

OpenSim/MATLAB interface to musculoskeletal-based simulations for control of a motion assistive exoskeleton robot in elbow flexion/extension

Hassanzadeh Khanmiri, Shaghayegh¹ / Sayyed Noorani, Mohammad-Reza^{2*}

¹ – MSc. Graduate in Medical Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran

² - Associate Professor, Department of Mechatronics Engineering, Rehabilitation Robotics Research Lab., University of Tabriz, Tabriz, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2025.2048707.1942

Received: 22/12/2025

Revised: 7/4/2025

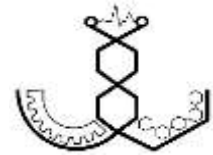
Accepted: 21/4/2025

KEY WORDS

*Human-Robot Interaction
Exoskeleton Robot
Musculoskeletal Model
OpenSim/MATLAB API*

ABSTRACT

Exoskeleton robots have been developed for various purposes, including rehabilitation, augmentation, and motion assistance. The goal of this paper is to create a coherent model for musculoskeletal simulation of a body limb and control of the exoskeleton robot connected to it, based on the Application Programming Interface (API) of OpenSim for MATLAB. The musculoskeletal model of the arm and forearm are the body limb, whose connected exoskeleton robot should drive the elbow angle in three different tasks. The elbow angle is controlled in a closed loop via getting feedback from the elbow motion. In this program, the brachial muscles are actively participated and the simulated motion is the result of applying the control torque of the exoskeleton as well as the force of the brachial muscles. The calculation and sending of control inputs is done by MATLAB, and the solution of musculoskeletal dynamics, the execution of simulation and sending the feedback data are performed by OpenSim software. The results obtained in each of the considered tasks indicate the success of this software platform in simulating and controlling human-robot interaction.



استفاده از رابط برنامه‌نویسی آپن‌سیم و متلب در انجام شبیه‌سازی‌های اسکلتی-عضلانی به‌منظور کنترل یک ربات اسکلت‌خارجی کمک‌حرکتی در خم و باز کردن آرنج

حسن‌زاده خانمیری، شقایق^۱ / سید نورانی، سید محمدرضا^{۲*}

^۱ - دانش‌آموخته کارشناسی ارشد، مهندسی پزشکی-بیومکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران
^۲ - دانشیار، گروه مهندسی مکترونیک - دانشکده مهندسی مکانیک، آزمایشگاه تحقیقاتی توانبخشی رباتیک - گروه پژوهشی مغز و حرکت، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2025.2048707.1942

پذیرش: ۱۴۰۴/۲/۱

بازنگری: ۱۴۰۴/۱/۱۸

ثبت در سامانه: ۱۴۰۳/۱۰/۲

چکیده

ربات‌های اسکلت‌خارجی با اهداف مختلفی از جمله توانبخشی، توان‌افزایی، و یاری‌رسان‌حرکتی توسعه داده شده‌اند. هدف اصلی این مقاله ایجاد یک مدل منسجم برای شبیه‌سازی اسکلتی-عضلانی عضو بدنی و کنترل ربات اسکلت‌خارجی متصل به آن بر بستر واسط برنامه‌نویسی نرم‌افزار آپن‌سیم و متلب است. مدل بازو و ساعد به عنوان عضو بدنی انتخاب شده است که ربات اسکلت‌خارجی متصل به آن می‌بایست زاویه آرنج را در سه فعالیت مختلف به حرکت درآورد. زاویه آرنج به شکل حلقه بسته و با گرفتن بازخورد از حرکت آرنج کنترل می‌شود. در این شبیه‌سازی عضلات بازویی نیز به‌طور فعال شرکت دارند و حرکت شبیه‌سازی‌شده نتیجه اعمال گشتاور کنترلی اسکلت‌خارجی و نیروی عضلات بازویی می‌باشد. محاسبه و ارسال ورودی‌های کنترلی توسط نرم‌افزار متلب و حل دینامیک اسکلتی-عضلانی و اجرای شبیه‌سازی و ارسال داده‌های بازخوردی از سوی نرم‌افزار آپن‌سیم صورت می‌گیرد. نتایج حاصل در هر یک از وظایف تعریف‌شده بیان‌گر کارآمدی این بستر نرم‌افزاری در شبیه‌سازی و کنترل تعامل انسان-ربات است.

واژه‌های کلیدی

تعامل انسان-ربات
ربات اسکلت‌خارجی
شبیه‌سازی اسکلتی-عضلانی
واسط برنامه‌نویسی متلب
نرم‌افزار آپن‌سیم

۱- مقدمه

دست‌یابی به بهبودی کامل در عضوی از بدن که دچار ناتوانی یا اختلال حرکتی شده است امری دشوار است [۱]، ولیکن با پیشرفت تکنولوژی‌های اخیر، امور توانبخشی تسهیل شده است. اجرای حرکات تکرارشونده توانبخشی توسط ربات بسیار دقیق‌تر از فرد پزشک انجام می‌گیرد [۲]. به علاوه، توانبخشی رباتیک این مزیت را خواهد داشت که سابقه اطلاعاتی کاملی برای ارزیابی روند بهبود بیماری فراهم می‌نماید. ربات‌های کمکی توانایی بازسازی و بازیابی عملکردهای حرکتی را در افراد بیمار مهیا می‌سازند و به طور مستقیم، بر کیفیت زندگی آنها تأثیر می‌گذارند [۳]. در میان انواع ربات‌های توانبخشی، می‌توان از اسکلت‌های خارجی نام برد. اسکلت‌خارجی یک ساختار الکترومکانیکی پوشیدنی است که با شکل و عملکرد بدن انسان مطابقت دارد [۴]. ربات اسکلت‌خارجی، نوعی سیستم تعاملی انسان و ماشین است، به گونه‌ای که هوش انسان و قدرت ماشین را در خود جمع کرده است، عملکردی که هیچ‌کدام به تنهایی نمی‌توانند در چنین سطح بالایی به آن دست پیدا کنند [۵]. در حالت ایده‌آل، اسکلت‌خارجی نباید هیچ محدودیتی روی حرکت طبیعی انسان ایجاد کند. ولی عدم سازگاری سینماتیکی میان مفاصل انسان و ربات سبب ظاهرشدن نیروهای تعاملی غیرارگونومیک تا حد آسیب‌رسانی به فرد کاربر می‌شود [۶]. بنابراین شبیه‌سازهای نرم‌افزاری نقش مهمی در طراحی بهتر و مطمئن‌تر اسکلت‌های خارجی ایفا می‌کنند. نرم‌افزار آپن‌سیم یکی از شناخته‌شده‌ترین شبیه‌سازهای نرم‌افزاری مرتبط با سیستم اسکلتی‌عضلانی می‌باشد [۲]. نرم‌افزار آپن‌سیم براساس مدل‌های اسکلتی‌عضلانی توسعه‌یافته و داده‌های آزمایشگاهی شبیه‌سازی حرکتی ارائه می‌دهد که می‌توان از آن، برای مثال، در پیش‌بینی نتیجه‌ی اصلاح حرکتی در جراحی‌های ارتوپدی و یا طراحی سیستم‌های تعاملی انسان-ربات استفاده نمود [۷].

واسط برنامه‌نویسی کاربردی آپن‌سیم برای متلب امکان ارتباط و تبادل داده‌ی برخط را بین این دو نرم‌افزار فراهم می‌کند که از آن می‌توان برای طراحی‌های پارامتری، بهینه‌سازی، پردازش سیگنال‌های زیستی، و کنترل ادوات حرکتی الکترومکانیکی، مثلاً ربات اسکلت‌خارجی، بهره برد و بدین ترتیب دامنه‌ی استفاده از قابلیت‌های نرم‌افزار آپن‌سیم را افزایش داد.

یانگ هو و همکاران در سال ۲۰۲۵، پارامترهای عضله-تاندون در مدل‌های دیجیتالی عصبی-عضلانی اسکلتی بیماران فلج مغزی را شخصی‌سازی کردند. آن‌ها با استفاده از رابط

برنامه‌نویسی آپن‌سیم-متلب و تابع تحلیل عضله، به شبیه‌سازی ارتباط بین طول فیبر عضلانی و زاویه زانو و همچنین ارتباط بین زاویه پره‌شدگی و زاویه زانو پرداختند [۸].

پین هریو و همکاران در سال ۲۰۲۴ با استفاده از رابط برنامه‌نویسی کاربردی آپن‌سیم-متلب، یک مدل بیومکانیکی مچ دست با دو درجه آزادی ایجاد کردند که از کنترل‌کننده حلقه بسته فیزیولوژیکی برای شبیه‌سازی و مدل‌سازی لرزش‌های پاتولوژیک استفاده می‌کند. این مدل برای پنج بیمار (چهار بیمار مبتلا به پارکینسون و یک بیمار مبتلا به لرزش اساسی) به‌طور خاص تنظیم شد و توانست ویژگی‌های آماری لرزش مانند فرکانس، تغییرپذیری و سینماتیک مچ دست را با دقت شبیه‌سازی کند [۹].

