

شبیه‌سازی اسکلتی - عضلانی حرکت باز کردن زانو همراه با ربات اسکلت خارجی به کمک

OpenSim

حسام قاسمی برقی

دانش‌آموخته مهندسی پزشکی - بیومکانیک، گروه مهندسی مکترونیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران،
h.ghasemibarghi@gmail.com

سیدمحمد رضا سیدنورانی*

دانشیار، گروه مهندسی مکترونیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران،
آمایشگاه تحقیقاتی توانبخشی رباتیک - گروه پژوهشی مغز و حرکت، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران،
smrs.noorani@tabrizu.ac.ir

شقایق حسن‌زاده خانمیری

دانش‌آموخته مهندسی پزشکی - بیومکانیک، گروه مهندسی مکترونیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران،
shagayegh.hassanzadeh@gmail.com

چکیده

ربات‌های اسکلت خارجی برای کاربردهای گوناگونی از جمله توانبخشی، توان‌افزایی انسان و یاری‌رسان حرکتی توسعه یافته‌اند. در این مقاله، یک چارچوب یکپارچه برای شبیه‌سازی اسکلتی-عضلانی اندام انسان و کنترل حلقه‌بسته یک اسکلت خارجی زانو با استفاده از واسط برنامه‌نویسی نرم‌افزار OpenSim و MATLAB ارائه می‌شود. مفصل زانوی اندام تحتانی به‌عنوان بخش هدف انتخاب شده و حرکت زاویه‌ای آن در سه فعالیت مختلف کنترل می‌گردد. زاویه زانو به‌صورت حلقه‌بسته و با استفاده از بازخورد حرکت مفصل کنترل می‌شود. در شبیه‌سازی پیشنهادی، عضلات اندام تحتانی به‌طور فعال در ایجاد حرکت مشارکت دارند و حرکت حاصل، نتیجه اثر هم‌زمان گشتاور کنترلی اسکلت خارجی و نیروهای عضلانی است. سیگنال‌های کنترلی در محیط MATLAB محاسبه شده و نرم‌افزار OpenSim برای حل دینامیک اسکلتی-عضلانی، اجرای شبیه‌سازی‌ها و ارائه داده‌های بازخوردی مورد استفاده قرار می‌گیرد. نتایج شبیه‌سازی کارایی بستر پیشنهادی را برای مدل‌سازی و کنترل تعامل انسان-ربات نشان می‌دهد.

واژه‌های کلیدی: خم کردن زانو، ربات اسکلت خارجی، شبیه‌سازی اسکلتی-عضلانی، واسط برنامه‌نویسی MATLAB، نرم‌افزار OpenSim.

Musculoskeletal simulations of knee extension movement with exoskeleton robot using OpenSim

H. Ghasemi Barghi

Department of Mechatronics Eng., University of Tabriz, Tabriz, Iran

M. R. S. Noorani

Department of Mechatronics Engineering, Rehabilitation Robotics Research Lab., University of Tabriz, Tabriz, Iran

Sh. Hassanzadeh Kh.

Department of Mechatronics Eng., University of Tabriz, Tabriz, Iran

Abstract

Exoskeleton robots have been developed for various applications, including rehabilitation, human empowerment, and mobility assistance. This paper presents an integrated framework for musculoskeletal simulation of a human limb and closed-loop control of a knee exoskeleton using the OpenSim-MATLAB interface. The knee joint of the lower limb is selected as the target body segment, and its angular motion is controlled during three different activities. The knee angle is controlled in a closed-loop manner using feedback from joint motion. In the proposed simulation, lower-limb muscles actively contribute to movement, and the resulting motion emerges from the combined effects of exoskeleton control torque and muscle forces. Control inputs are computed in MATLAB, while OpenSim is used to solve the musculoskeletal dynamics, execute the simulations, and provide feedback data. Simulation results demonstrate the effectiveness of the proposed platform for modeling and controlling human-robot interaction.

Keywords: Knee flexion, Exoskeleton Robot, Musculoskeletal Model, OpenSim/MATLAB API.

۱- مقدمه

پوشیدنی است که با شکل و عملکرد بدن انسان مطابقت دارد [۴]. ربات اسکلت خارجی، نوعی سیستم تعاملی انسان و ماشین است، به‌گونه‌ای که هوش انسان و قدرت ماشین را در خود تجمیع کرده است، عملکردی که هیچ‌کدام به‌تنهایی نمی‌توانند در چنین سطح بالایی به آن دست پیدا کنند [۵]. در حالت ایده‌آل، اسکلت خارجی نباید هیچ محدودیتی روی حرکت طبیعی انسان ایجاد کند. ولی عدم سازگاری سینماتیکی میان مفاصل انسان و ربات سبب ظاهر شدن 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 OpenSim یکی از شناخته‌شده‌ترین شبیه‌سازهای نرم‌افزاری سیستم اسکلتی-عضلانی

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 پزشک انجام می‌گیرد [۲]. به‌علاوه، 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 به‌طور مستقیم، بر کیفیت زندگی آنها تأثیر می‌گذارند [۳]. در میان انواع ربات‌های توانبخشی، می‌توان از اسکلت‌های خارجی نام برد. اسکلت خارجی یک ساختار الکترومکانیکی

* نویسنده مکاتبه کننده، آدرس پست الکترونیکی: smrs.noorani@tabrizu.ac.ir

تاریخ دریافت: ۱۴۰۳/۰۴

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۳/۰۵

می‌باشد [۲]. نرم‌افزار OpenSim براساس مدل‌های اسکلتی-عضلانی توسعه یافته و داده‌های آزمایشگاهی شبیه‌سازی حرکتی ارائه می‌دهد که می‌توان از آن، برای مثال، در پیش‌بینی نتیجه اصلاح حرکتی در جراحی‌های ارتوپدی و یا طراحی سیستم‌های تعاملی انسان-ربات استفاده نمود [۷]. واسط برنامه‌نویسی کاربردی OpenSim امکان ارتباط و تبادل داده برخط میان این نرم‌افزار و MATLAB را فراهم می‌آورد. این قابلیت، دامنه کاربرد OpenSim را به شدت گسترش می‌دهد و امکاناتی نظیر طراحی‌های پارامتری، بهینه‌سازی، پردازش سیگنال‌های زیستی و کنترل بلادرنگ ادوات الکترومکانیکی مانند ربات‌های اسکلت خارجی را میسر می‌سازد.

حسن‌زاده و سیدنورانی در سال ۲۰۲۲، با بهره‌گیری از واسط برنامه‌نویسی OpenSim، مدل یکپارچه زیستی و اسکلت خارجی برای حرکت آرنج ایجاد کردند [۸]. سیدنورانی و همکاران در سال ۲۰۲۴، با بهره‌گیری از واسط برنامه‌نویسی کاربردی MATLAB-OpenSim، یک مدل اسکلتی-عضلانی اندام تحتانی در وضعیت نشسته ایجاد کرده و با ترکیب سیگنال‌های الکترومایوگرافی و گونیامتری، به تخمین نیروهای عضلات منتخب ران در شبیه‌سازی دینامیک زانو پرداختند [۹]. همچنین حسن‌زاده و سیدنورانی در سال ۲۰۲۵، شبیه‌سازی و کنترل حرکت آرنج با اسکلت خارجی را در قالب همین واسط برنامه‌نویسی توسعه داده و بر کنترل حرکت مفصل تمرکز کردند [۱۰].

حسینی‌زهرايي و همکاران (۲۰۲۲) با ایجاد ارتباط بین OpenSim و Simulink، یک چارچوب برنامه‌نویسی برای بررسی کنترل نیرو-صفر ارائه کردند. آن‌ها با توسعه هم‌زمان مدل اسکلتی انسان و مدل CAD^۱ اسکلت خارجی مفصل ران، امکان تنظیم نیروهای تعامل انسان-ربات را در یک محیط کنترلی فراهم ساختند [۱۱]. به‌طور مشابه، سامهاو و همکاران در سال ۲۰۲۲، یک بستر شبیه‌سازی مبتنی بر رابط MATLAB-OpenSim ارائه دادند که از الگوریتم کنترل ماهیچه‌ای محاسبه‌شده^۲ (CMC) استفاده می‌کرد و نشان داد ترکیب این کنترل‌کننده با جبران‌ساز گرانشی می‌تواند گشتاورهای فیزیولوژیکی عضلات را کاهش دهد [۱۲].

