

تعیین نیرو در کاراندازهای عضله تاندون مختلف با استفاده از شبکه‌ی عصبی

دکتر محسن صادقی مهر^۱، دکتر داود نادری^۱، مصباح‌الرضا شریفی^۲

چکیده

مقدمه: وابستگی نیروی عضلانی به عوامل متعدد، باعث ایجاد محدودیت‌هایی در ارابه‌ی یک رابطه‌ی ریاضی صریح به منظور پیش‌بینی نیروی عضلانی گشته است. به علت اهمیت این رابطه در مسایل مختلف اسکلت عضلانی و در زمینه‌ی آنالیز حرکت، ارابه‌ی راهکارهایی برای تخمین تئوری نیروی عضلانی امری ضروری است. هر چند در مطالعات مختلف، روابط گوناگونی برای این منظور مطرح شده است، اما پیچیدگی ارتباط میان نیروی ایجاد شده در عضله و عوامل مؤثر در آن، باعث شده است تا تلاش برای ارابه‌ی یک رابطه‌ی ریاضی جامع با بازده محاسباتی بالا با مشکلات زیادی روبه‌رو شود. بنابراین روابط ارابه شده یا جامعیت لازم برای کاربرد در کاراندازهای عضله تاندون مختلف را ندارند و یا به شدت غیر خطی و حجیم هستند و دارای بازده محاسباتی مناسبی نیستند.

روش‌ها: در این پژوهش پس از مرور روابط ریاضی مختلف ارابه شده برای پیش‌بینی نیروی عضلانی، از یک شبکه‌ی عصبی برای تخمین نیرو در کاراندازهای عضله تاندون استفاده شده است.

یافته‌ها: در این پژوهش یک مدل با بازده محاسباتی بالا و پارامترهای محدود ارابه گردید که می‌تواند برای برآورد نیروی ایجاد شده در کاراندازهای عضله تاندون در طول و سرعت‌های انقباض متفاوت مورد استفاده قرار گیرد.

نتیجه‌گیری: به کارگیری شبکه‌ی عصبی مصنوعی ما را قادر به برآورد سریع‌تر و دقیق‌تر نیروی عضلانی در شرایط مختلف می‌سازد. در اصل، این روش باعث افزایش راندمان محاسباتی و یا به عبارتی کاهش زمان حل خواهد شد.

واژگان کلیدی: شبکه‌ی عصبی، کارانداز عضله تاندون، مدل‌سازی ریاضی، مدل عضلانی

مقدمه

Hanson بیشتر مورد توجه قرار گرفت (۱). گروه دوم از مطالعات با الهام از مدل Hill (۲) و در نظر گرفتن المان‌های مکانیکی (المان‌های الاستیک و انقباضی) و شیوه‌های مختلف اتصال آن‌ها (۳) به بررسی انقباض عضلانی می‌پردازند. با توجه به تعداد کمتر پارامترهای مؤثر در مطالعات گروه دوم، این دسته از مطالعات به لحاظ هزینه‌ی محاسباتی مناسب‌تر و از دیدگاه مهندسی بیشتر مورد توجه هستند. نیروی ایجاد شده در عضله تابع عوامل مختلفی مانند سرعت انقباض (۴)، طول عضله (۵)، میزان و چگونگی تحریک (۹-۶)، تأثیر تاندون (۱۲-۱۰)، دما (۱۳)، سن (۱۴)،

رشته‌های عضلانی به واسطه‌ی یک سلسله واکنش‌های شیمیایی که به وسیله‌ی تحریک الکتریکی سیستم عصبی مرکزی کنترل می‌شوند، قادر به ایجاد نیرو هستند. این ویژگی منحصر به فرد باعث شده است تا تحقیقات مختلفی در زمینه‌ی شناخت ساختار و چگونگی انقباض عضلانی صورت گیرد. به طور کلی، مطالعات در زمینه‌ی انقباض عضلانی به دو گروه قابل تقسیم است. گروه اول مطالعات به بررسی انقباض عضلانی در مقیاس میکروسکوپی می‌پردازد که پس از کشف فیلامنت‌های عضلانی توسط Huxley و

^۱ استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده‌ی مهندسی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان

^۲ کارشناس ارشد، گروه مهندسی معدن، گروه مهندسی، دانشگاه بوعلی سینا همدان

نویسنده‌ی مسؤول: مصباح‌الرضا شریفی

طول آزاد تاندون (نسبت طول آزاد تاندون به طول بهینه ی عضله) نیروی ایجاد شده در هر کارانداز عضله تاندون در شرایط مختلف طول، سرعت و میزان فعالیت قابل محاسبه است. مقایسه ی نتایج به دست آمده با نتایج تجربی و نتایج حاصل از روابط ریاضی مختلف، قابلیت روش ذکر شده در پیش بینی نیروی عضلانی را به وضوح نمایان می سازد.