سید نورانی و همکاران در سال ۲۰۲۴، با بهره‌گیری از واسط برنامه‌نویسی کاربردی آپن‌سیم-متلب، به شبیه‌سازی حرکت زانو و تخمین نیروهای عضلات منتخب از ناحیه ران، براساس یک مدل اسکلتی-عضلانی پا (درحالت نشسته) و سیگنال‌های الکترومایوگرافی و گونیامتری اندازه‌گیری‌شده پرداختند [۱۰].

حسینی-زهرایی و همکاران در سال ۲۰۲۲، با استفاده از نرم‌افزار آپن‌سیم و ارتباط آن با متلب یک روش برنامه‌نویسی برای بررسی کنترل نیرو-صفر در تعاملات انسان-اسکلت‌خارجی پیشنهاد دادند. آنها، یک مدل اسکلتی از بدن انسان و یک مدل CAD^۱ از اسکلت‌خارجی سفارشی‌ساز مفصل ران را توسعه دادند. آن‌ها با برقراری رابط آپن‌سیم-سیمولینک، حرکات انسان را کنترل کرده و به تنظیم نیروهای تعامل انسان-ربات پرداختند [۱۱]. سامه‌اؤ و همکاران در سال ۲۰۲۲، یک بستر شبیه‌سازی مبتنی بر رابط آپن‌سیم-متلب ایجاد کردند. مدل پیشنهادی مبتنی بر الگوریتم کنترل ماهیچه‌ای محاسبه‌شده^۲ (CMC) بود. به این وسیله آنها نشان دادند که عملکرد این کنترل‌کننده همراه با جبران‌ساز گرانشی بر روی دستگاه پوشیدنی مفروض باعث کاهش گشتاورهای فیزیولوژیکی عضلات می‌شود [۱۲]. پارک و همکاران در سال ۲۰۲۲، یک چارچوب جمع‌تجمیع مستقیم^۳ (DC) برای شبیه‌سازی رکاب‌زدن انسان تحت کنترل بهینه در محیط مدل‌سازی آپن‌سیم توسعه دادند. این چارچوب شامل یک مدل صفحه‌ای از دوچرخه‌سوار بود که در نرم‌افزار آپن‌سیم ایجاد می‌شد و از سوی دیگر شامل الگوریتم کنترل بهینه بود که در متلب برنامه‌نویسی شده بود. این بستر برای تحلیل مسئله پدال‌زدن با دوچرخه با ردیابی داده‌ها استفاده گردید [۱۳]. خَمَر و همکاران در سال ۲۰۲۱،

^۱ Direct Collocation^۱ Computer-Aided Design^۲ Computed Muscle Control

نرم‌افزار سالی‌دورکس انجام شد و برای شبیه‌سازی حرکتی بازوی انسان با مدل اسکلتی اندام فوقانی آپن‌سیم یکپارچه گردید. با ایجاد ارتباط بین مدل یکپارچه اندام و اسکلت خارجی که در آپن‌سیم توسعه یافته بود و نرم‌افزار متلب، آنها از روش برنامه‌ریزی پویا و با ملاحظه بازه حرکتی مفاصل، مسیرهای مفصلی اسکلت خارجی را به‌طور مستقل محاسبه نمودند [۲۰].

نگویان و همکاران در سال ۲۰۱۴، با استفاده از تحریک‌های عضلانی، حرکت مدل اسکلتی عضلانی arm26 در آپن‌سیم را کنترل کردند. آنها برای محاسبه گشتاورهای محرک لازم در هر مفصل از کنترل‌کننده مود لغزشی تطبیقی^۷ (ASMC) استفاده کردند [۲۱].

با مرور پیشینه پژوهش حاضر مشاهده می‌شود در سال‌های اخیر شبیه‌سازی‌های اسکلتی عضلانی به‌کمک نرم‌افزار آپن‌سیم و ارتباط‌گیری آن با نرم‌افزار متلب برای کنترل حرکت اندام و یا اسکلت خارجی متصل به آن مورد توجه پژوهشگران بوده است. ولی در حد دانش نویسندگان هیچ موردی یافت نشد که به مطالعه شبیه‌سازی حرکتی مدل اسکلتی عضلانی و همزمان کنترل اسکلت خارجی متصل به آن پرداخته باشد که طی آن هم عضلات مدل اسکلتی عضلانی اندام بدنی و هم محرک‌های ربات اسکلت خارجی در یک مدل یکپارچه تحریک و کنترل شده باشد. از این رو در این مقاله به مطالعه این موضوع تحت واسط برنامه‌نویسی کاربردی آپن‌سیم در متلب می‌پردازیم.

علاوه بر این، در اینجا ۳ سناریوی مختلف تعاملی را بین انسان و ربات اسکلت خارجی بررسی می‌نماییم. در سناریوی اول فردی با ناتوانی عضلانی را در نظر می‌گیریم که در آن ربات نقش یاری‌رسان حرکتی را خواهد داشت. در سناریوی دوم ربات در نقش توان‌افزای قدرت به کاربر خود کمک می‌کند تا وزنه‌ای بیش از حد متعارف را بلند کند. در سناریوی سوم ربات به‌همراه یک فنر خطی که نقش مقاومتی در انجام حرکت تمرینی دارد عمل خواهد کرد. مدل اسکلت عضلانی منتخب در هر سه سناریو بخش بازویی و آرنج دست انسان است که در نرم‌افزار آپن‌سیم با نام arm26 موجود است. برای هر سه سناریو، کنترل‌کننده که در یک حلقه بازخورد اطلاعات مربوط به زاویه آرنج را از نرم‌افزار آپن‌سیم دریافت می‌کند و متناسب با میزان خطا، گشتاور محرک ربات اسکلت خارجی را در متلب تعیین می‌کند، بلند کردن دست تا زاویه مطلوب ۹۰ درجه را کنترل می‌نماید. در تمامی شبیه‌سازی‌ها سیگنال‌های محرک عضلات نیز متناسب با سناریوی جاری، در کنار سیگنال کنترلی ربات به

یک روش کنترل چند ورودی چند خروجی^۴ (MIMO) برای حرکت راه رفتن خمیده نوجوانان مبتلا به فلج مغزی ارائه دادند. شبیه‌سازی عملکرد این روش تحت رابط برنامه‌نویسی کاربردی نرم‌افزار آپن‌سیم بررسی شد [۱۴]. پین‌هریو و همکاران در سال ۲۰۲۰، برای مدیریت شبیه‌سازی‌های حلقه بسته سیستم عضلانی-اسکلتی مچ دست، از رابط برنامه‌نویسی کاربردی آپن-سیم و متلب بهره گرفتند و یک کنترل‌کننده مبتنی بر الگوریتم ژنتیک را طراحی کردند. الگوریتم ژنتیک با استفاده از یک تابع هزینه درجه دوم، پارامترهای کنترل‌کننده را تنظیم می‌کرد و نتایج به‌دست‌آمده از نظر زمان برخاست، استقرار و شکل با نتایج تجربی همخوانی داشت [۱۵]. مریم خَمَر و همکاران در سال ۲۰۱۹، میان مدل اندام تحتانی که در آپن‌سیم توسعه داده شده بود و محیط سیمولینک متلب ارتباط برقرار کردند تا اثر یک اسکلت خارجی بر بدن فرد کاربر را شبیه‌سازی کنند [۱۶].