از منظر کنترل بهینه و شبیه‌سازی حرکت‌های پیچیده، پارک و همکاران در سال ۲۰۲۲، یک چارچوب تجمیع مستقیم^۳ (DC)، برای شبیه‌سازی راکب‌زدن انسان تحت کنترل بهینه در OpenSim توسعه دادند که در آن، مدل دوبعدی دوچرخه‌سوار با الگوریتم‌های کنترلی پیاده‌سازی شده در MATLAB یکپارچه شده بود [۱۳]. در حوزه مدل‌سازی فردمحور، هو و همکاران در سال ۲۰۲۵، پارامترهای عضله-تاندون را در مدل‌های دیجیتال عصبی-عضلانی اسکلتی بیماران فلج مغزی شخصی‌سازی کردند و با استفاده از واسط برنامه‌نویسی کاربردی MATLAB-OpenSim، روابط بین طول فیبر عضلانی، زاویه پره‌شدگی و زاویه زانو را شبیه‌سازی نمودند که به بهبود دقت مدل‌های بالینی انجامید [۱۴].

در زمینه کنترل حرکات بیماران فلج مغزی، خمر و همکاران در سال ۲۰۲۱، یک روش کنترل چندورودی-چندخروجی برای راه‌رفتن

خمیده نوجوانان مبتلا به فلج مغزی ارائه کردند که عملکرد آن با استفاده از واسط برنامه‌نویسی OpenSim ارزیابی شد [۱۵]. پیش از آن، خمر و همکاران در سال ۲۰۱۹، با اتصال مدل اندام تحتانی توسعه یافته در OpenSim به محیط سیمولینک، اثرات اسکلت خارجی بر بدن کاربر را شبیه‌سازی کرده بودند [۱۶]. همچنین خمر و همکاران در سال ۲۰۱۸، با یکپارچه‌سازی مدل اسکلت خارجی زانو و مدل اسکلتی پا در OpenSim، یک کنترل‌کننده مقاوم مبتنی بر پس‌گام و مد لغزشی همراه با رویکرد اختلال غیرخطی برای کنترل حرکت مفصل زانو ارائه دادند [۱۷].

پین‌هریو و همکاران در سال‌های ۲۰۱۹ تا ۲۰۲۴ نقش قابل‌توجهی در توسعه شبیه‌سازی‌های حلقه‌بسته اسکلتی-عضلانی ایفا کرده‌اند. پین‌هریو و همکاران در سال ۲۰۱۹، کنترل‌کننده بازخورد حالت و کنترل‌کننده تناسبی-انتگرالی-مشتقی بهینه را طراحی و عملکرد آنها را برای تنظیم موقعیت آرنج با بهره‌گیری از رابط برنامه‌نویسی MATLAB-OpenSim و اجرای شبیه‌سازی‌های دینامیک رو به جلو بررسی کردند [۱۸]. نقش مهمی در توسعه شبیه‌سازی‌های حلقه‌بسته اسکلتی-عضلانی ایفا کردند. آن‌ها در سال ۲۰۱۹ کنترل‌کننده بازخورد حالت و کنترل‌کننده تناسبی-انتگرالی-مشتقی بهینه را طراحی و عملکرد آنها را برای تنظیم موقعیت آرنج با بهره‌گیری از رابط برنامه‌نویسی MATLAB-OpenSim و اجرای شبیه‌سازی‌های دینامیک رو به جلو بررسی کردند [۱۸]. علاوه، با به‌کارگیری روش متغیر ابزاری بازگشتی، دینامیک‌های فعال‌سازی و انقباض عضله دوسر بازویی را با دقت بالا مدل‌سازی نمودند [۱۹]. در ادامه، پین‌هریو و همکاران در سال ۲۰۲۰، یک کنترل‌کننده مبتنی بر الگوریتم ژنتیک برای شبیه‌سازی حلقه‌بسته مچ دست طراحی کردند [۲۰] و در سال ۲۰۲۴ نیز یک مدل بیومکانیکی دو درجه آزادی مچ دست با کنترل‌کننده فیزیولوژیکی حلقه‌بسته برای شبیه‌سازی لرزش‌های پاتولوژیک بیماران پارکینسون و لرزش اساسی ارائه دادند [۲۱].

در زمینه طراحی اسکلت خارجی، پیندا-ریکو و همکاران در سال ۲۰۱۶، یک اسکلت خارجی ۸ درجه آزادی برای بازوی انسان طراحی و با مدل اسکلتی اندام فوقانی OpenSim یکپارچه کردند و مسیرهای حرکتی مفصل را با استفاده از برنامه‌ریزی پویا در MATLAB محاسبه نمودند [۲۲]. از منظر زیرساخت‌های نرم‌افزاری، منصوری و همکاران در سال ۲۰۱۲، با توسعه یکی از نخستین رابط‌های جامع بین Simulink/MATLAB و OpenSim، امکان شبیه‌سازی دینامیک حرکات انسانی در حالت‌های حلقه‌باز و حلقه‌بسته را فراهم کردند و با افزودن کنترل بازخوردی، محدودیت‌های ابزارهای استاندارد OpenSim را کاهش دادند [۲۳].

بررسی پیشینه پژوهش نشان می‌دهد که شبیه‌سازی‌های اسکلتی-عضلانی با استفاده از OpenSim و ارتباط آن با MATLAB، به‌ویژه برای کنترل حرکت اندام‌ها یا اسکلت‌های خارجی متصل، در سال‌های اخیر مورد توجه بوده است. با این حال، در حد دانش نویسندگان هیچ موردی یافت نشد که در شبیه‌سازی حرکتی آن مدل اسکلتی-عضلانی و اسکلت خارجی متصل به آن هر دو فعال و دارای ورودی کنترل‌شده باشند، یعنی طی آن هم عضلات مدل اسکلتی-عضلانی اندام بدنی و هم محرکه‌های ربات اسکلت خارجی در یک مدل یکپارچه تحریک و

¹ Computer-Aided Design

² Computed Muscle Control

³ Direct Collocation

۲- مدل اسکلتی-عضلانی و اسکلت خارجی

مدل اسکلتی-عضلانی منتخب در این پژوهش مدل leg39 از مجموعه مدل‌های آماده در نرم‌افزار OpenSim است که مدلی شامل پای راست با ۳ درجه آزادی و ۹ عضله اصلی پایین تنه می‌شود (علت این نامگذاری، وجود ۳ درجه آزادی و ۹ عضله فعال در این مدل است). مطابق شکل ۱، این مدل در وضعیت نشسته پیکره‌بندی می‌شود و در آن مفاصل لگن و مچ فقل شده و در آن تنها یک درجه آزادی زانو باقی گذاشته می‌شود.

از آنجا که در این مطالعه بازشدن زانو مورد توجه قرار می‌گیرد، لذا از مجموعه عضلات موجود در مدل، تنها ۳ عضله اصلی فعال می‌شوند: راست‌رانی و پهن میانی (به‌نماینده‌ای از هر سه عضله پهن) به‌عنوان بازکننده‌های زانو و عضله دوسر رانی سربلند، به‌عنوان نماینده‌ای از مجموعه عضلات پشت ران که اگرچه خم‌کننده محسوب می‌شوند ولی در پایداری حرکت بازشدن زانو مشارکت دارند.

مدل یکپارچه اسکلتی-عضلانی و اسکلت خارجی نیز در شکل ۱ نشان داده شده است. همچنان‌که در این شکل دیده می‌شود رابط‌های ربات به‌طور موازی با استخوان‌های ران و ساق با قید کامل به‌طور یکپارچه (weld Joint) به مدل اسکلتی-عضلانی متصل (ثابت) شده‌اند و اتصال آنها با اندکی فاصله هم‌محور با مفصل زانو هستند، طوری‌که با دوران هر یک، آن دیگری نیز دورانی آزاد و هم‌اندازه خواهد داشت. مشخصات مکانیکی اسکلت خارجی و اندام‌ها در جدول ۱ داده شده است.

جدول ۱- مشخصه‌های مکانیکی رابط‌ها و اندام‌ها

عضو مدل	جرم (kg)	طول (cm)	گشتاورهای اینرسی (kg m ²)
استخوان ران	۸/۵	۵۰	(۰/۰۴۴، ۰/۱۷۰، ۰/۱۷۹)
استخوان‌های ساق و پا	۶/۰	۴۰	(۰/۱، ۰/۰۰۸، ۰/۱)
رابط بالایی ربات	۲/۰	۵۰	(۰/۰۳۳، ۰/۰۰۱۶، ۰/۰۳۳)
رابط پایینی ربات	۱/۰	۴۰	(۰/۰۱۳، ۰/۰۰۰۵، ۰/۰۱۳)

