

Integration of OpenSim Musculoskeletal Model with Surface EMG for simulation-based Knee Torque Estimation in Rehabilitation Applications

Sayyed Noorani, Mohammad-Reza ^{1*} / Vaziry, Mariya A. ²

¹ - Associate Professor, Department of Mechatronics Engineering, Rehabilitation Robotics Research Lab., Brain and Movement Research Group, University of Tabriz, Tabriz, Iran

² - MSc. Graduate in Medical Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2026.2093504.2044

Received: 5-7-2026

Revised: 8-8-2026

Accepted: 12-8-2026

KEYWORDS

*Knee Torque Estimation
Active Rehabilitation
Forward Dynamic Model
EMG-Driven Simulation
OpenSim/MATLAB API*

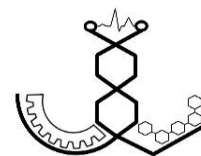
ABSTRACT

Estimation of joint torque based on computational simulation is essential for the control and evaluation of active rehabilitation systems. While surface electromyography (sEMG) offers a non-invasive measure of muscle activation, musculoskeletal modeling enables the estimation of internal joint moments without reliance on costly dynamometers. In this study, we present an integrated framework that combines data from 2-channel sEMG recordings and knee angle measurements with a modified generic OpenSim musculoskeletal model of the seated leg, interfaced through MATLAB. Experimental data from a healthy participant were used to drive the model, estimate individual muscle forces, and compute the net knee extension torque. To this end, a forward dynamic simulation framework, where the muscle-driven excitations were derived from the measured sEMG signals to actuate the knee extensors and flexors in the OpenSim model. The estimated peak torque ($\sim 25 \text{ N}\cdot\text{m}$), angular impulse ($\sim 50 \text{ N}\cdot\text{m}\cdot\text{s}$), and average torque ($\sim 12.5 \text{ N}\cdot\text{m}$) were found to be consistent with physiological ranges reported in the literature. This framework provides a practical, cost-effective, and scalable solution for simulation-based knee torque monitoring as a proof-of-concept, with potential for future integration into sensor-driven rehabilitation devices and biomechanical assessment protocols.

***Corresponding Author**

Address Department of Mechatronics Engineering, Rehabilitation Robotics Research Lab., Brain and Movement Research Group, University of Tabriz, Tabriz, Iran

E-Mail smrs.noorani@tabrizu.ac.ir



ادغام مدل‌سازی اسکلتی-عضلانی و الکترومایوگرافی سطحی به کمک *OpenSim* به منظور تخمین مبتنی بر شبیه‌سازی گشتاور زانو در کاربردهای توانبخشی حرکتی

سید نورانی، سید محمدرضا^{*۱} / وزیری، ماریا ا.^۲

^۱ - دانشیار، گروه مهندسی مکترونیک - دانشکده مهندسی مکانیک، آزمایشگاه تحقیقاتی توانبخشی رباتیک - گروه پژوهشی مغز و حرکت، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

^۲ - دانش‌آموخته کارشناسی ارشد، مهندسی پزشکی-بیومکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2026.2093504.2044

پذیرش: ۱۴۰۵/۵/۲۱

بازنگری: ۱۴۰۵/۵/۱۷

ثبت در سامانه: ۱۴۰۵/۴/۱۴

چکیده

واژه‌های کلیدی

تخمین گشتاور مفصلی برای کنترل و ارزیابی سیستم‌های توانبخشی فعال ضروری است. از یک سو، الکترومایوگرافی سطحی ابزاری غیرتهاجمی برای ثبت فعالیت عضلانی فراهم می‌آورد، و از سوی دیگر، مدل‌سازی اسکلتی-عضلانی امکان تخمین گشتاورهای داخلی مفاصل را بدون نیاز به دینامومترهای پرهزینه میسر می‌سازد. در پژوهش حاضر، یک چارچوب یکپارچه ارائه می‌شود که داده‌های ثبتی از الکترومایوگرافی دوکاناله و اندازه‌گیری زاویه مفصل زانو را در ترکیب با یک مدل اسکلتی-عضلانی در نرم‌افزار آپن‌سیم ترکیب کرده و با استفاده از شبیه‌سازی دینامیک جلوسو، ابتدا نیروهای عضلانی منفرد و سپس گشتاور خالص اکستانسوری زانو را تخمین می‌زند. مقادیر تخمین‌شده‌ی گشتاور بیشینه (حدود ۲۵ نیوتن‌متر)، ضربه‌ی زاویه‌ای (حدود ۵۰ نیوتن‌متر^۲/ثانیه) و گشتاور میانگین (حدود ۱۲/۵ نیوتن‌متر) با دامنه‌های فیزیولوژیک گزارش‌شده در منابع همخوانی داشتند. چارچوب پیشنهادی به‌عنوان یک مطالعه‌ی اثبات مفهوم، راهکاری عملی و مقرون‌به‌صرفه برای تخمین گشتاور زانو مبتنی بر شبیه‌سازی ارائه می‌دهد و قابلیت بالقوه‌ای برای یکپارچه‌سازی در دستگاه‌های توانبخشی و پروتکل‌های ارزیابی بیومکانیکی دارد.

*نویسنده‌ی مسئول

گروه مهندسی مکترونیک - دانشکده مهندسی مکانیک، آزمایشگاه تحقیقاتی توانبخشی رباتیک، گروه پژوهشی مغز و حرکت، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

نشانی

smrs.noorani@tabrizu.ac.ir

پست الکترونیک

۱- مقدمه

در حوزه توانبخشی فعال، کمی‌سازی و کنترل دقیق حرکات بیمار برای تضمین اثربخشی درمانی و امکان‌پذیر ساختن ارزیابی عینی عملکرد عصبی-عضلانی، امری بنیادین محسوب می‌شود. دستگاه‌های توانبخشی نوین به‌طور فزاینده‌ای از فناوری‌های چندحسگری برای ارائه بازخورد حلقه‌بسته و راهبردهای کنترلی تطبیقی متناسب با وضعیت فیزیولوژیک بیمار بهره می‌برند. در میان این فناوری‌ها، الکترومایوگرافی سطحی به‌عنوان روشی غیرتهاجمی و به‌کارگیری‌شده در سطح گسترده برای ثبت الگوهای فعال‌سازی عضلانی مطرح است که بینش‌های ارزشمندی را درباره کنترل حرکتی، هماهنگی و بازیابی عملکردی فراهم می‌آورد [۱-۳].

اگرچه اندازه‌گیری مستقیم گشتاور مفصلی با دینامومترهای ایزوکینتیک یا حسگرهای گشتاور مبتنی بر کرنش‌سنج امکان‌پذیر است، این تجهیزات معمولاً حجیم، پرهزینه و برای کاربردهای توانبخشی پوشیدنی یا کار در منزل مناسب نیستند. به‌عنوان جایگزین، تلفیق سیگنال‌های عضلانی الکترومایوگرافی با مدل‌های اسکلتی-عضلانی ویژه هر آزمودنی، تخمین غیرمستقیم گشتاور مفصلی را با کاهش چشمگیر پیچیدگی سخت‌افزاری میسر می‌سازد [۴-۵]. این رویکرد راهکاری سبک، قابل‌حمل و غیرمزاحم ارائه می‌دهد که استفاده‌ی طولانی‌مدت را در محیط‌های بالینی و زندگی روزمره، بدون آنکه دقت بیومکانیکی را به‌مخاطره اندازد، امکان‌پذیر می‌کند.

پژوهش‌های اخیر نشان داده‌اند، مدل‌های اسکلتی-عضلانی مبتنی بر دینامیک جلوسو و هدایت‌شده توسط سیگنال الکترومایوگرافی، به‌شرط کالیبراسیون ویژه هر آزمودنی، می‌توانند با تقریب قابل‌قبول نیروهای عضلانی و گشتاورهای مفصلی را تخمین بزنند [۶-۱۰]. در این راستا، به‌کارگیری مدل‌های ترکیبی که در آن داده‌های الکترومایوگرافی را با پارامترهای فیزیولوژیک مدل‌های اسکلتی-عضلانی تلفیق می‌کنند، عملکرد تخمین را به‌طور چشمگیری بهبود بخشیده است [۱۱]. همچنین، پیشرفت‌های اخیر در مدل‌سازی مفصل زانو با درجات آزادی بیشتر و سطوح مفصلی شخص‌سازی‌شده، تخمین دقیق‌تری از گشتاورها و نیروهای تماسی مفصل فراهم آورده است. این رویکردها به‌ویژه در کاربردهایی که اختلالات اسکلتی-عضلانی بر توزیع نیروهای عضلانی تأثیر می‌گذارند، حائز اهمیت هستند [۱۲-۱۳].

