Published by: Iranian Society for Biomedical Engineering / www.isbme.ir

Iranian Journal of Biomedical Engineering

www.ijbme.org / P-ISSN: 2008-5869 / E-ISSN: 8006-9685

Volume 17, Issue 3, Autumn 2023, 263 - 271

Force Estimation on the Knee Flexor/Extensor Muscles based on EMG Signal and OpenSim Aided Forward Dynamics Simulation

Sayyed Noorani, MohammadReza [1*] / PourAfshar, Mehri [2] / Abedpour, Neda [3]

[1] - Associate Professor, Department of Mechatronics Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran

[2] - M.Sc. Graduated, Department of Medical Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran

[3] - Assistant Professor, Department of Anatomical Sciences, School of Medicine, Urmia University of Medical Sciences, Urmia, Iran

ARTICLE INFO

DOI: 10.22041/ijbme.2024.2026313.1896

Received: 10 April 2024 Revised: 13/5/2024 – 31/5/2024 Accepted: 19 June 2024

KEYWORDS

Muscle Force Estimation
Knee Flexor/Extensor
Electromyography
Forward Dynamics
OpenSim Software

ABSTRACT

In many cases related to the diagnosis of gait abnormalities, it is important to evaluate the force produced by the knee driving muscles. On the other hand, direct measurement of muscle force requires invasive and even irreversible action, which is practically impossible. One solution to estimate muscle force is to measure the electromyography signal and use musculoskeletal models to calculate muscle force. Therefore, in this paper, a musculoskeletal model was developed for simulation of the knee movement and muscle force estimation in OpenSim software along with OpenSim API in MATLAB. In this model, the EMG signals is used as the input that trigger the forward dynamics, and generate knee movement as output of the model. The knee angle is compared with experimental goniometric data for validation. The experimental data of four muscles of the biceps femoris, semitendinosus rectus femoris, and vastus medialis, along with the knee goniometric signal have been taken from UCI database. The data is pre-processed before use. The muscle model in the OpenSim software is based on the Hill type model and its parameters are set for each muscle separately. The performed analysis is, in fact, the solution of a forward dynamics problem that the software performs. As the result of this study, we can estimate the muscle force of each muscle during flexion/extension of the knee in a sitting position.

[*]Corresponding Author

Address: Department of Mechatronics Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran
Postal Code: *51666-16471* **E-Mail:** *smrs.noorani@tabrizu.ac.ir* **Tel:** *+98-41-33393876*

Copyright © 2023 by ISBME, http://www.ijbme.org - All rights reserved
This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License

ناشر: انجمن مهندسی پزشکی ایران / www.isbme.ir

نشریه‌ی مهندسی پزشکی زیستی

شاپای چاپی: ۵۸۶۹-۲۰۰۸ / شاپای الکترونیکی: ۹۶۸۵-۸۰۰۶ / www.ijbme.org

دوره: ۱۷، شماره: ۳، پاییز ۱۴۰۲، ۲۶۳ - ۲۷۱

تخمین نیروی عضلات خم‌کننده و بازکننده‌ی زانو بر اساس سیگنال الکترومایوگرافی و شبیه‌سازی دینامیک مستقیم به کمک نرم‌افزار اپن‌سیم

سیدنورانی، سیدمحمدرضا [۱*] / پورافشار، مهری [۲] / عابدپور، ندا [۳]

[۱] – دانشیار، گروه مهندسی مکاترونیک، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

[۲] – دانش‌آموخته‌ی کارشناسی ارشد، گروه مهندسی پزشکی بیومکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

[۳] – استادیار، گروه علوم تشریح، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ارومیه، ارومیه، ایران

مشخصات مقاله

شناسه‌ی دیجیتال: 10.22041/ijbme.2024.2026313.1896

ثبت در سامانه: ۲۲ فروردین ۱۴۰۳ بازنگری: ۱۴۰۳/۲/۲۴ – ۱۴۰۳/۳/۱۱ پذیرش: ۳۰ خرداد ۱۴۰۳

واژه‌های کلیدی

تخمین نیروی عضله

عضلات خم‌کننده و بازکننده‌ی زانو

الکترومایوگرافی

دینامیک مستقیم

نرم‌افزار اپن‌سیم

چکیده

در بسیاری از موارد مرتبط با تشخیص ناهنجاری‌های حرکتی، ارزیابی نیروی تولید شده توسط عضلات محرک زانو ضروری است. از سوی دیگر سنجش مستقیم نیروی عضلانی نیازمند عمل تهاجمی و حتی برگشت‌ناپذیر است که عملا مقدور نمی‌باشد. یک راه حل برای تخمین نیروی عضلانی، سنجش سیگنال الکترومایوگرافی و استفاده از مدل‌های اسکلتی-عضلانی برای محاسبه‌ی نیروی عضلانی است. از این رو در این مقاله یک مدل اسکلتی-عضلانی برای شبیه‌سازی حرکت و تخمین نیروی عضلانی در بستر نرم‌افزار اپن‌سیم و ارتباط‌دهی آن با واسط برنامه‌نویسی کاربردی اپن‌سیم با نرم‌افزار متلب توسعه داده شده است. در این مدل از سیگنال EMG به عنوان ورودی استفاد شده و خروجی آن که حرکت زانو بوده با داده‌های گونیامتری جهت اعتبارسنجی مقایسه شده است. داده‌های تجربی از چهار عضله‌ی دوسر رانی، نیم‌وتری راست‌رانی و پهن میانی به همراه سیگنال گونیامتری زانو از یک پایگاه داده‌ی معتبر برداشته شده است. داده‌ها پیش از استفاده مورد پیش‌پردازش قرار گرفته است. این مدل اسکلتی-عضلانی در وضعیت نشسته در نرم‌افزار اپن‌سیم سفارشی‌سازی شده است. مدل عضلات در نرم‌افزار اپن‌سیم بر پایه‌ی مدل نوع هیل بوده و پارامترهای آن برای هر عضله جداگانه تنظیم شده است. تحلیل انجام شده در واقع حل یک مساله‌ی دینامیک مستقیم بوده که نرم‌افزار آن را انجام داده است. در نهایت در این مقاله نیروی عضلانی هر یک از عضلات طی حرکت خم شدن و باز شدن زانو در وضعیت نشسته تخمین زده شده است.