نیروی عضلانی در نرم‌افزار OpenSim بر اساس «مدل هیل» محاسبه می‌شود. مطابق شکل ۳، مدل هیل شامل دو بخش فیبر عضلانی و تاندون می‌شود که در آن فیبر عضلانی تحت زاویه‌ای موسوم به زاویه پره‌شدگی به تاندون متصل می‌گردد [۹-۱۰]. بخش فیبر عضلانی خود شامل دو عنصر فعال و غیرفعال می‌شود که اولی مسئول تولید نیروی انقباضی عضلانی و دومی مربوط به نیروی واکنشی ناشی از کشیدگی بافت‌های همبند و پروتئین تیتان در هنگام تطویل عضله می‌باشد [۱۰]. بر اساس مدل هیل نیروی عضلانی تولیدی در عنصر فعال حاصل ضرب میزان فعال‌سازی عضله، a ، دینامیک نیروی فعال-طول فیبر عضلانی، $f^L(\tilde{l}^M)$ و دینامیک نیروی فعال-سرعت انقباض عضله، $f^V(\dot{\tilde{l}}^M)$ می‌باشد. آنگاه نیروی کل فیبر عضلانی حاصل جمع نیروهای فعال و غیرفعال، $f^{PE}(\tilde{l}^M)$ ، فیبر عضلانی است و به‌صورت زیر محاسبه می‌گردد [۹-۱۰، ۲۸-۲۹]:

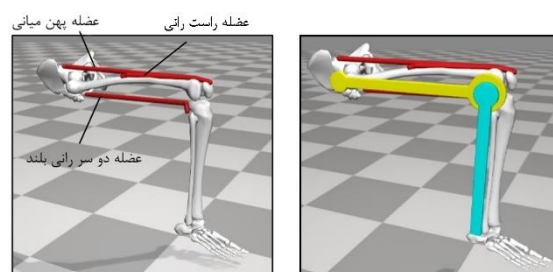
$$F^M = F_0^M [a f^L(\tilde{l}^M) f^V(\dot{\tilde{l}}^M) + f^{PE}(\tilde{l}^M)] \quad (1)$$

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

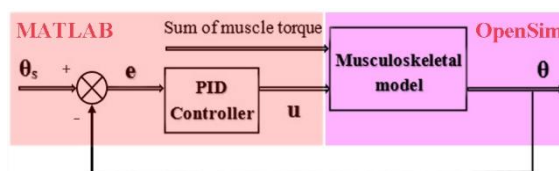
کنترل شده باشد. از این رو در این مقاله به مطالعه این موضوع تحت واسط برنامه‌نویسی کاربردی OpenSim در MATLAB پرداخته می‌شود.

علاوه بر این، در اینجا ۳ سناریوی مختلف تعاملی را بین انسان و ربات اسکلت‌خارجی 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 کمک می‌کند تا وزنه‌ای را که به ساق پای او بسته شده است، بلند کند. در سناریوی سوم تلاش می‌شود که پا در وضعیت افقی ثابت باقی بماند. مدل اسکلت‌عضلانی منتخب در هر سه سناریو پای راست انسان در وضعیت نشسته است که مدل آن با ویرایش یکی از مدل‌های پایین‌تنه موجود در نرم‌افزار OpenSim ایجاد می‌شود، شکل ۱. مطابق شکل ۲، برای هر سه سناریوی مذکور، در یک حلقه بسته اطلاعات مربوط به زاویه زانو از OpenSim دریافت شده و به نرم‌افزار MATLAB داده می‌شود تا کنترل‌کننده گشتاور کنترلی ربات اسکلت‌خارجی را متناسب با خطا محاسبه کند و به OpenSim برگرداند تا دینامیک رو به جلو حل شود.

شبیه‌سازی‌ها در حالت نشسته اجرا می‌شود و در آنها چرخش زانو از زاویه ۹۰- درجه تا مقدار مطلوب صفر کنترل می‌شود. در تمام موارد سیگنال‌های محرک عضلات نیز متناسب با سناریوی جاری، در کنار سیگنال کنترلی ربات به نرم‌افزار OpenSim ارسال می‌شود. 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 به‌طور مؤثرتری فراهم می‌کند [۲۴].



شکل ۱- مدل اسکلتی-عضلانی پای راست و مدل یکپارچه آن با اسکلت خارجی



شکل ۲- نمودار حلقه بسته کنترلی بین نرم‌افزارهای OpenSim و MATLAB. زاویه خروجی به صورت پسخوردی با زاویه ورودی مقایسه شده و خطای زاویه به کنترل‌کننده PD منتقل می‌شود.

پیکربندی مدل (با فرمت xml) در نرم افزار notepad++ به مدل اصلی اضافه شد.

در این مرحله، اسکلت خارجی به صورت مجموعه‌ای از بدنه‌های صلب جدید در ساختار مدل تعریف گردید و هیچ المان قید مستقل برای نیرو یا جابجایی اعمال نشد. اتصال ربات به ساختار آناتومیکی بدن از طریق تعریف مفصل‌های از نوع WeldJoint در فایل xml برقرار شد. این مفصل‌ها، اتصال صلب میان رابط‌های اسکلت خارجی و اندام-های صلب آناتومیکی متناظر را تعریف می‌کنند و تمام درجات آزادی نسبی میان آن‌ها را حذف می‌نمایند. به طور خاص، رابط بالایی اسکلت خارجی به استخوان ران و رابط پایینی آن به استخوان درشتنی ساق پا با همین نوع مفصل متصل شده است. این رویکرد، بدون نیاز به اعمال قید حرکتی یا نیروی خارجی در محیط OpenSim، یک مدل یکپارچه دینامیکی ایجاد می‌کند.

در این مدل هیچ اتصال مستقیمی میان اجزای اسکلت خارجی و عضلات در نظر گرفته نشده است و انتقال نیرو از طریق مفاصل آناتومیکی و گشتاورهای ربات انجام می‌شود. از جمله فرضیات اصلی مدل، هم‌محوری محورهای دوران مفاصل اسکلت خارجی و آناتومیکی، اتصال کاملاً صلب بین ساختار ربات و بدن، و صرف‌نظر از تغییر شکل بافت نرم است. همچنین تحریک عضلانی ماهیچه‌های مدل و اعمال گشتاور به مفصل ربات از طریق کدنویسی در نرم افزار MATLAB و ارتباطدهی آن با OpenSim 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 به-عنوان 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 ۴ ورودی شامل، ۳ مورد مربوط به تابع برانگیختگی عصبی و ۱ مورد گشتاور محرک ربات وجود دارد. توابع برانگیختگی عصبی در واقع همان پیام-های عصبی موتوری هستند که موجب فعالسازی عضله می‌شوند. در عمل، این پیام‌ها یا سیگنال‌های فعالسازی عضله توسط الکترومایوگرافی ثبت و تحت عنوان سیگنال‌های ای.ام.جی شناخته می‌شوند.

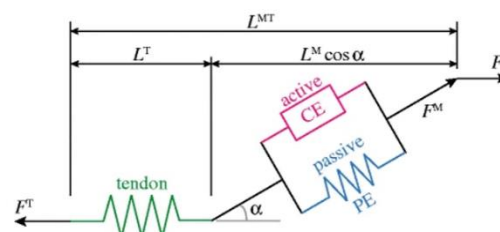
در این مطالعه از سیگنال‌های EMG واقعی برای تحریک عضلات دخیل در مدل اسکلتی عضلانی استفاده نشده است، بلکه عضلات با مقادیر ثابت تحریک می‌شوند که در واقع درصدی از حداکثر فعالسازی عضله هستند. در بازه زمانی انجام شبیه‌سازی (که ۵ ثانیه منظور شده است) هر دو گروه عضلات آگونیست (شامل عضلات پهن و راسترانی) و آنتاگونیست (شامل عضله دوسر رانی) فعالسازی می‌شوند. درصد تحریک هر عضله توسط OpenSim به نیرو تبدیل شده و بر اساس محل اتصال تاندون عضله به استخوان گشتاور مفصل محاسبه شده است. شایان ذکر است اگرچه حرکت موردنظر، بازکردن زانو است و مسئول اجرای آن عضلات آگونیست مذکور هستند، ولی در اغلب حرکات بدن عضلات آنتاگونیست نیز در اجرای یک حرکت همکاری دارند تا ثبات و پایداری مفصل حین حرکت تضمین شود [۲۴].

گشتاور کنترلی مورد نیاز برای هدایت مفصل زانوی اسکلت خارجی به سمت مسیر مرجع، با بهره‌گیری از یک کنترل کننده PID محاسبه

$$F^T = F^M \cos \varphi \quad (2)$$

که در این روابط F_o^M حداکثر نیروی ایزومتریک عضله، و f^L و f^V به ترتیب مقدار بی‌بعدشده نیروی عنصر فعال (برحسب F_o^M) در طول فیبر بی‌بعد، $\tilde{v}^M$ ، و سرعت انقباض بی‌بعد، $\tilde{v}^{PE}$ 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 آناتومیکی-فیزیولوژیکی که در جدول ۲ فهرست شده‌اند، نمایندگی می‌شود. همچنین طول واحد عضله-تاندون عبارت است از حاصل جمع طول تاندون (که تحت دینامیک کشسانی تاندون محاسبه می‌شود) و تصویر طول فیبر بر امتداد تاندون، شکل ۳. 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 $\tilde{v}^{PE}$ برحسب پارامترهای عضله-ویژه l_o^M و v_{max}^M بی‌بعد می‌شوند. مقادیر پارامترهای عضله-ویژه متناظر با هر یک از ۳ عضله موجود در مدل اسکلتی عضلانی leg39 در جدول ۳ فهرست شده‌اند. حداکثر نیروی عضلانی پهن میانی در واقع حاصل جمع نیروی هر سه عضله پهن، و حداکثر نیروی عضلانی دوسر رانی برآیند دو عضله بلندسر و کوتاه‌سر منظور شده است.