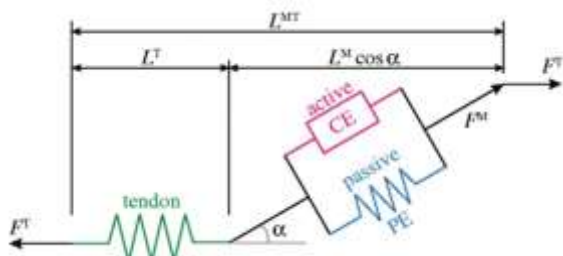
پین‌هریو و همکاران در سال ۲۰۱۹، کنترل‌کننده بازخورد حالت و کنترل‌کننده تناسبی-انتگرالی-مشتقی^۵ (PID) بهینه را طراحی و عملکرد آنها را برای تنظیم موقعیت آرنج با بهره‌گیری از رابط برنامه‌نویسی آپن‌سیم-متلب و اجرای شبیه‌سازی‌های دینامیک رو به جلو بررسی کردند [۱۷]. پین‌هریو و همکاران در سال ۲۰۱۹، از روش متغیر ابزاری بازگشتی برای شناسایی و مدل‌سازی رفتارهای عضله دوسر بازویی در مدل بازوی پیش-فرض آپن‌سیم استفاده کردند. آنها توانستند دینامیک‌های فعال‌سازی و انقباض عضله دوسر بازویی را به‌ترتیب با دقت ۷۲٪ و ۹۷٪ نسبت به مدل غیرخطی آپن‌سیم تقریب بزنند. ملاحظه اثرات غیرخطی در طراحی کنترل‌کننده‌ها این امکان را فراهم می‌کند تا نتایج دقیق‌تری از شبیه‌سازی‌های اسکلتی عضلانی به-دست آوریم [۱۸]. خَمَر و همکاران در سال ۲۰۱۸، مدل اسکلت خارجی زانوی انسان را با مدل اسکلتی پا در نرم‌افزار آپن‌سیم یکپارچه کرده و باهدف ایجاد حرکت خم و باز شدن مفصل زانو، برای آن کنترل‌کننده طراحی نمودند. وظیفه این کنترل‌کننده ردگیری مسیر حرکت مفصل زانو مطابق با یک مسیر مطلوب و در حضور عدم قطعیت‌ها و اختلالات خارجی بود. برای این منظور آنها از یک رویکرد گر اختلال غیرخطی در کنار کنترل‌گر مود لغزشی پس‌گام^۶ استفاده کردند که مدیریت اجرای آن با بهره‌گیری از واسط برنامه‌نویسی کاربردی آپن‌سیم میسر شده بود [۱۹]. پیندا-ریکو و همکاران در سال ۲۰۱۶، به طراحی و شبیه‌سازی یک اسکلت خارجی ۸ درجه آزادی برای بازوی انسان پرداختند. طراحی ساختار مکانیکی آن به‌کمک

^۶ Backstepping Sliding Mode Controller^۷ Adaptive Sliding Mode Controller^۴ Multi-input Multi-output^۵ Proportional-integral-derivative

زاویه‌ای موسوم به زاویه پره‌شدگی به تاندون متصل می‌گردد [۱۰]. بخش فیبر عضلانی خود شامل دو عنصر فعال و غیرفعال می‌شود که اولی مسئول تولید نیروی عضلانی کنترل‌شده و دومی مربوط به نیروی واکنشی ناشی از کشیده‌شدن بافت‌های همبند و پروتئین تایتین در هنگام کشیدگی عضله است [۲۲]. بر اساس مدل هیل نیروی عضلانی تولیدی در عنصر فعال حاصل ضرب میزان فعالسازی عضله، α ، دینامیک نیروی فعال - طول فیبر عضلانی، $f^L(\tilde{I}^M)$ ، و دینامیک نیروی فعال - سرعت انقباض عضله، $f^V(\tilde{v}^M)$ می‌باشد. آنگاه نیروی کل فیبر عضلانی حاصل جمع نیروهای فعال و غیرفعال، $f^{PE}(\tilde{I}^M)$ ، فیبر عضلانی است و به‌صورت زیر محاسبه می‌گردد [۲۲]:

عضو مدل	جرم (kg)	مرکز جرم (cm)	گشتاورهای اینرسی (kg m ²)
بازو	۱/۸۶	(۰, ۱۸, ۰)	(۰/۱۴۰, ۰/۰۰۴, ۰/۰۱۳)
ساعد و دست	۱/۵۳	(۰, ۱۸, ۰)	(۰/۰۰۰, ۰/۰۰۱, ۰/۰۰۱)
رابط بالای ربات	۰/۵	(۲, ۳۲, ۰/۵)/۲	(۰/۰۱۹, ۰/۰۰۱۵, ۰/۰۰۲)
رابط پایینی ربات	۰/۵	(۲, ۲۴, ۰/۵)/۲	(۰/۰۰۲, ۰/۰۰۶, ۰/۰۰۶)

$$F^M = F_0^M [a f^L(\tilde{I}^M) f^V(\tilde{v}^M) + f^{PE}(\tilde{I}^M)] \quad (۱)$$



شکل (۲) - مدل نوع هیل در مدل‌سازی نیروی عضلانی [۸]

آنگاه نیروی تاندون که به استخوان منتقل می‌شود به‌صورت زیر محاسبه می‌گردد:

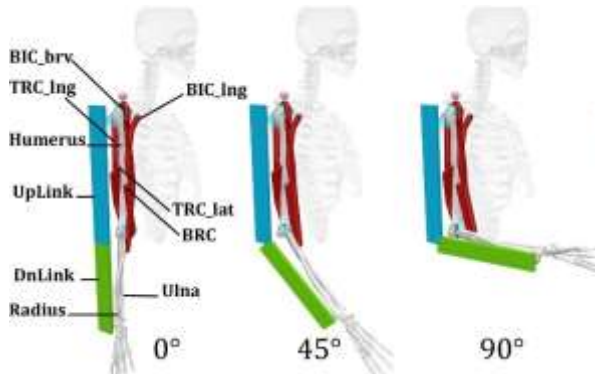
$$F^T = F^M \cos \varphi \quad (۲)$$

که در روابط فوق F_0^M حداکثر نیروی ایزومتریک عضله، و f^L و f^V به ترتیب مقدار بی‌بعدشده نیروی عنصر فعال (برحسب F_0^M) در طول فیبر بی‌بعد، \tilde{I}^M ، و سرعت انقباض بی‌بعد، \tilde{v}^M است. نیروی غیرفعال عضله نیز در طول فیبر بی‌بعد توسط f^{PE} نمایندگی شده است. شایان ذکر است که در مدل نوع هیل هر واحد عضله-تاندون توسط ۵ مشخصه آناتومیک-فیزیولوژیکی نمایندگی می‌شود که در جدول (۲) فهرست شده‌اند. همچنین طول واحد عضله-تاندون حاصل جمع طول تاندون (که تحت دینامیک کشسانی تاندون محاسبه می‌شود) و تصویر طول فیبر

نرم‌افزار آپن‌سیم ارسال می‌شود. از این رو این مطالعه بستری برای توسعه شبیه‌سازی‌های تعامل انسان و ربات خواهد بود. بدین رو، رویکرد پیشنهادی در مقایسه با مدل‌های قبلی، قابلیت تحلیل و بهینه‌سازی تعاملات پیچیده انسان و ربات در شرایط مختلف را به طور مؤثرتری فراهم می‌کند.

۲- مدل تعاملی اسکلت خارجی - بازو

مدل اسکلتی عضلانی منتخب در این پژوهش مدل arm26 از مجموعه مدل‌های آماده در نرم‌افزار آپن‌سیم است که شامل اندام‌های تنه، بازو و ساعد و دست است که به ترتیب در شانه و آرنج به هم مفصل شده‌اند و هر مفصل تنها یک درجه آزادی و در مجموع مدل شامل ۲ درجه آزادی است. همچنین ۶ عضله که شامل دوسربازویی‌های بلند و کوتاه و سه‌سربازویی‌های بلند و میانی و جانبی و عضله بازویی می‌شود در این مدل وجود دارد. وجه تسمیه این مدل نیز وجود ۲ درجه آزادی و ۶ عضله فعال در آن است که به نام arm26 نامگذاری شده است. از آنجا که هدف اصلی در این پژوهش حرکت دادن دست (ساعد و دست) توسط یک ربات اسکلت خارجی دو رابطی است که هم‌محور با مفصل آرنج بسته می‌شود، لذا با بی‌حرکت کردن استخوان بازو عملاً مدل اسکلتی عضلانی نیز تنها شامل یک درجه آزادی خواهد شد. مدل یکپارچه اسکلتی عضلانی و اسکلت خارجی در شکل (۱) نشان داده شده است. همچنان‌که در این شکل دیده می‌شود رابط‌های ربات به‌طور موازی با استخوان‌های بازو و ساعد به مدل اسکلتی عضلانی متصل (ثابت) شده‌اند و هم‌محور با مفصل آرنج هستند، طوری که با دوران هر یک آن دیگری نیز دورانی آزاد و هم‌اندازه خواهد داشت. مشخصات مکانیکی اجزا بر اساس یک مدل عمومی در جدول (۱) داده شده است.

