

## **Complete Structural Model of Skeletal Muscle by Considering the Effect of Muscle Spindle and Golgi Tendon Receptors**

**Mahtab Dadkhah, M.Sc, Mahdi Khezri, Assistant Professor, Hamid Mahmoodian, Assistant Professor**

Department of Electrical Engineering, Najafabad Branch, Islamic Azad University, Najafabad, Iran  
[mahtabdadkhah@yahoo.com](mailto:mahtabdadkhah@yahoo.com)  
[mahdi.khezri@pel.iaun.ac.ir](mailto:mahdi.khezri@pel.iaun.ac.ir)  
[h\\_mahmoodian@pel.iaun.ac.ir](mailto:h_mahmoodian@pel.iaun.ac.ir)

### **Abstract:**

This study attempts to present a complete model of skeletal muscle with the aim of describing its behavior accurately. This model is presented with considering the role of spindle and Golgi tendon sensory receptors in muscle function. Muscle spindle and Golgi tendon receptors provide information on changes in muscle length and force, respectively. These data are then sent to the brain and spinal cord, informing them of the current state of the muscle and helping to send motion instructions to the muscle. In this study, an adaptive combination of spindle and Golgi afferents is suggested, due to the change in their activity level and the force produced in the muscle under different functional conditions. Considering the control feedbacks of the afferents in the presented model, can optimize the precise behavior of the muscle under different loads and eliminate the limitations of previous models. The results of the proposed model are in agreement with the experimental results, according to the precise modeling of sensory receptors and different components of skeletal muscle. This model can be used to predict muscle behavior under different functional conditions, to prevent neuromuscular system disorders, as well as to design artificial muscles and different prostheses.

**Keywords:** Skeletal muscle modeling, sensory feedbacks, muscle spindle, Golgi tendon, muscle tension.

**Received:** 6 November 2019

**Revised:** 25 January 2020

**Accepted:** 29 February 2020

**Corresponding Author:** Dr. Mahdi Khezri

**Citation:** M. Dadkhah, M. Khezri, H. Mahmoodian, "Complete structural model of skeletal muscle by considering the effect of muscle spindle and Golgi tendon receptors", Journal of Intelligent Procedures in Electrical Technology, vol. 11, no. 41, pp. 33-45, Spring 2020 (in Persian).

## ارایه یک مدل ساختاری کامل از عضله اسکلتی با در نظر گرفتن اثر گیرنده‌های دوک عضلانی و گلژی تاندون

مهتاب دادخواه، دانش آموخته کارشناسی ارشد، مهدی خضری، استادیار، حمید محمودیان، استادیار

دانشکده مهندسی برق - واحد نجف‌آباد، دانشگاه آزاد اسلامی، نجف‌آباد، ایران

mahtabdakhah@yahoo.com

mahdi.khezri@pel.iaun.ac.ir

h\_mahmoodian@pel.iaun.ac.ir

**چکیده:** در این مقاله سعی بر آن است که مدل کاملی از عضله اسکلتی ارایه شود؛ با این هدف که گویای رفتار آن به‌طور دقیق باشد. این مدل با در نظر گرفتن نقش گیرنده‌های حسی دوک عضلانی و گلژی تاندون در عملکرد عضله ارایه می‌شود. دوک عضلانی و گلژی تاندون به‌ترتیب اطلاعاتی در مورد تغییرات طول و نیروی عضله تولید می‌کنند. این داده‌ها سپس به مغز و نخاع ارسال شده و آنها را از وضعیت فعلی عضله مطلع و در ارسال فرامین حرکتی برای عضله کمک می‌کنند. در این مطالعه ترکیب تطبیقی آوران‌های دوک و گلژی، با توجه به تغییر در سطح فعالیت آن‌ها و نیروی تولید شده در عضله در شرایط مختلف عملکردی، پیشنهاد شده است. در نظر گرفتن بازخوردهای کنترلی آوران‌ها در مدل‌سازی ارایه شده می‌تواند رفتار مطلوب و دقیق عضله را تحت بارهای مختلف ارایه و محدودیت‌های مدل‌های پیشین را برطرف کند. نتایج مدل پیشنهاد شده با توجه به مدل‌سازی دقیق گیرنده‌های حسی و اجزای مختلف عضله اسکلتی، با نتایج تجربی مطابقت داشته است. این مدل می‌تواند برای پیشگویی رفتار عضله در شرایط مختلف عملکردی، جلوگیری از آسیب‌های سیستم عصبی-عضلانی و هم‌چنین طراحی عضلات مصنوعی و پروتزهای مختلف به‌کار رود.

**کلمات کلیدی:** مدل‌سازی عضله اسکلتی، بازخوردهای حسی، دوک عضلانی، گلژی تاندون، نیروی عضله

تاریخ ارسال مقاله: ۱۳۹۸/۸/۱۵

تاریخ بازنگری مقاله: ۱۳۹۸/۱۱/۵

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۸/۱۲/۱۰

نام نویسنده‌ی مسئول: دکتر مهدی خضری

نشانی نویسنده‌ی مسئول: نجف‌آباد - بلوار دانشگاه - دانشگاه آزاد اسلامی واحد نجف‌آباد - دانشکده مهندسی برق

## ۱- مقدمه

مدل‌سازی ماهیچه‌ی اسکلتی با توجه به ساختار فیزیولوژیکی آن و در نظر گرفتن نقش هریک از اجزای تشکیل دهنده و یا با ارزیابی تغییرات طول-نیروی عضله صورت می‌گیرد. در سیستم عضلات اسکلتی، ماهیچه نقش عملگر را داراست که مسئولیت اجرای حرکات را به‌عهده دارد. ویژگی‌های فیزیکی و مکانیکی ماهیچه، جزئی از سیستم کنترل حرکت در بدن محسوب می‌شوند که به پایداری سیستم نیز کمک می‌کنند. تنظیم میزان نیرو و انقباض عضلات و همچنین ترتیب فعال شدن آن‌ها برای ایجاد حرکات ارادی دقیق و پیوسته، از طریق ارتباط عضله با سیستم عصبی مرکزی امکان‌پذیر است. دوک عضلانی و گلژی تاندون اندام‌های حسی در عضلات اسکلتی هستند که اطلاعات طول و نیرو را برای سیستم عصبی مرکزی ارسال می‌کنند. متناسب با داده‌های دریافت شده، فرامین حرکتی سپس از طریق نرون‌های حرکتی سیستم عصبی مرکزی برای عضلات فرستاده می‌شوند.

ماهیچه‌ها قابلیت کشش‌پذیری و انقباض‌پذیری دارند و می‌توانند با توجه به شدت نیروی مورد نظر دچار تغییر شکل شوند. ایجاد رابطه میان نیروی ماهیچه، تغییرات طول و خاصیت تحریک‌پذیری آن می‌تواند راه‌کاری مناسب برای شبیه‌سازی رفتار عضله و مدل‌سازی آن باشد [۱]. به‌طور کلی نیروی تولید شده در عضله را می‌توان ناشی از دو اثر تغییرات طول و تحریکات عصبی وارد شده به آن در نظر گرفت.

در بسیاری از مدل‌های ارائه شده در عضله تنها رابطه بین تغییرات طول-نیرو مدنظر قرار گرفته است؛ و تاثیر تحریکات عصبی به‌صورت یک منبع نیروی ثابت لحاظ شده است. از جمله این مدل‌ها می‌توان به مدل هیل اشاره کرد. در این مدل نیرو با توجه به تغییرات طول در عضله گاستروکنمیوس و سولئوس گربه تعیین شده است. این مدل از عناصر مکانیکی شامل جرم، فنر، دمپر و منبع نیرو تشکیل شده است. ویژگی‌های لختی عضله با جرم و المان‌های الاستیک شامل بافت عضله، تاندون و بافت‌های همبند با فنر مدل شده‌اند. همچنین نیروهای مالشی ما بین فیبرهای عضله با دمپر و اثر تحریکات عصبی در نیروی عضله با منبع نیروی ثابت لحاظ شده‌اند [۲].