شکل ۲- مدل نوع هیل در مدل‌سازی نیروی عضلانی [۹-۱۰]

جدول ۲- پنج پارامتر عضله-ویژه در مدل هیل

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

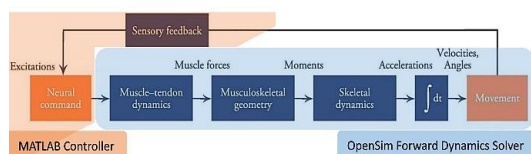
جدول ۳- پارامترهای مدل هیل در عضلات منتخب مدل leg39 که بر

اساس داده های آزمایشگاهی به طور پیش فرض توسط نرم افزار

OpenSim تعریف شده است.

عضله	F_o^M	l_o^M	l_s^T	φ_o
rect_fem	۲۱۷۰	۱۳/۳	۴۶/۱	۵/۰
vas_int	۴۵۳۰	۱۲/۶	۱۳/۶	۳/۰
bifem_lh	۱۵۹۵	۱۲/۸	۳۸/۸	۰/۰

فرآیند مدل‌سازی و یکپارچه‌سازی سیستم اسکلتی-عضلانی انسان و اسکلت خارجی در محیط OpenSim به صورت مرحله‌به‌مرحله انجام شد. ابتدا مدل اسکلتی-عضلانی اندام تحتانی انسان به عنوان مدل پایه انتخاب گردید. سپس مدل مکانیکی اسکلت خارجی که پیش‌تر در نرم‌افزار SolidWorks طراحی شده بود، از طریق ویرایش فایل



شکل ۴- مراحل اجرای دینامیک مستقیم (جلوسو) در نرم افزار OpenSim حین شبیه سازی عصبی-عضلانی-اسکلتی حلقه بسته [۱۰]

۴- سناریوی های حرکتی

تعامل کاربر و ربات اسکلت خارجی در قالب ۳ سناریوی حرکتی تعریف و با شبیه سازی مدل یکپارچه مفروض کنترل می گردید. این سه را به ترتیب کمک حرکتی، توان افزایی و مقاومتی نام گذاری می نماییم. در دو سناریو اول ربات اسکلت خارجی نقش یاری رسانی یا معاونتی دارد و به کاربر کمک می کند تا یک حرکت مورد نظر 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 ضعف عضلانی قادر به انجام حرکت مطلوب خود نیست، که در اینجا ربات نقش کمک حرکتی دارد. دوم آنکه کاربر خواهان غلبه بر بار اضافی است که مثلاً به ساقی پا متصل است و نقش ربات کمک کردن به شخص برای بلند کردن آن وزنه یا همان توان افزایی خواهد بود. در اولی (کمک حرکتی) عضلات موجود در مدل اسکلتی-عضلانی با شدتی کمتر از حد طبیعی خود برانگیخته می شوند تا به این ترتیب ضعف عضلانی کاربر در نظر گرفته شده باشد. در حالت دوم (توان افزایی) فرض شده است که شخص بار ۹ کیلوگرمی را که به طور طبیعی قادر به بلند کردن آن نیست، بتواند به کمک ربات راحت تر بلند کند. در سناریوی مقاومتی هدف تمرین دهی و ورزشی عضلات است. برای این منظور، پا در مرحله نخست با اعمال نیروی خارجی (تکیه گاه) در وضعیت افقی قرار داده می شود. سپس این نیروی خارجی ناگهان حذف می شود و در شرایطی که شخص نمی تواند بیشتر از ۹٪ عضلات خود را فعال کند، ربات گشتاور لازم برای نگهداری زاویه زانو در حالت افقی را تامین می کند.

۵- نتایج و بحث

۵-۱- سناریوی کمک حرکتی

در این سناریوی حرکتی شخص کاربر دارای ضعف عضلانی فرض شده است و از این رو عضلات بازکننده با ۹٪ حداکثر ظرفیت آنها تحریک شده است و عضله آنتاگونیست نیز در حدود یک سوم این مقدار برانگیخته می شود. این نکته حائز توجه است که در واقع تحریک عصبی کامل صورت می گیرد و آنچه در شبیه سازی به صورت کسری از ظرفیت نیروی انقباضی عضله منظور می شود همان فعال سازی عضلانی است. اما از آنجاکه در شبیه سازی عضلات سالم مفروض گرفته می شوند، بنابراین عملکرد واقعی عضله ناتوان به عنوان تحریک عصبی داده می شود.

البته در شبیه سازی نیز بین تحریک عصبی و فعال سازی عضلانی تمایز وجود دارد. در واقع دینامیک فعال سازی است که این دو را به هم ارتباط می دهد. دینامیک فعال سازی یک معادله دیفرانسیل مرتبه اول با ساختار خطی و پارامترهای متغیر با زمان است که در آن ثابت زمانی دی پلاریزاسیون (واقطیش) و ری پلاریزاسیون (قطبش مجدد) غشای فیبر عضلانی متفاوت گرفته می شود [۲۴]. با این حال به دلیل آنکه

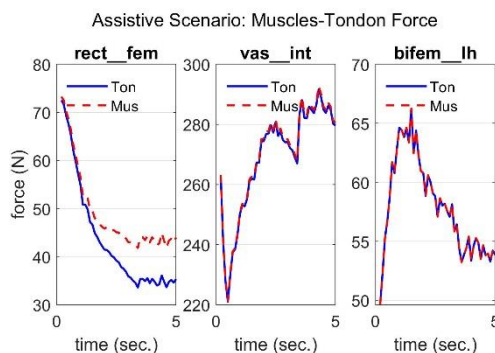
می شود. این کنترل کننده، بر اساس خطای موقعیت (اختلاف) بین مسیر مطلوب سینماتیکی و موقعیت اندازه گیری شده مفصل عمل می کند. گشتاور کنترلی نهایی، پس از اعمال محدودیت بیشینه برای جلوگیری از اعمال مقادیر غیر فیزیکی، به سیستم اعمال می گردد. ضرایب کنترل کننده PID از طریق فرآیند تنظیم آزمون و خطا بهینه سازی شده اند تا پایداری و پاسخ دهی مورد نظر در شبیه سازی حاصل شود.

اجرای شبیه سازی با تقسیم زمان کل به زیر بازه های جزئی و تبادل متوالی داده های ورودی و خروجی در زیر بازه های جزئی بین دو نرم افزار OpenSim و MATLAB صورت می گیرد. مطابق شکل ۲، در هر گام زمانی OpenSim شرایط اولیه مدل اسکلتی-عضلانی (زاویه و سرعت مفصل زانو در آن لحظه) را همراه با دامنه تحریک عضلات و مقدار گشتاور ربات که باید به زانو اعمال کند، از نرم افزار MATLAB دریافت می کند و با حل دینامیک مستقیم شرایط انتهایی مدل (زاویه و سرعت مفصل زانو در انتهای گام) را به نرم افزار MATLAB ارسال می کند. بر اساس قانون کنترلی کد نویسی شده در نرم افزار MATLAB، گشتاور کنترلی اسکلت خارجی برای گام بعدی محاسبه شده و همراه با مقادیر تحریک عضلانی به نرم افزار OpenSim ارسال می شود. بنابراین گشتاور کنترلی ربات اسکلت خارجی بر اساس یک قانون کنترل پس خورده محاسبه می شود، در حالی که تحریک های عضلانی بر اساس مقادیر ثابت از پیش تعیین شده، متناسب با وظیفه کاری مفروض، اعمال می شوند.

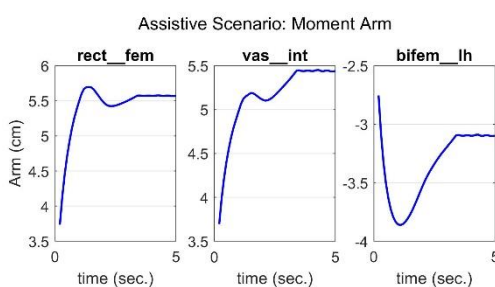
نکته دیگر آنکه، مقدار گشتاور محاسبه شده توسط کنترل کننده در هر گام زمانی ثابت در نظر گرفته می شود، و نرم افزار OpenSim مسئله دینامیک مستقیم را در هر گام زمانی به طور مستقل و بر اساس شرایط اولیه و ورودی های دریافتی متناظر با آن گام حل نموده و پاسخ حرکتی مدل تعاملی را تحویل می دهد؛ شرایط اولیه هر گام، شرایط نهایی گام قبلی آن است. در تمامی اجراها زمان کل ۵ ثانیه و گام های زمانی ۰/۰۱ ثانیه بوده اند.