[*]نویسنده‌ی مسئول

نشانی: گروه مهندسی مکاترونیک، دانشکده‌ی مهندسی مکانیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

کد پستی: ۵۱۶۶۶-۱۶۴۷۱ **پست الکترونیک:** *smrs.noorani@tabrizu.ac.ir* **تلفن:** ۳۳۳۹۳۸۷۶-۴۱-۹۸+

Copyright © 2023 by ISBME, http://www.ijbme.org - All rights reserved

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License

۱- مقدمه

زانو یک عضو مکانیکی مهم در اندام تحتانی انسان بوده که باعث انعطاف‌پذیری پاها می‌شود. زانو تقریبا مانند یک مفصل لولایی ساده عمل کرده و موجب خم شدن استخوان ساق نسبت به ران می‌شود. خم شدن و باز شدن مفصل زانو توسط دو گروه عضلانی همسترینگ و چهارسرران که طرفین استخوان ران قرار دارند صورت می‌گیرد. تحریک این عضلات توسط نورون‌های موتوری سبب فعال‌سازی عضلانی شده و با ایجاد انقباض، حرکت مطلوب در زانو پدید می‌آید. در بسیاری از موارد مرتبط با تشخیص ناهنجاری‌های زانو یا ارزیابی عضلات محرک زانو باید به نحوی نیروی تولید شده توسط عضلات این دو گروه عضلانی سنجیده شود. از سوی دیگر سنجش مستقیم نیروی عضلانی مستلزم اعمال تهاجمی برگشت‌ناپذیر است که عملا مقدور نمی‌باشد. یک راه حل برای این منظور، تخمین نیروی عضلانی با سنجش سیگنال الکترومایوگرافی و به کار بردن مدل اسکلتی-عضلانی برای محاسبه‌ی نیروی عضلانی است [۱].

تخمین نیروی عضلانی یکی از موضوعات تحقیقاتی مهم در حوزه‌ی بیومکانیک با هدف افزایش دقت در تصمیم‌گیری بالینی است. در فیزیوتراپی مبتنی بر نیرو باید از نیروی عضلانی بازخورد گرفته شود تا یک سیستم کارامد با حداقل خطای ممکن حاصل شود [۲]. ادغام داده‌های حسگرهای مختلف و ارزیابی واکنش‌های بالینی بیمار با کمک ربات‌های توان‌بخشی فعال و غیرفعال در سال‌های اخیر مورد مطالعه قرار گرفته است. ارزیابی دقیق و درمان موفق نیازمند متخصصان آموزش دیده و هم‌چنین امکانات و تجهیزات کامل توان‌بخشی است [۳].

الکترومایوگرافی روشی برای ثبت سیگنال‌های الکتریکی تولید شده حین انقباضات عضلانی است. در واقع هر یک از عضلات بدن از تعدادی واحد محرک تشکیل شده است که وظیفه‌ی انقباض عضلات و تولید نیرو در عضلات را بر عهده دارند. سیگنال EMG سطحی میزان فعالیت الکتریکی یک عضله‌ی سطحی را به روشی غیرتهاجمی منعکس می‌کند [۴]. شدت این سیگنال با نیروی عضلانی تحت شرایط خاص و وظایف حرکتی مرتبط است. بنابراین می‌توان از آن به عنوان کمیتی برای تخمین نیروی فیبر عضلانی یا عضله استفاده کرد. هم‌چنین می‌توان از این سیگنال به عنوان ورودی کنترلی تجهیزات کمکی‌حرکتی هوشمند استفاده نمود. به این صورت اگر بتوان نیروی عضلانی را به نحوی با کم‌ترین خطا تخمین زد، دقت اعمال نیرو به اندام کاربر نیز افزایش می‌یابد [۵-۷].

در این راستا ارزیابی قدرت عضلات خم کننده و باز کننده‌ی زانو در افراد مبتلا به اختلالات مفصل زانو پس از آسیب یا جراحی امری ضروری است. هم‌چنین تخمین نیروی عضلات اصلی مفصل زانو یکی از مهم‌ترین گام‌ها برای بهبود عمل‌کرد کنترلی تعامل انسان در توان‌بخشی رباتیکی زانو است. مفصل زانو بزرگ‌ترین و یکی از پیچیده‌ترین مفاصل بدن انسان است و در تحمل وزن و جابه‌جایی بدن نقش کلیدی دارد [۸]. شاید به همین دلایل بعد از ستون فقرات، مفصل زانو بیش‌تر از سایر مفاصل دچار آسیب شده و از این رو نیاز به تشخیص و ارزیابی شدت آسیب‌دیدگی در مورد آن بیش‌تر است.

در تحقیقات سال‌های اخیر از سیگنال EMG برای تخمین نیروهای عضلانی و یا گشتاور مفاصل استفاده شده است [۹، ۱۰]. این روش امکانات بیش‌تری در طراحی راه‌کارهای پزشکی و توان‌بخشی فراهم کرده و می‌تواند به طراحان در ساخت تجهیزات مصنوعی پیش‌رفته و تنظیم‌پذیر کمک کند. بنابراین می‌توان انتظار داشت که بهره‌برداری از سیگنال EMG به عنوان یک ابزار قوی و موثر در حوزه‌ی پزشکی، توان‌بخشی و فناوری اندام‌های مصنوعی هم‌چنان مورد توجه باشد [۱۱، ۱۲].