در بعضی از مدل‌های ارائه شده برای ماهیچه‌های اسکلتی، به‌منظور بررسی تاثیر گیرنده‌های عصبی حسی دوک و گلژی در رفتار ماهیچه، مدل‌های ساختاری برای هریک از آن‌ها ارائه شده است. به‌عنوان مثال حسن مدلی ارائه داد که پاسخ کشش دوک عضلانی را در ماهیچه سولئوس گربه تعیین می‌کند. ناحیه حسی در مرکز مدل عضله قرار می‌گیرد و در دو طرف ناحیه حسی، نواحی قطبی قرار گرفته‌اند. حسن با طراحی یک کنترلر تناسبی-مشتقی که شامل اطلاعات طول و سرعت عضله است، تغییرات ایجاد شده در عضلات ناحیه حسی که مربوط به ایجاد نرخ آتش اعصاب حسی  $I_a$  و  $II$  است را نشان می‌دهد [۳]. مایلزونیک و لوب، گلژی تاندون را به‌عنوان یک گیرنده حساس به کشش معرفی کردند که اطلاعاتی از حالت فعال کشش ماهیچه‌ها را از طریق اعصاب آوران خود برای سیستم‌های عصبی مرکزی (مغز و نخاع) ارسال می‌کند. مطالعات این مدل مکانیکی روی ماهیچه سولئوس گربه انجام شده است. عناصر انقباضی به‌صورت فنرهای موازی هستند و دیگر عناصر شامل منبع تولید نیرو و دمپر در نظر گرفته شده‌اند [۴].

پروچازکا و گیلارد نیز نقش رفلکس سیگنال‌های حسی اعصاب آوران اندام‌های عضلانی-تاندونی را در گربه مورد بررسی قرار دادند. برای طراحی آوران گلژی تاندون، از یک فیلتر پایین‌گذر استفاده شده است. این مدل شامل ویژگی‌های تاندون، طول-نیرو، سرعت-نیرو و همچنین فعالیت بتا فیوزی نرون‌های حرکتی است. فعالیت اعصاب آوران دوک و گلژی نیز با توابع تبدیلی مدل‌سازی شده است [۵].

در مطالعه وکسلر، یک مدل ریاضیاتی برای پیشگویی نیروی تولید شده در عضله اسکلتی خرگوش معرفی شده است. مدل آن-ها شامل سه معادله دیفرانسیل است که دو معادله دینامیک کلسیم و معادله دیگر دینامیک‌های نیرو را پیاده‌سازی می‌کنند. پارامترهای مدل با استفاده از پالس‌های با فواصل منظم که تولید نیروهای زیرتانیک می‌کردند، تعیین شدند. با مدل پیشنهادی آن‌ها توانستند نیروهای ایزومتریک تولید شده در عضله را پیشگویی کنند [۶]. در مطالعه‌ی دیگری گوران و همکارش، از یک تابع گوسی نامتقارن به‌عنوان روشی جایگزین برای مدل‌های طول-نیروی ارائه شده، استفاده کردند. برای بهینه‌سازی مدل پیشنهادی از روش تطبیق منحنی حداقل مربعات استفاده کردند. از داده‌های شبیه‌سازی شده سارکومر به-

علاوه داده‌های آزمایشگاهی خرگوش به منظور تعیین پارامترهای مدل و تعیین منحنی بهینه طول-نیرو استفاده کردند [۷]. در این پژوهش با در نظر گرفتن جنبه‌های مختلف تاثیرگذاری گیرنده‌های حسی بر روی رشته‌های عصبی ماهیچه، مدلی کامل از عضله با توجه به ویژگی‌های ساختاری و عملکردی آن طراحی شده است. دوک عضلانی و گلژی تاندون به عنوان گیرنده‌های مکانیکی سیستم حس-عمقی بدن در نظر گرفته شده‌اند. سیستم حس-عمقی زیرمجموعه‌ای از سیستم حسی-پیکری است که شامل گیرنده‌ها و مراکز پردازشی در سیستم عصبی است. اطلاعات از این گیرنده‌ها به اعصاب حسی منتقل می‌شود و از آنجا به مراکز بالاتر عصبی هدایت می‌شوند. در مدل ارائه شده در این مطالعه برخلاف مطالعات قبلی که مدل‌سازی نیروی عضله تنها بر مبنای تغییرات طول بوده است، فیدبک گیرنده‌های حسی دوک عضلانی و گلژی تاندون و تأثیر آن‌ها بر روی پاسخدهی عضله نیز مورد توجه قرار گرفته است.

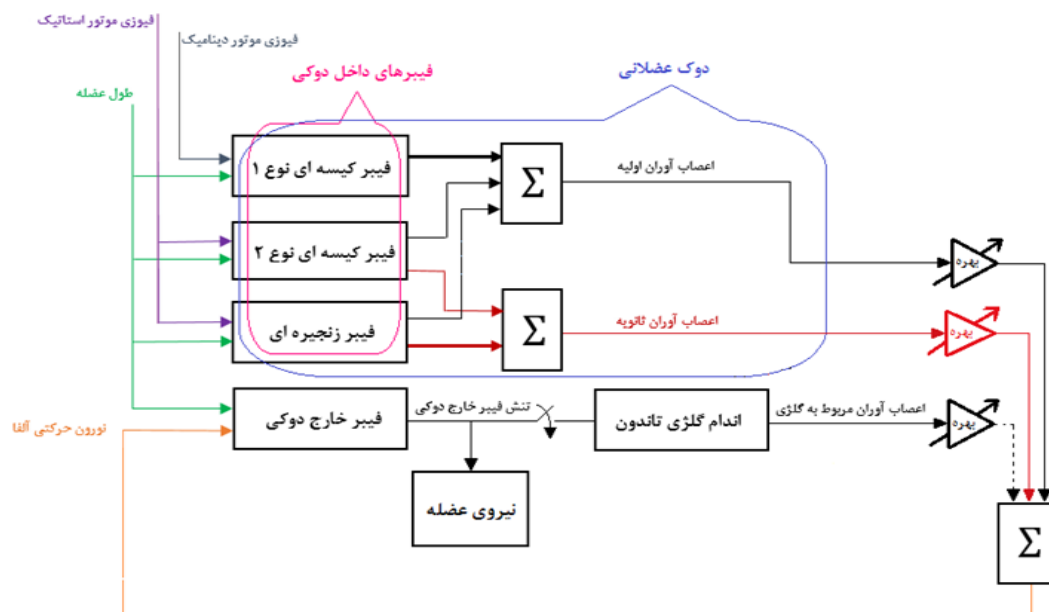
در ادامه این مقاله ابتدا در بخش ۲ به معرفی اجزای مدل سیستم کنترل حرکت در عضله و ترکیب تطبیقی آوران‌های عضله پرداخته شده است. در بخش‌های ۳ و ۴ نیز به ترتیب ارزیابی نتایج و نتیجه‌گیری ارائه شده‌اند.

## ۲- مواد و روش‌ها

در این مطالعه مدل عضله اسکلتی با در نظر گرفتن گیرنده‌های حسی آن به منظور بررسی چگونگی تولید نیروی عضلانی، مدنظر قرار گرفته است. در مدل پیشنهادی همه عناصر ساختاری عضله اسکلتی متشکل از دوک عضلانی، گلژی تاندون و فیبرهای خارج دوکی ماهیچه در نظر گرفته شده‌اند. هم‌چنین با توجه به نیروی مطلوب عضله در شرایط مختلف عملکردی، تأثیر اعصاب آوران (حسی) عضله به صورت ابتکاری و با ترکیب تطبیقی آن‌ها در نظر گرفته می‌شود. اجزای تشکیل دهنده مدل عضله به صورت سیستم بلوک دیاگرامی در شکل (۱) نشان داده شده است.