هدف از طراحی کنترل گر در این مقاله رساندن زاویه زانو به مقدار ثابت صفر است (در حالت باز شدگی کامل). لذا از یک کنترل گر خطی ساده موسوم به PD استفاده کرده و به نتیجه مطلوب خود رسیده ایم. بدین ترتیب اطلاعات زاویه و سرعت دوران در هر گام از شبیه ساز گرفته می شود و با محاسبه خطا، عمل کنترلی متناسب با خطا اعمال می شود. مقادیر سیگنال های تحریک فعال سازی برای عضلات به گونه ای در نظر گرفته شده است که برای رسیدن زاویه مفصل به مقدار مورد نیاز کافی نباشد و حداکثر ۶ N.m گشتاور برای کنترل زاویه زانو کافی باشد.

شایان ذکر است مطابق شکل ۴ مراحل دینامیک مستقیم به ترتیب شامل دینامیک فعال سازی، دینامیک انقباض عضله و انتقال نیرو تاندون (مطابق با مدل هیل)، ملاحظه هندسه اسکلتی-عضلانی برای محاسبه گشتاور مفصلی کل (به ازای تمامی عضلات)، اعمال قوانین حرکت و انتگرال گیری از آنها برای محاسبه سرعت و جابجایی مفصلی می شود.



شکل ۷- نیروی تاندون و نیروی عضله در سناریوی کمک حرکتی



شکل ۸- تغییرات بازوی گشتاور عضلات فعال در سناریوی کمک حرکتی

باید توجه داشت که نیروی ایجادشده در عضله، که از ترکیب نیروهای فعال و غیرفعال فیبرهای عضلانی به دست می آید، با نیرویی که از طریق تاندون به استخوان منتقل می شود، تفاوت دارد. این تفاوت به زاویه پره‌گی مربوط می شود که در رابطه (۲) بیان شده است. جایی که زاویه پره‌گی کوچک باشد این دو نیرو تقریباً بر هم منطبق‌اند و اگر مقدار این زاویه در طول انقباض عضلانی افزایش یابد، اختلاف بین نیروی عضلانی و نیروی تاندون نیز افزایش می یابد. با رجوع به جدول ۳ ملاحظه می شود زاویه پره‌گی عضله راست رانی در طول فیبر بهینه به نسبت بزرگ است و در فرآیند انقباض بزرگتر نیز می شود. بنابراین اختلافی که بین نیروهای عضلانی و تاندون این عضله دیده می شود را می توان به زاویه پره‌گی آن نسبت داد.

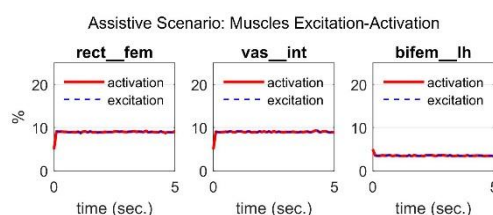
نکته دیگری که باید به آن اشاره کرد آن است که گشتاور عضلات راست رانی و دوسر رانی تقریباً با هم برابر هستند و از این رو گشتاور کل نیز تقریباً برابر با گشتاور عضله پهن شده است. به علاوه مقدار گشتاور این دو عضله در حتی پیش از رسیدن زاویه زانو به مقدار پایای خود تقریباً یکنواخت است. این رفتار ناشی از حاصل ضرب نیروی عضلانی و بازوی گشتاور است. به طوری که با ملاحظه شکل های ۷ و ۸ متوجه می شویم در موضعی که نیرو مقدار زیادی داشته است، بازوی گشتاور کوچک بوده است و بالعکس. بنابراین حاصل ضرب این دو حتی قبل از رسیدن به حالت پایا تقریباً یکنواخت بوده است.

در شکل ۹ نمودار مربوط به تغییرات زاویه زانو و گشتاور تولید شده توسط کنترل کننده ربات اسکلت خارجی نشان داده شده است. همان طور که دیده می شود هدف کنترلی که رسیدن به حالت افقی (یعنی زاویه صفر) زانو بوده محقق شده است. این خواسته از اعمال گشتاور ترکیبی ربات و سیستم اسکلتی-عضلانی حاصل شده است. گشتاور ربات از مقدار بیشینه خود یعنی ۵ نیوتن-متر فراتر نرفته است

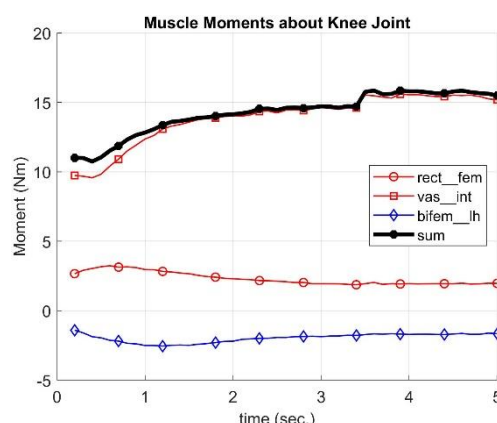
هر دو ثابت زمانی مذکور مقادیری در مقیاس هزارم ثانیه هستند، لذا سیگنال فعال سازی عضلانی سریعاً تحریک عصبی را دنبال می کند و می توان گفت بر هم منطبق هستند. این موضوع را می توان در شکل ۵ ملاحظه نمود. لازم به ذکر است که در اجرای شبیه سازی حلقه بسته برای آنکه در گام های زمانی متوالی، فعال سازی عضلانی هر بار به مقدار پیش فرض اولیه خود (برابر با ۵٪) بازگردان نشود، آخرین مقدار آن در هر گام ذخیره شده و به عنوان مقدار اولیه به گام بعدی داده می شود.

در شکل ۵ سیگنال های تحریک عصبی و فعال سازی عضلانی برای هر یک از سه عضله مفروض در مدل اسکلتی-عضلانی مطابق با سناریوی کمک-حرکتی نشان داده شده است. همچنین به اندازه ۱٪ از دامنه سیگنال تحریک، نویز گاوسی به هر مورد اضافه شده است تا سیگنال های تحریک کمی از حالت یکنواختی کامل درآمده و به طبیعت سیگنال های الکترومایوگرام واقعی نزدیک شوند.

در شکل ۶ گشتاور هر یک از عضلات فعال حول مفصل زانو نمایش داده شده است. این گشتاورها در واقع حاصل ضرب نیروی تاندون در بازوی گشتاور هر عضله می باشد. هر یک از این دو کمیت به ترتیب در شکل های ۷ و ۸ نمایش داده شده اند. همان طور که در شکل ۷ ملاحظه می شود، نیروهای تاندون محاسبه شده نویزی و ناهموار هستند و برای حذف آن در نمودارهای گشتاور از فیلتر باترورت با فرکانس قطع ۸ هرتز استفاده کرده ایم.



شکل ۵- سیگنال های تحریک و فعال سازی عضلات در سناریوی کمک حرکتی

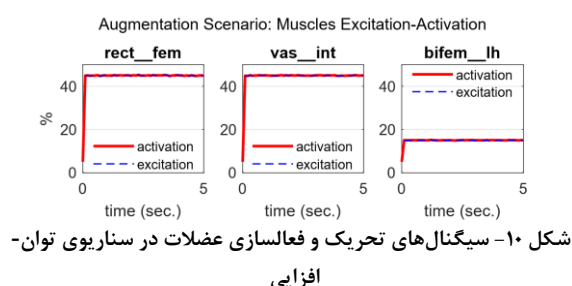


شکل ۶- گشتاور عضلات فعال حول مفصل زانو در سناریوی کمک-حرکتی بدون دخالت کنترل کننده، (گشتاور عضلات آگونئیست قرمز، عضله آنتاگونئیست آبی، و گشتاور کل سیاه)

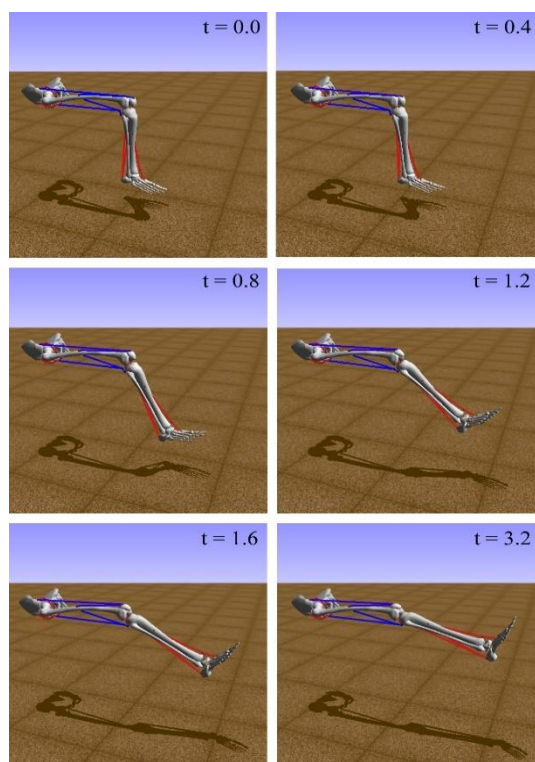
۵-۲- سناریوی توان‌افزایی

در این سناریو فرض می‌شود که باری به وزن ۹ کیلوگرم (با جرم رابط ساق ربات مجموعاً ۱۰ کیلوگرم) بر مرکز جرم ساق ربات اعمال می‌شود و کاربر قصد دارد با کمک ربات قدرت خود را افزایش دهد و زانو را با تلاش کمتری باز کند. به این ترتیب اینرسی دورانی ساق ربات ۱۰ برابر افزایش یافته است، با این حال، مرکز جرم آن تغییر نمی‌کند. برخلاف سناریوی کمک‌حرکتی، در اینجا شخص کاربر سالم است و عضلات او در حد متوسط آنقدری که برای غلبه بر یک بار سبک لازم است تحریک می‌شود. بدین صورت عضلات آگونیست و آنتاگونیست به‌ترتیب تا حد ۴۵٪ و ۱۵٪ فعالسازی می‌شوند، مطابق شکل ۱۰.