روش ها

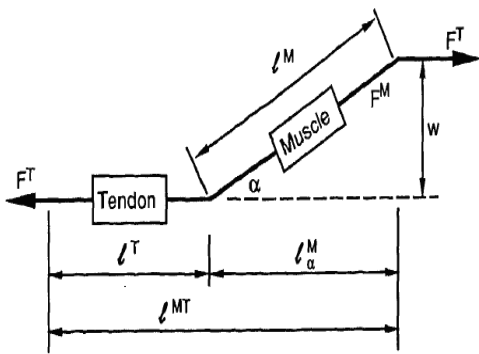
۱- مدل عضلانی

در مطالعات موجود در زمینه ی رفتار عضله، بیشتر سه عامل اساسی طول، سرعت انقباض و میزان فعالیت عضله مورد توجه قرار گرفته است که نتیجه ی آن به ترتیب منجر به ارایه ی روابط نیرو- طول، نیرو- سرعت و روابط مربوط به تحریک عصبی- انقباض شده است. در این بخش، هر یک از این روابط به صورت مختصر تعریف و روابط ریاضی ارایه شده برای آن ها مورد بررسی قرار گرفته است.

۱.۱ رابطه ی نیرو- طول

Deleze به این نکته پی برد که نیروی تیتانیک عضله در یک طول مشخص به مقدار بیشینه می رسد و با افزایش طول عضله به طول های بیش از این مقدار، نیروی عضلانی ابتدا کاهش و سپس افزایش می یابد. هر چند بیان مشاهدات Deleze به طور کامل کیفی بود، اما در آن تطابق نسبی مطلوبی با نتایج مختلف تجربی وجود داشت. به همین علت، اظهارات وی پایه ی بسیاری از مطالعات بعدی قرار گرفت (۵، ۲۵). با ارایه ی تئوری فیلامنت های لغزان، یک رابطه ی خطی و ابتدایی بین نیروی ایجاد شده در عضله و طول سارکومیر تعریف شد. اما عملکرد عضله در یک سیستم اسکلتی-

فاکتورهای میکروسکوپی و فاکتورهای مختلف دیگر (۱۷-۱۵، ۱۱) است؛ بنابراین یافتن یک رابطه ی ریاضی صریح و به نسبت ساده که بتواند تمامی این پارامترها را پوشش دهد و نیروی عضلانی را در شرایط مختلف پیش بینی نماید، دور از ذهن به نظر می رسد. لزوم ارایه ی این رابطه در بررسی دینامیک حرکت در سیستم های اسکلت عضلانی هم در دینامیک مستقیم (۱۸) و هم در دینامیک معکوس (۱۹) بیشتر نمایان می شود؛ چرا که لازمه ی حل این گونه مسایل، برآورد نیروی عضلانی به صورت مکرر در شرایط مختلف موجود در مراحل متوالی حل است. هر چند، روابط مختلفی برای پیش بینی نیروی عضلانی در شرایط مختلف ارایه شده است، اما پاره ای از روابط ارایه شده دارای دقت و انعطاف پذیری کمی هستند (۱۹) و مدل های با دقت مناسب تر روابطی حجیم و بسیار غیر خطی دارند (۲۰) و یا تعیین پارامترهای مورد نیاز در روابط ذکر شده به سهولت امکان پذیر نیست (۲۱، ۱۸). بنابراین ارایه ی یک رابطه بر اساس پارامترهای مختلف عضلانی که به سادگی در دسترس (۲۲) و یا قابل محاسبه باشند (۲۳)، دارای اهمیت زیادی است (لازم به ذکر است مقادیر مربوط به پارامترهای ذکر شده، به طور معمول حاصل اندازه گیری بر روی جسد هستند، بنابراین می بایستی با استفاده از راهکارهایی به مقادیر قابل استفاده تبدیل شوند (۲۴). در این تحقیق، پس از بررسی بسیاری از روابط ریاضی ارایه شده از دهه ی ۳۰ میلادی تا حال حاضر، از یک شبکه ی عصبی به منظور برآورد نیروی عضلانی استفاده شده است. عملکرد این شبکه به گونه ای است که با توجه به پارامترهایی مانند نیروی ایزومتریک عضله، سرعت انقباض بیشینه و نسبت



شکل ۱. در نظر گرفتن عضله و تاندون به صورت یک کارانداز واحد در مدل عضله-تاندون Zajac (۱۱).

$$f^{muscle} = \exp \left[- \left(\frac{(\varepsilon + 1)^\beta - 1}{\omega} \right)^p \right] \quad (3)$$

ε = muscle strain; l = muscle length
 β = skewness constant; p = roundness
 ω = width constant

سپس این رابطه توسط Baratta و همکاران برای عضلات دارای چندین نوار عضلانی اصلاح شد (۲۱).

$$f^{muscle} = \sum k_j \exp \left[- \left(\frac{(\varepsilon + 1)^\beta - 1}{\omega} \right)^{p_j} \right] \quad (4)$$

البته روابط غیر خطی دیگری نیز برای پیش‌بینی رابطه‌ی نیرو-طول ارائه شده است، مانند روابط ارائه شده توسط Stelzer و Stryk (۱۸) و Pennestri و همکاران (۱۹) که در معادلات ۵ و ۶ به ترتیب نمایش داده شده است.

$$\tilde{f}^{active} = \begin{cases} \exp \left[- \frac{1}{c_1} \left(1 - \frac{l^m}{l_o^m} \right)^3 \right]; & l^m \leq 1.1l_o^m \\ \exp \left[- \frac{1}{c_2} \left(\frac{l^m}{1.1l_o^m} - 1 \right)^3 \right]; & l^m > 1.1l_o^m \end{cases} \quad (5)$$

$$\tilde{f}^{active} = \exp \left[-40(x - 0.95)^4 + (x - 0.95)^2 \right] \quad (6)$$

$$x = \frac{l^{mt}}{l_o^{mt}}$$

عضلانی مستقل از دیگر اعضا نیست؛ به عبارت دیگر، اندام‌های مختلفی مانند تاندون و اپینیورسیس (تاندون داخلی) اعضای جدایی ناپذیر عضله هستند که با خصوصیات ویژه (۱۲) تأثیر مهمی در عملکرد عضله دارند.