### ۲-۱- مدل عضله، دوک عضلانی و گلژی تاندون

همانطور که در بلوک دیاگرام شکل (۱) مشخص شده است، نورون‌های حرکتی آلفا وظیفه عصب‌دهی فیبرهای خارج دوکی را به عنوان ورودی بر عهده دارند. این نورون‌ها از طریق اعصاب دستگاه عصبی مرکزی مانند اعصاب مغزی یا نخاعی سبب اعمال تحریک به عضله می‌شوند.



شکل (۱): بلوک دیاگرام مدل سیستم کنترل حرکت پیشنهادی

Figure (1): Block diagram of the proposed model of motor control system

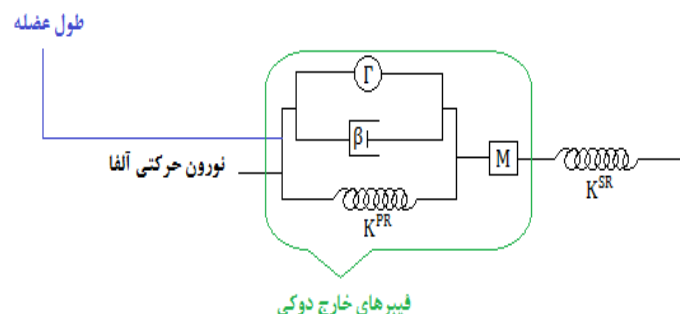
اعصاب آوران از دوک عضلانی و گلژی، داده‌های حس شده در عضله را به نخاع (و یا مغز) هدایت می‌کنند و سپس فرامین حرکتی از طریق نورون حرکتی آلفا به فیبرهای خارج دوکی عضله بازخورد می‌شوند. میزان فعالیت نورون‌های حرکتی آلفا با ترکیب اعصاب آوران مربوط به دوک و گلژی تعیین می‌شود. تحریک نورون حرکتی آلفا سبب فعال شدن فیبرهای خارج دوکی می‌شود. فیبرهای خارج دوکی به صورت موازی با دوک‌های عضلانی قرار گرفته‌اند.

مدل مکانیکی فیبرهای خارج دوکی مشابه مدل هیل از دو فنر تشکیل شده که فنر با ضریب سختی کمتر ( $K^{SR}$ ) مربوط به فیبرهای عضلانی و فنر سخت‌تر ( $K^{PR}$ ) مربوط به بافت‌های هم‌بند (بافت ارتباط دهنده فیبرهای ماهیچه‌ای به یکدیگر و همچنین به استخوان‌ها) است. منبع نیرو  $\Gamma$ ، تحریک عصبی ایجاد شده در فیبرهای عضلانی را نشان می‌دهد. همچنین  $\beta$ ، نماد ویژگی دمپری و نشان دهنده برهم‌پوشانی فیلامان‌های اکتین و میوزین عضله (مدل کننده نیروهای اصطکاکی) است.  $M$  نیز جرم فیبرها را نشان می‌دهد [شکل (۲)] [۱].

یک عضله از تعدادی فیبر عضلانی و بافت هم‌بند تشکیل شده است. فیبرهای عضلانی شامل تعداد زیادی عنصر انقباضی هستند که متشکل از فیلامان‌های اکتین و میوزین است. هر سلول عضلانی شامل زنجیره‌های طولانی از سارکومرها است. سارکومرها واحدهای انقباضی سلول هستند که از رشته‌های نازک (فیلامان‌های اکتین) و ضخیم (پروتئین‌های میوزین) تشکیل شده‌اند. براساس مشخصه طول-نیرو در حالت انقباض، بیشترین اتصال بین اکتین و میوزین وجود داشته (فیلامان اکتین درست میان فیلامان میوزین قرار گرفته و تشکیل پل عرضی را داده است) و بزرگ‌ترین نیروی انقباضی در این حالت حاصل می‌شود.

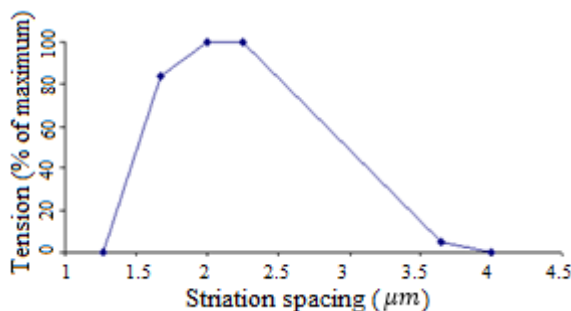
در حالت استراحت، فیلامان‌های متصل به صفحه  $Z$  (مرز بین سارکومرها) هیچگونه برهم‌پوشانی با هم ندارند. در مقابل در حالت انقباض، فیلامان‌های اکتین به فیلامان‌های میوزین متصل شده و به سمت داخل کشیده می‌شوند. بنابراین صفحات  $Z$  متوالی به هم نزدیک‌تر می‌شوند. به دلیل اینکه محل‌های فعال فیلامان‌های اکتین در حالت استراحت توسط یک اتصال پروتئینی به نام اتصال تروپومیوزین-تروپونین پوشیده شده است، اتصال اکتین و میوزین (با وجود گرایش شدید این دو فیلامان برای اتصال) امکان‌پذیر نیست. در حقیقت اتصال تروپونین-تروپومیوزین، فیلامان اکتین را مهار نموده و مانع از اتصال آن به فیلامان میوزین می‌شود. با تحریک فیبر عضلانی، این پروتئین دچار تغییر ساختاری می‌شود. یون‌های کلسیم آزاد می‌شوند و نقش مهاری پروتئین‌ها بر روی اکتین از بین می‌رود.

بدین ترتیب فیلامان‌های اکتین و میوزین به صورت کشویی به‌داخل یکدیگر فرو می‌روند و سبب تولید نیروی انقباضی می‌شوند. باید توجه داشت هنگامی که عضله منقبض می‌شود، فاصله بین صفحات  $Z$  کمتر می‌شود؛ زیرا اکتین و میوزین هم‌پوشانی دارند. به عبارت دیگر در هنگام انقباض، این دو فیلامان به هم می‌چسبند و سبب کوتاه شدن ماهیچه می‌شوند [۸]. اگر طول ماهیچه بزرگتر یا کوچکتر از حالت استراحت آن باشد، نیروی انقباضی کاهش می‌یابد [شکل (۳)]. از طرفی بافت‌های هم‌بند که عناصر انقباضی را پوشانده‌اند، به صورت مولفه‌های الاستیک موازی عمل نموده که معادل یک فنر با مشخصه غیرخطی در نظر گرفته می‌شوند. مقدار نیروی انقباضی به سرعت حرکت عضله نیز بستگی دارد.



شکل (۲): مدل مکانیکی فیبرهای خارج دوکی

Figure (2): Mechanical model of extradural muscle fibers



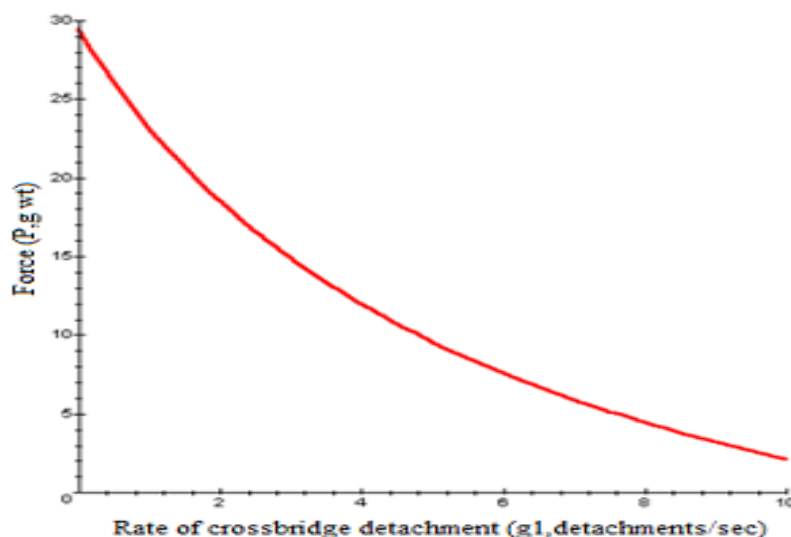
شکل (۳): منحنی نیرو- طول [۹]

Figure (3): Force-Length curve [9]

اصطکاک ناشی از ویسکوزیته بافت‌ها و عملکرد دینامیکی فیلامان‌های اکتین و میوزین عامل اصلی این تغییرات است. هیل رابطه‌ای میان سرعت و نیروی تولید شده توسط یک عضله تحریک شده را ارائه نمود [شکل (۴)]. هنگامی که طول عضله افزایش پیدا می‌کند، شیب رابطه نیرو-سرعت برای سرعت‌های کم، زیاد می‌شود. اندازه‌گیری‌های مربوط به فیبر خارج دوکی برای تخمین طول ناحیه قطبی در فیبرهای داخل دوکی استفاده می‌شود (با فرض اینکه طول تغییرات در ناحیه حسی در مقایسه با ناحیه قطبی، جزئی است).