ساختار کنترل‌گر و ضرائب بهره آن مشابه سناریوی قبل در نظر گرفته شده است و به این ترتیب حرکت زانو مطابق تصاویر متوالی مصور در شکل ۱۱ باز می‌شود. آنگاه تغییرات زاویه زانو و گشتاور کنترلی ربات اسکلت‌خارجی نیز مطابق شکل ۱۲ خواهد بود. همچنین گشتاور هریک از عضلات فعال در شکل ۱۳ ارائه شده است.



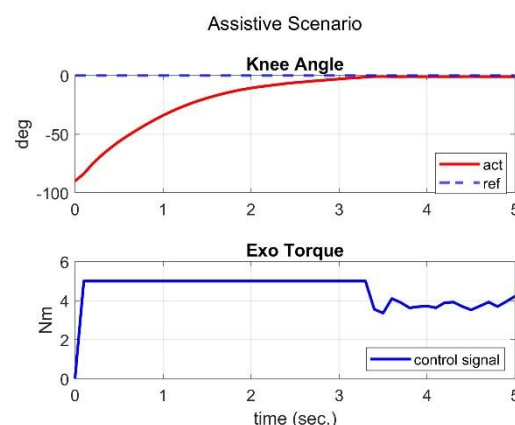
شکل ۱۰- سیگنال‌های تحریک و فعالسازی عضلات در سناریوی توان‌افزایی



شکل ۱۱- تصاویر متوالی از حرکت زانو در سناریوی توان‌افزایی

و پس از رسیدن به زاویه مطلوب، برای حفظ آن در حالت استاتیکی، همچنان اعمال شده است.

گشتاور کنترلی بر اساس قانون تناسبی-مشتقی موسوم به PD 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 ۹ دیده می‌شود این قانون کنترلی توانسته است زاویه زانو را بدون فراجاهش، با زمان درخواست حدود ۰/۷ ثانیه و زمان نشست حدود ۳ ثانیه به‌طور هموار و یکنوا به مقدار مطلوب نهایی برساند. مقادیر بهره کنترلی این قانون با سعی و خطا (طوری‌که بهره تناسبی ثابت بوده و بهره مشتقی به‌طور تدریجی افزوده شد) تعیین شد. بهترین عملکرد سیستم کنترلی زمانی که بهره‌های تناسبی و مشتقی به‌ترتیب برابر با ۲۰۰ و ۱۰ انتخاب شدند به‌دست آمد.

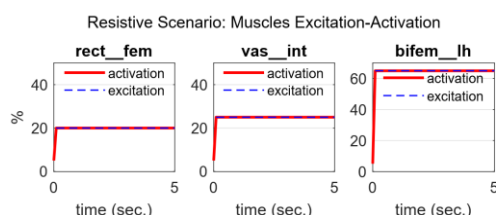


شکل ۹- تغییرات کلی زاویه زانو و گشتاور تولید شده فقط توسط کنترل‌کننده ربات در سناریوی کمک‌حرکتی

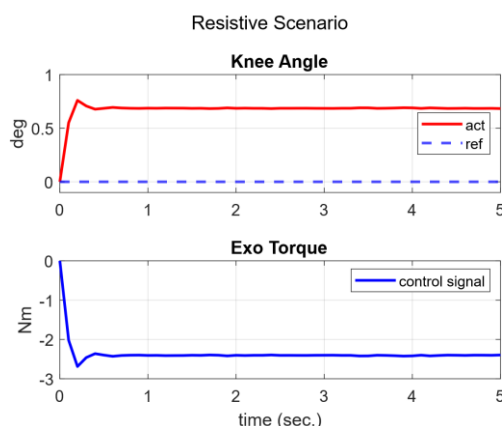
گشتاور کنترلی بر اساس قانون تناسبی-مشتقی موسوم به PD محاسبه و اعمال شده است. این قانون کنترلی خطی، ساده و سریع می‌باشد و عملکرد آن برای هدف مذکور مناسب بوده است. همان‌طور که در شکل ۹ دیده می‌شود این قانون کنترلی توانسته است زاویه زانو را بدون فراجاهش، با زمان درخواست حدود ۰/۷ ثانیه و زمان نشست حدود ۳ ثانیه به‌طور هموار و یکنوا به مقدار مطلوب نهایی برساند. مقادیر بهره کنترلی این قانون با سعی و خطا (طوری‌که بهره تناسبی ثابت بوده و بهره مشتقی به‌طور تدریجی افزوده شد) تعیین شد. بهترین عملکرد سیستم کنترلی زمانی که بهره‌های تناسبی و مشتقی به‌ترتیب برابر با ۲۰۰ و ۱۰ انتخاب شدند به‌دست آمد.

با مقایسه گشتاور تولیدی عضلات و گشتاور اعمالی توسط ربات اسکلت‌خارجی در این سناریو مشخص می‌شود که بخش عمده گشتاور مورد نیاز برای رسیدن به زاویه مرجع توسط سیستم اسکلتی-عضلانی تأمین شده و ربات نقش کمکی ایفا می‌کند. به‌طور متوسط، گشتاور ربات کمتر از حدود یک‌سوم گشتاور کل مورد نیاز مفصل بوده و بیشتر در فاز گذرا برای جبران ضعف عضلانی و بهبود پاسخ دینامیکی سیستم فعال است.

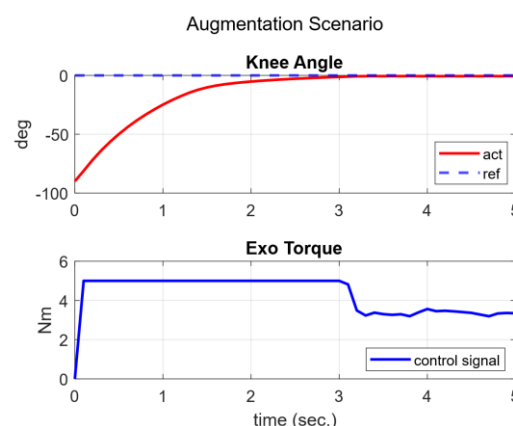
اندک انحراف زاویه زانو به سمت مقادیر مثبت را اصلاح و یا دست کم روی مقدار ثابتی حفظ کند. در شکل ۱۵ نتیجه عملکرد ربات برحسب قانون کنترل PD با ضرائب بهره قبلی مشاهده می شود. زاویه زانو روی عددی بین نیم و یک درجه ثابت مانده است. این مقدار در واقع خطای حالت پایای کنترل گر محسوب می شود. برای کاهش و حذف این مقدار، ساختار کنترل گر را با افزودن جمله انتگرالی به صورت PID تغییر داده و به این صورت عملکرد کنترلی به شکل ۱۶ درآمد. فراجشش اندکی بیش از نیم درجه است و پاسخ سیستم (زاویه زانو) به سبب وجود جمله مشتقی-انتگرالی، با «نوسان های میراشونده» به صفر میل می کند. گشتاور منفی در این نمودارها نشان دهنده اجرای فعال کنترل و دو هدف اصلی، جلوگیری از فراجشش و دقت در حالت پایا می باشد. جلوگیری از فراجشش، به دلیل وجود ترم مشتق گیر PID، هنگام نزدیک شدن سریع سیستم به هدف، گشتاور منفی به عنوان ترمز عمل کرده تا از عبور از نقطه تنظیم جلوگیری و نوسان میرا شود. بعلاوه، کنترلر برای حذف خطاهای باقیمانده کوچک، گشتاور منفی جزئی اعمال می کند تا موقعیت به طور دقیق در مرجع تثبیت گردد. به طور کلی، گشتاور منفی، بیانگر عملکرد صحیح کنترل کننده در تنظیم دقیق دینامیک و دستیابی به پایداری مطلوب است.