لیو و هم‌کارانش در سال ۲۰۲۱ با استفاده از سیگنال‌های الکترومایوگرافی ثبت شده از عضلات بازو به کنترل یک ربات اسکلت‌خارجی برای توان‌بخشی افراد سکته کرده پرداخته‌اند [۱۳]. خیرالدین و هم‌کارانش در سال ۲۰۲۱ با استفاده از روش‌های یادگیری ماشین، سیگنال‌های الکترومایوگرافی را بر اساس قصد کاربر در انجام حرکات بازو طبقه‌بندی کرده‌اند که از نتایج آن برای ساخت یک ربات توان‌بخشی بازو استفاده شده است [۱۴]. لاکسونو و هم‌کارانش در سال ۲۰۲۱ به استخراج یک نگاشت بین سیگنال‌های الکترومایوگرافی عضلات شانه و آرنج و حرکت ناشی از آن‌ها برای پیش‌بینی حرکت مفاصل مربوطه پرداخته‌اند [۱۵]. فریک و هم‌کارانش در سال ۲۰۲۱ به ارزیابی سه روش یادگیری ماشین در طبقه‌بندی سیگنال‌های الکترومایوگرافی برای تشخیص ناهنجاری‌های راه رفتن پرداخته‌اند [۱۶]. تریویانتو و هم‌کارانش در سال ۲۰۲۳ یک ماشین یادگیری برای استخراج ویژگی از سیگنال EMG ضبط شده از تنها یک کانال و تحریک یک ربات اسکلت‌خارجی بازو طراحی کرده‌اند [۱۷]. ژانگ و هم‌کارانش در سال ۲۰۱۷ به طور مشابه با الکترومایوگرافی از تنها عضله‌ی پهن به تحلیل سیگنال و استخراج ویژگی پرداخته‌اند [۱۸].

استفاده از مدل‌های اسکلتی-عضلانی بر پایه‌ی مدل نوع هیل برای تخمین نیروی عضلانی حین حرکات بدن نیز از جمله موضوعات مورد توجه در سال‌های اخیر بوده است. برای مثال ما و هم‌کارانش در سال ۲۰۲۴ برای تخمین نیروی عضلانی از حل مساله‌ی دینامیک مستقیم بر پایه‌ی مدل هیل پیروی کرده

Copyright © 2023 by ISBME, http://www.ijbme.org - All rights reserved
This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License

و از سیگنال‌های EMG و روش یادگیری تقویتی مبتنی بر اطلاعات فیزیکی برای این منظور استفاده نموده‌اند [۱۹]. محمدی و هم‌کارانش در سال ۱۳۹۶ به منظور تخمین نیروهای عضلانی ناحیه‌ی کمر از ترکیب روش‌های الکترومایوگرافی و محاسبات مبتنی بر بهینه‌سازی استفاده کرده‌اند [۲۰].

با توجه به اهمیت هماهنگی عضلانی و تخمین نیرو حین انجام حرکاتی که مفصل زانو در آن‌ها دخیل بوده، در این مقاله به مطالعه‌ی آن با شبیه‌سازی حرکت به کمک نرم‌افزار اپن‌سیم پرداخته شده است. برای این منظور پس از مرور آناتومی زانو، یک مدل اسکلتی-عضلانی از پا در وضعیت نشسته در نرم‌افزار اپن‌سیم سفارشی‌سازی شده است. مدل انقباض عضله در نرم‌افزار اپن‌سیم بر پایه‌ی مدل نوع هیل بوده و در این مدل سفارشی‌سازی شده پارامترهای هر عضله بر اساس سنجش‌های معتبر گزارش شده در سال‌های اخیر تنظیم گردیده است. این مدل برای حل یک مساله‌ی دینامیک مستقیم که ورودی آن تحریک عصبی و خروجی آن حرکت زانو بوده مورد استفاده قرار گرفته است. در این میان هدف اصلی که همان نیروی فیبر عضلانی یا نیروی تاندون هر یک از عضلات می‌باشد نیز محاسبه و ارائه شده است. محورهای اصلی این کار به شرح زیر است.

۱) ایجاد یک مدل اسکلتی-عضلانی در نرم‌افزار اپن‌سیم برای حرکت مفصل زانو شامل عضلات اصلی خم کننده و باز کننده

۲) تهیه‌ی مجموعه‌ی داده‌ی معتبر از سیگنال EMG و زاویه‌ی مفصل طی حرکت خم شدن و باز شدن زانو

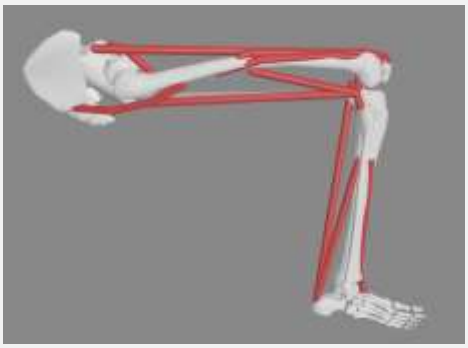
۳) آماده‌سازی و پیش‌پردازش داده‌های اندازه‌گیری شده

۴) تطبیق حرکت شبیه‌سازی شده‌ی زانو با حرکت ثبت شده در آزمون تجربی بر اساس زاویه‌ی دوران زانو

۵) اخذ نیروی فیبر عضلانی محاسبه شده از مدل

۲- ایجاد مدل اسکلتی-عضلانی زانو

مدل اسکلتی-عضلانی پای راست از ویرایش مدل‌های پایین‌تنه در نرم‌افزار اپن‌سیم ایجاد شده است. مطابق شکل (۱) در این مدل ماهیچه‌های جزئی حذف شده و پیکربندی اولیه‌ی اسکلت به حالت نشسته تنظیم شده است. در این وضعیت، استخوان لگن ثابت و زاویه‌ی دوران مفصل ران و زانو هر دو در وضعیت ۹۰ درجه تنظیم شده است. اگرچه سیگنال‌های EMG موجود برای تحریک عضلات تنها شامل ۴ کانال (از ۴ عضله) می‌باشد، اما در مدل ایجاد شده سایر ماهیچه‌های اصلی پایین‌تنه بدون تحریک منظور شده و تاثیر آن‌ها فقط اعمال نیروی غیرفعال واحد عضله-تاندون است. چهار عضله‌ی اصلی انتخاب شده شامل دو خم کننده از مجموعه‌ی همسترینگ (دوسررانی سربلند و نیم‌وتری) و دو باز کننده از مجموعه‌ی چهارسرران (راست‌رانی و پهن میانی) است.