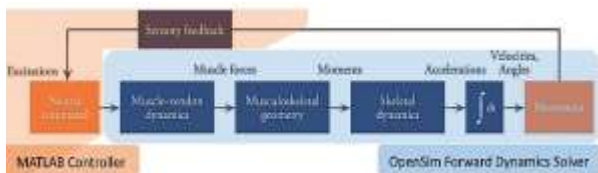


شکل (۱) - مدل یکپارچه اسکلتی عضلانی و اسکلت خارجی

نیروی عضلانی در نرم‌افزار آپن‌سیم بر اساس «مدل هیل» محاسبه می‌شود. مطابق شکل (۲)، مدل هیل شامل دو بخش فیبر عضلانی و تاندون می‌شود که در آن فیبر عضلانی تحت

یا سیگنال‌های فعالسازی عضله توسط الکترومیوگرافی ثبت شده و تحت عنوان سیگنال‌های ای.ام.جی شناخته می‌شوند. در این مطالعه از سیگنال‌های ای.ام.جی واقعی برای تحریک عضلات دخیل در مدل اسکلتی-عضلانی استفاده نمی‌شود بلکه به جای آن از توابع پله‌ای که در بازه‌های زمانی تعیین شده عضلات را تحریک می‌کنند استفاده خواهد شد. در بازه زمانی انجام شبیه‌سازی (که ۲ ثانیه منظور شده است) هر دو گروه عضلات آگونیسست (شامل عضلات بازویی و دوسربازویی بلند و کوتاه) و عضلات آنتاگونیست (شامل عضلات سه‌سر بازویی) متناسب با یک زمانبندی معین فعالسازی می‌شوند. شایان ذکر است اگرچه حرکت موردنظر خم‌شدن آرنج است که مسئول اجرای آن عضلات آگونیسست مذکور هستند، لیکن به‌منظور ایجاد یک حرکت کنترل شده و باثبات، عضلات آنتاگونیست نیز همواره در اجرای حرکت همکاری دارند [۲۲].

اجرای شبیه‌سازی با تقسیم زمان کل به زیربازه‌های جزئی و تبادل متوالی داده‌های ورودی و خروجی در زیربازه‌های جزئی بین دو نرم‌افزار آپن‌سیم و متلب صورت می‌گیرد. به‌عبارت دیگر، مطابق شکل (۳)، در هر گام زمانی نرم‌افزار آپن‌سیم شرایط اولیه مدل اسکلتی-عضلانی (زاویه و سرعت مفصل آرنج در آن لحظه) را همراه با دامنه تحریک عضلات و مقدار گشتاور اعمالی ربات را از نرم‌افزار متلب دریافت می‌کند، و با حل دینامیک مستقیم شرایط انتهایی مدل (زاویه و سرعت مفصل آرنج در انتهای گام) را به نرم‌افزار متلب ارسال می‌کند. بر اساس قانون کنترلی کدنویسی شده در نرم‌افزار متلب، گشتاور کنترلی اسکلت خارجی برای گام بعدی محاسبه شده و همراه با مقادیر تحریک عضلانی به نرم‌افزار آپن‌سیم ارسال می‌شود. بنابراین گشتاور کنترلی ربات اسکلت خارجی بر اساس یک قانون کنترل بازخورد خطی محاسبه می‌شود، درحالی که تحریک‌های عضلانی بر اساس توابع ازپیش‌تعیین شده^۱، متناسب با نوع فعالیت مفروض، اعمال می‌شوند، که دستور مخصوص در آپن‌سیم دارد [۲۳].



شکل (۳) - ارتباط متلب و آپن‌سیم در حل دینامیک مستقیم

نکته آخر آنکه، مقدار گشتاور محاسبه شده توسط کنترل کننده در هر گام زمانی ثابت در نظر گرفته می‌شود، و نرم‌افزار آپن‌سیم

بر امتداد تاندون می‌باشد. با فرض دینامیک صلب برای تاندون، طول آن ثابت و برابر با طول آزاد آن، l_s^T ، خواهد ماند. نکته آخر این که کمیت‌های \tilde{v}^M و \tilde{l}^M برحسب مقادیر اختصاصی عضله v_{\max}^M و l_0^M بی‌بعد می‌شوند. مقادیر اختصاصی عضله متناظر با هر یک از ۶ عضله موجود در مدل اسکلتی-عضلانی arm26 در جدول (۳) فهرست شده‌اند.

جدول (۲) - مقادیر اختصاصی عضله در مدل هیل

عضله	نماد	یکا
طول بهینه فیبر	l_0^M	متر
زاویه‌ی پره‌شدگی در طول فیبر بهینه	ϕ_0	درجه
حداکثر نیروی ایزومتریک	F_0^M	نیوتن
طول آزاد تاندون	l_s^T	متر
حداکثر سرعت انقباض	v_{\max}^M	l_0^M/s

جدول (۳) - پارامترهای مدل هیل در عضلات مدل arm26

عضله	F_0^M	l_0^M	l_s^T	ϕ_0
TRI_long	۷۹۸/۵۲	۰/۱۳۴	۰/۱۴۳	۱۱/۵
TRI_med	۶۲۴/۳	۰/۱۱۳۸	۰/۰۹۰۸	۸/۵
TIC_lat	۶۲۴/۳	۰/۱۱۳۸	۰/۰۹۸	۸/۵
BIC_long	۶۲۴/۳	۰/۱۱۵۷	۰/۲۷۲	۰/۰
BIC_short	۴۳۵/۵۶	۰/۱۳۲۱	۰/۱۹۲۳	۰/۰
BRA	۹۸۷/۲۶	۰/۰۸۵	۰/۰۵۳۵	۰/۰

یکپارچه‌سازی مدل‌های اسکلت‌عضلانی و اسکلت خارجی با کدنویسی و با واسط برنامه‌نویسی کاربردی آپن‌سیم در متلب انجام گرفت. همچنین تحریک عضلانی ماهیچه‌های مدل بازو و اعمال گشتاور به مفصل ربات اسکلت خارجی نیز با کدنویسی در نرم‌افزار متلب و ارتباطدهی آن با آپن‌سیم صورت گرفت. این تحلیل به نام دینامیک مستقیم یا جلوسو شناخته می‌شود.

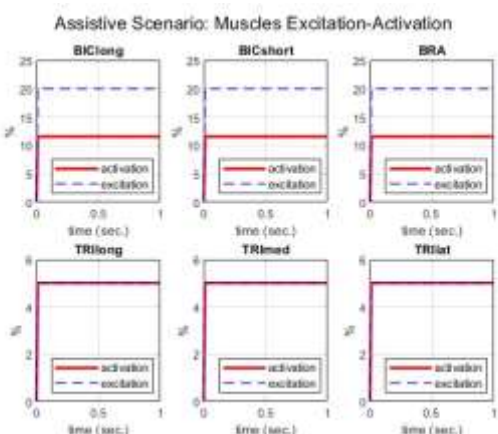
۳- اجرای دینامیک مستقیم با کنترل کننده

دینامیک مستقیم تحلیلی است که در آن عوامل ایجاد حرکت به‌عنوان ورودی به مدل دینامیکی داده می‌شود و پاسخ حرکتی به عنوان خروجی دریافت می‌شود. در اینجا مدل دینامیکی مدل یکپارچه مرکب از مدل اسکلتی-عضلانی و اسکلت خارجی است که در آن ۷ عامل تحریک ورودی وجود دارد؛ ۶ مورد مربوط به تابع برانگیختگی عصبی و ۱ مورد گشتاور محرک ربات است. توابع برانگیختگی عصبی در واقع همان پیام‌های عصبی موتوری هستند که موجب فعالسازی عضله می‌شوند. در عمل این پیام‌ها

^۱ Prescribed controller

اعصاب حرکتی (نورون‌های حرکتی) محسوب می‌شوند که در این شبیه‌سازی با توابع پله‌ای از پیش‌معین اعمال می‌شوند. دینامیک فعالسازی در واقع سازکار انتشار یون‌های کلسیم در فیبر عضلانی را مدل‌سازی می‌کند و از آن به نام فعالسازی نام برده می‌شود، که جزئیات آن در فصل ۴ مرجع [۲۲] بیان شده است. در شکل (۵) خروجی‌های سینماتیکی شامل تغییرات زاویه و سرعت زاویه‌ای آرنج همراه با گشتاور کنترلی اعمال شده ترسیم شده‌اند. همان‌طور که ملاحظه می‌شود، زاویه آرنج از زاویه‌ی آغازین ۱۰ درجه تا زاویه‌ی نهایی ۹۰ درجه، به‌طور هموار و بدون عدول از حداکثر سرعت زاویه‌ای ۱۳۵ درجه بر ثانیه، یکنوا افزایش می‌یابد. همچنین با اعمال تابع اشباع، ملاحظه‌ی عملی در اعمال گشتاور حداکثری ۵ نیوتن-متر توسط موتور ملاحظه شده است.

گشتاور کنترلی بر اساس قانون تناسبی-انترگرالی-مشتقی موسوم به PID محاسبه و اعمال شده است. این قانون کنترلی خطی، ساده و سریع می‌باشد و عملکرد آن برای هدف مذکور مناسب بوده است. همان‌طور که در شکل (۵) مشاهده می‌شود این قانون کنترلی توانسته است زاویه‌ی آرنج را بدون فرجهش، با زمان برخاست حدود ۰/۳ ثانیه و زمان نشست کمتر از ۱ ثانیه به‌طور هموار و یکنوا به مقدار مطلوب نهایی برساند. مقادیر بهره‌های کنترلی این قانون در جدول (۴) ارائه شده‌اند.