نوآوری اصلی پژوهش حاضر، توسعه یک ابزار اندازه‌گیری پوشیدنی و اتصال آن به محیط شبیه‌سازی اپن‌سیم می‌باشد. در این راستا، ابتدا یک سیستم اندازه‌گیری پوشیدنی مختصر

طراحی و پیاده‌سازی شده است که قادر است به‌طور هم‌زمان سیگنال‌های دوکانال الکترومایوگرافی و داده‌های زاویه مفصل زانو را ثبت نماید [۱۴]. آنگاه، این مجموعه داده‌ها، پس از پردازش، در یک مدل اسکلتی-عضلانی اندام تحتانی مبتنی بر نرم‌افزار اپن‌سیم یکپارچه می‌شوند تا نیروهای عضلانی منفرد از طریق دینامیک جلوسو و شبیه‌سازی مبتنی بر سیگنال عضلانی تخمین زده شوند. سیگنال‌های ثبت‌شده الکترومایوگرافی به چهار عضله انتخابی مؤثر در حرکت زانو اعمال شده و متعاقباً گشتاور خالص حاصل حول مفصل زانو محاسبه می‌گردد.

روند رو به رشد استفاده از اینترنت اشیا، و در نظر گرفتن این مزیت کلیدی که توانبخشی رباتیک، سابقه‌ای کامل از اطلاعات را برای ارزیابی روند بهبود بیماری فراهم می‌آورد، چارچوب ارائه‌شده قابلیت توسعه به سامانه‌های پایش هوشمند را نیز دارا می‌باشد [۱۵-۱۶]. بنابراین، چارچوب پیشنهادی تخمین گشتاور را به‌صورت مقرون‌به‌صرفه، غیرتهاجمی و برخط فراهم می‌آورد که برای یکپارچه‌سازی در سکویهای توانبخشی از راه دور، توانبخشی فعال و اگزوسکلتون‌های رباتیک مناسب است و ابزاری ارزشمند برای پژوهش‌های مهندسی پزشکی، بیومکانیک و پایش عملکرد ورزشی به‌شمار می‌رود.

۲- پیشینه پژوهش

در سال‌های اخیر، توجه فزاینده‌ای به توانبخشی رباتیک و کمک‌رسانی حرکتی معطوف شده است که رویکردهای آن از نوآوری‌های مکانیکی تا مدل‌های پیشرفته یادگیری ماشین را در بر می‌گیرد. این مطالعات آخرین دستاوردهای حاصل در توسعه ربات‌های توانبخشی را از منظرهای گوناگون از جمله طراحی مکانیکی، حسگری و راهبردهای کنترلی مرور کردند [۱۷-۱۹]. به‌طور ویژه، عابری و همکاران (۲۰۲۵) به بررسی امکان‌پذیری و اثربخشی استفاده از اگزوسکلتون‌های قابل‌حمل اندام تحتانی به‌عنوان بخشی از برنامه‌های «توانبخشی در منزل» پرداختند [۲۰]. با توجه به اینکه بسیاری از افراد دارای معلولیت حرکتی در دسترسی به مراکز درمانی با مشکل مواجه‌اند، این مطالعه بر نقش اگزوسکلتون‌ها در افزایش استقلال و تحرک در محیط خانه و جامعه تأکید داشته است. این رویکرد با هدف مقاله‌ی حاضر، یعنی توسعه ابزارهای سبک و ارزان‌قیمت برای پایش کمیت‌های بیومکانیکی نظیر گشتاور زانو، همسویی نزدیک دارد. به‌طور گسترده‌تر، پرا و همکاران (۲۰۲۵) به بررسی روش‌های تخمین گشتاور مفاصل فوقانی و تحتانی با تأکید بر نقش شبکه‌های عصبی پرداخته و مرور

جامعی از معماری های مختلف را، از شبکه های عصبی مصنوعی تا معماری های ترکیبی، ارائه داده اند [۲۱].

در حوزه توسعه ابزارهای مبتنی بر الکترومایوگرافی، کانتو و همکاران (۲۰۱۷) یکی از اولین اورتزهای فعال زانو را به منظور پایش درد حین تمرین طراحی کردند که شامل اجزای موتور جریان مستقیم، حسگرهای زاویه و فشار و ثبت الکترومایوگرافی بود [۲۲]. گوی و همکاران (۲۰۱۹) یک اگزوسکلتون دو درجه آزادی توسعه دادند که گشتاور مفصلی را از سیگنال های الکترومایوگرافی با استفاده از شبکه های عصبی تابع پایه شعاعی تخمین می زد و بدین ترتیب از پیش گامانی بودند که مدل های عضلانی سنتی را با یادگیری ماشین جایگزین نمود [۲۳]. در همین راستا، تامبورلا و همکاران (۲۰۱۹) تخمین گشتاور مبتنی بر الکترومایوگرافی را با اندازه گیری های مستقیم حسگرها در سیستم لوکومات مقایسه کرده قابلیت ها و محدودیت های آن را بررسی کردند [۲۴]. در حوزه ی نگاشت مدل های الکترومایوگرافی به گشتاور، کوسادا و همکاران (۲۰۲۶) چارچوبی عملی برای کالیبره سازی و ارزیابی این مدل ها با ارائه ی مدلی غیرخطی نوین ارائه کردند که روی داده های ۱۷ شرکت کننده در شرایط تک مفصلی و چند مفصلی، عملکردی برتر از لحاظ دقت و بازده محاسباتی از خود نشان داد. این چارچوب، زیربنایی برای پیشرفت های آتی در کنترل اگزوسکلتون های مبتنی بر الکترومایوگرافی و تشخیص قصد انسانی فراهم می آورد [۲۵].

در پژوهش های جدیدتر، تلفیق مدل سازی عصبی-اسکلتی-عضلانی با یادگیری ماشین به منظور افزایش دقت و تعمیم پذیری در تخمین گشتاور و زاویه، به طور فزاینده ای مورد توجه قرار گرفته است. جانگ و همکاران (۲۰۲۳) مدل های عصبی-اسکلتی-عضلانی را با شبکه های حافظه ی کوتاه مدت-بلندمدت برای پیش بینی گشتاورهای اندام تحتانی مقایسه کردند و نشان دادند که رویکردهای داده محور دقت بالایی را در مجموعه داده های تجمیع شده، خوشه بندی شده و فردی ارائه می دهند که پیامدهای عملی برای کنترل گرهای «کمک رسان بر اساس نیاز» دارد [۲۶]. در ادامه ی این روند، عبدالهادی و همکاران (۲۰۲۴) از یک مدل GRU مبتنی بر توجه برای تخمین زاویه ی زانو از سیگنال های الکترومایوگرافی سطحی استفاده کردند. این روش که بر روی نوجوانان سالم و یک کودک مبتلا به فلج مغزی آزموده شد، عملکردی پایدار از خود نشان داد. به علاوه بهره گیری از یادگیری انتقالی (ترانسفورمر)، دقت را در طول جلسات مختلف بهبود بخشید که مؤید قابلیت این رویکرد در کاربردهای بالینی و دنیای واقعی می باشد [۲۷].

در توسعه ای مرتبط، جانگ و همکاران (۲۰۲۴) یک روش کالیبراسیون سریع با استفاده از شبکه رگرسیون تطبیقی عمیق برای مطالعه ی چالش های باز کالیبراسیون میان شرکت کنندگان مختلف ارائه کردند. با به کارگیری یادگیری انتقالی و تطبیق بیشینه ی نا هم گونی میانگین، مدل آن ها تعمیم پذیری را بهبود بخشیده و نیز زمان کالیبراسیون را در عین حفظ دقت بالا، کاهش داد [۲۸].

پیشرفت های بیشتری نیز در حوزه تخمین گشتاور مفصلی از طریق معماری های ترکیبی و یادگیری انتقالی حاصل شد. مایدین و همکاران (۲۰۲۵) رویکردی ترکیبی از شبکه ی عصبی عمیق و حافظه ی کوتاه مدت-بلندمدت برای تخمین هم زمان گشتاور و زاویه ی مفصل از سیگنال های الکترومایوگرافی ارائه دادند که موفقیت این روش با ضریب تعیین ۰/۹۶۸ برای زاویه و ۰/۸۳۱ برای گشتاور، نشان گر عملکردی قابل توجه بود که در شرایط حرکتی متنوع حاصل گشت [۲۹]. شیه و همکاران (۲۰۲۵) مدلی با معماری ترکیبی از CNN-GRU-Attention را با ورودی های مبتنی بر مدل عصبی-اسکلتی-عضلانی پیشنهاد کردند که گشتاور زانو را با خطای پایین درون و بین آزمودنی ها پیش بینی می کرد. استفاده از یادگیری انتقالی، تعمیم پذیری را افزایش داد و بدین ترتیب محدودیت عمده ی رویکردهای پیشین مبتنی بر الکترومایوگرافی را برطرف ساخت [۳۰].

