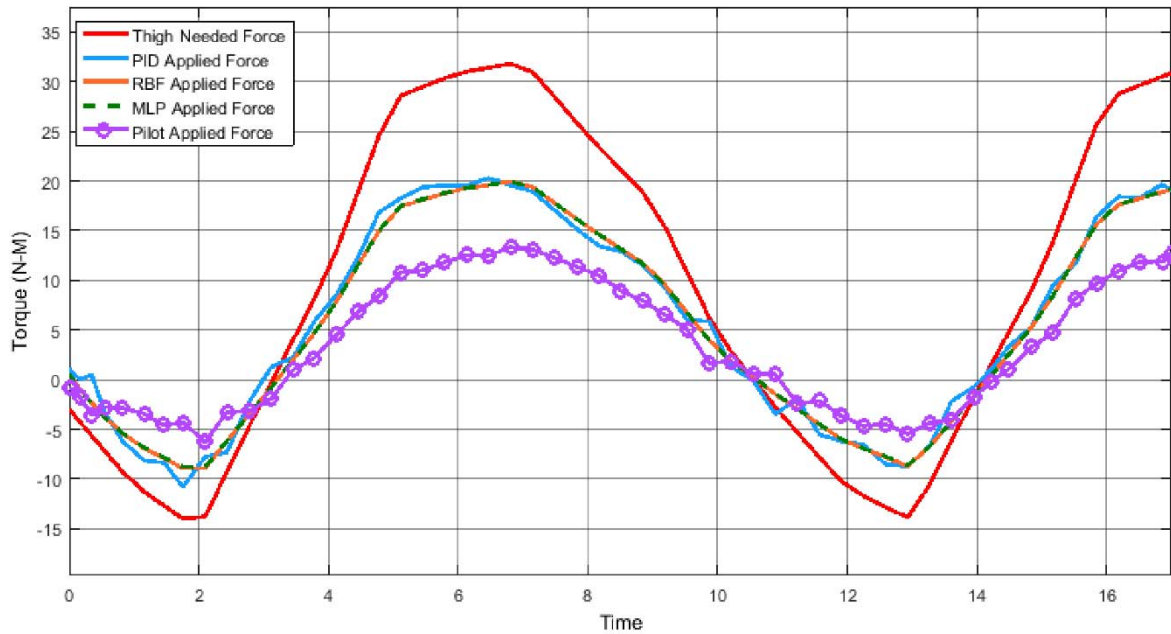


شکل ۲۰- نمودار گشتاور مورد نیاز مفاصل ربات

شکل (۱۸) بیانگر خطای سیستم کنترلی ما بر حسب رادیان است که میزان آن بسیار ناچیز است. لذا عملکرد سیستم کنترلی ما مناسب ارزیابی می‌شود. همچنین خروجی‌های دیگر سیستم شامل گشتاورهای مورد نیاز برای مفاصل ربات برای کارکرد در این حالت در شکل (۲۰) آمده است. لازم به ذکر است که این گشتاورها برای پای راست می‌باشد که اختلاف فازی نسبت به پای چپ دارد. با توجه به نمودارهای موجود در شکل (۲۰) چنین است که با به دست آمدن بیشترین گشتاورها برای هر مفصل می‌توان اقدام به انتخاب عملگر مناسب برای هر عضو نمود تا طراحی به صورت کامل و صحیح انجام پذیرد. همچنین بیشترین میزان گشتاور به میزان ۳۲ (نیوتن متر) مربوط به مفصل ران می‌باشد. که این مقدار در مفصل زانو به ۱۳ (نیوتن متر) و برای مچ به ۳/۱۵ (نیوتن متر) میرسد. نکته قابل توجه در نمودارهای فوق اینجاست که چون عملگر مفصل ران وظیفه جابجایی کل مجموعه پا را بر عهده دارد، لذا می‌بایست گشتاور مورد نیاز عملگر آن در طول سیکل گام زدن از دو مفصل دیگر بیشتر باشد و پس از آن مفصل زانو، و در نهایت مفصل مچ باید کمترین مقدار را به خود اختصاص دهد.