در رابطه با ساختار دوک عضلانی در مدل عضله ارائه شده می‌توان گفت مدل دوک شامل سه نوع فیبر داخل دوکی (فیبر هسته کیسه‌ای نوع ۱، فیبر هسته کیسه‌ای نوع ۲ و فیبر زنجیره‌ای) است. ساختار هر سه نوع فیبرها شبیه به یکدیگر است؛ لیکن برای پارامترهای هر مدل، مقادیر و ضرایب متفاوتی با توجه به ویژگی‌های فیزیولوژیکی آن‌ها لحاظ شده است [۱]. عصبدهی فیبرهای دوک عضلانی شامل گروه اعصاب آوران اولیه  $I_a$  و اعصاب آوران ثانویه II است.

انتهای فیبرهای کیسه‌ای فراتر از دوک عضلانی گسترش می‌یابد؛ این در حالی است که فیبرهای زنجیره‌ای در محدوده کپسول دوک عضلانی قرار می‌گیرند. عصبدهی فیبرهای بزرگتر، از طریق دنباله‌های اعصاب آوران اولیه انجام می‌شود. پایانه‌های عصبی  $I_a$  به صورت مارپیچ در اطراف هر سه فیبر داخل دوکی قرار می‌گیرند. عصبدهی فیبرهای کوچکتر نیز بر عهده اعصاب آوران ثانویه است. فیوزی موتورها  $\gamma_s$  و  $\gamma_h$  به ترتیب فیبرهای حرکتی گامای استاتیک و دینامیک هستند که به عنوان ورودی‌های عصبی فیبرهای داخل دوکی ایفای نقش می‌کنند.



شکل (۴): منحنی نیرو- سرعت عضله [۹]

Figure (4): Force-velocity curve [9]

لازم به ذکر است پایانه‌های عصبی II، اطراف فیبرهای کیسه‌ای نوع ۲ و زنجیره‌ای قرار دارند. فیوزی موتور گامای دینامیک، فیبرهای کیسه‌ای نوع ۱ و نورون‌های فیوزی موتور گامای استاتیک، فیبرهای کیسه‌ای نوع ۲ و زنجیره‌ای را تحریک می‌کنند [۱۰].

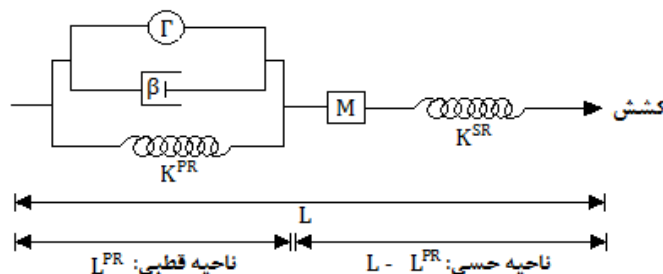
برای هر دوک عضلانی دو ناحیه در نظر گرفته می‌شود: ناحیه حسی و ناحیه قطبی. کشش در ناحیه حسی سبب تحریک رشته‌های آوران، دپلاریزه شدن غشا و افزایش نرخ پتانسیل آتش می‌شود. ناحیه حسی با یک فنر مدل‌سازی شده است که در آن کشش با آتش اعصاب آوران، متناسب است. در ادامه ناحیه حسی فیبرهای داخل دوکی از هر دو طرف، دو ناحیه قطبی وجود دارد. نواحی قطبی شامل فنر غیرفعال موازی با عناصر انقباضی تولید کننده نیروی فعال و عنصر دمپر هستند. نیروی تولید شده در فیبرهای دوک عضلانی، ناشی از تحولات طول یا کشش ایجاد شده در آن‌ها است که با مدل فنر و با ضریب K در نظر گرفته می‌شود. از طرفی نیروی اصطکاک میان فیلامان‌های اکتین و میوزین سبب ایجاد وابستگی نیرو به سرعت کشش اعمال شده بر فیبرهای عضلانی می‌شود. این وابستگی توسط مدل دمپر با ضریب میرایی  $\beta$  نشان داده می‌شود. به طور کلی در حالت انقباض عضله، طول عضله و طول دوک عضلانی کاهش پیدا کرده و نیروی تولیدی و سرعت آن‌ها کاهش می‌یابد. برای مدل کردن این رابطه، به دلیل متناسب بودن نیرو با سرعت، از دمپر موازی با منبع (نیرو) استفاده می‌شود؛ زیرا در دمپر نیز نیرو متناسب با سرعت است. البته این منبع به طول نیز وابسته است که به دلیل متناسب بودن امیدانس و طول در فنر، این مسئله با مدل فنر شبیه‌سازی شده است. بنابراین می‌بایست یک فنر موازی با منبع قرار گیرد (شکل ۵). ساختار مدل مکانیکی هر کدام از فیبرهای داخل دوکی مشابه با مدل مکانیکی فیبرهای خارج دوکی مدل‌سازی شده است. در مدل دوک عضلانی L، طول فیبرها؛  $L^{PR}$ ، طول ناحیه قطبی؛  $L^{SR}$ ، طول اولیه ناحیه حسی؛  $L_N^{SR}$ ، آستانه طول ناحیه حسی؛  $L_{secondary}$ ، طول اولیه ناحیه قطبی و  $L_N^{PR}$ ، نشان‌دهنده طول آستانه ناحیه قطبی است. G، معیار ثابت مربوط به کشش ناحیه حسی در فیبرهای داخل دوکی است. تغییر طولی ایجاد شده در ناحیه حسی هر کدام از فیبرها با عبارت  $(T/K^{SR})$  مطابق رابطه (1) محاسبه شده است [۴]:

$$I_{a,potential} = G \times \left[ \frac{T}{K^{SR}} - (L_N^{SR} - L^{SR}) \right] \quad (1)$$

X نشان دهنده درصدی از آوران ثانویه است که در ناحیه حسی واقع شده است و هنگامی که تحت کشش قرار می‌گیرند با ضرب شدن در G، آتش آوران ثانویه مطابق رابطه (۲) به دست می‌آید [۴]:

$$\Pi_{potential} = G \times \left\{ X \times \frac{L_{secondary}}{L^{SR}} \times \left[ \frac{T}{K^{SR}} - (L_N^{SR} - L^{SR}) \right] + (1 - X) \times \frac{L_{secondary}}{L^{PR}} \left( L - \frac{T}{K^{SR}} - L^{SR} - L_N^{PR} \right) \right\} \quad (2)$$

رابطه‌های (۱) و (۲) به ترتیب نرخ آتش آوران‌های اولیه و ثانویه دوک عضلانی را به دست می‌دهند. اندام‌های گلژی تاندون، گیرنده‌های مکانیکی حساس به کشش هستند که در عضلات اسکلتی پستانداران وجود دارند و اطلاعات مربوط به تنش‌های فعال عضلانی (نیروی کشش عضله) را توسط اعصاب آوران مربوط به خود ( $I_b$ ) به سیستم عصبی مرکزی ارایه می‌دهند.