در حوزه ی کنترل پایان به پایان پروتزها، شیم و همکاران (۲۰۲۶) شبکه های پیچشی زمانی را روی داده های چند محیطی جمع آوری شده از ۱۸ فرد مبتلا به قطع عضو بالای زانو آموزش دادند و سپس به صورت برخط بر روی چهار شرکت کننده پیاده سازی کردند. کنترل کننده ی مستقر شده بدون نیاز به تنظیمات ویژه ی آزمودنی و بدون طبقه بندی صریح حالت، توانست مقیاس های گشتاور مچ پا را با سرعت راه رفتن، شیب فلکسیون زانو در سربالایی و گشتاور مقاومتی زانو در سرازیری، با تطابق معنادار آماری، با داده های آموزش باز تولید کند که گامی به سوی کنترل یکپارچه و تطبیقی، بدون تنظیم دستی، محسوب می شود [۳۱]. وُک و همکاران (۲۰۲۵) به مقایسه ی روش های یادگیری ماشین شامل رگرسیون فرایند گاوسی، رگرسیون بردار پشتیبان، شبکه ی عصبی پیش خور و شبکه ی پیچشی زمانی برای تخمین گشتاور بر اساس نیرومایوگرافی پرداختند. نتایج نشان داد شبکه های عصبی بالاترین دقت را در اعتبارسنجی های درون و بین شرکت کننده داشتند و نیرومایوگرافی عملکردی قابل مقایسه با الکترومایوگرافی در تخمین گشتاور ارائه می دهد [۳۲]. مارکوارت و همکاران (۲۰۲۵) نیز از نیرومایوگرافی به عنوان جایگزینی غیرتهاجمی

برای کاربردهایی با داده‌های آموزشی محدود، که در محیط‌های بالینی رایج است، راهکاری عملی ارائه داده است [۳۷]. در حوزه شبیه‌سازی‌های نرم‌افزاری و تخمین نیرو عضلانی و کنترل سیستم‌های وابسته به سیستم اسکلتی-عضلانی (مانند اسکلت‌های خارجی) با رویکرد دینامیک جلوسو (مستقیم) و تحریک الکترومایوگرافی در سال‌های اخیر پژوهش‌های زیادی به‌انجام رسیده است. سید نورانی و همکاران (۲۰۲۴)، با کمک واسط برنامه‌نویسی کابردی آپن‌سیم-متلب، به شبیه‌سازی حرکت زانو و تخمین نیروهای عضلات منتخب از ناحیه ران، براساس یک مدل اسکلتی-عضلانی پا (در حالت نشسته) و سیگنال‌های الکترومایوگرافی و گونیامتری اندازه‌گیری‌شده پرداختند [۸]. همچنین او و همکارانش از همین رویکرد برای کنترل زاویه مفصل ربات اسکلت‌خارجی آرنج [۹] و زانو [۱۰] در سناریوهای کمک-حرکتی، توان‌افزایی، و مقاومتی پرداختند. به‌طور کلی می‌توان گفت، پیشرفت‌های حاصل در تخمین مبتنی بر الکترومایوگرافی و نیرومایوگرافی، همراه با مدل‌های عصبی-اسکلتی-عضلانی و رویکردهای یادگیری ماشین، امکان توسعه‌ی سیستم‌های ساده‌تر و مقرون‌به‌صرفه‌تر را برای تخمین نیروی عضلانی و گشتاور مفصلی فراهم آورده است که به‌ویژه در رباتیک توانبخشی سودمند واقع می‌شوند.

۳- توسعه ابزار اندازه‌گیری

برای این مطالعه، پیش‌تر دستگاهی برای اندازه‌گیری هم‌زمان سیگنال‌های الکترومایوگرام (ای.ام.جی) و زاویه‌سنجی زانو در آزمایشگاه ما طراحی و ساخته شده است [۱۴] (شکل ۱). همان‌گونه که نشان داده شده است، این سیستم یک دستگاه پوشیدنی متشکل از دو رابط مفصلی است که با استفاده از تسمه‌های پارچه‌ای به ران و ساق پا متصل شده و محور مفصلی آن به‌دقت بر روی محور آناتومیک زانو تنظیم می‌گردد. یک پتانسیومتر تعبیه‌شده در محل مفصل، اندازه‌گیری پیوسته‌ی جابه‌جایی زاویه‌ای را فراهم می‌آورد و بدین ترتیب نقش زاویه‌سنج را ایفا می‌کند.

این ابزار اندازه‌گیری از دو بخش الکترونیکی و مکانیکی تشکیل شده است که به‌ترتیب برای ثبت سیگنال ای.ام.جی و زاویه دوران زانو استفاده می‌شوند. اجزای الکترونیکی این طرح قبل از بسته‌شدن در جعبه در شکل ۱الف نشان داده شده‌اند. این اجزا شامل دو عدد باتری ۹ ولت، ماژول ای.ام.جی T084، الکترودهای سیمی ماژول ای.ام.جی و یک برد آردوینو مینی می‌شود. مدار الکتریکی این بخش در نرم‌افزار پروتئوس طراحی گردید. لازم به ذکر است از آنجا که از برد آردوینو مینی

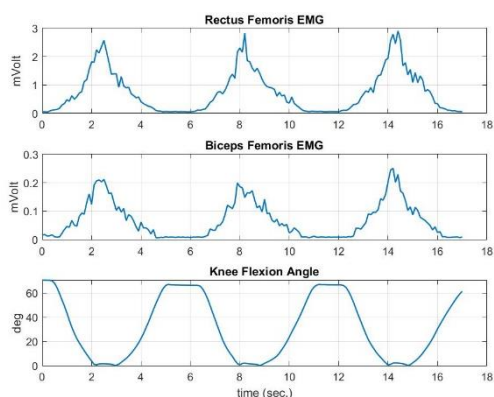
برای تخمین گشتاور در مفاصل زانو و مچ پا بهره گرفتند و با استفاده از رگرسیون فرایند گاوسی، بهبود تخمین گشتاور را در ویژگی‌های حرکتی جدید درون یک آزمودنی نشان دادند، هرچند تعمیم‌پذیری بین آزمودنی‌ها همچنان به‌عنوان چالش باقی ماند [۳۳]. در حوزه‌ی کنترل پیشرفته‌تر، کائو و تانگ (۲۰۲۶) چارچوب کنترل پیش‌بین مدل امیدانسی را برای اگروسکلتون‌های توانبخشی زانو با استفاده از «محرک الاستیک سری‌شونده» ارائه کردند که با تخمین گشتاور بیمار مبتنی بر اندازه‌گیری مستقیم تغییر شکل فنر (بدون نیاز به الکترومایوگرافی) و به‌کارگیری فیلتر کالمن، به عملکردی عاری از خطای ماندگار با دقت ۰/۱ میلی‌رادیان دست یافت که در مقایسه با کنترل‌کننده‌های امیدانسی کلاسیک با خطای ۵۱۵ میلی‌رادیان، بهبود چشمگیری محسوب می‌شود [۳۴].

پژوهش‌های زیادی نیز با به‌کارگیری مدل‌سازی‌های اسکلتی-عضلانی ساده و پیشرفته به شناسایی کمیت‌های بیومکانیکی از جمله نیرو عضلانی و گشتاورهای مفصلی پرداخته‌اند. اگرچه رویکرد غالب در عمده این پژوهش‌ها محاسبه کمیت‌های مذکور بر اساس ضبط حرکت، حل دینامیک معکوس و بهینه‌سازی استاتیکی بوده است، ولی در سال‌های اخیر رویکرد مبتنی بر تحریک عضله و حل دینامیک مستقیم، به‌ویژه برپایه برنامه‌های شبیه‌ساز دینامیکی از جمله آپن‌سیم افزایش چشم‌گیری داشته است. وانگ و همکاران (۲۰۲۶) روشی مبتنی بر مدل‌سازی اسکلتی-عضلانی با استفاده از الکترومایوگرافی برای تخمین سفتی مفصل ارائه کردند. آنها با توسعه‌ی مدل تحلیلی دو عضلانی دوسر-سه‌سر بازو و استخراج ماتریس ژاکوبین عضلانی برای نگاشت سفتی عضلانی به فضای مفصلی، و نیز به‌کارگیری راهبرد تنظیم پارامتر مبتنی بر حساسیت با استفاده از داده‌های گشتاور ایزومتریک ایستا، یک مدل فیزیک-آگاه توسعه دادند که دقت تخمین بهتر و پایداری بالاتر نسبت به مدل‌های داده‌محور دست یافتند [۳۵]. در حوزه‌ی مدل‌سازی کلاسیک، لیا و همکاران (۲۰۲۵) روشی برای شناسایی گشتاور تعاملی مفصل مبتنی بر سیگنال‌های الکترومایوگرافی گسسته ارائه کردند که با استفاده از پیش‌بینی گسسته در بازه پیوسته حرکت، ضریب تعیین میانگین ۰/۸۶۱۶ را در شرایط حرکتی مختلف به‌دست آورد و درک عمیق‌تری از ارتباط بین فعالیت عضلانی و حرکت مفصلی فراهم آورد [۳۶]. کاری و همکاران نشان دادند که با استخراج ویژگی‌های مناسب از سیگنال‌های ۸ کاناله‌ی الکترومایوگرافی، یک شبکه‌ی ساده‌ی پرسپترون چندلایه می‌تواند به دقتی قابل‌مقایسه با شبکه‌ی پیچشی زمانی در تخمین گشتاور آرنج و شانه دست یابد. این رویکرد به‌ویژه



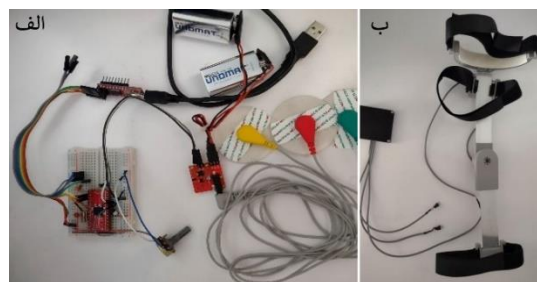
شکل (۲) - چیدمان آزمایش برای آزمون خم و باز کردن زانو. راست: وضعیت آزمودنی در آغاز حرکت؛ چپ: در حداکثر بازشدگی زانو.