شکل (۴) - توابع تحریک و فعالسازی عضلات - کمک حرکتی

جدول (۴) - بهره‌های کنترلی PID - سناریوی کمک حرکتی

K_D	K_I	K_P
۱۲	۶	۴۰

در شکل (۶) گشتاور اعمالی هر یک از عضلات حول آرنج به-تفکیک نشان داده شده است. علاوه بر این گشتاور کل عضلات که حاصل تفاضل مجموع گشتاورهای گروه آگونیسست (شامل دوسر بازویی‌های بلند و کوتاه و عضله بازویی) از مجموع

مسئله دینامیک مستقیم را در هر گام زمانی به‌طور مستقل و بر اساس شرایط اولیه و ورودی‌های دریافتی متناظر با آن گام حل نموده و پاسخ حرکتی مدل تعاملی را تحویل می‌دهد؛ شرایط اولیه هر گام، شرایط نهایی گام قبلی آن است. در تمامی اجراها زمان کل ۲ ثانیه و گام‌های زمانی ۰/۱ ثانیه بوده‌اند.

۴- سناریوی‌های حرکتی معاونتی-مقاومتی

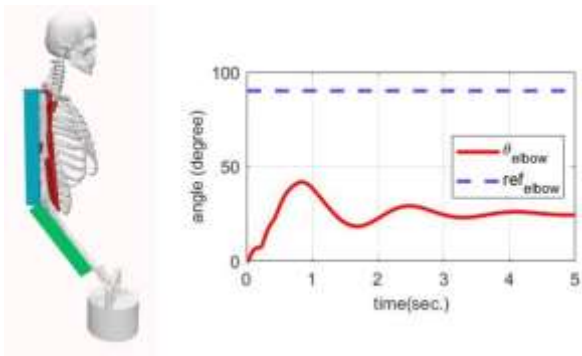
تعامل کاربر و ربات اسکلت‌خارجی در قالب ۳ سناریوی حرکتی تعریف و با شبیه‌سازی مدل یکپارچه مفروض کنترل گردید. این سه سناریو را به ترتیب کمک‌حرکتی، توان‌افزایی و مقاومتی نام‌گذاری می‌نماییم. در دو سناریو اول ربات اسکلت‌خارجی نقش یاری‌رسانی یا معاونتی دارد و به کاربر کمک می‌کند تا یک حرکت موردنظر را که او تنها با قدرت عضلانی خود قادر به انجام آن نیست، به انجام رساند. در اینجا دو حالت وجود دارد؛ اول آنکه شخص کاربر به دلیل ناتوانی ناشی از ضعف عضلانی قادر به انجام حرکت مطلوب خود نیست، که در اینجا ربات نقش کمک حرکتی دارد. دوم آنکه کاربر خواهان غلبه بر باری است که نیازمند قدرتی فراتر از قدرت معمول انسانی است، در اینجا ربات نقش توان‌افزایی خواهد داشت. در اولی (کمک حرکتی) عضلات موجود در مدل اسکلتی عضلانی با شدتی کمتر از حدمعمول برانگیخته می‌شوند تا به این ترتیب ضعف عضلانی کاربر ملاحظه شده باشد. در حالت دوم (توان‌افزایی) عضلات گروه آنتاگونیست تا حداکثر شدت خود برانگیخته می‌شوند ولی به تنهایی قادر نیستند وزنه‌ای که در دست مدل اسکلتی عضلانی قرار گرفته است را با خم کردن آرنج بالا بکشند. در این شرایط ربات اسکلت‌خارجی با اعمال گشتاور اضافی آرنج را قادر می‌کند تا بر این بار سنگین ۲۵ کیلوگرمی غلبه کند و وزنه مذکور را بالا بکشد. در سناریوی مقاومتی هدف تمرین‌دهی و ورزیدگی عضلات است. برای این منظور یک فتر خطی بین نقاط میانی رابط‌های اسکلت‌خارجی قرار داده می‌شود که با فشرده شدن آن حین عمل خم شدن آرنج، در برابر این عمل مقاومت می‌کند.

۵- نتایج و بحث

۵-۱- سناریوی کمک حرکتی

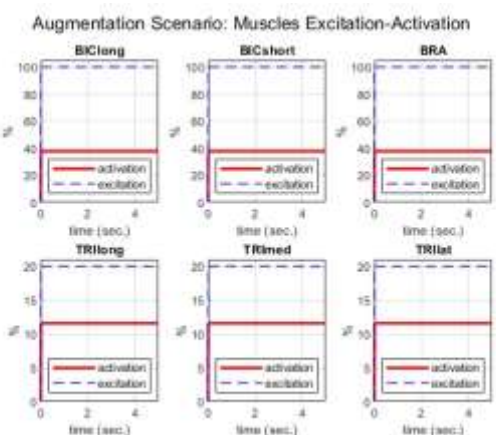
در شبیه‌سازی این سناریو عضلات خم‌کننده تا ۲۰٪ حد نهایی و عضلات بازکننده تنها به اندازه ۵٪ حد نهایی خود تحریک شدند. در عوض گشتاور اعمالی از سوی ربات اسکلت‌خارجی آرنج را قادر می‌سازد که دست را آرام بلند کند. در شکل (۴) توابع تحریک و فعالسازی ماهیچه‌های مدل اسکلتی عضلانی نشان داده شده‌اند. توابع تحریک در واقع پیام‌های تحریکی

حدود ۲۵ درجه می‌تواند آرنج خود را در حالت پایا خم کند. بنابراین در گام بعدی هدف اعمال گشتاور محاسبه‌شده برای خم کردن آرنج تا زاویه ۹۰ درجه توسط موتور ربات می‌باشد.



شکل (۷) - زاویه مفصل آرنج بدون اعمال گشتاور ربات

مطابق شکل (۸)، در این سناریو عضلات گروه آگونیسست تا حداکثر میزان خود تحریک می‌شوند و از سوی دیگر عضلات گروه آنتاگونیسست به میزان ۲۰٪ ظرفیت خود تحریک شده‌اند. شایان ذکر است که فعالیت گروه عضلانی آنتاگونیسست در اجرای تمامی حرکت بدن دست کم به جهت ایجاد حرکت پایدار و نرم رخ می‌دهد. توجه به این نکته نیز لازم است که میزان فعالسازی عضلات آگونیسست و آنتاگونیسست به ترتیب حدود ۴۰٪ و ۱۲٪ بوده است، که دلیل آن به ملاحظات شبیه‌سازی بازمی‌گردد. باید توجه داشت آنچه که مبنای تولید نیروی عضلانی و متعاقباً گشتاور آنها حول مفصل آرنج قرار می‌گیرد فعالسازی عضلانی، یعنی پارامتر a در مدل هیل مطابق رابطه (۱)، است.



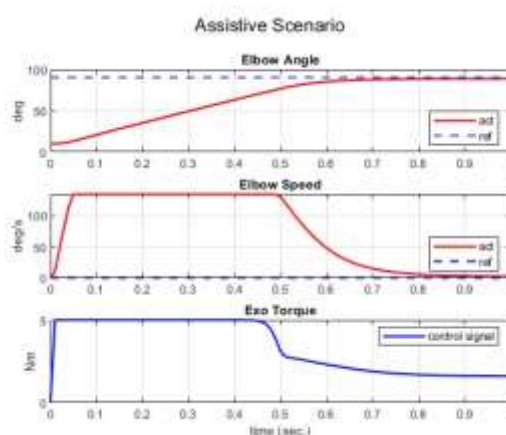
شکل (۸) - توابع تحریک و فعالسازی عضلات - توان‌افزایی

جدول (۵) - بهره‌های کنترل PID - سناریوی توان‌افزایی

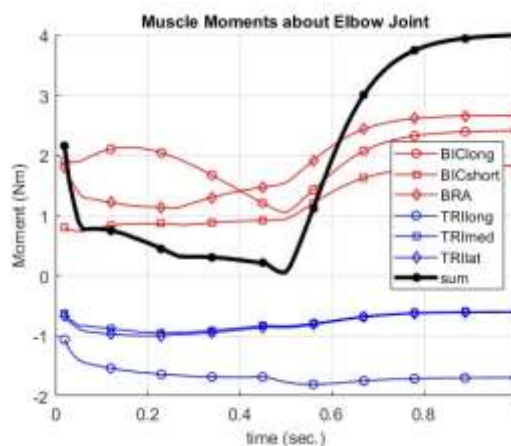
K_D	K_I	K_P
۲۰	۱۰	۴۰

برای غلبه بر بار این بار مقاوم، موتور ربات اسکلت خارجی گشتاوری مطابق قانون کنترلی PID با ضرائب بهره داده‌شده در

گشتاورهای گروه آنتاگونیسست (شامل سه‌سربازویی‌های بلند، میانی و جانبی) می‌باشد با ضخامت بیشتر رسم شده است. مشاهده می‌شود که گشتاور مقاوم سه‌سربازویی بلند بیشتر از دوسر دیگر است و در مقابل عضله بازویی و دوسربازویی بلند بیشترین گشتاور محرک را تولید کرده‌اند. به‌علاوه در حالت پایا گشتاور کل در مقدار ۴ نیوتن-متر ثابت شده است. با این حال این مقدار گشتاور برای نگهداری دست در وضعیت ۹۰ درجه کافی نیست و نیازمند گشتاور اعمالی ربات اسکلت خارجی است که در حالت پایا مقدارش به ۱/۶ نیوتن-متر رسده و بدون آن، زاویه آرنج بیشتر از ۴۰ درجه بالا نخواهد آمد. این نمونه‌ای از عملکرد تعاملی انسان و ربات محسوب می‌شود.