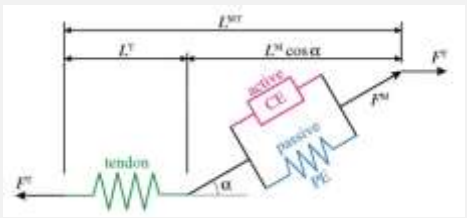


شکل (۱)- مدل اسکلتی-عضلانی ویرایش شده برای مدل‌سازی حرکت خم شدن و باز شدن زانو در حالت نشسته

در نرم‌افزار اپن‌سیم از مدل نوع هیل برای مدل‌سازی رابطه‌ی فعال‌سازی-نیروی عضلانی استفاده شده است. این مدل شامل دو بخش عضله و تاندون بوده که بخش عضله خود شامل دو جزء کشسان غیرفعال و فعال می‌باشد که به صورت موازی با هم بسته شده و مجموعه‌ی آن‌ها به طور سری به جزء کشسان که مدل تاندون را نمایندگی می‌کند متصل شده است. این دو بخش مدل هیل تحت یک زاویه‌ی حاده که زاویه‌ی اتصال فیبرهای عضلانی به تاندون را نشان می‌دهد و زاویه‌ی پره‌شدگی نام دارد به هم متصل شده‌اند (شکل ۲). مدل نوع هیل مطابق رابطه‌ی (۱) نیروی تولیدی توسط یک عضله (F^M) را بر حسب فعال‌سازی (سیگنال EMG) آن ($a(t)$) پیش‌بینی می‌کند [۲۱].

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

در این رابطه F_0^M حداکثر نیروی ایزومتریک عضله و f^L و f^V به ترتیب مقدار نرمالیزه شده‌ی نیروی بخش فعال (بر حسب F_0^M) در طول فیبر بی‌بعد ($\tilde{l}^M$) و سرعت انقباض بی‌بعد ($\tilde{v}^M$) است. نیروی غیرفعال عضله نیز در طول فیبر بی‌بعد با f^{PE} نشان داده شده است. در مدل نوع هیل هر واحد عضله-تاندون توسط ۵ مشخصه‌ی آناتومیکی-فیزیولوژیکی نمایندگی شده که در جدول (۱) ارائه گردیده است.



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

Copyright © 2023 by ISBME, http://www.ijbme.org - All rights reserved
This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License

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

پارامتر عضله-ویژه	نماد	یکا
طول فیبر بهینه	l_o^M	سانتی‌متر
زاویه‌ی پره‌شدگی در طول فیبر بهینه	α_o	درجه
حداکثر نیروی ایزومتریک	F_o^M	نیوتن
حداکثر سرعت انقباض	v_{max}^M	l_o^M بر ثانیه
طول آزاد تاندون	l_s^T	سانتی‌متر

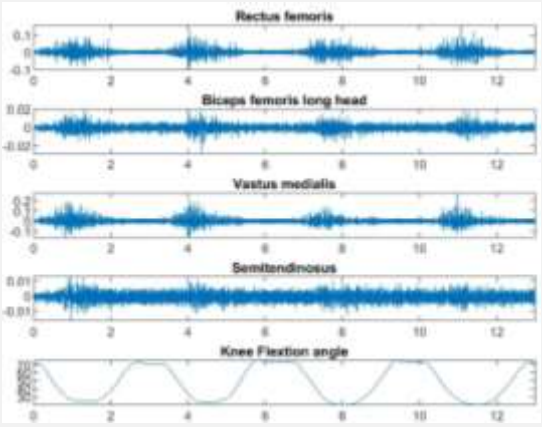
۳- مجموعه‌ی داده

در این مقاله از مجموعه‌ی داده‌ی در دسترس عموم پایگاه UCI که برای فعالیت عضلانی ماهیچه‌های محرک زانو به همراه اندازه‌گیری زاویه‌ی دوران تهیه شده استفاده گردیده است [۴]. در این مجموعه ۲۲ شرکت کننده‌ی بالای ۱۸ سال حضور دارند که ۱۱ نفر آن‌ها سالم و ۱۱ نفر مبتلا به ناهنجاری‌های زانو می‌باشند. از هر یک از افراد در سه تمرین راه رفتن و ایستاده و نشسته زانو را خم و باز کردن داده‌برداری شده که در هر مورد از چهار عضله‌ی راست‌رانی، پهن میانی، دوسررانی و نیم‌وتری سیگنال EMG سطحی گرفته شده و با الکتروگونیامتر از سمت خارجی زانو دوران آن حین انجام هر تمرین ثبت شده است.

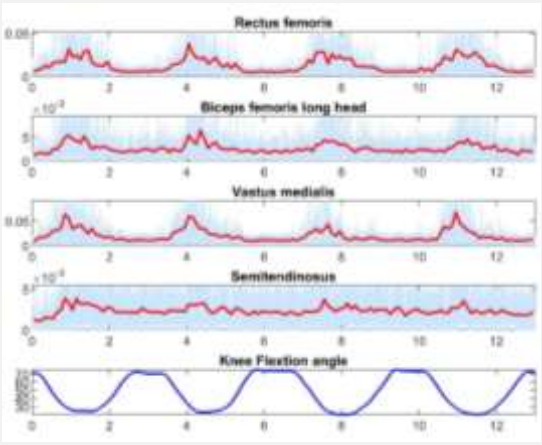
طبق اظهار مرجع مذکور، ابزار استفاده شده جهت ثبت سیگنال EMG دستگاه MWX8 شرکت Biometrics Ltd. بوده که دارای ۴ کانال آنالوگ و ۸ کانال دیجیتال است. از این تعداد، ۴ کانال برای ثبت EMG و ۱ کانال برای گونیامتری استفاده شده است. فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز با وضوح ۱۴ بیت بوده است. هم‌چنین سیگنال‌های EMG از ابتدا با استفاده از فیلتر باندگذر با فرکانس باند عبور ۲۰ تا ۴۶۰ هرتز فیلتر شده است.