وجود تاندون باعث کاهش میزان نیروی ایزومتریک عضله می‌شود و نقطه‌ی بیشینه‌ی منحنی نیرو-طول را به نقطه‌ای با طول بیشتر منتقل می‌کند (۱۱-۱۰). تأثیر تاندون بر عملکرد عضله برای اولین بار توسط Zajac (۱۱) مورد بررسی قرار گرفت. او با در نظر گرفتن تاندون به عنوان یک عضو الاستیک خطی، به صورت سری با مدل Hill، اثر تاندون را در عملکرد عضله مورد بررسی قرار داد (شکل ۱). در زمینه‌ی رابطه‌ی نیرو-طول عضله، مطالعات مختلفی صورت گرفته است و روابط ریاضی مختلفی برای برآورد نیروی عضلانی ارائه شده است. از جمله معادله‌ی چند جمله‌ای مطرح شده توسط Meijer (۲۶) و یا معادله‌ی مشابه ارائه شده توسط Lemos و همکاران (۱۰) که در معادلات ۱ و ۲ نشان داده شده است.

هر چند روابط چند جمله‌ای تخمینی از رفتار نیرو-طول عضله ارائه می‌دهند، اما قادر به پیش‌بینی مناسب شیب منحنی نیرو-طول در نیروهای کم نیستند، روابط نمایشی ارائه شده در دیگر مطالعات این مشکل را مرتفع ساخت. Otten یک رابطه‌ی نمایشی برای پیش‌بینی نیروی عضلانی در طول‌های مختلف به صورت زیر ارائه داد (۲۷).

$$f^{muscle} = a_0 + a_1 l_{ma} + \dots + a_n l_{ma}^n \quad (1)$$

l_{ma} = active muscle length

$$f^{muscle} = a_1 r^2 + a_2 r + a_3; \quad r = \frac{l^{muscle}}{l^{muscle}_{optimum}} \quad (2)$$

۲.۱ رابطه‌ی نیرو-سرعت

علاوه بر طول عضله، سرعت انقباض عضلانی نیز در نیروی ایجاد شده در یک عضله مؤثر است. رابطه‌ی بین نیروی ایزوتونیک و سرعت انقباض برای نخستین بار توسط Marsh و Fenn مورد بررسی قرار گرفت (۲۸) که در مطالعه‌ی آن‌ها یک رابطه‌ی لگاریتمی برای پیش‌بینی نیروی عضلانی به صورت زیر ارائه شد (۲۸).

$$\log(f^{muscle} + kv) = \log(F_i^m) - av \log(e) \quad (۷)$$

در این معادله، F_i^m نیروی ایزومتریک عضله و kv نیروی ایجاد شده در مقابل سرعت انقباض است. سه سال پس از این مطالعه، Hill رابطه‌ی معروف خود را ارائه داد. رابطه‌ی وی بیان‌گر یک شاخه‌ی هذلولی به مرکز $(-a, -b)$ است که برای پیش‌بینی نیروی عضلانی در انقباضات کانستریک ارائه شده است.

$$(p+a)(v+b) = (p_0+a)b = const \quad (۸)$$

در این معادله، p و p_0 به ترتیب نشان دهنده‌ی نیروی عضلانی و نیروی ایزومتریک عضله هستند. بعد از ارائه‌ی معادله‌ی Hill، مطالعات مختلفی برای تحلیل مدل Hill و تعیین ثابت‌های مربوط انجام شد (۳۶-۲۹، ۴-۵). بر اساس مطالعات انجام شده، خط‌هایی در معادله‌ی Hill، به خصوص در نیروهای نزدیک به نیروی ایزومتریک عضله مشاهده شد. Katz نشان داد در سرعت‌های انقباض کم، میزان نیروی عضلانی کمتر از مقداری است که از معادله‌ی تئوری Hill استخراج می‌شود (۲۹). این نتیجه همچنین در مطالعه‌ی Curtin و Woledge نیز مشاهده می‌شود (۳۲). با گسترش مطالعات، رابطه‌ی نیرو-سرعت در نیروهای نزدیک به نیروی ایزومتریک و در انقباضات کانستریک مورد بررسی قرار گرفت (۳۷، ۳۰). Edman و Hwang اثبات کردند نیروی محاسبه شده از معادله‌ی