شکل (۵): مدل مکانیکی فیبرهای داخل دوکی [۴]

Figure (5): Mechanical model of intrafusal muscle fibers [4]

در رابطه با ساختار گلژی تاندون‌ها در مدل عضله ارایه شده می‌توان گفت ساختار این گیرنده‌های حسی ساده‌تر از دوک‌های عضلانی است. آن‌ها از دنباله‌های حسی فیبرهای تاندونی تشکیل شده‌اند [۱۱]. گلژی‌ها به صورت سری در میان فیبرهای

عضلانی و تاندون و آپونورز قرار گرفته‌اند. یک آکسون به هر اندام گلژی وارد شده و در آنجا به شاخه‌هایی منشعب می‌شود و در میان دسته کلاژن‌های گلژی قرار می‌گیرند. از کنار هم قرار گرفتن الیاف کلاژنی و دیپلاریزاسیون دنباله‌های آوران حساس به فشار، غشا دیپلاریزه می‌شود و به آکسون اعصاب آوران گلژی ( $I_b$ )، پتانسیل عمل وارد می‌شود [۱۲].

چندین فیبر ماهیچه‌ای نیز به یک گلژی تاندون متصل است و هر فیبر متعلق به یک واحد حرکتی متفاوت است. انقباض یک واحد حرکتی سبب کشیدگی فیبرهای متصل به تاندون و ایجاد فعالیت در آکسون  $I_b$  می‌شود [۱۳]. اطلاعات گلژی تاندون‌ها به دستگاه عصبی مرکزی رفته و در یک مدار رفلکسی، نیروی لازم برای تنظیم موقعیت هر عضله مشخص می‌شود. تنظیم نیروی وارد شده به عضله از خستگی و پاره شدن آن جلوگیری می‌کند [۱]. در واقع نقش گلژی تاندون در تنظیم نیروی عضله به صورت مهارتی است؛ یعنی در صورت افزایش بیش از حد نیروی عضله و احتمال آسیب رسیدن به آن، آوران‌های گلژی فعال شده و فعالیت نرون‌های حرکتی وارد شده به عضله را مهار می‌کنند. شکل (۶)، مدل مکانیکی گلژی تاندون را نشان داده است. در این مدل هر فیبر ماهیچه‌ای که به اندام گلژی وارد شده است، در ارتباط با دو نوع کلاژن فرعی و برانگیخته قرار می‌گیرد [۱۴].

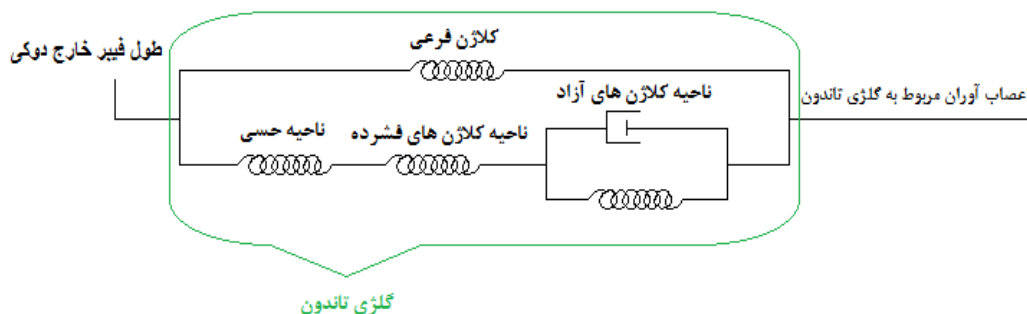
ناحیه حسی نشان دهنده کلاژن‌هایی است که در ارتباط مستقیم با دنباله‌های حسی هستند و با فنر مدل شده‌اند. کلاژن‌های فشرده شده، موازی با یک دمپر قرار گرفته‌اند. دمپر نشان دهنده توانایی رشته‌های کلاژن در بازیابی مجدد رشته‌های کلاژن پس از کشش است.

خروجی مدل اندام گلژی به صورت فعالیت آوران‌ها در نواحی عصب‌دهی در ارتباط با شبکه کلاژنی است و با محاسبه کشش در ناحیه حسی مدل‌سازی شده است. فعالیت آوران‌ها در نواحی عصب‌دهی در ارتباط با N شبکه‌ی کلاژنی، با محاسبه کشش در ناحیه حسی در بهره G بدست می‌آید [رابطه ۳]. در رابطه،  $A^{f-inner}$  سطح مقطع عرضی کلاژن‌های برانگیخته را نشان می‌دهد.  $P^{f-comX}$  نیز بیانگر درصد کلاژن‌های برانگیخته‌ای است که در شبکه کلاژنی مورد انقباض قرار گرفته‌اند. همچنین  $L_{sens-rest}^{com}$  طول ناحیه حسی در حالت اسراحت و  $L_{sens}^{comX}$  طول ناحیه حسی پس از اعمال کشش را نشان می‌دهند [۱۴].

$$I_{b,potential} = G \times \sum_{f=1}^N (P^{f-comX} - A^{f-inner}) \times (L_{sens}^{comX} - L_{sens-rest}^{com}) \quad (3)$$

### ۲-۲- ترکیب تطبیقی آوران‌های عضله

در این پژوهش به منظور تعمیم مدل عضله ارایه شده برای عضلات اسکلتی مختلف (و نه برای عضله‌ای خاص)، از فیلتر تطبیقی حداقل میانگین مربعات در مدل‌سازی فعالیت نوروون حرکتی آلفا استفاده شده است. وزن‌های تطبیقی با توجه به نیروی مطلوب عضله تعیین می‌شوند. شکل (۷) نشان دهنده بلوک دیاگرام فیلتر تطبیقی به کار گرفته شده در مدل است.

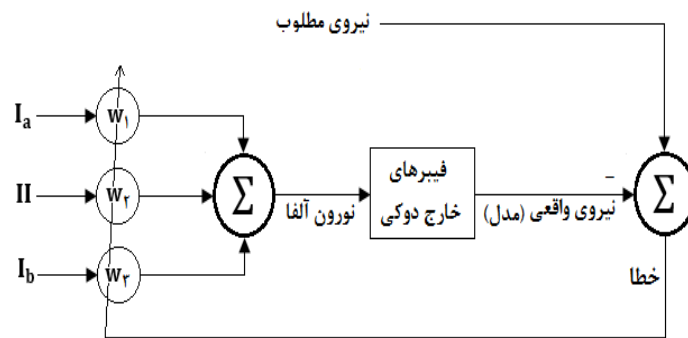


گلژی تاندون

شکل (۶): مدل مکانیکی گلژی تاندون

Figure (6): Mechanical model of Golgi tendon





شکل (۷): بلوک دیاگرام سیستم فیلتر تطبیقی  
Figure (7): Block diagram of the adaptive filter system

$f_r$ ، نیروی واقعی عضله و  $f_d$ ، معرف نیروی مطلوب است. خطای سیگنال از تفاوت مقدار واقعی و مطلوب به دست می آید. مقادیر خطای کمینه به معنای عملکرد بهتر فیلتر در نظر گرفته می شوند [۱۵].  $W_1$ ،  $W_2$  و  $W_3$  نیز به ترتیب بردار وزن مربوط به فعالیت اعصاب آوران  $I_a$ ،  $II$  و  $I_b$  هستند [۱۶].