در این پژوهش سه پردازش دیگر نیز روی سیگنال‌های EMG انجام شده است. اولا قسمت‌های اضافی ابتدایی و انتهایی آن‌ها بریده شده است به نحوی که شروع و انتهای حرکت متناظر با وضعیت خم‌شدگی پا تقریبا در وضعیت ۹۰ درجه باشد. ثانیا با قدرمطلق‌گیری از مقادیر سیگنال‌ها، یک‌سوسازی سیگنال‌ها انجام شده است. هم‌چنین از آن‌جا که فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز برای شبیه‌سازی حرکتی در این پژوهش که در حدود ۱ هرتز و کم‌تر انجام شده ضروری نبوده و موجب افزایش بیش از اندازه‌ی زمان شبیه‌سازی شده، لذا از مقادیر داده‌ها در پنجره‌های صدتایی میانگین‌گیری شده و به این ترتیب با قرار دادن مقدار میانگین هر پنجره به جای مقادیر سیگنال در آن پنجره، هم فرکانس نمونه‌برداری کاهش داده شده و هم نویز اندازه‌گیری تا حد مطلوبی به این روش ساده حذف شده است.

در این مطالعه فقط از مجموعه‌ی داده‌ی ثبت شده از افراد سالم حین تمرین خم و باز کردن زانو در وضعیت نشسته استفاده شده است. در اشکال (۳) و (۴) نمونه‌ای از سیگنال‌های EMG قبل و بعد از یک‌سوسازی و میانگین‌گیری نشان داده شده است. سیگنال‌های EMG پس‌پردازش شده در واقع ورودی دینامیک مستقیم در انجام شبیه‌سازی حرکتی بوده و انتظار می‌رود خروجی آن بر نمودار زاویه‌ی خم و بازشدن زانو منطبق شود.



شکل (۳)- سیگنال خام بریده شده از مجموعه‌ی داده [۴]



شکل (۴)- سیگنال بریده، یک‌سو و میان‌گیری شده

هم‌چنین سیگنال‌های موجود نسبت به حداکثر انقباض ارادی (MVC) نرمالیزه نشده و مقدار MVC عضلات نیز که باید برای هر آزمودنی به طور مجزا در اختیار باشد گزارش نشده است. برای رفع این نقیصه ضرایبی به نسبت مقادیر MVC عضلات محاسبه شده و در سیگنال‌ها ضرب شده به طوری که دامنه‌ی سیگنال‌ها در بازه‌ی (۰،۱) تراز (نرمالیزه) شده است. سپس با کم و زیاد کردن این ضرایب (با سعی و خطا) مقادیری نهایی شده است که انطباق مطلوبی از زاویه‌ی زانو حاصل می‌کردند.

۴- نتایج و بحث

در این بخش نتایج حاصل از شبیه‌سازی خم شدن زانو در وضعیت نشسته تحت تحریک سیگنال‌های EMG تجربی ارائه

Copyright © 2023 by ISBME, http://www.ijbme.org - All rights reserved
This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License

شده است. معیار ارزیابی، وجود انطباق هر چه بیش‌تر بین زاویه‌ی خم شدن زانو در شبیه‌سازی و اندازه‌گیری تجربی است. نتیجه‌ی مورد نظر یافتن نیروی عضلانی تولید شده در عضلاتی که از آن‌ها سیگنال EMG گرفته شده می‌باشد.

شبیه‌سازی در واقع تحلیل یک مساله‌ی دینامیک مستقیم است که توسط نرم‌افزار متلب به کمک واسط برنامه‌نویسی کاربردی اپن‌سیم اجرا شده است. اجزای اصلی برنامه‌ی توسعه داده شده در متلب شامل موارد زیر است.

۱) دریافت سیگنال‌های EMG (از فعالیت ۴ عضله‌ی منتخب) و گونیامتری (از زاویه‌ی خم شدن زانو)

۲) وارد کردن مدل اسکلتی-عضلانی سفارشی‌سازی شده‌ی طراحی شده و گرفتن اعضای تعریف شده در آن شامل استخوان‌ها، ماهیچه‌ها، مفاصل و مختصه‌های حرکتی

۳) اعمال شرایط اولیه‌ی مفصل زانو (سرعت اولیه‌ی صفر، زاویه‌ی اولیه‌ی مطابق با داده‌ی گونیامتری)

۴) تحریک عضلات طبق سیگنال‌های EMG پردازش شده

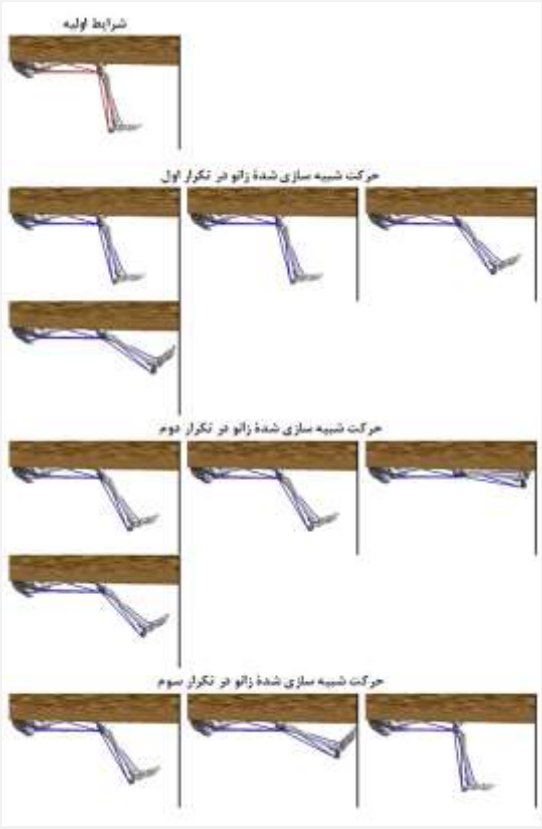
۵) تعریف گزارش‌گر در کد برنامه‌ی واسط اپن‌سیم برای ثبت کمیت‌های مورد نظر از جمله نیروی عضلانی و نیروی تاندون