Hill در سرعت صفر بیشتر از نیروی ایزومتریک واقعی عضله است؛ ایشان همچنین تغییر انحنا منحنی نیرو-سرعت را در نزدیکی نقطه‌ی برخورد با محور نیرو تشخیص دادند (۳۸). این ادعا در مطالعات دیگر نیز مورد تأیید قرار گرفت (۴۰-۳۹). ایشان همچنین با فرض تغییر انحنا در حدود $0.7 p_0$ رابطه‌ای به صورت زیر ارائه کردند (۴۱):

$$v^{muscle} = \frac{(F_i^{m*} - f^{muscle})}{f^{muscle} + a} \times \left(1 - \frac{1}{1 + \exp[-k_1(f^{muscle} - k_2 F_i^m)]} \right) \quad (۹)$$

در این مطالعه F_i^{m*} مقدار نیروی ایزومتریک عضله است که توسط معادله‌ی Hill محاسبه می‌شود. در رابطه‌ی فوق، رفتار معادله‌ی Hill در نیروهای انقباضی بالا اصلاح شده است. Edman و همکاران (۴۲) و نیز Curtin و Edman (۴۳) در مطالعات دیگری این نتایج را تأیید کردند. علاوه بر این، رابطه‌ی Fenn نیز برای پیش‌بینی رابطه‌ی نیرو-سرعت، دو معادله به صورت زیر ارائه نمود (۱۳).

$$v^{muscle} = \alpha \exp\left(-\beta \frac{f^{muscle}}{F_i^m}\right) + \gamma \left(1 - \frac{f^{muscle}}{F_i^m}\right) \quad (۱۰)$$

$$v^{muscle} = B \frac{\left(1 - \frac{f^{muscle}}{F_i^m}\right)}{\left(A + \frac{f^{muscle}}{F_i^m}\right)} + C \left(1 - \frac{f^{muscle}}{F_i^m}\right) \quad (۱۱)$$

این معادلات در مطالعه‌ی Fenn با روابط Hill (۲) و Morel (۴۴) (معادله‌ی ۱۲) مقایسه شده است و بعد از آن توسط Askew و Marsh به منظور برازش منحنی نیرو-سرعت مورد استفاده قرار گرفته است (۴۵). روابط دیگری نیز توسط Stelzer و Stryk (۱۸) و Pennestri و همکاران (۱۹) ارائه گردید که به ترتیب

می‌دهد. لایه‌های بین لایه ی اول و آخر نیز لایه‌های پنهان نامیده می‌شوند. شکل ۲ یک نورون در ساختار شبکه‌ی عصبی را نمایش می‌دهد. تمامی ورودی‌های یک نورون در یک ضریب وزنی ضرب و در برخی موارد با بایاس جمع و سپس از تابع فعال‌سازی جهت تولید خروجی مورد نظر عبور می‌کند. به عنوان مثال، در نورون نشان داده شده در شکل ۲ خروجی به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$\alpha_i = f \left(\sum_{j=1}^n X_j w_{ij} \right) \quad (15)$$

برای آموزش یک شبکه‌ی عصبی در حالت کلی دو روش مختلف وجود دارد؛ آموزش با نظارت و آموزش بدون نظارت. در آموزش با نظارت، یک داده‌ی ورودی به یک خروجی مشخص مربوط است و آموزش به صورت زوج داده‌ها انجام می‌گیرد. آموزش بدون نظارت هنگامی استفاده می‌شود که مقادیر هدف مشخص نیستند (۴۷). منظور از آموزش شبکه یافتن ضرایب وزنی به صورتی است که نداشتن از ورودی به خروجی را با کمترین خطا انجام دهد. الگوریتم پس انتشار یکی از معمول‌ترین الگوریتم‌ها برای تنظیم وزن‌ها است. در این تحقیق، از روش آموزش پس انتشار که جزء روش‌های آموزش با نظارت است، استفاده شده است؛ به این ترتیب که یک شبکه با مجموعه‌ای از وزن‌های ابتدایی شروع به کار می‌کند و به طور تدریجی وزن‌ها در یک سیکل آموزش تصحیح می‌شوند. فرایند آموزش شامل دو مسیر است: در مسیر پیشرو سیگنال‌های ورودی از ورودی شبکه به سمت خروجی شبکه منتشر می‌شوند و در مسیر معکوس، سیگنال‌های خطای محاسبه شده در شبکه به سمت عقب انتشار می‌یابند. به این ترتیب چون مقادیر هدف

در معادلات ۱۳ و ۱۴ نمایش داده شده است.

$$v^{muscle} = K / \ln \left[(1+a) / \left(1 - \frac{f^{muscle}}{F_i^m} \right) \right] \quad (12)$$