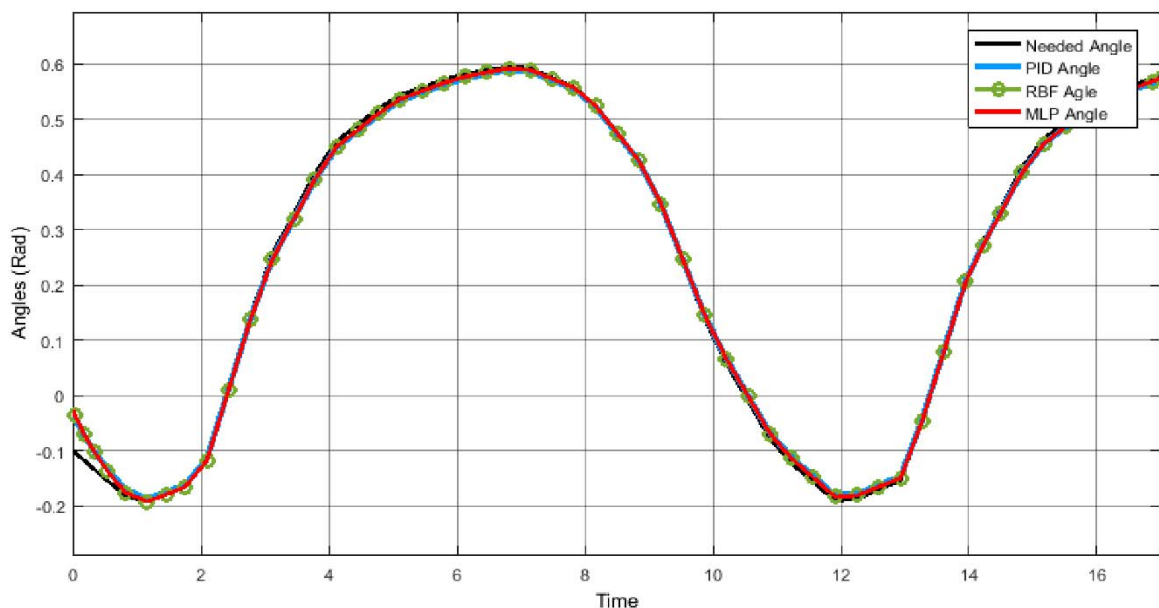
همچنین سطح زیر نمودارها به ترتیب برابر با کار انجام شده در هر مرحله می‌باشد که برای طراحی و انتخاب سیستم تغذیه (باتری) ربات امری ضروری است. همچنین بیشترین (ماکزیمم) انرژی در یک لحظه در ثانیه اول سیکل گام‌زدن مصرف می‌شود که مقدار کلیدی در طراحی سیستم تغذیه می‌باشد.

در ادامه برای راستی آزمایشی مدل‌ها و مقایسه نتایج به بررسی نیروها برای مفصل ران در حالتی غیر از حالت بیان شده در قسمت قبل خواهیم پرداخت.