۶) حل معادلات حرکت توسط حل‌گر نرم‌افزار اپن‌سیم

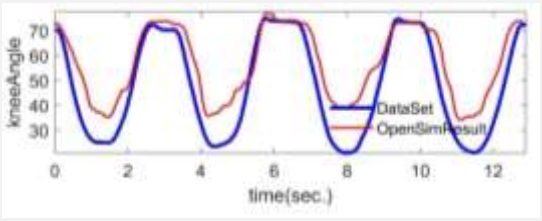
۷) ترسیم نتایج مورد انتظار شامل سیگنال فعال‌سازی عضلات، نیروی عضلانی و تاندون، زاویه‌ی خم شدن زانو طبق شبیه‌سازی و خطای آن با اندازه‌گیری تجربی

در این مقاله شبیه‌سازی حرکت برای هر ۱۱ آزمودنی سالم شرکت کننده در آزمایش خم کردن زانو در وضعیت نشسته انجام شده است. شبیه‌سازی حرکت با مدل اسکلتی-عضلانی با پارامترهای عضله-ویژه‌ی یکسان اجرا شده است که البته بهتر بود بر اساس مشخصه‌های آناتومیکی-فیزیولوژیکی هر فرد صورت می‌گرفت که به دلیل نداشتن اطلاعات مربوط به آن مقدور نبود. از این رو در برخی از موارد با این که خروجی زاویه‌ی زانو به طور کیفی قابل قبول بوده اما تطبیق کمی آن با داده‌ی گونیامتری اختلاف معنادار داشته است. با این حال در موارد دیگری تطبیق کیفی و کمی بین پیش‌بینی شبیه‌سازی و اندازه‌گیری تجربی وجود داشته که بیان‌گر درستی مدل‌سازی و روش اجرایی به منظور تخمین نیروی عضلانی حین انجام تمرین مفروض است. برای تطبیق زاویه‌ی خروجی زانو باید سیگنال‌های EMG نرمالیزه شود که چون اطلاعات لازم در دسترس نبود، این کار با سعی و خطا صورت گرفته است.

در شکل (۵) نتیجه‌ی شبیه‌سازی نسبت به ورودی‌های شکل (۴) به صورت تصاویر متوالی نشان داده شده است. در شکل (۶) نیز مقایسه‌ی زاویه‌ی زانو بین شبیه‌سازی و اندازه‌گیری تجربی نشان داده شده است. مشاهده می‌شود که با تقریب خوبی بازه‌های خم شدن و باز شدن زانو به درستی پیش‌بینی شده، هرچند باز شدن زانو تا حد انتهایی آن پیش نرفته که دلیل اصلی آن در نظر گرفته نشدن سایر عضلات باز کننده بوده که باید در جهت مهار نیروی گرانش وارد عمل شوند.



شکل (۵)- تصاویر متوالی از حرکت شبیه‌سازی شده

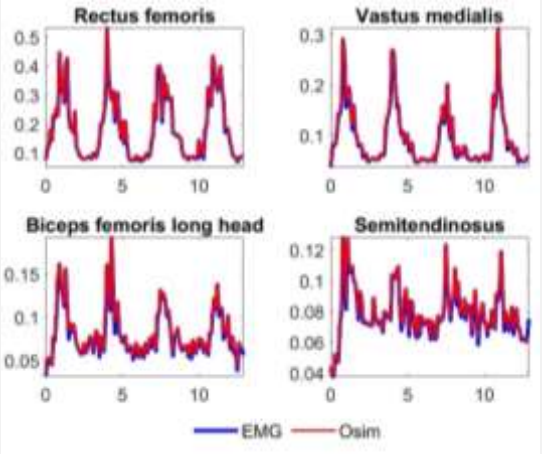


شکل (۶)- مقایسه‌ی زاویه‌ی زانو بین شبیه‌سازی و تجربی

در شکل‌های (۷) و (۸) به ترتیب فعالیت و نیروی عضلانی که در واقع ورودی و خروجی مدل نوع هیل بوده نشان داده شده است. در شکل (۷) نمودار آبی سیگنال EMG اندازه‌گیری شده بوده که به عنوان تحریک عصبی به ورودی مدل داده شده و پس از گذر از دینامیک فعال‌سازی عضلانی به عنوان سیگنال فعال‌سازی به مدل انقباض عضلانی (نوع هیل) رسیده است. اختلاف بین این دو سیگنال بسیار ناچیز بوده و از این رو خیلی منطبق بر هم هستند. می‌توان گفت که دینامیک فعال‌سازی مانند یک فیلتر پایین‌گذر با معادله‌ی دیفرانسیل مرتبه‌ی اول

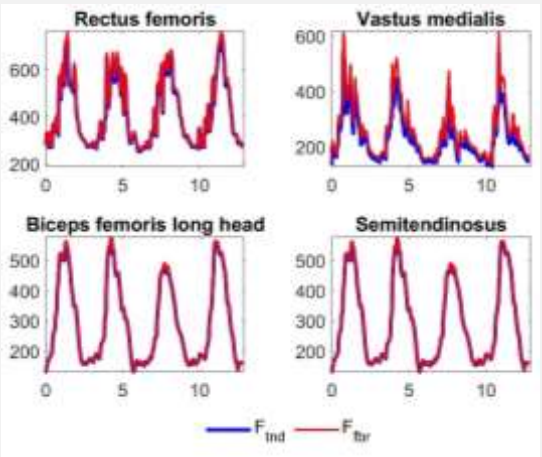
Copyright © 2023 by ISBME, http://www.ijbme.org - All rights reserved
This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License

نقش نویزگیری از سیگنال تحریک عصبی در تغییرات نسبتا شدید را ایفا کرده است. از این رو بازه‌ی تغییرات دامنه‌ی سیگنال فعال‌سازی گاهی اندکی کم‌تر از سیگنال تحریک عصبی (EMG) است. در نرم‌افزار اپن‌سیم حداقل فعال‌سازی تمام عضلات به طور پیش‌فرض ۰/۰۱ و حداکثر آن ۱/۰۰ منظور شده و بنابراین فعال‌سازی هیچ‌گاه کم‌تر از ۰/۰۱ نخواهد شد.