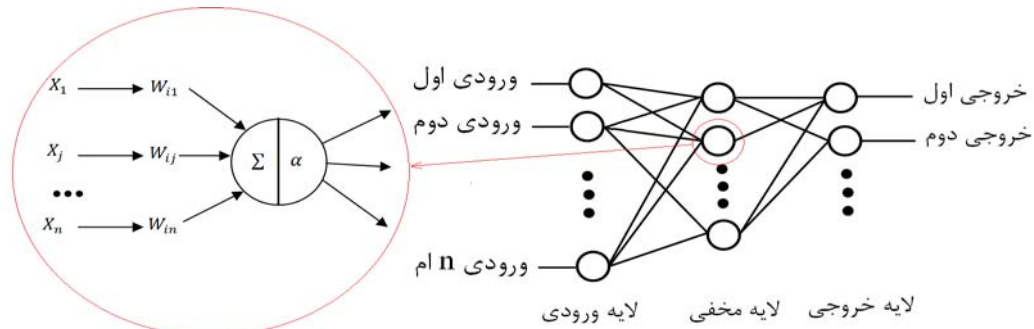
$$\tilde{v}^{muscle} = \begin{cases} \left(\frac{1 - \tilde{v}^{muscle}}{1 + \frac{\tilde{v}^{muscle}}{c_3}} \right); & \tilde{v}^{muscle} \leq 0 \\ \left(\frac{1 - 1.33\tilde{v}^{muscle}}{c_4} \right); & \tilde{v}^{muscle} > 0 \end{cases} \quad (13)$$

$$\tilde{f}^{muscle} = 1.6 - 1.6 \cdot \exp \left[\frac{-1.1}{(-\tilde{v}^{muscle} + 1)^4} + \frac{0.1}{(-\tilde{v}^{muscle} + 1)^2} \right] \quad (14)$$

با توجه به معادلات فوق، واضح است که هیچ یک از روابط ذکر شده برای برآورد عددی نیرو در شرایط مختلف طول، سرعت انقباض و میزان فعالیت در کاراندازهای مختلف به صورت مناسب قابل کاربرد نیست. آموزش یک شبکه‌ی عصبی علاوه بر کاهش هزینه‌ی محاسباتی، نیاز به تعریف رابطه‌ی ریاضی را برطرف می‌سازد.

۲- شبکه‌های عصبی مصنوعی

یک شبکه‌ی عصبی از گره‌های مختلف که نورون نامیده می‌شوند، تشکیل شده است. بر اساس وجود یا عدم وجود پس‌خوراند در ساختار یک شبکه، دو نوع متمایز از شبکه‌ها وجود دارند. شبکه‌های با ساختار پیش‌خور و شبکه‌های با ساختار پس‌خور. در ساختار پیش‌خور اتصال بازگشتی از نورون‌های خروجی به طرف نورون‌های ورودی وجود ندارد (۴۶). شبکه‌ی پیش‌خور دارای ترتیبی از لایه‌ها است که هر لایه شامل چند نورون است. لایه‌ی اول که لایه‌ی ورودی نامیده می‌شود، داده‌ها را از کاربر دریافت می‌کند و لایه‌ی آخر که لایه‌ی خروجی است، اطلاعات را به کاربر ارائه



شکل ۲. ساختار کلی یک شبکه‌ی عصبی و ارتباط میان ورودی‌ها و ضرایب وزنی در یک نورون

وزنی، مقادیر بایاس و توابع فعال‌ساز در جدول ۱ ارایه شده است. برای حصول اطمینان از قابلیت شبکه‌ی مورد نظر در پیش‌بینی نیرو، شبکه به ازای چند مقدار خارج از مقادیر آموزشی، آزمایش شد که نتایج خروجی و مقادیر حاصل از آزمایش با یکدیگر مقایسه شدند و در شکل ۴ نمایش داده شده است.

جدول ۱. مشخصات مربوط به شبکه‌ی عصبی مورد استفاده در تحقیق

تابع فعال‌ساز	ضریب وزنی	بایاس	
لایه‌ی اول	tansig	$\begin{bmatrix} -0.096 & 0.862 & 1.259 \\ 0.039 & -0.067 & -0.438 \\ 0.173 & 2.116 & -2.663 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} -0.22098 \\ -0.41877 \\ 4.2725 \end{bmatrix}$
لایه‌ی دوم	tansig	$\begin{bmatrix} -4.67 & -21.784 & 1.666 \\ -4.410 & -20.268 & 1.519 \end{bmatrix}$	$\begin{bmatrix} -12.584 \\ -11.676 \end{bmatrix}$
لایه‌ی سوم	purelin	$[-4.875 \ 5.869]$	$[-0.009]$

بحث

همانطور که گفته شد، در تحقیقات گذشته با در نظر گرفتن فاکتورهای مختلف رفتار عضله در شرایط خاص مورد بررسی قرار گرفته است. همین امر امکان کاربرد روابط در شرایط مختلف را محدود ساخته است. برای درک بیشتر پیچیدگی موجود کافی است به این نکته دقت شود که نیروی ایجاد شده در یک

هر نورون خروجی مشخص است، ابتدا وزن‌های نورون‌های خروجی تنظیم می‌شوند و سپس وزن‌های لایه‌های میانی با توجه به مقادیر خروجی لایه‌ی آخر و انتشار خطاها به صورت لایه به لایه در شبکه به سمت عقب محاسبه می‌شوند.