شکل ۲۱- مقایسه نیروهای وارد شده به سیستم و عکس‌العمل آن‌ها

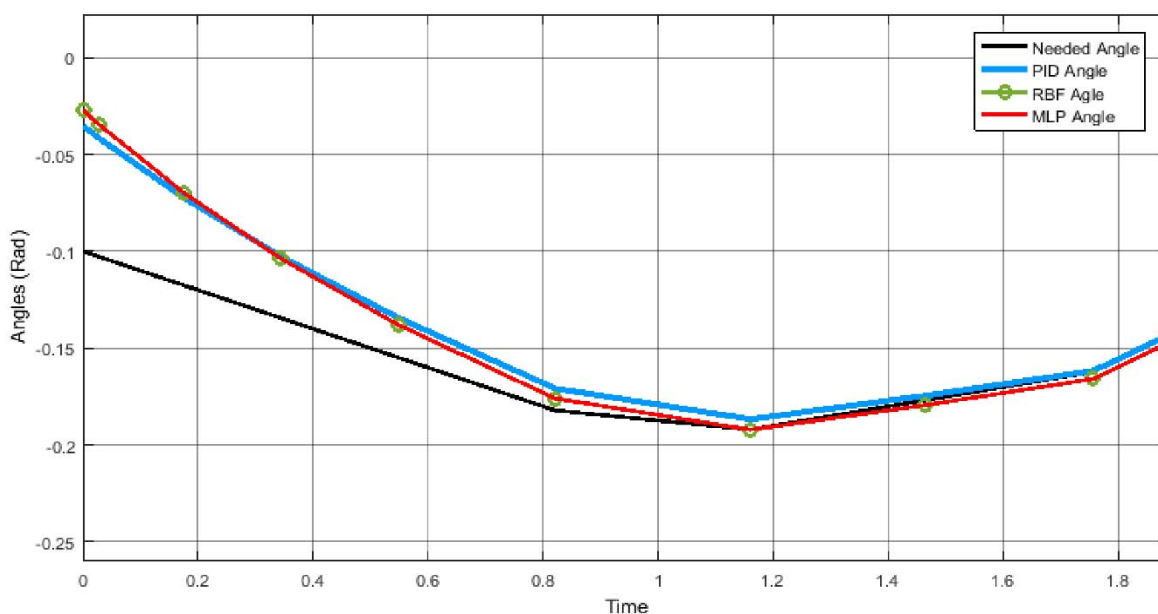
در حالتی غیر از حالت اعلام شده در مقاله شبیه‌سازی مورد بررسی و مقایسه قرار می‌گیرد. به همین منظور نمودار موجود در شکل (۲۱) استخراج می‌شود که در آن نیروی وارد شده از طرف کاربر به ربات با رنگ بنفش نشان داده شده است. همچنین کل نیروی مورد نیاز مفصل ران نیز در فرآیند گام‌زدن با رنگ قرمز نشان داده شده است. نمودارهای دیگر، گشتاورهای لازم برای تامین بخش دیگر گشتاور است که فرد در اعمال آن ناتوان است. بدین صورت که کاربر تنها توانایی اعمال ۴۰ درصد از گشتاور مورد نیاز را دارد و آن هم به دلیل ملاحظات درمانی با لرزش‌هایی همراه است. با توجه به نمودارهای دیگر درمی‌یابیم که رفتار سیستم با حضور شبکه‌های عصبی تقریباً بر هم منطبق است. البته با بزرگ‌نمایی بیشتر متوجه اختلافات بسیار جزئی خواهیم شد. همچنین در مورد حضور شبکه گفتنی است که به دلیل ساختار مقاوم این نوع کنترلر رفتار لرزشی در آن در مقایسه با کنترلر PID دیده نمی‌شود. این امر از چند جهت مفید است، ابتدا اینکه لرزش به اندام کاربر وارد نمی‌کند چرا که نسبت به لرزشهای موجود در فرد ناتوان واکنش نیرویی از خود نشان نمی‌دهد و همچنین از استهلاک عملگرها نیز جلوگیری خواهد کرد. از دیگر مواردی که در خصوص این نمودار قابل توضیح است، مقایسه میزان نیروی وارد شده از جانب کاربر و نیروی وارد شده از جانب ربات است. از آنجا که این نمودار برای مفصل ران و برای فردی با ۴۰ درصد از توان اندامی در عضله ران ترسیم شده است، می‌توان گفت که برآیند نیروی‌های خروجی ربات و کاربر به خوبی نیروی مورد نیاز مفصل را تامین خواهند کرد. همچنین حضور کنترلر تلفیقی این امکان را به ما می‌دهد که با تکرار مداوم رفتار فرد نیروهای عملگر را مطابق آن تنظیم کند بدین صورت که کنترلر با افزایش توان فرد (در صورت مثبت بودن روند بهبود) آموزش می‌بیند و در ادامه عملگرها نیروی کمتری به فرد وارد می‌کنند. در این زمینه می‌بایست کارکرد مفصل برای دستیابی به تابع هدف نیز برای حالات مختلف مورد بررسی و مقایسه قرار گیرد.



شکل ۲۲- نمودار تغییرات زاویه مفصل ران در طول فرآیند گام زدن با روشهای کنترلی مختلف

در نمودار فوق تغییرات زاویه مفصل ران برحسب رادیان در طول فرآیند گام زدن نشان داده شده است. لازم به ذکر است که تابع هدف یا نمودار الگوی ما با رنگ مشکی مشخص شده است. همچنین رفتار سیستم با کنترلر PID بدون حضور شبکه با رنگ آبی و پاسخ سیستم برای انواع کنترلر تلفیقی با رنگ قرمز و سبز قابل مشاهده است.

البته به دلیل نزدیکی بسیار بالای خروجی کنترلرها با ورودی مطلوب سیستم، بزرگ نمایی دو ثانیه نخست این فرآیند در در شکل بعد آورده شده است. که خود مقایسه ای بر حالات مختلف کارکرد سیستم برای مدل دینامیکی می باشد.



شکل ۲۳- بزرگ نمایی دو ثانیه نخست نمودار تغییرات زاویه مفصل ران برای روشها مختلف کنترلی

در توضیح دیاگرام فوق‌گفتنی است که در ابتدای امر فاصله از زاویه مطلوب برای کنترلرها قابل توجه است اما در ادامه انطباق مناسبی بر تابع هدف داشته‌اند همچنین مطابق نمودارها پاسخ سیستم با کنترلر تلفیقی نسبت به کنترلر PID به هدف نزدیکتر است. یعنی خطای سیستم با حضور شبکه اندکی کمتر از حالتی است که کنترلر PID به تنهایی ایفای نقش می‌کند.