شکل (۷)- سیگنال تحریک (آبی) و فعال‌سازی (قرمز)

در شکل (۸) نیروی فیبر هر عضله (مجموع نیروی فعال و غیرفعال) و نیروی تاندون متناظر آن نشان داده شده است. تفاوت بین نیروی عضله و تاندون به انعطاف تاندون مربوط است. اگر تاندون یک عضله، در حالت حدی صلب در نظر گرفته شود (ضریب کشسانی آن به بی‌نهایت میل کند) به این معنی است که نیروی عضله عینا از تاندون گذر کرده و به استخوان منتقل می‌شود اما اگر تاندون کشسان باشد انتقال نیرو از آن تحت دینامیک واحد عضله-تاندون منتقل شده که در آن کشسانی تاندون به عنوان یک فیلتر پایین‌گذر مکانیکی عمل کرده و موجب تغییراتی در نیروی منتقل شده به استخوان می‌شود.



شکل (۸)- نیروی عضله و تاندون پیش‌بینی شده (N)

نکته‌ی مهم در زمان‌بندی سیگنال‌های EMG و نیروهای فیبر عضله‌ی این عضلات منتخب، هم‌فاز بودن آن‌ها است یعنی هم‌زمان با هم به اوج رفته و هم‌زمان فرو می‌نشینند. این امر در مورد عضلات هم‌کار (راست‌رانی و پهن حین باز کردن مفصل) قابل انتظار بوده اما بین گروه‌های آگونیست و آنتاگونیست (چهارسرران و همسترینگ) انتظار آن نمی‌رود. دلیل این نکته می‌تواند به آزمایش این مطالعه مربوط شود که در آن خم کردن و باز کردن زانو در وضعیت نشسته و بدون بار صورت گرفته و بنابراین خم شدن تحت نیروی گرانش و تقریبا بدون نیاز به نیروی زیاد به طور خودبه‌خود رخ داده است اما دلیل این که در بازه‌ی باز شدن مفصل زانو نیز دو گروه عضلانی متقابل هم‌فاز عمل کرده‌اند می‌تواند عمل مشترک آن‌ها برای حفظ صلبیت زانو و نیز کنترل سرعت حرکت در زمان باز شدن باشد.

۵- نتیجه‌گیری

در این مطالعه با ایجاد مدل دینامیک مستقیم برنامه‌نویسی شده بر اساس واسط برنامه‌نویسی کاربردی نرم‌افزار اپن‌سیم در متلب و استفاده از سیگنال‌های الکترومایوگرافی و گونیامتری تجربی که از پایگاه داده برداشته شده، به تخمین نیروی عضلانی در چهار عضله‌ی منتخب از گروه‌های خم کننده و باز کننده‌ی مفصل زانو پرداخته شده است. پس از سفارشی‌سازی کردن مدل اسکلتی-عضلانی در نرم‌افزار اپن‌سیم و پیش‌پردازش سیگنال‌های اندازه‌گیری شده، با بهره‌گیری از واسط برنامه‌نویسی کاربردی نرم‌افزار اپن‌سیم، مدل و داده‌ها در نرم‌افزار متلب فراخوانی شده و به منظور شبیه‌سازی حرکت زانو و تخمین نیروهای عضلانی، مساله‌ی دینامیک مستقیم روی آن حل شده است. در واقع متغیرهای خروجی این مساله شامل زاویه‌ی دوران زانو و نیروی فیبر عضلانی در عضلات منتخب شامل دوسررانی سربلند، نیم‌وتری، راست‌رانی و پهن میانی است. از مقایسه‌ی زاویه‌ی زانو بین داده‌های تجربی و خروجی شبیه‌سازی برای صحت‌سنجی نتایج مدل و تنظیم پارامترهای کنترلی برای تطبیق هر چه بیش‌تر آن دو استفاده شده است. در نهایت نیروی عضلانی هر یک از عضلات طی حرکت خم شدن و باز شدن زانو در وضعیت نشسته تخمین زده شده است. در مطالعات بعدی از این دست‌آورد می‌توان برای آموزش یک شبکه‌ی عصبی مصنوعی جهت نگاشت مستقیم سیگنال EMG به نیروی عضلانی استفاده کرد. هم‌چنین از آن می‌توان برای مطالعات مربوط به ناهنجاری‌های حرکتی مفصل زانو، ارزیابی درمان‌های توان‌بخشی و نیز ساخت تجهیزات کمک حرکتی مانند اسکلت‌های خارجی بهره برد.

Copyright © 2023 by ISBME, http://www.ijbme.org - All rights reserved
This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License

در تصریح اهمیت تخمین نیروی عضلانی باید به این نکته اشاره کرد که بعضی از اطلاعات بیومکانیکی مانند نیروی «استخوان بر استخوان» را تنها با داشتن نیروی عضلات فعال می‌توان محاسبه نمود. این موضوع به ویژه در مورد مفصل زانو که بسیار تحت آسیب‌های سایشی قرار دارد می‌تواند اهمیت بیش‌تری داشته باشد. هم‌چنین در مواردی که تخته‌ی نیرو جهت سنجش نیروی واکنش زمین موجود نیست، روش ارائه شده در این مقاله می‌تواند جایگزینی برای محاسبه‌ی گشتاورهای مفصلی باشد. از این گذشته در الکترومایوگرافی سطحی دسترسی به فعالیت عضلات عمقی وجود ندارد و ترکیب روش‌های سنتی مبتنی بر بهینه‌سازی و روش‌های نوین مبتنی بر الکترومایوگرافی می‌تواند در تخمین فعالیت و نیروی عضلات عمقی نیز مفید واقع شود. ترکیب این اطلاعات می‌تواند اطلاعات دقیق‌تری از هماهنگی عضلانی در حرکات را در اختیار قرار دهد.