با پیروی از دستورالعمل های SENIAM برای جایگذاری الکترودها، از الکترودهای سطحی دوقطبی Ag/AgCl (قطر ۱۰ میلی متر، فاصله ی بین الکترودی ۲۰ میلی متر) استفاده گردید. همچنین پیش از نصب، پوست با اصلاح، سایش ملایم و تمیز کردن با الکل آماده سازی شد تا امپدانس بین پوست و الکترودها به حداقل برسد. سپس از شرکت کننده خواسته شد تا روی یک صندلی ساده بنشیند به گونه ای که بالاتنه کمی از پشتی صندلی فاصله داشته باشد تا از وارد شدن فشار به الکترودهای متصل به عضلات پشت ران جلوگیری شود. همچنین خواسته شد که بخش های بالاتنه، ران و ساق پا را تقریباً با زاویه ی ۹۰ درجه نسبت به هم قرار دهد، طوری که کف پاها روی زمین و مچ پا با ساق پا زاویه ۹۰ درجه داشته باشد. در این وضعیت، در حالی که دست های خود را روی طرفین خارجی ران ها قرار داده بود، شرکت کننده سه تکرار از حرکت باز کردن آهسته ی زانو از حالت خم شده اولیه را انجام داد و هر بار به مدت ۲ ثانیه نگه داشت و سپس با خم کردن آهسته ی زانو، پا را به زمین بازگرداند. داده های الکترومایوگرافی و زاویه سنجی به طور هم زمان توسط برد آردوینو جمع آوری و از طریق درگاه USB و مطابق پروتکل سریال به رایانه ارسال شدند. سری زمانی حاصل، پس از اعمال فیلتر پایین گذر، در شکل (۳) نشان داده شده است.



شکل (۳) - سیگنال های الکترومایوگرافی (خروجی ماژول، پس از پردازش های داخلی) و گونیومتری ثبت شده طی آزمون خم و باز کردن زانو در حالت نشسته.

استفاده شد، لذا به منظور ارتباط گیری از طریق درگاه سریال از آی.سی. CH340 به عنوان مبدل TTL به USB استفاده کردیم. بخش مکانیکی از دو تیغه آلومینیومی و یک مفصل دورانی که با چاپ گر سه بعدی ساخته شده است و دو تثبیت کننده نیم-دایره ای تشکیل شده است. در میان مفصل یک سنجش گر زاویه که در واقع همان پتانسیومتر دورانی بود، تعبیه شده است. این زاویه سنج به اندازه کافی دقیق است و سیگنال آنالوگی تولید می کند که به یکی از پایانه های آنالوگ برد آردوینو متصل می شود. ماژول آی.ام.جی نیز که در واقع نوعی تقویت کننده محسوب می شود سیگنال آنالوگ دوسویه (مثبت و منفی) تولید می کند. در این طرح از دو ماژول استفاده کردیم و بنابراین از دو پایانه دیگر برد آردوینو برای ثبت سیگنال های آی.ام.جی استفاده می شود. هر ماژول با یک جک آدیو ۳/۵ میلیمتری به سه سیم منتهی به اتصال دکه ای برای الصاق به چست لیدهای دارای الکترودها که روی پوست می چسبند وصل می شود. هر سه کانال آنالوگ (گونیامتر و دو کانال الکترومایوگرافی) به برد آردوینو متصل شده و بدان وسیله داده ها از طریق درگاه سریال به کامپیوتر ارسال می شود. همچنین برای دوری از هرگونه نویز ناشی از منبع تغذیه متناوب، از دو عدد باتری به عنوان تغذیه مدار استفاده کردیم. یک باتری وظیفه تولید ولتاژ منفی و دیگری ولتاژ مثبت مدار را برعهده داشت. تغذیه میکروکنترلر نیز به وسیله یک آی.سی. رگلاتور ۵ ولت صورت گرفت.



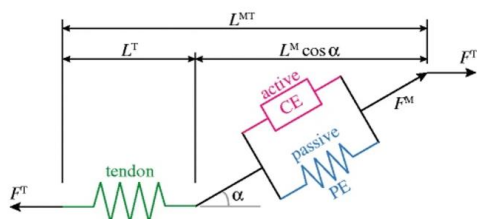
شکل (۱) - دستگاه اندازه گیری پوشیدنی توسعه یافته برای ثبت هم زمان سیگنال های الکترومایوگرافی و زاویه سنجی زانو

۴- پروتکل جمع آوری داده ها - آزمون تجربی

در این مطالعه، داده ها از یک شرکت کننده مرد سالم ۲۳ ساله، پس از اخذ رضایت نامه آگاهانه کتبی، جمع آوری شد. از آنجا که دستگاه مورد استفاده، مطابق شکل (۲)، دارای تنها دو کانال ثبت سیگنال الکترومایوگرافی بود، یک کانال بر روی عضله راست رانی از گروه عضلات چهارسر ران (مسئول باز کردن مفصل زانو) و کانال دیگر بر روی عضله دوسر رانی بلند سر از گروه عضلات همسترینگ (مسئول خم کردن مفصل زانو) قرار داده شد.

دومی مربوط به نیروی واکنشی ناشی از کشیده شدن بافت‌های همبند و پروتئین تایتین در هنگام کشیدگی عضله است [۴۰]. 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، $f^V(\tilde{v}^M)$ ، می‌باشد. آنگاه نیروی کل فیبر عضلانی حاصل جمع نیروهای فعال و غیرفعال، $f^{PE}(\tilde{l}^M)$ ، فیبر عضلانی است و به صورت زیر محاسبه می‌گردد [۴۰]:

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



شکل (۵) - مدل نوع هیل در مدل‌سازی نیروی عضلانی [۸]

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

$$F^T = F^M \cos \varphi \quad (۲)$$

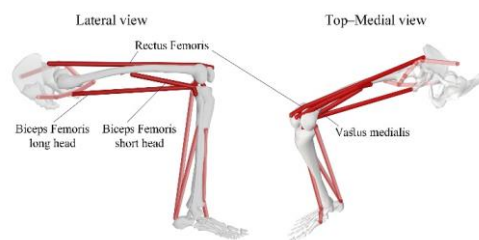
که در روابط فوق F_o^M حداکثر نیروی ایزومتریک عضله، و f^L و f^V به ترتیب مقدار بی‌بعدشده نیروی عنصر فعال (برحسب F_o^M) در طول فیبر بی‌بعد، $\tilde{l}^M$ ، و سرعت انقباض بی‌بعد، $\tilde{v}^M$ ، است. نیروی غیرفعال عضله نیز در طول فیبر بی‌بعد توسط f^{PE} نمایندگی شده است [۸-۱۰]. شاپان ذکر است که در مدل نوع هیل هر واحد عضله-تاندون توسط ۵ مشخصه آناتومیک-فیزیولوژیکی نمایندگی می‌شود که در جدول (۱) فهرست شده‌اند. همچنین طول واحد عضله-تاندون حاصل جمع طول تاندون (که تحت دینامیک کشسانی تاندون محاسبه می‌شود) و تصویر طول فیبر 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 $\tilde{l}^M$ و $\tilde{v}^M$ برحسب پارامترهای عضله-ویژه l_o^M و v_{max}^M بی‌بعد می‌شوند. مقادیر پارامترهای عضله-ویژه متناظر با هر یک از چهار عضله مفروض در مدل اسکلتی-عضلانی leg39 در جدول (۲) فهرست شده‌اند.