شکل (۵) - تحول سینماتیکی زاویه آرنج و گشتاور کنترلی

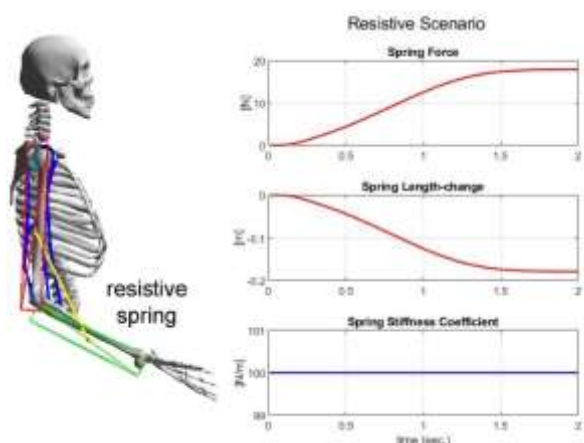


شکل (۶) - گشتاورهای عضلانی حول آرنج - کمک‌حرکتی

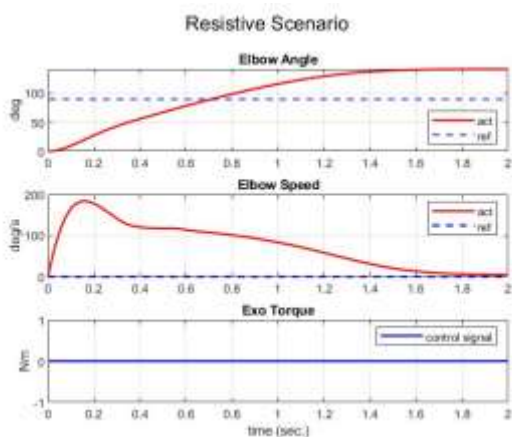
۲-۵- سناریوی توان‌افزایی

در این سناریو، کاربر فردی سالم و قدرتمند است و قصد دارد با تمام توان وزنه‌ای به جرم ۲۵ کیلوگرم را که مطابق شکل (۷) در دست گرفته با خم کردن آرنج بالا بکشد. مطابق نمودار سمت راست شکل (۷)، بدون اعمال گشتاور کمکی از سوی ربات اسکلت خارجی این شخص با اتکا به عضلات خم‌کننده تنها

عضلات گروه آنتاگونیست به میزان ۲۰٪ تحریک می‌شوند، شکل (۸). اما با خم شدن آرنج، فنر متصل بین نقاط میانی رابط‌های اسکلت خارجی به‌طور پیوسته فشرده شده و متناسب با تغییر- طول فنر نیروی مقاوم تولید می‌کند. در وضعیت آغازین، فنر در طول آزاد خود می‌باشد که تقریباً ۲۸ سانتیمتر (یعنی برابر با مجموع نصف طول رابط‌ها: $16+12=28$) طول دارد. همچنین ضریب سختی آن برابر با ۱۰۰ نیوتن برمتر می‌باشد. مطابق شکل (۱۱)، در این شرایط و در حالتی که اسکلت خارجی غیرفعال (بدون اعمال گشتاور کنترلی) باشد، شخص کاربر قادر خواهد بود حداکثر در حدود ۱۸ سانتیمتر فنر را فشرده نماید.



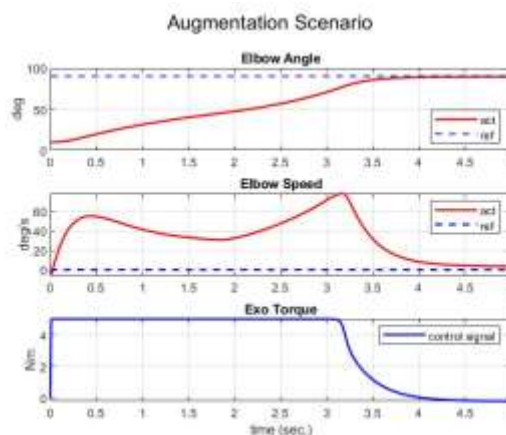
شکل (۱۱) - فنر مقاومتی خطی با اسکلت خارجی غیرفعال



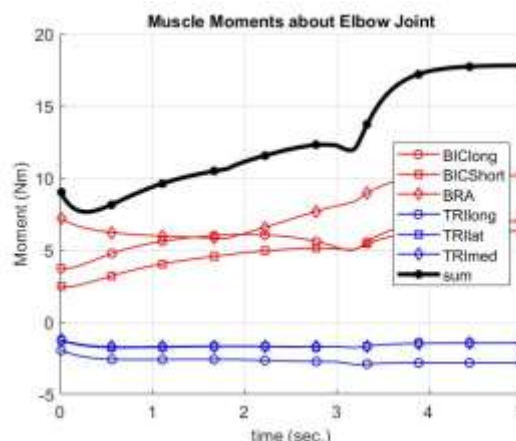
شکل (۱۲) - تحول سینماتیکی زاویه آرنج تحت فنر مقاومتی و بدون اعمال گشتاور توسط اسکلت خارجی (غیرفعال)

در شکل (۱۲)، تحول سینماتیکی مفصل آرنج تحت اثر فنر و اسکلت خارجی غیرفعال و بدون محدودسازی سرعت زاویه‌ای نشان داده شده است. همان‌طور که دیده می‌شود در این شرایط شخص کاربر با تکیه بر قدرت عضلات خم‌کننده توانسته است در کمتر از ۲ ثانیه زاویه آرنج را تا حدود ۱۴۰ درجه خم کند و آن را در همین حالت نگه دارد (سرعت زاویه‌ای صفر شده است).

جدول (۵) به مفصل آرنج اعمال می‌کند. به این ترتیب نتایج این شبیه‌سازی مطابق شکل‌های (۹) و (۱۰) حاصل شده است. مدت زمان اجرای شبیه‌سازی تا ۵ ثانیه افزایش یافته است. زمان برخورد و نشست مطابق پاسخ زمانی زاویه آرنج به ترتیب در حدود ۲ و ۴ ثانیه بوده است. از ثانیه ۴ به بعد، زاویه آرنج تقریباً در ۹۰ درجه ثابت شده و سرعت زاویه‌ای نیز صفر می‌شود. گشتاور کنترلی در حدود ۳ ثانیه با حداکثر مقدار ۵ نیوتن-متر اعمال می‌شود و پس از آن به سوی مقدار صفر میل می‌کند. گویا با خم شدن آرنج و افزایش بازوی گشتاور عضلات خم‌کننده میزان گشتاور کافی توسط عضلات برای نگهداری ایستای وزنه در وضعیت ۹۰ درجه مهیا می‌شود و دیگر نیازی به گشتاور ربات اسکلت خارجی نیست. مقدار گشتاور کل ایستای عضلات در وضعیت نهایی حدود ۱۸ نیوتن-متر می‌باشد، شکل (۱۰).



شکل (۹) - تحول سینماتیکی زاویه آرنج و گشتاور کنترلی

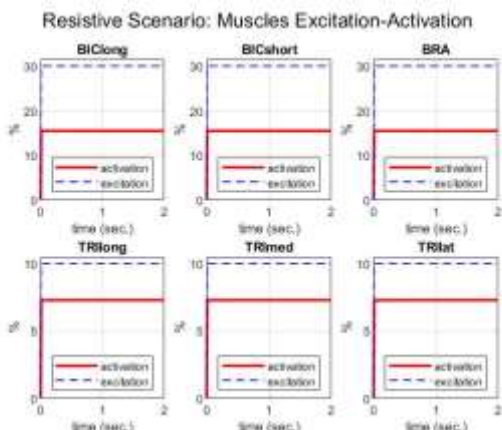


شکل (۱۰) - گشتاورهای عضلانی حول آرنج - توان‌افزایی

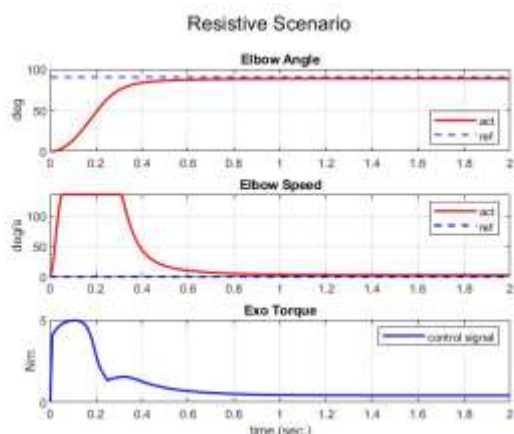
۳-۵- سناریوی مقاومتی

همان‌طور که ذکر شد، در سناریوی مقاومتی یک فنر خطی به مدل اضافه می‌شود، شکل (۱۱). در این سناریو هدف کاربر تمرین‌دهی به عضلات است و اسکلت خارجی فندار در نقش تجهیز تمرینی است. در اینجا شخص سالم است و مانند قبل عضلات گروه آگونیست (خم‌کننده‌ها) تا حداکثر مقدار خود و