۶- مراجع

[1] Mokri, C., Bamdad, M. and Abolghasemi, V., 2022. Muscle force estimation from lower limb EMG signals using novel optimised machine learning techniques. Medical & biological engineering & computing, 60(3), pp.683-699.

[2] Oh, J.S., Lee, K.J. and Kim, S.G., 2023. Definition, Scope, and Applications of Physiotherapy Biofeedback: Systematic Reviews. Korean Society of Physical Medicine, 18(4), pp.109-119.

[3] Morone, G., Cocchi, I., Paolucci, S. and Iosa, M., 2020. Robot-assisted therapy for arm recovery for stroke patients: state of the art and clinical implication. Expert review of medical devices, 17(3), pp.223-233.

[4] Sanchez, O.F.A., Sotelo, J.L.R., Gonzales, M.H. and Hernandez, G.A.M., 2014. Emg dataset in lower limb data set. UCI machine learning repository, 2.

[5] Khadivar, F., Mendez, V., Correia, C., Batzianoulis, I., Billard, A. and Micera, S., 2022. EMG-driven shared human-robot compliant control for in-hand object manipulation in hand prostheses. Journal of Neural Engineering, 19(6), p.066024.

[6] Bouteraa, Y., Abdallah, I.B. and Elmogy, A., 2020. Design and control of an exoskeleton robot with EMG-driven electrical stimulation for upper limb rehabilitation. Industrial Robot: the international journal of robotics research and application, 47(4), pp.489-501.

[7] Ai, Q., Ding, B., Liu, Q. and Meng, W., 2016. A subject-specific EMG-driven musculoskeletal model for applications in lower-limb rehabilitation robotics. International Journal of Humanoid Robotics, 13(03), p.1650005.

[8] Logerstedt, D.S., Ebert, J.R., MacLeod, T.D., Heiderscheit, B.C., Gabbett, T.J. and Eckenrode, B.J., 2022. Effects of and Response to Mechanical Loading on the Knee. Sports Medicine, 52(2), pp.201-235.

[9] Zhang, J., Zhao, Y., Shone, F., Li, Z., Frangi, A.F., Xie, S.Q. and Zhang, Z.Q., 2022. Physics-informed deep learning for musculoskeletal modeling: Predicting muscle forces and joint kinematics from surface EMG. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 31, pp.484-493.

[10] Su, C., Chen, S., Jiang, H. and Chen, Y., 2020. Ankle joint torque prediction based on surface Electromyographic and angular velocity signals. IEEE access, 8, pp.217681-217687.

[11] Keerti and Veer, K., 2021. The Application of Surface Electromyogram Signal in Design of Artificial Limb: A Review. In Applications of Advanced Computing in Systems: Proceedings of International Conference on Advances in Systems, Control and Computing (pp. 83-95). Springer Singapore.

[12] Sree, K.S., Bikku, T., Mounika, S., Ravinder, N., Kumar, M.L. and Prasad, C., 2021, November. EMG controlled bionic robotic arm using artificial intelligence and machine learning. In 2021 Fifth International Conference on I-SMAC (IoT in Social, Mobile, Analytics and Cloud), (I-SMAC) (pp. 548-554). IEEE.

[13] Liu, Y., Li, X., Zhu, A., Zheng, Z. and Zhu, H., 2021. Design and evaluation of a surface electromyography-controlled lightweight upper arm exoskeleton rehabilitation robot. International Journal of Advanced Robotic Systems, 18(3), p.17298814211003461.

[14] Khairuddin, I.M., Sidek, S.N., Majeed, A.P.A., Razman, M.A.M., Puzi, A.A. and Yusof, H.M., 2021. The classification of movement intention through machine learning models: the identification of significant time-domain EMG features. PeerJ Computer Science, 7, p.e379.

[15] Laksono, P.W., Kitamura, T., Muguro, J., Matsushita, K., Sasaki, M. and Amri bin Suhaimi, M.S., 2021. Minimum mapping from EMG signals at human elbow and shoulder movements into two DoF upper-limb robot with machine learning. Machines, 9(3), p.56.

[16] Fricke, C., Alizadeh, J., Zakhary, N., Woost, T.B., Bogdan, M. and Classen, J., 2021. Evaluation of three machine learning algorithms for the automatic classification of EMG patterns in gait disorders. Frontiers in neurology, 12, p.666458.

[17] Triwiyanto, T., Caesarendra, W., Abdullayev, V., Ahmed, A.A. and Herianto, H., 2023. Single Lead EMG signal to Control an Upper Limb Exoskeleton Using Embedded Machine Learning on Raspberry Pi. Journal of Robotics and Control (JRC), 4(1), pp.35-45.

[18] Zhang, Y., Li, P., Zhu, X., Su, S.W., Guo, Q., Xu, P. and Yao, D., 2017. Extracting time-frequency feature of single-channel vastus medialis EMG signals for knee exercise pattern recognition. PloS one, 12(7), p.e0180526.

Copyright © 2023 by ISBME, http://www.ijbme.org - All rights reserved
This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License

[19] Ma, S., Zhang, J., Shi, C., Di, P., Robertson, I.D. and Zhang, Z.Q., 2024. Physics-informed Deep Learning for Muscle Force Prediction with Unlabeled sEMG Signals. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering.

[۲۰] یوسف محمدی، رسول عابدی، نوید ارجمند، غلامرضا عطایی، ناصر فتورائی. «تخمین نیروهای عضلات و مفاصل کمری تحت فعالیت‌های فیزیکی مختلف با استفاده از یک مدل ترکیبی بهینه‌سازی و الکترومایوگرافی از ستون فقرات» مجله مهندسی پزشکی زیستی، دوره ۱۱، شماره ۴، ص. ۳۵۱-۳۶۳، بهمن ۱۳۹۶.

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

Copyright © 2023 by ISBME, http://www.ijbme.org - All rights reserved
This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License