### ۳- نتایج

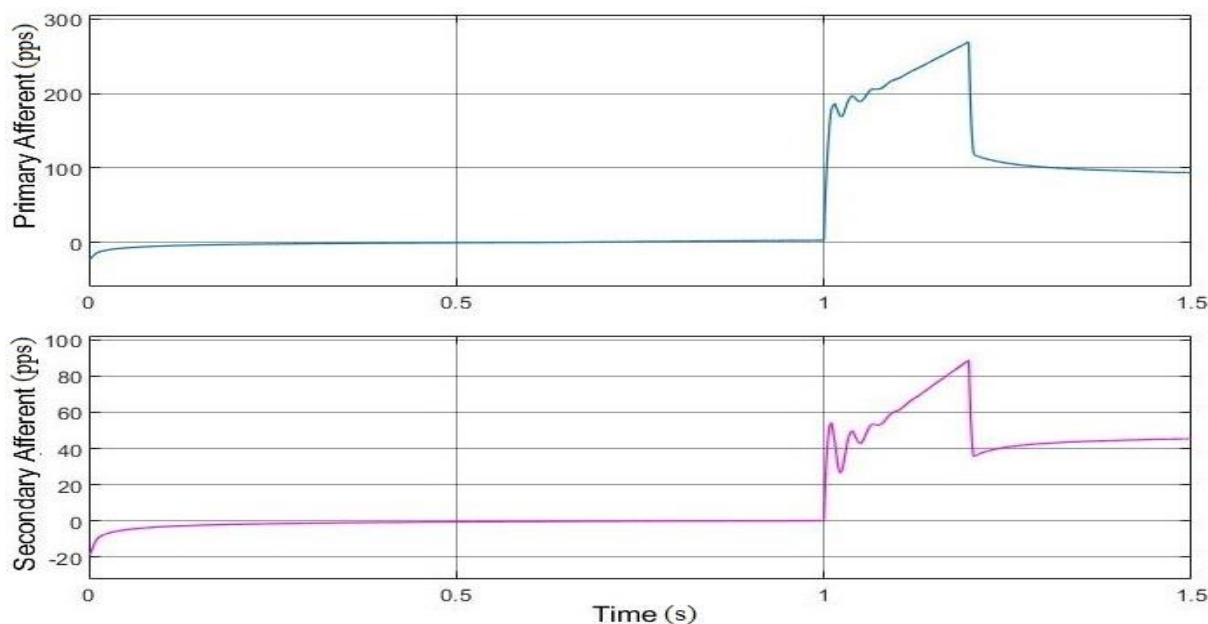
مدل عضله اسکلتی در محیط سیمولینک نرم افزار متلب ۲۰۱۸ پیاده سازی شده است. داده های استفاده شده در این مدل از عضله سولئوس و گاستروکمیوس گربه به دست آمده است. در این مدل عضله تحت کشش رمپ و هولد با سرعت ۳۰ mm/s قرار گرفته است. همانطور که اشاره شد نیروی عضله از تنش ایجاد شده در فیبرهای خارج دوکی حاصل می شود. بازخوردهای اعصاب آوران  $I_a$ ،  $II$  و  $I_b$  سبب تحریک نورون حرکتی آلفا و تولید نیرو در فیبرهای خارج دوکی می شود. در رابطه با عملکرد  $I_a$  و  $II$  می توان گفت به ازای یک کشش رمپ و هلد اعمال شده، در ناحیه شیب متناسب با افزایش طول عضله فعالیت آوران های اولیه و ثانویه نیز افزایش می یابد؛ که نرخ افزایش برای اعصاب اولیه بیشتر از ثانویه است [شکل (۸)]. این با توجه به ویژگی های دینامیکی پایانه های اولیه توجه پذیر است. در عوض پایانه های ثانویه نرخ آتش بیشتری در شرایط استاتیک (حالت بدون تغییر در طول عضله) به طور نسبی دارند. درحالی که به علاوه تغییرات طول، اثر فیوزی موتورهای گامای دینامیک و استاتیک را در نظر بگیریم، نرخ آتش آوران ها نسبت به حالت بدون آن ها افزایش پیدا خواهد کرد. در رشته های آوران  $I_a$ ، تحریک فیوزی موتور دینامیک، باعث افزایش قابل توجه حساسیت کششی می شود. در گروه آوران  $II$ ، تحریک گامای استاتیک سبب افزایش حساسیت استاتیک و بایاس می شود.

شکل (۹) پاسخ آوران های اولیه و ثانویه دوک عضلانی را به ازای دو کشش رمپ و هلد با مدل دوک عضلانی ویلیامز برای اندام های فوقانی بدن انسان و مدل مایلزونیک برای عضله سولئوس گربه ارائه می کند. لازم به ذکر است نتایج به دست آمده از عملکرد دوک عضلانی مایلزونیک مشابه با پاسخ دوک عضلانی در مدل ارائه شده در این مقاله است [شکل (۸)]. این نتایج در پاسخ به کشش در سطوح مختلف فعالیت فیوزی موتور (نورون های حرکتی گاما) قابل مقایسه است.

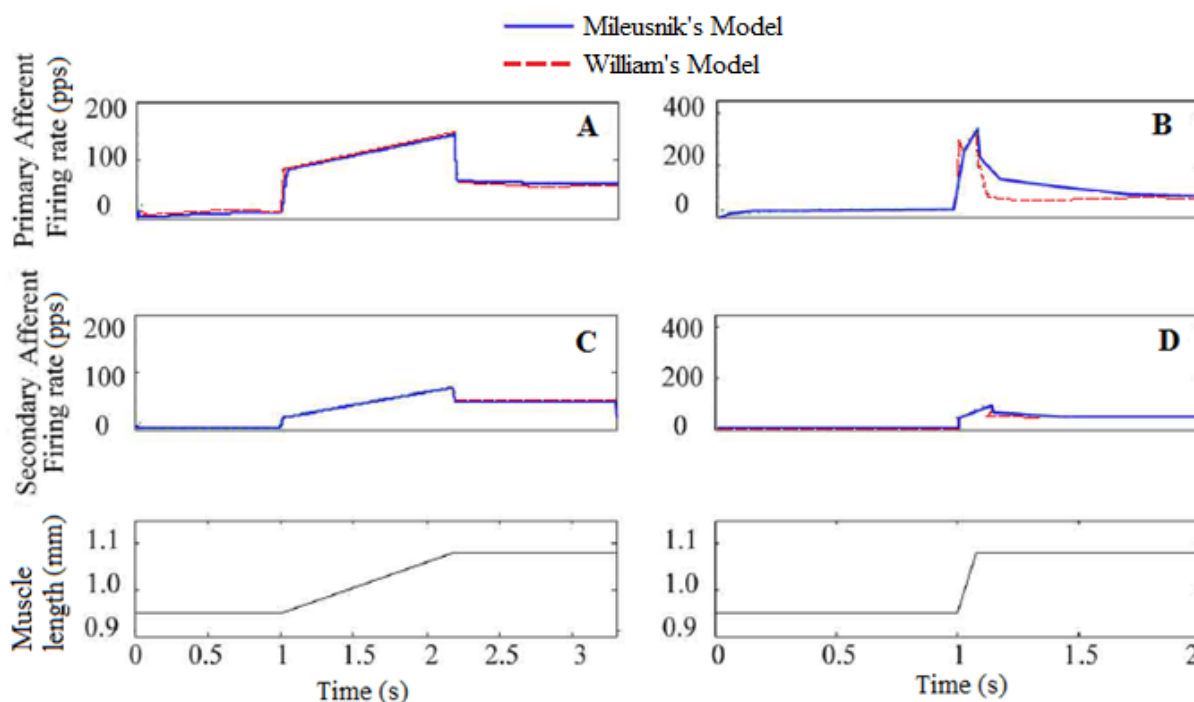
A و B، آتش آوران اولیه در شرایط حضور تحریک فیوزی موتور دینامیک و نمودارهای D و C، نرخ آتش آوران ثانویه در حضور تحریک فیوزی موتور دینامیک را نشان می دهند. به طور کلی در پاسخ آوران اولیه و ثانویه با افزایش کشش اعمال شده، نرخ آتش آوران نیز افزایش می یابد. نتایج به دست آمده از پاسخ آوران های عصبی در مدل ارائه شده در این مقاله با ورودی یکسان در شکل (۸) با پاسخ های ارائه شده در شکل (۹) مطابقت دارد [۱۷].