شکل ۱۴- سیگنال های تحریک و فعالسازی عضلات در سناریوی مقاومتی



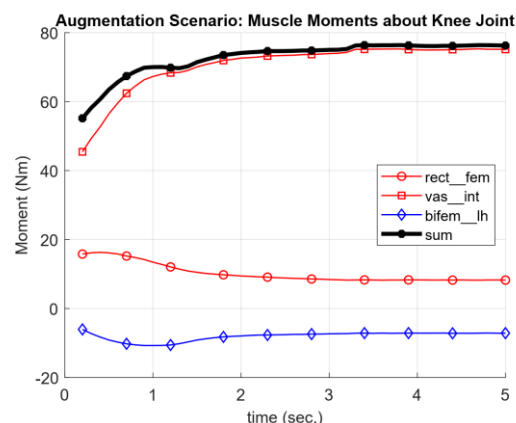
شکل ۱۵- تغییرات زاویه زانو و گشتاور کنترلی ربات در سناریوی مقاومتی، تحت کنترل گر PD با ضرائب بهره $k_p=200$ و $k_d=10$



شکل ۱۶- تغییرات زاویه زانو و گشتاور کنترلی ربات در سناریوی توان-افزایی

۵-۳- سناریوی مقاومتی

در این سناریو، فرض شده است که زانو به صورت افقی روی یک تکیه گاه قرار دارد. تکیه گاه ناگهان برداشته می شود و زانو تحت تأثیر گرانش تمایل به دوران و خم شدن به سمت پایین تا رسید به زاویه ۹۰ درجه پیدا می کند.



شکل ۱۷- گشتاور عضلات فعال حول مفصل زانو در سناریوی توان-افزایی

هدف اصلی در این سناریو مقاومت در برابر نیروی گرانش و خم شدن زانو به کمک تلاش فرد و اعمال گشتاور ربات اسکلت خارجی است تا زانو همچنان به حالت باز و کشیده باقی بماند. بنابراین در این سناریو می باید شرایط اولیه سیستم در برابر تغییر شرایط نیرویی حفظ شود و از این رو حفظ صلبیت زانو حائز اهمیت است. این شرایط برخلاف دو سناریو قبلی است که در آنها انعطاف پذیری زانو برای باز شدن بر صلبیت آن غلبه داشت. از این رو مطابق شکل ۱۴ عضلات آگونیسست به ترتیب ۲۰٪ و ۲۵٪ و عضله آنتاگونیست ۶۵٪ تحریک فعالسازی می شوند.

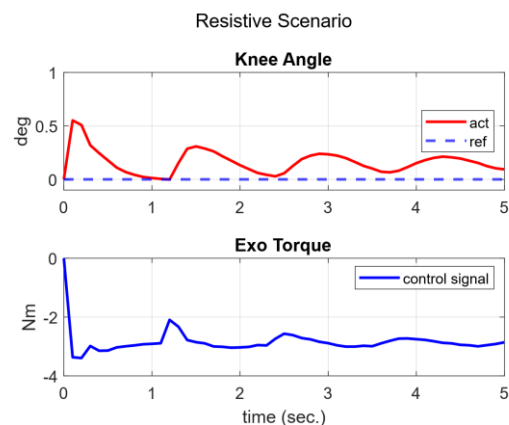
در این سناریو برخلاف دو سناریوی قبلی زانو در سمت زاویه منفی تحول نمی کند زیرا از ابتدا در مقدار صفر خود بوده و عضلات بازکننده نیز به سرعت و شدت بالا فعال می شوند، بنابراین زانو نه تنها به سمت خم شدن دوران نمی کند، بلکه کمی هم بازتر می شود (در محدوده مجاز دوران زانو). از این رو در این حالت دیده می شود ربات اسکلت خارجی به نحوی در خلاف فعالیت عضلانی گشتاور وارد می کند و سعی می کند

در شکل‌های ۱۷ تا ۱۹ خروجی‌های سیستم اسکلتی-عضلانی مطابق با کنترل‌گر PID نشان داده شده است. گشتاورهای عضلانی تقریباً ثابت هستند و این به علت آن است که زاویه زانو دچار تغییرات عمده و محسوسی نشده است و عملاً حرکت نکرده و در وضعیت ایستا نگه داشته شده است. نیروی‌های عضلانی و بازوهای گشتاور نیز در واقع ثابت هستند و با بزرگ‌نمایی نمودار آنها نوسان‌های ریزی در حد ۱٪ دامنه خود منطبق بر نوسان زاویه زانو دارند. در شکل ۱۸ به‌طور واضح اثر زاویه پره‌گی بر تفاوت بین نیروی عضله و تاندون را می‌توان دید. جایی که زاویه پره‌گی بزرگ است (عضله راست رانی) این دو نمودار فاصله چشم‌گیری از هم دارند، و جایی که مقدار آن صفر است (عضله دوسر رانی) مقادیر نیروی عضله و تاندون کاملاً برهم منطبق‌اند. عضله پهن میانی که زاویه پره‌گی کوچک‌تری نسبت به عضله راست رانی دارد اختلاف کوچک‌تری نیز بین نیروی عضله و تاندون داشته است.

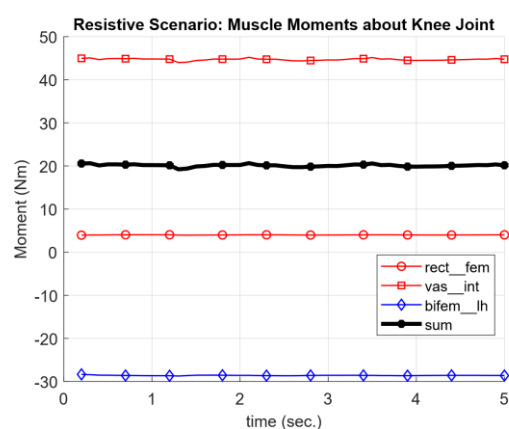
مقادیر سیگنال‌های تحریک عضلانی در هر سناریو به‌صورت هدفمند و بر اساس نقش عملکردی سناریو انتخاب شده‌اند. در سناریوی کمک‌حرکتی، سطوح پایین فعال‌سازی برای شبیه‌سازی ضعف عضلانی در نظر گرفته شده است. در سناریوی توان‌افزایی، تحریک عضلات آگونیست و آنتاگونیست در سطوح متوسط انتخاب شده‌اند تا شرایط یک کاربر سالم در مواجهه با بار خارجی شبیه‌سازی شود. در سناریوی مقاومتی، به‌منظور افزایش صلبیت مفصل و حفظ وضعیت ایستا، هم‌انقباضی قابل‌توجه میان عضلات آگونیست و آنتاگونیست اعمال شده است. این مقادیر به‌گونه‌ای انتخاب شده‌اند که به‌تنهایی برای تحقق هدف حرکتی کافی نبوده و نقش ربات اسکلت‌خارجی در هر سناریو به‌طور مشخص قابل مشاهده باشد.

۶- نتیجه‌گیری

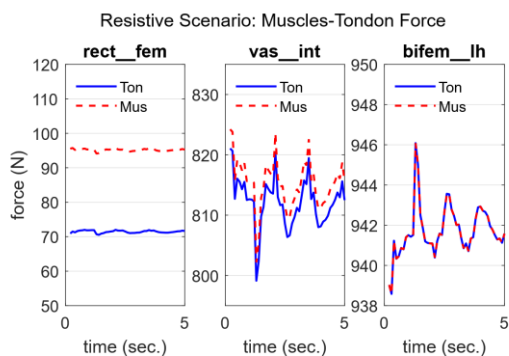
در این تحقیق، در حد اطلاع نویسندگان برای اولین بار یک مدل یکپارچه انسان-ربات شامل پای انسان و ربات اسکلت‌خارجی، به‌صورت هم‌زمان و در قالب یک حلقه بازخورد بسته تحت واسط برنامه‌نویسی OpenSim و محیط MATLAB شبیه‌سازی شد. هدف، کنترل زاویه زانو در سه سناریوی حرکتی مختلف و بررسی تعامل میان تحریک عضلات و عملکرد کنترلی ربات اسکلت‌خارجی بود. به‌منظور افزایش اعتبار نتایج و در غیاب داده‌های آزمایشگاهی، نتایج به‌صورت تطبیقی با مطالعه مرجع [۹] مبتنی بر سیگنال‌های الکترومایوگرافی مقایسه شد. علی‌رغم تفاوت در نوع ورودی‌های کنترلی، دامنه تغییرات زاویه زانو، مرتبه بزرگی نیروهای عضلانی (در حد چندصد نیوتن) و نسبت فعال‌سازی عضلات آگونیست و آنتاگونیست (حدود ۴۵٪ در مقابل کمتر از ۱۵٪) روندهای سازگاری با نتایج گزارش‌شده در مرجع نشان می‌دهند. تفاوت‌های مشاهده‌شده بیشتر به دلیل اعمال بار خارجی ۹ کیلوگرمی و ساده‌سازی تحریک عضلات قابل‌توجه است و نشان می‌دهد پاسخ دینامیکی مدل ارائه‌شده در بازه‌ای فیزیولوژیک و قابل‌قبول قرار دارد. اگرچه تحریک عضلات به‌صورت توابع پله و کنترل زانو با یک کنترل‌کننده PID تنظیم‌شده به روش سعی و خطا انجام شد، این انتخاب‌ها با هدف ارزیابی اولیه چارچوب انسان-ربات صورت گرفته‌اند و مشابه آن‌ها در مطالعات پیشین [۱۸] نیز گزارش شده است. در مجموع، نتایج این تحقیق زمینه‌ساز توسعه مدل‌های دقیق‌تر،