جدول (۱) - پنج پارامتر عضله-ویژه در مدل هیل

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

۵- مدل اسکلتی-عضلانی در OpenSim

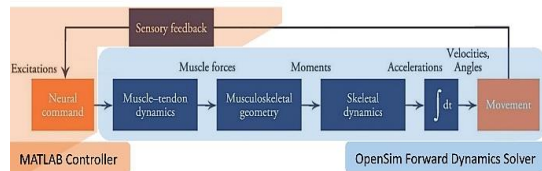
نرم‌افزار آپن‌سیم یکی از پرکاربردترین بسترهای شبیه‌سازی اسکلتی-عضلانی است که شبیه‌سازی‌های حرکتی را بر اساس مدل‌های بیومکانیکی و داده‌های تجربی برای کاربردهایی مانند آنالیز حرکت، برنامه‌ریزی جراحی ارتوپدی و تعامل انسان-ربات میسر می‌سازد. علاوه بر این، رابط‌های برنامه‌نویسی کاربردی این نرم‌افزار برای کدنویسی در متلب یا پایتون، تبادل داده‌ها را به صورت برخط تسهیل می‌کند و از طراحی پارامتریک، بهینه‌سازی، پردازش سیگنال‌های زیستی و کنترل دستگاه‌های کمکی همچون اگزوسکلتون‌ها پشتیبانی می‌نماید [۶-۱۰، ۳۸]. در پژوهش حاضر، با به کارگیری یک مدل اسکلتی-عضلانی مبتنی بر مدل موجود در نرم‌افزار آپن‌سیم با نام leg39 (که در اصل دارای ۳ درجه‌ی آزادی و ۹ عضله است) و انجام یک شبیه‌سازی ماهیچه‌رانده که با داده‌های آزمایشی تغذیه می‌شود، ابتدا نیروهای عضلانی عضلات منتخب درگیر در حرکت زانو تخمین زده شده و سپس گشتاور خالص آن‌ها حول مفصل زانو محاسبه می‌گردد. مدل اصلاح‌شده در شکل (۴) نشان داده شده است، که در آن دو عضله‌ی بازکننده، یعنی راست‌رانی و پهن‌داخلی، و دو عضله‌ی خم‌کننده، یعنی عضله‌ی دوسررانی بلندسر و کوتاه‌سر، به عنوان محرک‌های اصلی زانو فعال شده‌اند. لازم به ذکر است که برای محاسبه‌ی گشتاورهای عضلانی حول مفصل زانو، باید بازوی گشتاور متناظر در هر لحظه زمانی مشخص باشد که این امر توسط قابلیت‌های موجود در نرم‌افزار آپن‌سیم تأمین می‌شود. افزون بر این، تمامی مراحل این فرایند در محیط متلب و از طریق رابط برنامه‌نویسی آپن‌سیم-متلب پیاده‌سازی می‌گردد [۳۹].



شکل (۴) - مدل اسکلتی-عضلانی مورد استفاده برای شبیه‌سازی خم و بازکردن زانو.

نیروی عضلانی در نرم‌افزار آپن‌سیم بر اساس «مدل هیل» محاسبه می‌شود. مطابق شکل (۵)، مدل هیل شامل دو بخش فیبر عضلانی و تاندون می‌شود که در آن فیبر عضلانی تحت زاویه‌ای موسوم به زاویه‌ی پره‌شدگی به تاندون متصل می‌گردد [۸]. بخش فیبر عضلانی خود شامل دو عنصر فعال و غیرفعال می‌شود که اولی مسئول تولید نیروی عضلانی کنترل‌شده و

عضلات مختلف یک گروه (مانند عضلات مختلف چهارسر) کاملاً یکسان نبوده و نسبت دادن یک سیگنال واحد به چند عضله می تواند توزیع نیرو و در نتیجه گشتاور نهایی را با خطا مواجه سازد. با این وجود، هدف از این ساده سازی، امکان پذیر ساختن شبیه سازی با حداقل تعداد کانال های ثبت شده بوده و نتایج به دست آمده به عنوان تخمینی مقدماتی قابل تأمل است.



شکل (۶) - ارتباط متلب و آپن سیم در حل دینامیک جلوسو

شایان ذکر است اگرچه حرکت مورد نظر باز شدن زانو است که مسئول اجرای آن عضلات آگونیسست مذکور (بازکننده ها) هستند، لیکن به منظور ایجاد یک حرکت کنترل شده و باثبات، عضلات آنتاگونیست (خم کننده ها) نیز همواره در اجرای حرکت همکاری دارند [۸، ۴۰].

۷- نتایج و بحث

در این بخش، نتایج حاصل از شبیه سازی ماهیچه رانده ارائه می گردد. در شکل (۷)، تغییرات زمانی سیگنال های تحریک (یعنی ثبت های الکترومایوگرافی) و سیگنال های فعال سازی عضلانی (محاسبه شده در آپن سیم تحت دینامیک فعال سازی) در طی سه تکرار حرکت برای چهار عضله ی فعال شده در مدل ارائه شده است. همان طور که انتظار می رفت، مقادیر سیگنال در بازه ی صفر تا یک نرمالیزه شده اند. اگرچه هدف حرکتی اصلی، باز کردن زانو است که عمده تاً توسط عضلات راست رانی و پهن میانی انجام می شود، لیکن، عضله ی دوسرانی برای ایجاد پایداری مفصل در طول حرکت، فعال باقی می ماند [۸، ۴۰]. در مقابل، خم کردن زانو در وضعیت نشسته عمده تاً تحت تأثیر نیروی گرانش رخ می دهد؛ بنابراین، عضلات خم کننده در طول این فاز از حرکت فعالیت ناچیزی از خود نشان می دهند [۸].

شکل (۸) مقایسه ی نیروی عضلانی و نیروی تاندون را در طی سه تکرار حرکت نشان می دهد. همان طور که پیش بینی می شد، نمودار زمانی نیروهای عضله-تاندون به شدت با سیگنال های فعال سازی عضلانی متناظر همخوانی دارد. البته، به طور کلی می توان گفت نیروهای عضلانی به مراتب کمتر از حداکثر ظرفیت خود باقی مانده اند، چرا که بار خارجی روی پا نبوده است و در این حرکت تنها بر وزن بخش زیر زانوی پا غلبه شده است. اختلافات جزئی مشاهده شده بین نیروی عضلانی و نیروی

جدول (۲) - پارامترهای مدل هیل در عضلات مدل

عضله	F_0^M	l_0^M	l_s^T	ϕ_0
rect_fem	۲۱۹۲	۷/۶	۴۴/۹	۱۲
vas_int	۱۸۹۷	۹/۹	۴۴/۹	۴
bifem_lh	۱۳۱۳	۹/۸	۳۲/۵	۱۰
bifem_sh	۵۵۷	۱۱/۰	۱۰/۶	۱۵

۶- اجرای دینامیک جلوسو

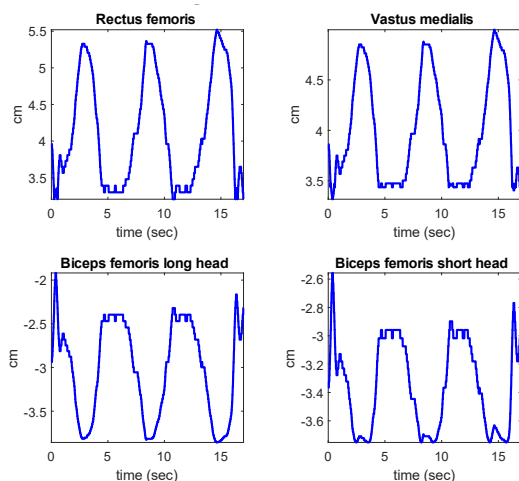
دینامیک مستقیم یا جلوسو، درواقع انتگرال گیری زمانی یک مدل دینامیکی است که ورودی های آن عوامل ایجادکننده ی حرکت و خروجی آن پاسخ حرکتی سیستم می باشد. چارچوب مورد استفاده در این پژوهش مبتنی بر رابط آپن سیم-متلب است که در آن سیگنال های الکترومایوگرافی پردازش شده به آپن سیم داده شده و پس از حل دینامیک جلوسو، داده های سینماتیکی و حالت های عضلانی برای تحلیل های بعدی به متلب بازگردانده می شوند (شکل ۶).

حل مسئله ی دینامیک جلوسو در نرم افزار آپن سیم شامل عبور از چهار مرحله است: (۱) دینامیک فعال سازی، که در آن تحریک عصبی به فعال سازی عضلانی تبدیل می شود؛ (۲) دینامیک عضله-تاندون، که از آن نیروهای عضلانی و تاندون بر اساس مدل هیل استخراج می گردند؛ (۳) محاسبات هندسه اسکلتی-عضلانی، که در آن گشتاور مفصلی اعمال شده توسط هر عضله از طریق ملاحظات هندسی برای تعیین بازو گشتاور عضلات محاسبه می شود؛ (۴) به کارگیری و حل قوانین حرکتی نیوتون-اولر برای نمایش حرکت حاصل.