پاسخ های آوران  $I_b$  گلژی نیز در طول فعالیت واحد حرکتی فیبر عضلانی S (آهسته) در مطالعات گذشته بررسی شده است [۱۸]. هر واحد حرکتی به طور معمول شامل یک یا دو فیبر عضلانی است که به گلژی تاندون وارد می شوند. نتایج خروجی اعصاب آوران مدل گلژی تاندون از رقابت میان خروجی های آوران دو شبکه کلاژنی حاصل می شود. آتش آوران شبکه کلاژنی

بر اساس کشش در ناحیه حسی آن مدل‌سازی شده است. هر چه کشش یا نیروی اعمال شده به گلژی بیشتر باشد، فرکانس تحریک نیز افزایش می‌یابد.



شکل (۸): پاسخ اعصاب آوران Ia و II  
Figure (8): Ia and II afferent responses



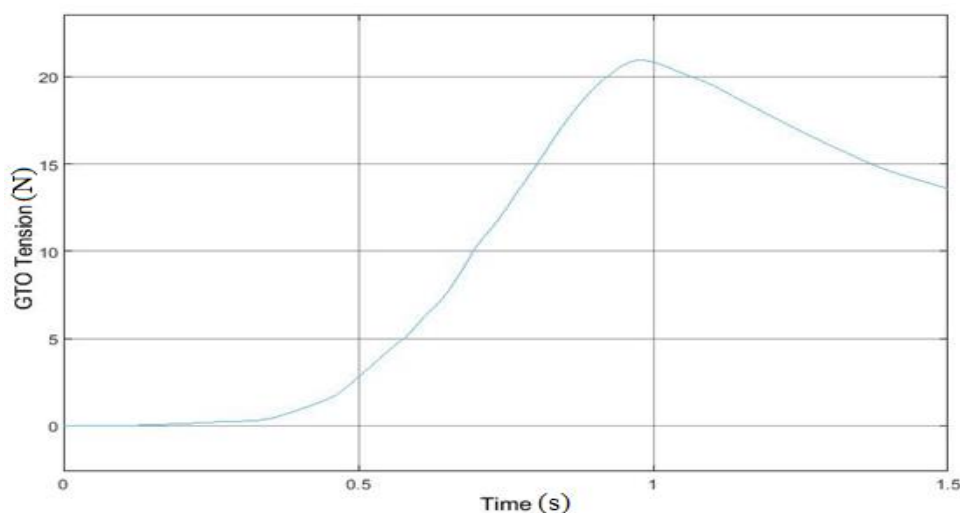
شکل (۹): آتش آوران اولیه و ثانویه به ازای دو کشش رمپ و هلد اعمال شده [17]  
Figure (9): Firing rate of primary and secondary afferents for the two applied ramp and hold inputs [17]

از طرفی نیروی کلی عضله در فیبرهای خارج دوکی تولید می‌شود که از ترکیب روابط کششی دوک، گلژی تاندون و فیبرهای خارج دوکی حاصل می‌شود. شکل (۱۰) تغییرات نیروی ایجاد شده در مدل گلژی تاندون را نشان می‌دهد.

نمودار نیروی ایجاد شده در واقع نشان‌دهنده برهم‌پوشانی فیلامان‌های اکتین و میوزین و تأثیر آن بر کشش یا انقباض ایجاد شده در عضله است. در ابتدا عضله از حالت استراحت، تحت انقباض (یا کشش) قرار می‌گیرد. فیلامان‌های اکتین و میوزین در فاصله‌ای نسبی از یکدیگر قرار دارند و با اعمال انقباض به یکدیگر نزدیک می‌شوند، تا جایی که پل متقاطع تشکیل می‌دهند. حرکات کشویی این فیلامان‌ها سبب افزایش نیروی انقباضی می‌شود، تا جایی که کاملاً روی یکدیگر قرار می‌گیرند. نمودارهای نیروی ایجاد شده در گلژی تاندون و نیروی کلی عضله به ترتیب در شکل‌های (۱۰) و (۱۲) نشان داده شده‌اند. یکسان بودن روند نیروی گلژی و نیروی کل عضله نشان‌دهنده این است که با افزایش نیروی عضله، نیروی گلژی نیز افزایش پیدا می‌کند تا از افزایش بیش از حد نیروی کل عضله جلوگیری کند.

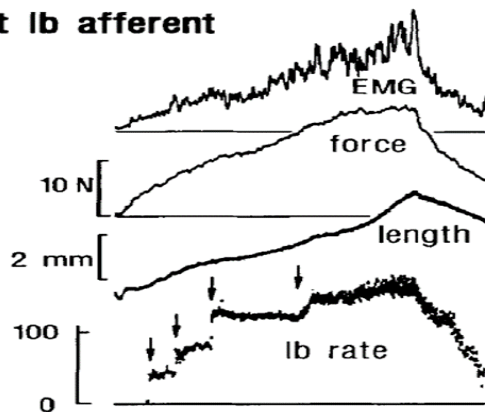
شکل (۱۱) نشان‌دهنده فعالیت آوران گلژی تاندون در عضله پای گربه است. بازه نیروی ایجاد شده تقریباً ۲۰ نیوتن و طول عضله در حدود ۴ میلی‌متر بوده است. فعالیت آتش اعصاب آوران  $I_b$  در گربه، معمولاً در بازه ۰ تا ۱۵۰ imp/s در طول انقباض فعال ماهیچه در حالت قدم زدن تغییر می‌کند. فلش‌های نشان داده شده در نمودار نرخ آتش  $I_b$ ، آتش آوران مربوط به واحدهای حرکتی را مشخص کرده است [۱۹].

در مقایسه نمودارهای نشان‌دهنده نیروی ایجاد شده توسط گلژی تاندون در شکل (۱۰) و شکل (۱۱)، می‌توان گفت فعالیت گلژی تاندون به صورت صحیح مدل‌سازی شده است. از طرفی هر چه نیروی اعمال شده به گلژی تاندون بیشتر باشد، فرکانس تحریک نیز افزایش می‌یابد. لازم به ذکر است نمودار مربوط به نیروی حاصل از مدل فیبرهای خارج دوکی به عنوان ورودی مدل گلژی تاندون در نظر گرفته می‌شود. به همین دلیل حالت کلی نیروی حاصل از فعالیت گلژی تاندون مشابه با نیروی فیبرهای خارج دوکی به دست می‌آید. اگر سطح نیروی تولید شده در عضله از مقدار بیشینه قابل تحمل آن بیشتر شود، مسیر گلژی فعال می‌شود تا با اعمال اثر مهارى خود، سطح نیرو را تنظیم و از افزایش بی‌رویه آن جلوگیری کند. با مقایسه روند ایجاد و بازه نیروی کلی عضلانی در مدل ارایه شده با نتایج به دست آمده توسط هرزوغ [شکل (۱۳)]، می‌توان گفت نیروی عضله در مدل ارایه شده با ثبت تجربی نیروی کلی عضلانی مطابقت داشته است [۲۰].



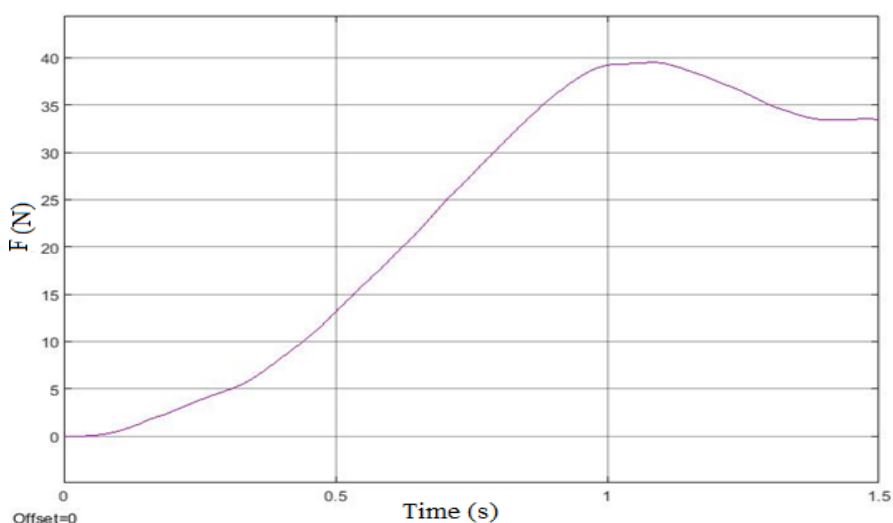
شکل (۱۰): نیروی گلژی تاندون  
Figure (10): Golgi tendon force

cat lb afferent



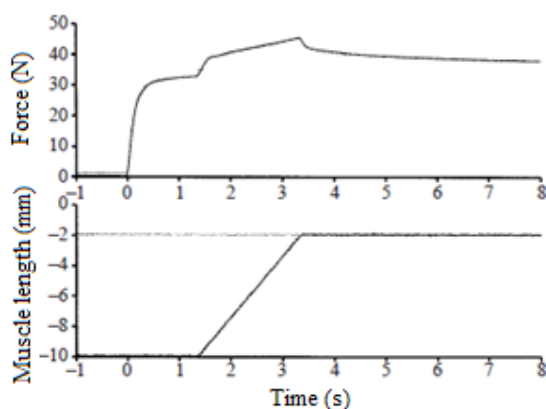
شکل (۱۱): نرخ آتش آوران گلژی در عضله مچ پای گربه [۱۹]