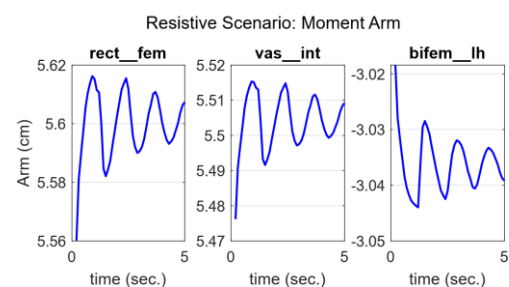
شکل ۱۶- تغییرات زاویه آرنج و گشتاور کنترلی ربات در سناریوی مقاومتی، تحت کنترل‌گر PID با ضرایب بهره $k_p=300$ ، $k_i=800$ و $k_d=5$



شکل ۱۷- گشتاور عضلات فعال حول مفصل زانو در سناریوی مقاومتی



شکل ۱۸- نیروی تاندون و نیروی عضله در سناریوی مقاومتی



شکل ۱۹- تغییرات بازوی گشتاور عضلات فعال در سناریوی مقاومتی

استفاده از داده‌های واقعی الکترومایوگرافی و به‌کارگیری روش‌های کنترلی پیشرفته‌تر در مطالعات آینده خواهد بود.

۷- مراجع

- [17] Khamar M, Edrisi M. Designing a backstepping sliding mode controller for an assistant human knee exoskeleton based on nonlinear disturbance observer. *Mechatronics* 54, 2018: 121-132.
- [18] Pinheiro WC, de Castro MCF, Menegaldo LL. Design of MATLAB/OPENSIM elbow flexion angular setpoint controller. *XXVI Brazilian Congress on Biomedical Engineering*, Armação de Buzios, RJ, Brazil, 2018: 167-174.
- [19] Pinheiro WC, de Castro MCF, Menegaldo LL. Linearization of an OpenSim arm model for feedback control design. *XXVI Brazilian Congress on Biomedical Engineering*, Armação de Buzios, RJ, Brazil, 2018: 289-294.
- [20] Pinheiro WC, Furlan PB, Menegaldo LL. Nonlinear closed-loop control of an OpenSim wrist model: tuning using genetic algorithm. *Brazilian Congress on Biomedical Engineering*, 2020: 485-489.
- [21] Pinheiro WC, Ferraz HB, Castro MCF, Menegaldo LL. An OpenSim-based closed-loop biomechanical wrist model for subject-specific pathological tremor simulation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 32, 2024: 1100-1108.
- [22] Pineda-Rico Z, Sanchez de Lucio JA, Martinez Lopez FJ, Cruz P. Design of an exoskeleton for upper limb robot-assisted rehabilitation based on co-simulation. *Journal of Vibroengineering* 18(5), 2016: 3269-3278.
- [23] Mansouri M, Reinbolt JA. A platform for dynamic simulation and control of movement based on OpenSim and MATLAB. *Journal of biomechanics* 45(8), 2012: 1517-1521.
- [24] Sayyed Noorani MR, Ghasemi Barghi H, Hassanzadeh Khanmiri S. Simulations of Body-Exoskeleton Interaction using OpenSim-MATLAB Interface. *32nd National and 10th International Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME)*, 2025: 547-552. doi: 10.1109/ICBME68496.2025.11392242.
- [25] Sayyed Noorani MR, Vaziry MA, MirTajeddini SA. OpenSim Musculoskeletal Modeling Framework for sEMG-Based Knee Torque Estimation. *32nd National and 10th International Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME)*, 2025: 535-540. doi: 10.1109/ICBME68496.2025.11392186.
- [26] Sayyed Noorani MR, Ahmadian Sarand R, Farshforoush N. Fuzzy Estimator of the Soleus Activation during Heel-raising Motion using OpenSim-MATLAB. *32nd National and 10th International Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME)*, 2025: 499-504. doi: 10.1109/ICBME68496.2025.11392457.
- [27] Sayyed Noorani MR, Jafarpour Mahalleh A, Khojand K. DDQN-Learning of Hill-Type Musculoskeletal Arm Model for Elbow Motor Control. *32nd National and 10th International Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME)*, 2025: 787-792. doi: 10.1109/ICBME68496.2025.11392469.
- [۲۸] وچیداء، توماس، و دلپ، اسکات. «بیومکانیک حرکت: علم ورزش، رباتیک و توانبخشی» ترجمه سیدمحمدرضا سیدنورانی، انتشارات دانشگاه تبریز، تبریز، چاپ دوم، ۱۴۰۰.
- [1] de Kruif BJ, Schmidhauser E, Stadler KS, O'Sullivan LW. Simulation architecture for modelling interaction between user and elbow-articulated exoskeleton. *Journal of Bionic Engineering* 14, 2017: 706-715.
- [2] Coll Pujals D. Simulation of the assistance of an exoskeleton on lower limbs joints using Opensim. 2017.
- [3] Xu D, Zhang S, Wei H. Virtual musculoskeletal control model with a spindle-like fuzzy algorithm for robotic compliance. *Applied Mathematical Modelling* 39, 2015: 3265-3279.
- [4] Anam K, Al-Jumaily AA. Active exoskeleton control systems: State of the art. *Procedia Engineering* 41, 2012: 988-994.
- [5] Yang CJ, Zhang JF, Chen Y, Dong YM, Zhang Y. 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, 2008: 1599-1612.
- [6] Pons JL. Wearable robots: biomechatronic exoskeletons. *John Wiley & Sons*, 2008.
- [7] Seth A, Hicks JL, Uchida TK, Habib A, Dembia CL, Dunne JJ, Ong CF, DeMers MS, Rajagopal A, Millard M, Hamner SR. OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement. *PLoS computational biology* 14, 2018: e1006223.
- [8] Hassanzadeh Kh Sh, Sayyed Noorani M. Simulation and Control of Human Arm Powered by Exoskeleton using OpenSim - MATLAB Application Programming Interface. *The Second International Conference on Motion Analysis (ICOMA 2022)*, Tehran, Iran, 2022.
- [9] Sayyed Noorani M, PourAfshar M, Abedpour N. 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), 2023: 11-20. [in Persian] doi: 10.22041/ijbme.2024.2026313.1896.
- [10] Hassanzadeh Kh Sh, Sayyed Noorani M. OpenSim/MATLAB interface to musculoskeletal-based simulations for control of a motion assistive exoskeleton robot in elbow flexion/extension. *Iranian Journal of Biomedical Engineering* 18(3), 2025: 211-220. [in Persian] doi: 10.22041/ijbme.2025.2048707.1942.
- [11] Hosseini-Zahraei S, Tali MS, Saberi MH, Kardan I, Akbarzadeh A. A Simple OpenSim-Simulink Interface for Cascaded Zero-Force Control of Human-Robot Interaction in a Hip Exoskeleton Robot. *10th RSI International Conference on Robotics and Mechatronics (ICRoM)*, 2022: 55-60.
- [12] Sambhav R, Jena S, Chatterjee A, Roy S, Bhasin S, Santapuri S, Kumar L, Muthukrishnan SP. An integrated dynamic simulation platform for assistive human-robot interaction: application to upper limb exosuit. *Authorea Preprints*, 2021.
- [13] Park S, Caldwell GE, Umberger BR. A direct collocation framework for optimal control simulation of pedaling using OpenSim. *Plos one* 17(2), 2022: e0264346.
- [14] Xu T, Liang Y, Feng L, Liu L, Yeung E, He R, To M, Hu Y. Personalizing muscle tendon parameters of cerebral palsy patient's digital model. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 33, 2025: 1079 - 1087.
- [15] Khamar M, Edrisi M, Forghany S. Designing a robust controller for a lower limb exoskeleton to treat an individual with crouch gait pattern in the presence of actuator saturation. *Isa Transactions* 126, 2022: 513-532.
- [16] Khamar M, Edrisi M, Zahiri M. Human-exoskeleton control simulation, kinetic and kinematic modeling and parameters extraction. *MethodsX* 6, 2019: 1838-1846.