## مراجع

- [1] Machteld, H., J Andre, K., Lawrence, G., Henriette, H., Alejandro, R, J., Daan, K., and Richard, S., "How Should We Define Health?", Vol. 343, pp. 3-15, (2011)
- [2] Richard, V., "War, Politics, and Philanthropy the History of Rehabilitation Medicine", Lanham, Maryland, University Press of America, ISBN 978-0-7618-4594-2, (2009).
- [3] <https://www.hss.edu/what-is-physiatry.asp>, (2012).
- [4] Georg, K., and Nathan, E, B., "The Elements of Clinical Diagnosis", New York, The Macmillan Company; London, Macmillan & Co, ltd. (1898).
- [5] Ferdinand, D, T., "Machine Vision Fundamentals, How to Make Robots See", NASA Tech Briefs Vol. 35, No. 6, pp. 60-62, (2011).
- [6] Marko, M., and Tadej, B., "Rehabilitation Robotics", Technology & Health Care, Vol. 19, No. 6, pp. 483-495, (2011).
- [7] Isela, C., Hector, M., Roque, S., Carlos, P., Lisandro, P., and Cecilia, G., "ROAD: Domestic Assistant and Rehabilitation Robot", Medical & Biological Engineering & Computing. Vol. 49, No. 10, pp. 1201-1211, (2011).
- [8] Canada Center for Surgical Invention and Innovation. [www.csii.ca](http://www.csii.ca)
- [9] Gery, C., Matthias, J., Reinhard, S., and Volker, D., "Treadmill Training of Paraplegic Patients using a Robotic Orthosis", Journal of Rehabilitation Research and Development, Vol. 37, No. 6, pp. 693-700, (2000).
- [10] Aoyagi, D., Ichinose, Wade E., Harkema, S. J., Reinkensmeyer, David J, and James E, B., "A Robot and Control Algorithm That Can Synchronously Assist in Naturalistic Motion During Bodyweight-Supported Gait Training Following Neurologic Injury", IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol. 15, No. 3, pp. 387-400, (2007).
- [11] Achim, S and Floris, E., "Medical Robotics", Springer Science, Business Media, Second Edition. (2015).
- [12] Daisuke, A., Wade E, I., Susan J, H., David J, R., and Bobrow, James E., "A Robot and Control Algorithm that Can Synchronously Assist in Naturalistic Motion During Bodyweight-Supported Gait Training Following Neurologic Injury", IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol. 15, No. 3, pp. 387-400, (2007).

- [13] Gery, C., Matthias, J., Reinhard, S., and Volker, D., “Driven Gait Orthosis to Do Locomotor Training of Paraplegic Patients”, Engineering in Medicine and Biology Society, No. 4, pp. 3159-3163, (2000).
- [14] Aaron, M., D and Hugh, H., “Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art”, IEEE Transactions on Robotics, Vol. 24, No. 1, pp. 144-158, (2008).
- [15] Sai k, B., Seok H, K., Sunil K, A., and John P, S., “Robot Assisted Gait Training With Active Leg Exoskeleton (Alex)”, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, Vol. 17, No. 1, pp. 2-8, (2009).
- [16] Gery, C., Matthias, J., Reinhard, S and Volker, D., “Treadmill Training of Paraplegic Patients using a Robotic Orthosis”, Journal of Rehabilitation Research and Development, Vol. 37, No. 6, pp. 693-700, (2000).
- [17] Adam, Z., and Homayoun, K., “Design of an Electrically Actuated Lower Extremity Exoskeleton”, Department of Mechanical Engineering, University of California, Berkeley, CA 94720, USA, September (2005).
- [18] Mohammad M, A., Hasan, S and Ariya, A., “Dynamic Modeling and Control System Design for a Lower Extremity Exoskeleton”, Modares Mechanical Engineering, Vol. 13, No. 5, pp. 102-116, (2013). (in Persian)

## Abstract

In the nearly six decades, exoskeletons have progressed from the stuff of science fiction to nearly commercialized products. While there are still many challenges associated with exoskeleton development, the advances in the field have been enormous. In addition, the main part in usage of these robots in the medical sciences and particularly for the rehabilitation, specially disabled and elderly people is to help them to do their basic routine activities like walking, sitting and etc. This article represents the design process of a lower limb exoskeleton robot for helping disable people in gait cycle. First, the conceptual design of 7 Degrees of Freedom (DoFs) robot, consist of 3-DoFs in each leg and 1-DoF in hip joint, is presented. Then the dynamic modeling of mechanical system is shown by Lagrange Method. In addition to producing an optimized mechanical model of the exoskeleton, it was necessary to ensure the strength of each components. So that after the force analyzing of the robot components which are designed for the lower limb extremities, the physical output information of the modeling software (CATIA) is used as the dynamic model input and also in order to obtain motion equation in the gait cycle always needed to choose an appropriate coordinate for simulating closer to reality. In continuation of discussion a combined controller is designed to investigate its performance. Finally, the system results are shown the maximum torque of 1<sup>st</sup> joint is 32 N.m, the 2<sup>nd</sup> joint is 13 N.m and the 3<sup>rd</sup> joint is 3 N.m. The maximum torques lead to select the suitable actuator for each link of robot.