Figure (11): Golgi Tendon afferent firing rate of ankle muscle in cat [19]



شکل (۱۲): نیروی کلی عضله در مدل پیشنهادی

Figure (12): Total muscle force in the proposed model



شکل (۱۳): نیروی کلی عضله در مدل هرزوک [۲۰]

Figure (13): Total force of the Herzog muscle model

#### ۴- نتیجه گیری

در این مقاله، مدل کاملی از عضله اسکلتی با در نظر گرفتن بازخورد گیرنده‌های حسی ارایه شده است. مدل پیشنهادی ویژگی‌های اجزای مختلف تشکیل‌دهنده عضله را در نظر می‌گیرد. نقش دوک عضلانی و گلژی تاندون به‌عنوان دو گیرنده‌ی حسی تولیدکننده خروجی‌های عصبی عضله، در میزان نیروی ایجاد شده در نظر گرفته شده‌اند. دوک عضلانی و گلژی به ترتیب داده‌های حسی در مورد تغییرات طول و نیروی عضله را برای مراکز عصبی ارسال می‌کنند. با توجه به این داده‌ها، سپس فعالیت نرون‌های حرکتی آلفا که فرامین حرکتی را به عضله منتقل می‌کنند، تنظیم می‌شود. در نهایت تحریک وارد شده به عضله در کنار کشش اعمال شده به آن، میزان نیروی عضله را در شرایط مختلف تعیین می‌کنند. در مطالعه حاضر، فعالیت نرون‌های حرکتی آلفا به‌صورت ترکیب تطبیقی آوران‌های دوک عضلانی و گلژی مدل شده است. با توجه به در نظر گرفتن همه اجزای تاثیرگذار در پاسخ یک عضله اسکلتی، مدل ارایه شده یک مدل ساختاری کامل است که می‌تواند رفتار عضلات مختلف را تحت بارهای اعمال شده پیشگویی کند. به‌دلیل مطابقت نتایج مدل با محدوده بیولوژیکی ثبت‌های واقعی از عضله، این مدل می‌تواند به‌عنوان یک مدل کامل برای ماهیچه اسکلتی مورد استفاده قرار بگیرد.

#### References

##### مراجع

- [1] C. K. Lin, P. E. Crago, "Structural model of the muscle spindle", *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 30, no. 1, pp. 68-83, Jan. 2002 (doi: 10.1114/1.1433488).
- [2] A. V. Hill, "The heat of shortening and the dynamic constant of muscle", *Proceedings of The Royal Society B*, vol. 126, no. 843, pp. 136-195, Oct. 1938 (<https://doi.org/10.1098/rspb.1938.0050>).
- [3] Z. A. Hasan, "A model of spindle afferent response to muscle stretch", *Journal of Neurophysiology*, vol. 49, no. 4, pp. 989-1006, April 1983 (doi: 10.1152/jn.1983.49.4.989).
- [4] M. P. Mileusnic, J. E. Brown, N. Lan, G. E. Loeb, "Mathematical models of proprioceptors. I. control and transduction in the muscle spindle", *Journal of Neurophysiology*, vol. 96, pp. 1789-1802, Mar. 2006 (doi: 10.1152/jn.00868.2005).
- [5] A. Prochazka, D. Gillard, D. J. Bennett, "Implications of positive feedback in the control of movement", *Journal of Neurophysiology*, vol. 77, Issue. 6, pp. 3237-3251, June. 1997 (doi: 10.1152/jn.1997.77.6.3237).
- [6] A. S. Wexler, J. Ding, S. A. Binder-Macleod, "A mathematical model that predicts skeletal muscle force", *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 44, no. 5, pp. 337-348, May. 1997.
- [7] G. A. Mohammed, M. Hou, "Optimization of active muscle force-length models using least squares curve fitting", *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 63, no. 3, pp. 630-635, Mar. 2016 (doi: 10.1109/tbme.2015.2467169).
- [8] F. Toohidkhah, N. Lahimgarzadeh, Y. Mohammadali Morghi, "Motor control in humans", AmirKabir University Press, 1395 (in Persian).
- [9] A. M. Gordan, A. F. Huxley, F. J. Julian, "The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibers", *Journal of Physiology*, 184, pp. 170-192, 1966 (doi: 10.1113/jphysiol.1966.sp007909).
- [10] U. Proske, S. C. Gandevia, "The proprioceptive senses: their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force", *Physiological Reviews*, vol. 92, no. 4, pp. 1651-1697, Oct. 2012 (doi: 10.1152/physrev.00048.2011).
- [11] S. Roatta, M. Passatore, "Muscle sensory receptors", Wiley, *Encyclopedia of Biomedical Engineering*, April 2006 (<https://doi.org/10.1002/9780471740360.ebs0809>).

- [12] G. E. Loeb, M. Mileusnic, "Proprioceptors and models of transduction", Springer, Scholarpedia of Touch. Scholarpedia. Atlantis Press, Paris, pp. 437-465, Nov. 2016.
- [13] U. Proske, S. C. Gandevia, "The proprioceptive senses: their roles in signaling body shape, body position and movement, and muscle force", *Journal of Neurophysiology*, vol. 92, no. 4, pp. 1651-1697, Oct. 2012 (doi: 10.1152/physrev.00048.2011).
- [14] M. P. Mileusnic, J. E. Brown, N. Lan, G. E. Loeb, "Mathematical models of proprioceptors. II. Structure and function of the golgi tendon organ", *Journal of Neurophysiology*, vol. 96, no. 4, pp. 1772-1788, Mar. 2006 (doi: 10.1152/jn.00869.2005).
- [15] A. Zaknich, "Principles of adaptive filters and self-learning systems", Springer, Advanced Textbooks in Control and Signal processing Book Series, 2005.
- [16] B. Widrow, J. McCool, M. Ball, "The complex LMS algorithm", *Proceedings of IEEE*, vol. 63, no. 4, April 1975 (doi: 10.1109/proc.1975.9807).
- [17] I. Williams, T. G. Constandinou, "Computationally efficient modeling of proprioceptive signals in the upper limb for prostheses: a simulation study", *Frontiers in Neuroscience*, June. 2014 (doi: 10.3389/fnins.2014.00181).
- [18] J. E. Gregory, U. Proske, "The responses of golgi tendon organs to stimulation of different combinations of motor units", *The Journal of Physiology*, vol. 295, no. 1, pp. 251-262, Oct. 1979 (doi: 10.1113/jphysiol.1979.sp012966).
- [19] A. Prochazka, "Proprioceptive feedback and movement regulation", *Comprehensive Physiology*, Wiley, Jan. 2011 (doi: 10.1002/cphy.cp120103).
- [20] W. Herzog, T. R. Leonard, "Force enhancement following stretching of skeletal muscle", *Journal of Experimental Biology*, pp. 1283-1275, 2002.