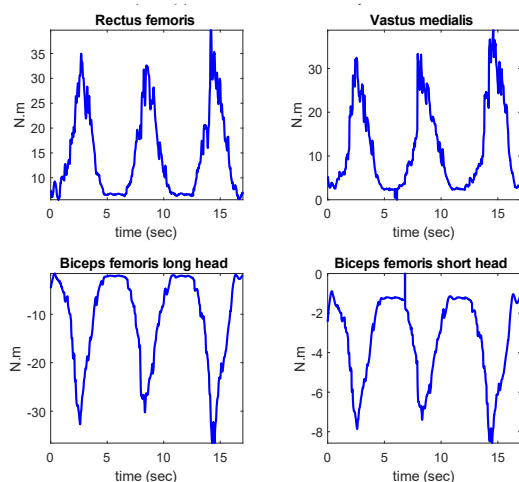
در این مطالعه، مدل دینامیکی مبتنی بر یک نمایش اسکلتی-عضلانی اصلاح شده از پا است که در آن چهار عضله از هشت عضله ی مؤثر در حرکت زانو غیرفعال شده اند. سیگنال های تحریک عضلانی به عنوان ورودی مدل عمل می کنند که فرمان های حرکتی عصبی را نشان می دهند. سیگنال های الکترومایوگرافی اندازه گیری شده ابتدا نسبت به حداکثر انقباض ارادی هر عضله نرمالیزه شده و سپس در بازه ی صفر تا یک مقیاس دهی می شوند تا سازگاری و قابلیت مقایسه در بین عضلات تضمین گردد.

به دلیل محدودیت سیستم اندازه گیری ما، الکترومایوگرافی تنها از دو کانال ثبت شد؛ کانال اول عضلات دوسرانی بلند و کوتاه و گروه دوم عضلات راست رانی و پهن میانی را پوشش می دادند و به این صورت از ۸ عضله مؤثر در حرکت زانو ۴ عضله در شبیه سازی شرکت داده شد. لازم به ذکر است که این رویکرد، یک فرض ساده کننده در چارچوب مطالعه اثبات مفهوم حاضر محسوب می شود؛ چراکه در واقعیت، فعالیت الکترومایوگرافی

حرکت استخراج گردد. نمودار تغییرات زمانی بازوهای گشتاور عضلانی در شکل (۹) ارائه شده است. در نهایت، گشتاور مفصلی تولیدشده توسط هر عضله حول زانو، مطابق شکل (۱۰)، از حاصلضرب نیروی تاندون (نیوتن) در بازوی گشتاور متناظر (تبدیل شده بر حسب متر) در هر لحظه‌ی زمانی محاسبه گردید.



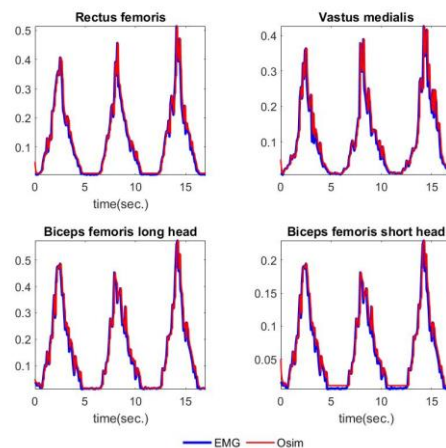
شکل (۹) - تغییرات زمانی بازوهای گشتاور عضلات



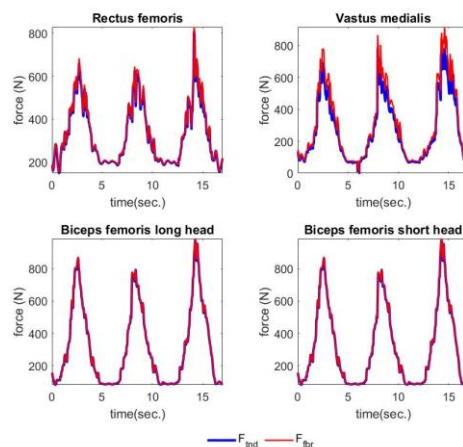
شکل (۱۰) - گشتاور مفصلی محاسبه شده حول مفصل زانو

خروجی‌های اصلی این شبیه‌سازی به‌عنوان یک مطالعه اثبات مفهوم در شکل‌های (۱۱) و (۱۲) نشان داده شده‌اند که در آن‌ها حرکت زاویه‌ای مفصل زانو و گشتاور تخمین زده شده ارائه شده‌اند. رژیم تغییرات زاویه زانو با اندازه‌گیری‌های تجربی تطابق نسبی دارد. با این حال، نمی‌توان انتظار داشت که نتایج یک شبیه‌سازی ماهیچه‌رانده به‌طور کامل اندازه‌گیری‌های تجربی زاویه‌سنجی را بازتولید کند، زیرا منابع خطای متعددی وجود دارند. این موارد شامل عدم قطعیت‌ها در پارامترهای ویژه‌ی عضله در مدل هیل، ساده‌سازی‌های سینماتیکی در فرایند مدل‌سازی (مانند فرض حرکت دورانی محض برای زانو)، نویز و

تاندون عمدتاً ناشی از زاویه‌ی پره‌گی (پناسیون) و تغییرات دینامیکی آن با تغییرات طول تارچه‌ی عضلانی است. قابل توجه است که عضلات با زاویه‌ی پرش بزرگتر، اختلافات بارزتری بین نیروی عضلانی و نیروی نشان نشان می‌دهند که منعکس‌کننده‌ی تأثیر مکانیکی جهت‌گیری فیبرهای عضلانی و انتقال نیرو است - به رابطه (۲) توجه شود.



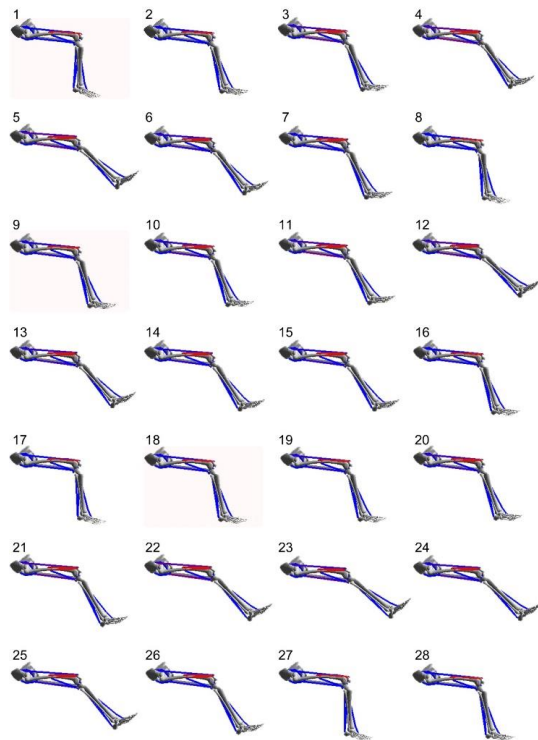
شکل (۷) - سیگنال‌های تحریک (ثبت‌های الکترومایوگرافی) و فعال‌سازی‌های عضلانی محاسبه شده توسط آپن سیم



شکل (۸) - نیروی تولیدشده توسط فیبرهای عضلانی و نیروی منتقل شده از طریق تاندون، محاسبه شده توسط آپن سیم

محاسبه‌ی دقیق گشتاور مفصلی هر عضله حول زانو مستلزم آگاهی از بازوهای گشتاور آنها در طول حرکت زانو است. از آنجا که بازوی گشتاور عضله یک پارامتر هندسی است که با زاویه‌ی خم شدن زانو تغییر می‌کند، ابتدا به‌طور جداگانه، تغییرات بازوهای گشتاور هر عضله بر حسب زاویه‌ی زانو را تعیین کردیم، جزئیات و نمودار آنها در پیوست ارائه داده شده است. سپس، در طول شبیه‌سازی، زاویه‌ی لحظه‌ای زانو به بازوهای گشتاور عضلانی متناظر نگاشت داده شد تا تغییرات زمانی آن‌ها در طول

تکرار تقریباً ۵۰ نیوتن متر در ثانیه و گشتاور میانگین حدود ۱۲/۵ نیوتن متر برآورد شد که از لحاظ مکانیکی معقول است.



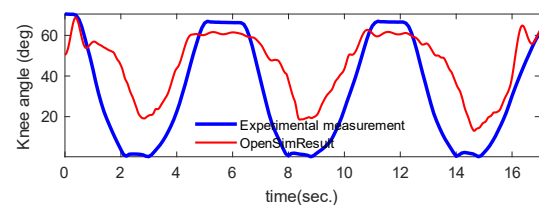
شکل (۱۳) - پویانمای شبیه سازی ماهیچه رانده از ۳ تکرار؛ فریم های ۱، ۹ و ۱۸ مربوط به اولین فریم هر تکرار هستند.