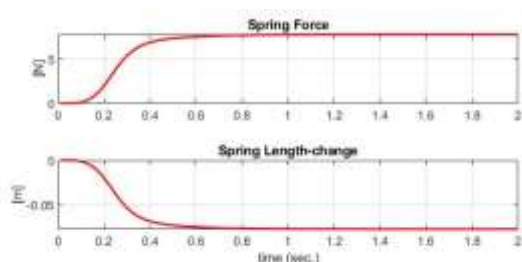
در شکل (۱۵) پاسخ حرکتی و گشتاور کنترلی اسکلت خارجی نشان داده است. همان‌طور که دیده می‌شود زمان برخاست و نشست در حدود ۰/۲ و ۰/۸ ثانیه می‌باشد و گشتاور کنترلی در حالت پایا مقداری حدود ۰/۴ نیوتن-متر دارد.



شکل (۱۴) - توابع تحریک و فعالسازی عضلات - مقاوم فعال

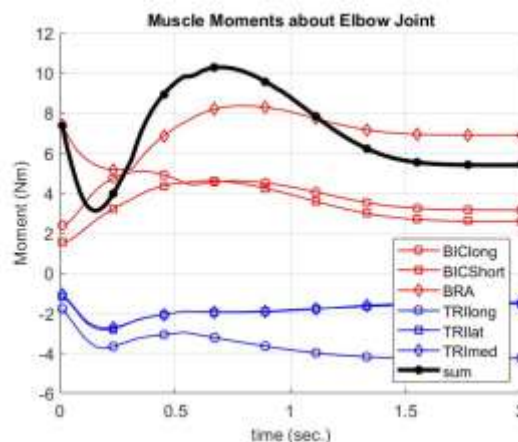


شکل (۱۵) - تحول سینماتیکی زاویه آرنج تحت فنر مقاومتی و همراه با اعمال گشتاور توسط اسکلت خارجی (فعال)



شکل (۱۶) - نیرو و تغییر طول فنر در سناریوی مقاومتی فعال
شکل (۱۶) نیرو و تغییر طول فنر را در حین اجرای حرکت نشان می‌دهد. این نمودارها از بازخوردگیری از نرم‌افزار آپن سیم رسم شده‌اند و به‌نحوی برای اطمینان از عملکرد صحیح فنر بررسی می‌شوند. از تقسیم این دو نمودار برهم، مشابه نمودار پایینی و آبی‌رنگ در شکل (۱۱)، مقدار ثابت ضریب سختی فنر

شکل (۱۳) نیز گشتاورهای عضلانی و گشتاور کل عضلات را برای این شرایط نشان می‌دهد. گشتاور کل در حالت ایستا به حدود ۵/۵ نیوتن-متر رسیده است.



شکل (۱۳) - گشتاورهای عضلانی حول آرنج - مقاومتی و بدون اعمال گشتاور توسط اسکلت خارجی (غیرفعال)

هدف دیگری که در سناریوی مقاومتی می‌توان متصور شد تمرین‌دهی کنترل‌شده به‌منظور توانبخشی به افراد بیمار (مثلاً فلج موضعی پس از سکته) می‌باشد. در این حالت شخص بیمار با تعامل با ربات اسکلت‌خارجی فعال اقدام به فشردن فنر خطی می‌کند. به این ترتیب، برای مثال، می‌توان حداکثر سرعت آرنج را کنترل نمود و یا ربات با اعمال گشتاور معاونتی یا مقاومتی، در یک وضعیت معین، مثلاً در زاویه ۹۰ درجه، شخص را وادار به فعالیت عضلانی می‌کند.

برای اجرای یک مثال شبیه‌سازی‌شده از سناریوی مقاومتی با اسکلت‌خارجی فعال، فرض کنیم شخصی با عضلات ناتوان قادر به تحریک ۳۰٪ عضلات گروه آگونیسست در خم کردن آرنج است که طی آن عضلات گروه آنتاگونیست نیز به میزان ۱۰٪ تحریک می‌شوند. فنر نیز همان مشخصات مذکور قبل را دارد. آنگاه با اعمال گشتاور توسط ربات اسکلت‌خارجی سعی می‌شود شخص کاربر زاویه آرنج خود را روی وضعیت ۹۰ درجه ثابت نگه دارد. ضرائب بهره کنترلی مطابق جدول (۶) و با سعی وخطا انتخاب شده‌اند، به‌نحوی که ربات در حالت پایا نقش حداقلی در حفظ حرکت تمرینی داشته باشد.

جدول (۶) - بهره‌های کنترل PID - سناریوی مقاومتی فعال

K_D	K_I	K_P
۲/۵	۱/۵	۵

در شکل (۱۴) الگوی تحریکی و فعالسازی عضلات در سناریوی مقاومتی فعال شبیه‌سازی‌شده نشان داده شده است.

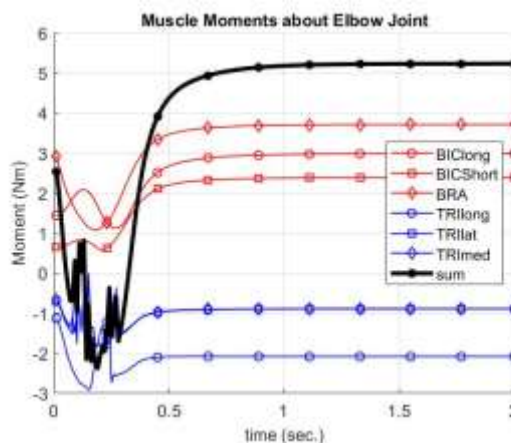
که بسته به کنترلی که روی آن می‌شد نقش معاونتی-مقاومتی در اجرای حرکت می‌گرفت در نرم‌افزار آپن‌سیم توسعه داده شد. از سوی دیگر برای شبیه‌سازی این سیستم تعاملی نیازمند محاسبه و ارسال ورودی‌های کنترلی بود که برای این منظور از ارتباط نرم‌افزاری بین آپن‌سیم و متلب با واسط برنامه‌نویسی آن بهره گرفته شد. بدینسان توانستیم سناریوهای حرکتی متفاوتی را با تعریف توابع تحریک عصبی و متعاقباً فعالسازی عضلانی و اعمال آن به مدل اسکلتی عضلانی تولید کنیم. در این سناریوها شرایط آمادگی عضلانی و بارهای مقاوم متفاوت بود و در هر یک ربات اسکلت خارجی با اعمال گشتاور محاسبه‌شده مطابق قانون کنترل PID در اجرای حرکت مشارکت می‌نمود. نتایج متعدد از شبیه‌سازی‌های مختلفی که صورت گرفت درستی و کارآمدی مدل ارائه شده را نشان دادند.

با این حال، این مطالعه با چندین محدودیت همراه است. نخست، برای تحریک عضلات از توابع پله استفاده شد که با رفتار زیستی واقعی عضلات تطابق کامل ندارد. در پژوهش‌های آتی، بهره‌گیری از سیگنال‌های ای.ام.جی می‌تواند بازنمایی دقیق‌تری از کنترل عصبی عضلات ارائه دهد. این امر نه تنها به بهبود مدل تحریک عضلانی کمک خواهد کرد، بلکه امکان اعتبارسنجی دقیق‌تر مدل را نیز فراهم می‌آورد. چرا که با مقایسه داده‌های حاصل از سیگنال‌های ای.ام.جی با نتایج شبیه‌سازی، می‌توان صحت عملکرد مدل و دقت پاسخ‌های آن را ارزیابی کرد. علاوه بر این، به دلیل ساده‌سازی‌های اعمال‌شده در مدل تحریک عضلانی و ماهیت غیرخطی مدل آپن‌سیم، ضرایب کنترل‌کننده PID به صورت دستی و از طریق روش سعی و خطا تنظیم شدند. این فرآیند با هدف دستیابی به پاسخی که با محدودیت‌های فیزیولوژیکی سازگار باشد و از سوی دیگر دارای دقت و پایداری لازم در اجرای حرکت باشد صورت گرفت. در مقاله [۱۷] نیز به دلیل پیچیدگی‌های غیرخطی مدل، از روش سعی و خطا برای تنظیم نهایی ضرایب PID بهره برده شده است. در مطالعات آتی، می‌توان از روش‌های بهینه‌سازی عددی مانند الگوریتم ژنتیک برای بهبود دقت و کارایی کنترل‌کننده استفاده کرد.