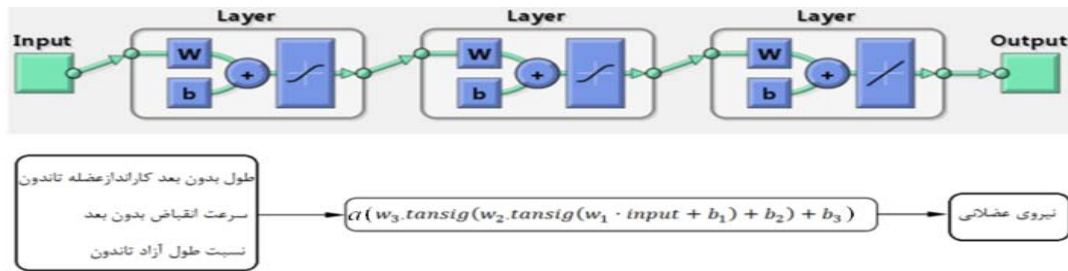
مشخصات شبکه

شبکه‌ی طراحی شده در این تحقیق یک شبکه‌ی پیش‌خور با آموزش با نظارت است. برای تعیین نیرو در کاراندازهای عضله تاندون مختلف به عنوان خروجی، شبکه، سه ورودی طول بدون بعد کارانداز عضله-تاندون (نسبت طول کارانداز عضله-تاندون به طول بهینه‌ی عضله)، نسبت طول آزاد تاندون (نسبت طول آزاد تاندون به طول بهینه‌ی عضله) و سرعت انقباض عضلانی بدون بعد (نسبت سرعت انقباض به بیشینه‌ی سرعت انقباض عضلانی) را دریافت می‌کند. همانطور که در شکل ۳ نشان داده شده است

شبکه دارای سه لایه است که در لایه‌ی اول سه نورون، در لایه‌ی میانی دو و در لایه‌ی خروجی یک نورون دارد.

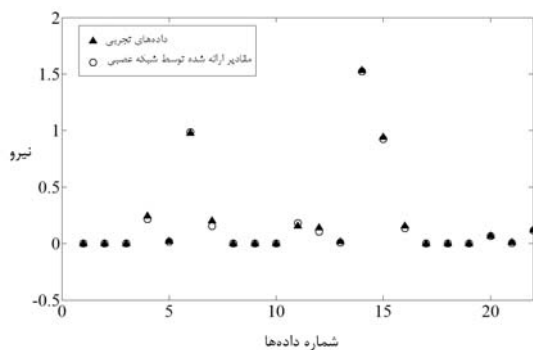
یافته‌ها

شبکه‌ی معرفی شده در قسمت قبل با استفاده از داده‌های تجربی آموزش داده شده است و ضرایب



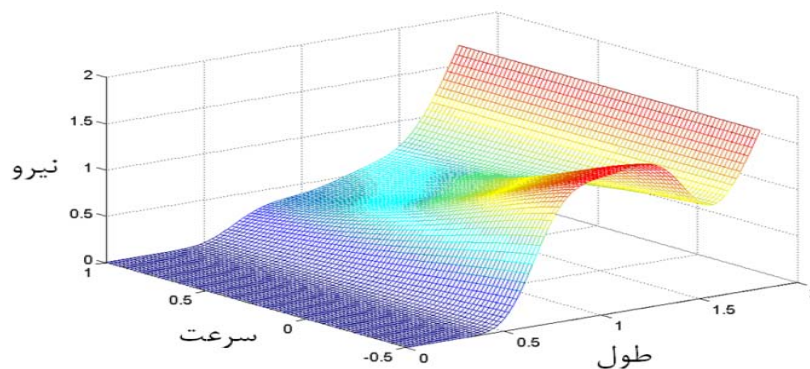
شکل ۳. ساختار شبکه‌ی مورد استفاده در تحقیق.

پیش‌بینی نیروی عضلانی در فضای پنج بعدی طول کارانداز عضله تاندون، سرعت انقباض، نسبت طول آزاد تاندون، فعالیت عضلانی و نیروی عضلانی که در شکل ۴ نشان شده است و نیز پارامترهای مربوط به آن عامل برتری مطالعه‌ی ارائه شده نسبت به مطالعات دیگر است (جدول ۱).



شکل ۴. مقایسه‌ی چند مقدار تجربی با نتایج به دست آمده‌ی شبکه‌ی عصبی

کارانداز عضله-تاندون خاص فقط نسبت به طول و سرعت انقباض، تشکیل یک رویه در فضای سه بعدی می‌دهد (شکل ۵). بسیار واضح است که رویه‌های مختلفی برای کاراندازهای عضله تاندون با خصوصیات متفاوت ایجاد می‌شود که با در نظر گرفتن عامل فعالیت عضله، می‌بایستی معادلات در یک فضای پنج بعدی استخراج شود تا مشکلات پیش رو را بیشتر مشخص سازد. استفاده از یک شبکه‌ی عصبی مصنوعی علاوه بر مرتفع کردن این نیاز، با ارایه‌ی مجموعه جواب‌هایی با دقت مناسب، باعث کاهش هزینه‌ی محاسباتی می‌شود. با توجه به عملکرد شبکه‌ی عصبی در پیش‌بینی نیرو به ازای داده‌های خارج از لیست آموزش (شکل ۴) بدیهی است که شبکه قادر به تخمین مناسب نیروی عضلانی در نقاط میانی نیز هست. سازگاری مناسب این راهکار در