با وجود نتایج امیدوارکننده، به دلیل عدم اعتبارسنجی مستقیم گشتاور تخمین شده با دینامومتر و نیز محدود بودن مطالعه به یک آزمودنی، تعمیم دهی نتایج به کاربردهای بالینی نیازمند مطالعات گسترده تر با جمعیت آماری بالاتر و اعتبارسنجی تجربی است. با این حال، رویکرد یکپارچه معرفی شده، راهکاری عملی و مقرون به صرفه برای تخمین مبتنی بر شبیه سازی گشتاور فراهم می آورد که می تواند به عنوان گامی مقدماتی برای توسعه سیستم های پایش و ارزیابی در کاربردهای توانبخشی و بیومکانیکی مورد استفاده قرار گیرد.

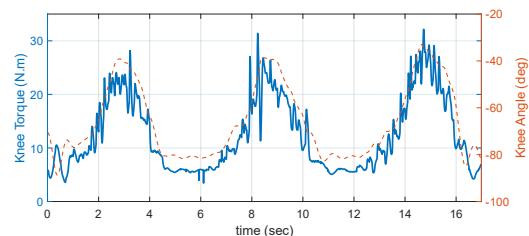
با توجه به محدودیت های ذکر شده، پژوهش های آتی در چند مسیر زیر قابل توسعه است: اعتبارسنجی تجربی گشتاور با استفاده از دینامومتر و مقایسه کمی نتایج با مقادیر مرجع؛ افزایش جمعیت آماری به حداقل ۱۰ تا ۱۵ فرد سالم به منظور بررسی تعمیم پذیری روش؛ افزایش تعداد کانال های EMG برای ثبت هم زمان از عضلات اصلی درگیر در حرکت زانو و کاهش خطای ناشی از نسبت دهی یک سیگنال به چند عضله؛ شخصی سازی کامل مدل آپن سیم از طریق مقیاس بندی براساس اندازه گیری های آنتروپومتریک برای تخمین دقیق تر پارامترهای

نادقتی های ذاتی ابزاری در ثبت سیگنال الکترومایوگرافی، و مهم تر از همه، این واقعیت است که تمامی عضلات مؤثر در حرکت زانو توسط سیگنال های تحریک انحصاری خود فعال نمی شوند. از این رو است که اگرچه روند تغییرات انطباق دارند ولی عدم تطابق مقادیر بیشینه در مواضع بازشدگی کامل، بین شبیه سازی نرم افزاری و زاویه سنجی تجربی مشهود است.

همان گونه که در شکل (۱۲) نشان داده شده است، گشتاور خالص تخمین زده شده حول مفصل زانو در نقطه ای اوج خود به تقریباً ۲۵ نیوتن متر می رسد و اگر نمودار گشتاور به صورت یک مثلث با قاعده ۴ ثانیه و ارتفاع ۲۵ نیوتن متر تقریب زده شود، ضربه ای زاویه ای در هر تکرار تقریباً ۵۰ نیوتن متر در ثانیه و گشتاور میانگین تقریباً ۱۲/۵ نیوتن متر خواهد بود. این مقادیر با محاسبات دینامیکی دوران یک میله ای لولاشده با وزنی معادل وزن بخش زیرزانوی پای یک آزمودنی ۷۰ کیلوگرمی (تقریباً ۲/۵ تا ۳ کیلوگرم) همخوانی دارد. در نهایت، پویانمایی این شبیه سازی در شکل (۱۳) نشان داده شده است.



شکل (۱۱) - مقایسه زاویه زانو بین شبیه سازی و زاویه سنجی



شکل (۱۲) - گشتاور خالص تخمین زده شده حول مفصل زانو

۸- نتیجه گیری

در پژوهش حاضر که در چارچوب یک مطالعه اثبات مفهوم انجام شده، یک سیستم اندازه گیری توسعه داده شد که ثبت هم زمان سیگنال های دوکاناله ای الکترومایوگرافی سطحی و زاویه مفصل زانو را فراهم می نمود. داده های تجربی جمع آوری شده از یک شرکت کننده سالم، در یک شبیه سازی مبتنی بر تحریک عضله به کار گرفته شدند تا به کمک یک مدل اسکلتی-عضلانی پا که در نرم افزار آپن سیم توسعه داده شد، حرکت بازشدن زانو در حالت نشسته تحلیل گردیده و نیروهای عضلانی و گشتاور مفصلی خالص حول زانو محاسبه شوند. گشتاور بیشینه حدود ۲۵ نیوتن متر، ضربه ای زاویه ای در هر

[14] R. Ahmadi, M-R. Sayyed Noorani, and F. Rahimi, "Design and construction of a measurement device for simultaneous electromyography and goniometry signals in knee movement," in 9th National Conference on Modern Studies and Research in Computer, Electrical, and Mechanical Sciences of Iran, Tehran, 2024. [In Persian]. Available: <https://civilica.com/doc/2021671>

[15] Jayanthi A, Shamina H, Kumar TS, Indumathy R, Manokaran G, Srinivasan S. IoT-Driven Adaptive Feedback System for Post-Stroke Motor Function Recovery Management. In 2025 2nd International Conference on Artificial Intelligence for Innovations in Healthcare Industries (ICAIIHI) 2025 Dec 4 (pp. 1-6). IEEE.

[16] Rajesh N, Kumar R, Gnaneshwari V, Shwetha K, Rao KV. IoT-Based Wearable Rehabilitation System for Stroke Patients. In 2026 13th International Conference on Computing for Sustainable Global Development (INDIACom) 2026 Apr 8 (pp. 1-6). IEEE.

[17] Foroutannia A, Mohammadian M. A comprehensive survey of lower limb assistive exoskeleton robots: Models, dynamics, mechanics, and control. Robotics and Autonomous Systems. 2025 Oct 17:105232.

[18] Dhatrak P, Durge J, Dwivedi RK, Pradhan HK, Kolke S. Interactive design and challenges on exoskeleton performance for upper-limb rehabilitation: a comprehensive review. International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM). 2025 Jul;19(7):4565-87.

[19] Zhang L, Liu G, Han B, Wang Z, Li H, Jiao Y. Assistive devices of human knee joint: A review. Robotics and Autonomous Systems. 2020 Mar 1;125:103394.

[20] Abery P, Hing W, Febo A, Wang C, Patel U, Canetti EF. Lower limb exoskeleton training as part of home rehabilitation: a systematic review. Physical Therapy Reviews. 2025 Nov 2;30(6):429-43.

[21] Perera CK, Gouwanda D, Ahmad SA. A Focused Review on Upper and Lower Limb Joint Torque Estimation via Neural Networks. Pertanika Journal of Science & Technology. 2025 Jan 1;33(1).

[22] Cantu C, Tamez-Duque J, Shimoda S, Soto R. Design of a control system for a knee rehabilitation orthosis using a recovery status. In 2017 International Symposium on Wearable Robotics and Rehabilitation (WeRob) 2017 Nov 5 (pp. 1-2). IEEE.

[23] Gui K, Liu H, Zhang D. A practical and adaptive method to achieve EMG-based torque estimation for a robotic exoskeleton. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics. 2019 Jan 14;24(2):483-94.

[24] Tamburella F, Moreno JC, Herrera Valenzuela DS, Pisotta I, Iosa M, Cincotti F, Mattia D, Pons JL, Molinari M. Influences of the biofeedback content on robotic post-stroke gait rehabilitation: electromyographic vs joint torque biofeedback. Journal of neuroengineering and rehabilitation. 2019 Jul 23;16(1):95.

[25] Quesada L, Verdel D, Bruneau O, Berret B, Amorim MA, Vignais N. EMG-to-torque models for exoskeleton assistance: a framework for the evaluation of in situ calibration. The International Journal of Robotics Research. 2026 Jan 16:02783649251414884.

[26] Zhang L, Soselia D, Wang R, Gutierrez-Farewik EM. Estimation of joint torque by EMG-driven neuromusculoskeletal models and LSTM networks. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2023 Sep 14;31:3722-31.

[27] Abdelhady M, Damiano DL, Bulea TC. Knee angle estimation from surface EMG during walking using attention-based deep recurrent neural networks: Feasibility and initial demonstration in cerebral palsy. Sensors. 2024 Jun 28;24(13):4217.

[28] Zhang Y, Ling Z, Cao G, Li L, Diao D, Cui F. A fast calibration method for an sEMG-based lower limb joint torque estimation model. Biomedical Signal Processing and Control. 2024 Jul 1;93:106188.

[29] Maideen A, Mohanarathinam A. Real-time torque and joint angle estimation using electromyography signals and an

عضلانی؛ و تحلیل حساسیت و عدم قطعیت برای شناسایی بحرانی‌ترین پارامترهای مدل هیل و بهبود کالیبراسیون مدل.