۷- مراجع

- [1] de Kruif, B.J., Schmidhauser, E., Stadler, K.S. and O'Sullivan, L.W., 2017. Simulation architecture for modelling interaction between user and elbow-articulated exoskeleton. *Journal of Bionic Engineering*, 14(4), pp.706-715.
- [2] Coll Pujals, D., 2017. Simulation of the assistance of an exoskeleton on lower limbs joints using

که برابر با ۱۰۰ نیوتن برمتر گرفته شده بود حاصل می‌شود. شکل (۱۷) نیز گشتاورهای عضلانی و گشتاور کل عضلات را برای سناریوی مقاومتی فعال نشان می‌دهد. گشتاور کل در حالت ایستا به حدود ۵/۲۵ نیوتن-متر رسیده است. نیروی عضلات گروه آنتاگونیست در ابتدای حرکت ناپایداری دارند.



شکل (۱۷) - گشتاورهای عضلانی حول آرنج - مقاومتی و همراه با اعمال گشتاور توسط اسکلت خارجی (فعال)

از مقایسه نتایج بین سناریوهای مقاومتی فعال و غیرفعال ذکر چند نکته حائز اهمیت است. اول اینکه فعالسازی عضلانی گروه آگونیست در حالت غیرفعال، مشابه شکل (۸) حدود ۴۰٪ و در حالت فعال حدود ۱۶٪ است. بنابراین در حالت ایستا و با چشم‌پوشی از تأثیر طول فیبر عضلانی، می‌توان انتظار داشت نیروی عضلانی و به تبع آن مجموع گشتاورهای عضلانی در حالت غیرفعال بیشتر باشد. این انتظار با توجه به این نکته برآورده می‌شود که توجه کنیم بازوی گشتاور نقش اساسی در محاسبه گشتاور عضلانی دارد. بنابراین اگر زاویه ۹۰ درجه را ملاک این مقایسه قرار دهیم، با ملاحظه شکل‌های (۱۲) و (۱۳) پی خواهیم برد که گشتاور عضلانی کل در حالت غیرفعال تقریباً در زمان ۰/۷ ثانیه قابل قیاس با این کمیت در حالت فعال است، که مطابق انتظار مقداری تقریباً برابر ۱۰ نیوتن-متر که دو برابر متناظر آن در حالت فعال است را دارا شده است. دوم آنکه، نیروی فنر در حالت غیرفعال تقریباً ۱۸ نیوتن و در حالت فعال تقریباً ۸ نیوتن است که مطابق انتظار است؛ زیرا در حالت فعال آرنج تا زاویه ۹۰ درجه خم شده و بنابراین فنر مقدار کمتری فشرده می‌شود و به تبع نیروی مقاوم کمتری نیز تولید می‌کند.

۶- نتیجه‌گیری

هدف از این پژوهش، توسعه مدل‌سازی‌های اسکلتی عضلانی برای تعامل انسان و ربات بود. بر این اساس یک بستر تعاملی شامل مدل اسکلتی عضلانی بازو و ساعد به همراه ربات اسکلت خارجی



- pattern in the presence of actuator saturation. *Isa Transactions*, 126, pp.513-532.
- [15] Pinheiro, W.C., Furlan, P.B. and Menegaldo, L.L., 2020, October. Nonlinear Closed-Loop Control of an OpenSim Wrist Model: Tuning Using Genetic Algorithm. In *Brazilian Congress on Biomedical Engineering* (pp. 485-489). Cham: Springer International Publishing.
- [16] Khamar, M., Edrisi, M. and Zahiri, M., 2019. Human-exoskeleton control simulation, kinetic and kinematic modeling and parameters extraction. *MethodsX*, 6, pp.1838-1846.
- [17] Pinheiro, W.C., de Castro, M.C.F. and Menegaldo, L.L., 2019. Design of MATLAB/OpenSim elbow flexion angular setpoint controller. In *XXVI Brazilian Congress on Biomedical Engineering: CBEB 2018, Armação de Buzios, RJ, Brazil, 21-25 October 2018 (Vol. 1)* (pp. 167-174). Springer Singapore.
- [18] Pinheiro, W.C., de Castro, M.C.F. and Menegaldo, L.L., 2019. Linearization of an OpenSim arm model for feedback control design. In *XXVI Brazilian Congress on Biomedical Engineering: CBEB 2018, Armação de Buzios, RJ, Brazil, 21-25 October 2018 (Vol. 1)* (pp. 289-294). Springer Singapore.
- [19] Khamar, M. and Edrisi, M., 2018. Designing a backstepping sliding mode controller for an assistant human knee exoskeleton based on nonlinear disturbance observer. *Mechatronics*, 54, pp.121-132.
- [20] Pineda-Rico, Z., Sanchez de Lucio, J.A., Martinez Lopez, F.J. and Cruz, P., 2016. Design of an exoskeleton for upper limb robot-assisted rehabilitation based on co-simulation. *Journal of Vibroengineering*, 18(5), pp.3269-3278.
- [21] Nguyen, C.H. and Leonessa, A., 2014, May. Control motion of a human arm: A simulation study. In *International Conference of Control, Dynamic Systems, and Robotics*, Ottawa, Ontario, Canada, May (pp. 15-16).
- [۲۲] توماس اوچیدا و اسکات دلپ، (۲۰۲۰). بیومکانیک حرکت: علم ورزش، رباتیک و توانبخشی. ترجمه: سید محمدرضا سید نورانی (۱۴۰۲). تبریز: انتشارات دانشگاه تبریز.
- [23] https://simtk.org/api_docs/opensim/api_docs/
- Opensim (Master's thesis, Universitat Politècnica de Catalunya).
- [3] Xu, D., Zhang, S. and Wei, H., 2015. Virtual musculoskeletal control model with a spindle-like fuzzy algorithm for robotic compliance. *Applied Mathematical Modelling*, 39(12), pp.3265-3279.
- [4] Anam, K. and Al-Jumaily, A.A., 2012. Active exoskeleton control systems: State of the art. *Procedia Engineering*, 41, pp.988-994.
- [5] Yang, C.J., Zhang, J.F., Chen, Y., Dong, Y.M. and Zhang, Y., 2008. A review of exoskeleton-type systems and their key technologies. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*, 222(8), pp.1599-1612.
- [6] Pons, J.L., 2008. Wearable robots: biomechatronic exoskeletons. John Wiley & Sons.
- [7] Seth, A., Hicks, J.L., Uchida, T.K., Habib, A., Dembia, C.L., Dunne, J.J., Ong, C.F., DeMers, M.S., Rajagopal, A., Millard, M. and Hamner, S.R., 2018. OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *PLoS computational biology*, 14(7), p.e1006223.
- [8] Xu, T., Liang, Y., Feng, L., Liu, L., Yeung, E., He, R., To, M. and Hu, Y., 2025. Personalizing muscle tendon parameters of cerebral palsy patient's digital model. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*.
- [9] Pinheiro, W.C., Ferraz, H.B., Castro, M.C.F. and Menegaldo, L.L., 2024. An OpenSim-based closed-loop biomechanical wrist model for subject-specific pathological tremor simulation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*.
- [10] Sayyed Noorani, M., PourAfshar, M., Abedpour, N. (2023). 'Force estimation on the knee flexor/extensor muscles based on EMG signal and OpenSim aided forward dynamics simulation', *Iranian Journal of Biomedical Engineering*, 17(3), pp. 11-20. [in Persian] doi: 10.22041/ijbme.2024.2026313.1896.
- [11] Hosseini-Zahraei, S., Tali, M.S., Saberi, M.H., Kardan, I. and Akbarzadeh, A., 2022, November. A Simple OpenSim-Simulink Interface for Cascaded Zero-Force Control of Human-Robot Interaction in a Hip Exoskeleton Robot. In *2022 10th RSI International Conference on Robotics and Mechatronics (ICRoM)* (pp. 55-60). IEEE.
- [12] Sambhav, R., Jena, S., Chatterjee, A., Roy, S., Bhasin, S., Santapuri, S., Kumar, L. and Muthukrishnan, S.P., 2023. An integrated dynamic simulation platform for assistive human-robot interaction: application to upper limb exosuit. *Authorea Preprints*.
- [13] Park, S., Caldwell, G.E. and Umberger, B.R., 2022. A direct collocation framework for optimal control simulation of pedaling using OpenSim. *Plos one*, 17(2), p.e0264346.
- [14] Khamar, M., Edrisi, M. and Forghany, S., 2022. Designing a robust controller for a lower limb exoskeleton to treat an individual with crouch gait