شکل ۵. رابطه‌ی نیرو، سرعت و طول در یک کارانداز عضله تاندون با نسبت طول بدون بعد ۱۵. در این نمودار مقادیر نیرو، طول و سرعت انقباض به ترتیب با پیشینه‌ی نیروی ایزومتریک، طول بهینه‌ی عضله و سرعت پیشینه‌ی انقباض بدون بعد شده است

References

1. Huxley H, Hanson J. Changes in the Cross-Striations of Muscle during Contraction and Stretch and their Structural Interpretation. *Nature* 1954; 173: 973-6.
2. Hill AV. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. 1938 vol 126 no 843 136-19 1938; 126(843): 136-95.
3. Siebert T, Rode CH, Herzog W, Till O, Blickhan R. Nonlinearities make a difference: comparison of two common Hill-type models with real muscle. *Biological Cybernetics* 2008; 98(2): 133-43.
4. Abbott BC, Wilkie DR. The relation between velocity of shortening and the tension-length curve of skeletal muscle. *The Journal of Physiology* 1953; 120(1-2): 214-23.
5. Edman KA, Elzinga G, Noble MI. Enhancement of mechanical performance by stretch during tetanic contractions of vertebrate skeletal muscle fibres. *J Physiol* 1978; 281(1): 139-55.
6. Bigland B, Lippold OCJ. The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. *J Physiol* 1954; 123(1): 214-24.
7. Brown IE, Cheng EJ, Loeb GE. Measured and modeled properties of mammalian skeletal muscle. II. The effects of stimulus frequency on force-length and force-velocity relationships. *J Muscle Res Cell Motil* 1999; 20(7): 627-43.
8. Brown IE, Loeb GE. Measured and modeled properties of mammalian skeletal muscle: III. the effects of stimulus frequency on stretch-induced force enhancement and shortening-induced force depression. *J Muscle Res Cell Motil* 2000; 21(1): 21-31.
9. Brown IE, Loeb GE. Measured and modeled properties of mammalian skeletal muscle: IV. dynamics of activation and deactivation. *J Muscle Res Cell Motil* 2000; 21(1): 33-47.
10. Lemos RR, Epstein M, Herzog W. Modeling of skeletal muscle: the influence of tendon and aponeuroses compliance on the force-length relationship. *Med Biol Eng Comput* 2008; 46(1): 23-32.
11. Zajac FE. Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Crit Rev Biomed Eng* 1989; 17(4): 359-411.
12. Woo SL, Johnson GA, Smith BA. Mathematical modeling of ligaments and tendons. *J Biomech Eng* 1993; 115(4B): 468-73.
13. Marsh RL, Bennett AF. Thermal dependence of contractile properties of skeletal muscle from the lizard *Sceloporus occidentalis* with comments on methods for fitting and comparing force-velocity curves. *J Exp Biol* 1986; 126: 63-77.
14. Brooks SV, Faulkner JA. Contractile properties of skeletal muscles from young, adult and aged mice. *J Physiol* 1988; 404: 71-82.
15. Julian FJ. The effect of calcium on the force-velocity relation of briefly glycerinated frog muscle fibres. *J Physiol* 1971; 218(1): 117-45.
16. Ferenczi MA, Goldman YE, Simmons RM. The dependence of force and shortening velocity on substrate concentration in skinned muscle fibres from *Rana temporaria*. *J Physiol* 1984; 350: 519-43.
17. Brown IE, Loeb GE. Measured and modeled properties of mammalian skeletal muscle. I. The effects of post-activation potentiation on the time course and velocity dependencies of force production. *J Muscle Res Cell Motil* 1999; 20(5-6): 443-56.
18. Stelzer M, Stryk OV. Efficient Forward Dynamics Simulation and Optimization of Human Body Dynamics. Hochschulstrasse: Simulation and Systems Optimization Group, Technische Universit'at Darmstadt; 2006.
19. Pennestri E, Stefanelli R, Valentini PP, Vita L. Virtual musculo-skeletal model for the biomechanical analysis of the upper limb. *J Biomech* 2007; 40(6): 1350-61.
20. Song D, Raphael G, Lan N, Loeb GE. Computationally efficient models of neuromuscular recruitment and mechanics. *J Neural Eng* 2008; 5(2): 175-84.
21. Baratta RV, Solomonow M, Best R, D'Ambrosia R. Isotonic length/force models of nine different skeletal muscles. *Med Biol Eng Comput* 1993; 31(5): 449-58.
22. Garner BA, Pandy MG. Estimation of musculotendon properties in the human upper limb. *Ann Biomed Eng* 2003; 31(2): 207-20.
23. Chang YW, Su FC, Wu HW, An KN. Optimum length of muscle contraction. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1999; 14(8): 537-42.
24. Winby CR, Lloyd DG, Kirk TB. Evaluation of different analytical methods for subject-specific scaling of musculotendon parameters. *J Biomech* 2008; 41(8): 1682-8.
25. Deleze JB. The mechanical properties of the semitendinosus muscle at lengths greater than its length in the body. *J Physiol* 1961; 158: 154-64.
26. Meijer K. Muscle mechanics; the effect of stretch and shortening on skeletal muscle force (thesis). Enschede: University of Twente; 1998.
27. Otten E. Optimal design of vertebrate and insect sarcomeres. *J Morphol* 1987; 191(1): 49-62.
28. Fenn WO, Marsh BS. Muscular force at different speeds of shortening. *J Physiol* 1935; 85(3): 277-97.