۹- مراجع

[1] Zeng H, Qingqing CH, Li X, Yinxin DU, Zhang J, Aiguo SO, inventors; Southeast University, assignee. Adaptive control method and system for upper limb rehabilitation robot based on game theory and surface electromyography (sEMG). United States patent US 12,057,224. 2024 Aug 6.

[2] Wang X, Zhang C, Yu Z, Deng C. Decoding of lower limb continuous movement intention from multi-channel sEMG and design of adaptive exoskeleton controller. Biomedical Signal Processing and Control. 2024 Aug 1;94:106245.

[3] Wei Z, Zhang ZQ, Xie SQ. Continuous motion intention prediction using sEMG for upper-limb rehabilitation: A systematic review of model-based and model-free approaches. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2024 Apr 1;32:1487-504.

[4] Sartori M, Refai MI, Gaudio LA, Cop CP, Simonetti D, Damonte F, Lloyd DG, Pizzolato C, Durandau G. CEINMS-RT: an open-source framework for the continuous neuro-mechanical model-based control of wearable robots. IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics. 2025 Dec 15.

[5] Han L, Cheng L, Zou Y, Li Y. Physics-Informed Deep Transfer Learning for sEMG-Based Multiple Joint Angle and Torque Estimation. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement. 2025 May 21.

[6] Noorani MR, Sarand RA, Farshforoush N. Heel-Raising Motion Using OpenSim-MATLAB. In 2025 32nd National and 10th International Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME) 2025 Nov 19 (pp. 499-504). IEEE. Doi: 10.1109/ICBME68496.2025.11392457.

[7] Noorani MR, Barghi HG, Khanmiri SH. Using Opensim-Matlab Interface. In 2025 32nd National and 10th International Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME) 2025 Nov 19 (pp. 547-552). IEEE. Doi: 10.1109/ICBME68496.2025.11392242.

[8] 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.

[9] Hassanzadeh Kh., Sh., and Sayyed Noorani, M., 2025. '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), pp. 211-220. [in Persian] doi: 10.22041/ijbme.2025.2048707.1942.

[10] Ghasemi Barghi, H., Sayyed Noorani, M. and Hassanzadeh Kh., Sh. (2025). 'Musculoskeletal simulations of knee extension movement with exoskeleton robot using OpenSim.' Journal of Mechanical Engineering University of Tabriz, accepted article. [in Persian] doi: 10.22034/jmeut.2026.67482.3565.

[11] Kumar R, Tripura T, Chakraborty S, Roy S. Deep muscle electromyogram construction using a physics-integrated deep learning approach. Engineering Applications of Artificial Intelligence. 2025 Nov 15;159:111613.

[12] Esrafilian A, Smith C, Lavikainen J, Stenroth L, Mononen ME, Karjalainen PA, Saxby DJ, Lloyd DG, Korhonen RK. An Electromyography-Assisted Musculoskeletal Simulation With Concurrent Optimization of Muscle Excitations and Knee Joint Kinematics. Journal of Biomechanical Engineering. 2025 Sep 1;147(9):091002.

[13] Princelle D, Viceconti M, Davico G. EMG-informed neuromusculoskeletal simulations increase the accuracy of the estimation of knee joint contact forces during sub-optimal level walking. Annals of Biomedical Engineering. 2025 Jun;53(6):1399-408.

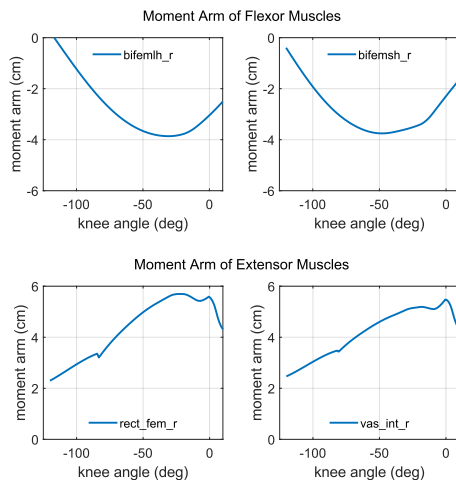
بازوهای گشتاور وابسته به زاویه را، مستقل از زمان در شبیه سازی دینامیکی، فراهم می آورد.

جدول (آ) - دستورات متلب مورد استفاده برای محاسبه ی بازوی گشتاور هر عضله حول مختصات مفصل زانو.

```
aCoord = model.getCoordinateSet().get(k);
% Get coordinate's max and min values.
rMax = aCoord.getRangeMax();
rMin = aCoord.getRangeMin();

% Define via points in the range to test the moment arm
totalRange = rMax - rMin;
angles = linspace(rMin,rMax,100);

for i = 1:length(angles)
    % Set coordinate value (knee) to angles(i)
    aCoord.setValue(state, angles(i));
    % Compute the moment arm of the muscle
    for this coordinate
        momentArm(i) = muscle.computeMomentArm(state, aCoord);
    end
end
```



شکل (آ) - بازوهای گشتاور عضلات منتخب در حرکت زانو بر حسب زاویه ی خم شدن زانو

ب - واژه نامه

واژه انگلیسی	ترجمه فارسی
Rehabilitation	توانبخشی
Electromyography	نوار عضله (الکترومایوگرافی)
forward dynamics	دینامیک جلوسو (مستقیم)
muscle-driven	ماهیهچهرانده (مبتنی بر عضله)
muscle-specific	پارامتر عضله-ویژه
moment arm	بازوی گشتاور
Physics-informed	فیزیک آگاه

LSTM deep learning model on edge computing platform. Iran Journal of Computer Science. 2025 Sep;8(3):1137-56.

[30] Xie H, Wang Y, Liu T, Yan S, Zeng J, Zhang K. Transfer learning-enhanced CNN-GRU-attention model for knee joint torque prediction. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. 2025 Mar 3;13:1530950.

[31] Shim J, Nuesslein C, Zhou S, Herrin K, Young A. End-to-End Control of a Powered Knee-Ankle Prosthesis Towards Unified, Tuning-Free Assistance. arXiv preprint arXiv:2606.07902. 2026 Jun 5.

[32] Wolk T, Marquardt C, Dežman M, Asfour T. Comparing Machine Learning Methods for Force Myography Based Estimation of Isokinetic Knee and Ankle Torques. In: 2025 IEEE-RAS 24th International Conference on Humanoid Robots (Humanoids) 2025 Sep 30 (pp. 452-458). IEEE.

[33] Marquardt C, Schulz A, Dežman M, Kurz G, Stein T, Asfour T. Force myography based torque estimation in human knee and ankle joints. In: 2025 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA) 2025 May 19 (pp. 960-966). IEEE.

[34] Cao Y, Tang J. Impedance MPC with Patient-Torque Estimation for Knee Rehabilitation Exoskeletons. arXiv preprint arXiv:2606.13485. 2026 Jun 11.

[35] Wang H, Qiao Y, Hou Z, Lei Y, Zhang Y, Cao J, Liao WH. EMG-Informed Musculoskeletal Modeling for Joint Stiffness Estimation Toward Rehabilitation Robot. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics. 2026 May 29.

[36] Liao L, Yan D, Zhang G. An identification method of human joint interaction torque based on discrete EMG signals. Frontiers in Bioengineering and Biotechnology. 2025 Apr 29;13:1596180.

[37] Chari K, Dokhan R, Homsy A, Kueper N, Kirchner EA. A Feature Extraction Pipeline for Enhancing Lightweight Neural Networks in sEMG-based Joint Torque Estimation. arXiv preprint arXiv:2601.16712. 2026 Jan 23.

[38] 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. 2018 Jul 26;14(7):e1006223.

[39] Farrokhnia M, Haghpanah SA, Ghavanloo E, Karimi MT. Relation of Muscles Coordination to the Major Degrees of Freedom in Three Upper Limb Motions. Journal of Applied and Computational Mechanics. 2025 Oct 1;11(4):961-74.

[۴۰] توماس اوچیدا و اسکات دلپ، (۲۰۲۰). بیومکانیک حرکت: علم ورزش، رباتیک و توانبخشی. ترجمه: سید محمد رضا سید نورانی (۱۴۰۲). تبریز: انتشارات دانشگاه تبریز.

۱۰- پیوست

آ - محاسبه بازوهای گشتاور به کمک آپن سیم

بازوهای گشتاور عضلات بر حسب زاویه ی خم شدن زانو برای عضلات منتخب در شکل (آ) نشان داده شده اند. از آنجا که عضلات همکار در حرکت زانو دارای تاندون مشترکی هستند، بازوهای گشتاور متناظر آن ها تقریباً یکسان می باشند.

بازوهای گشتاور عضلات با استفاده از نرم افزار آپن سیم، مستقل از زمان، و با پیروی از دستورات متلب ارائه شده در جدول (آ) محاسبه شدند. در محدوده ی حرکتی مشخص شده، از rMin تا rMax، بازوی گشتاور هر عضله نسبت به مختصات دورانی زانو ارزیابی گردید. این رویکرد هندسی بوده و امکان استخراج