29. Katz B. The relation between force and speed in muscular contraction. *J Physiol* 1939; 96(1): 45-64.
30. Lannergren J. The force—velocity relation of isolated twitch and slow muscle fibres of *Xenopus laevis*. *J Physiol* 1978; 283: 501-21.
31. Scovil CY, Ronsky JL. Sensitivity of a Hill-based muscle model to perturbations in model parameters. *J Biomech* 2006; 39(11): 2055-63.
32. Curtin A, Woledge C. Power output and force-velocity relationship of live fibers from white myotomal muscle of the Dogfish *Scyliorhinus canicula*. *J exp Biol* 1988; 140: 187-97.
33. Johnston IA, Salamonski J. Power output and force-velocity relationship of red and white muscle fibres from the Pacific blue marlin (*Makaira nigricans*). *J Exp Biol* 1984; 111: 171-7.
34. Wilkie DR. The relation between force and velocity in human muscle. *J Physiol* 1949; 110(3-4): 249-80.
35. Ritchie JM. The relation between force and velocity of shortening in rat muscle. *J Physiol* 1954; 123(3): 633-9.
36. Daniels M, Noble MI, ter Keurs HE, Wohlfart B. Velocity of sarcomere shortening in rat cardiac muscle: relationship to force, sarcomere length, calcium and time. *J Physiol* 1984; 355: 367-81.
37. Joyce GC, Rack PMH, Westbury DR. The mechanical properties of cat soleus muscle during controlled lengthening and shortening movements. *J Physiol* 1969; 204(2): 461-74.
38. Edman KAP, Hwang JC. The force-velocity relationship in vertebrate muscle fibres at varied tonicity of the extracellular medium. *The Journal of Physiology* 1977; 269: 255-72.
39. Cecchi G, Colomo F, Lombardi V. Force-velocity relation in normal and nitrate-treated frog single muscle fibres during rise of tension in an isometric tetanus. *J Physiol* 1978; 285: 257-73.
40. Edman KA. The velocity of unloaded shortening and its relation to sarcomere length and isometric force in vertebrate muscle fibres. *J Physiol* 1979; 291: 143-59.
41. Edman KA. Double-hyperbolic force-velocity relation in frog muscle fibres. *J Physiol* 1988; 404: 301-21.
42. Edman KA, Mansson A, Caputo C. The biphasic force-velocity relationship in frog muscle fibres and its evaluation in terms of cross-bridge function. *J Physiol* 1997; 503: 141-56.
43. Curtin NA, Edman A. Force-velocity relation for frog muscle fibres: effects of moderate fatigue and of intracellular acidification. *J Physiol* 1994; 475(3): 483-94.
44. Morel JE. Force-velocity relationship in single muscle fibres. *Journal of Theoretical Biology* 1978; 73(3): 445-51.
45. Askew GN, Marsh RL. Optimal shortening velocity (V/V_{max}) of skeletal muscle during cyclical contractions: length-force effects and velocity-dependent activation and deactivation. *J Exp Biol* 1998; 201: 1527-40.
46. Kasabov NK. *Foundations of Neural Networks, Fuzzy Systems, and Knowledge Engineering*. London: The MIT Press; 1998.
47. Kamruzzaman J, Begg R, Sarker R. *Artificial Neural Networks in Finance and Manufacturing*. London: Idea Group Publishing; 2006.

Utilizing an Artificial Neural Network for Musculotendon Actuator Force Estimation

Mohsen Sadeghimehr PhD¹, Davood Naderi PhD¹, Mesbaholreza Sharifi MSc²

Abstract

Background: Since muscle force depends on various factors, presenting explicit equations for predicting it is difficult. Due to the importance of these equations in different musculoskeletal problems and analysis of motion, proposing solutions for estimating muscle force is indisputable. Although numerous relations have been suggested, the complexity of relations between the caused musculotendon force and the effective factors leads to a lot of problems in suggesting efficient comprehensive computational equations. Thus, the previous proposed relations either do not have universality for estimating muscle force, or are too nonlinear, massive and inefficient.

Methods: In this study, after reviewing previous mathematical relations for predicting muscle force, an artificial neural network was implemented to predict force in musculotendon actuators.

Findings: The present study provided an appropriate and computationally efficient mathematical model with limited parameters. The model can be used to determine the forces generated by musculotendon actuators in various lengths and contraction velocities.

Conclusion: Utilizing a neural network lets us estimate muscle force quicker and more accurately. This could fundamentally increase the computational efficiency in different musculoskeletal problems.

Keywords: Artificial neural network, Mathematical modeling, Musculotendon actuator muscle model

¹ Assistant Professor, Department of Mechanical Engineering, School of Engineering, Bu-Ali Sina University, Hamadan, Iran

² Department of Mining Engineering, School of Engineering, Bu-Ali Sina University, Hamadan, Iran

Corresponding Author: Mesbaholreza Sharifi, Email: sharifi_mesbah@yahoo.com