

فصل چهارم

مدلسازی و کنترل دست برای مطالعات

تحریک الکتریکی عملکردی

۴-۱- مقدمه

استفاده از مدل‌ها، به طراحی و آزمون استراتژی‌های کنترل حلقه بسته‌ی به‌کار رفته در FES، کمک شایانی می‌کند. بنابراین این امکان وجود دارد که از تنظیمات به روش سعی و خطا در زمان آزمایش، که برای بیمار بسیار خسته‌کننده است، اجتناب شود یا میزان آن به حداقل برسد و تعداد آزمایش‌های انجام شده روی فرد کاهش یابد [۱۳].

در این بخش ابتدا به مدل‌سازی دقیق سیستم عضلانی- اسکلتی دست و سپس به کنترل حلقه بسته‌ی زاویه‌ی مفصل آرنج، با استفاده از کنترل‌گر خطی PID می‌پردازیم.

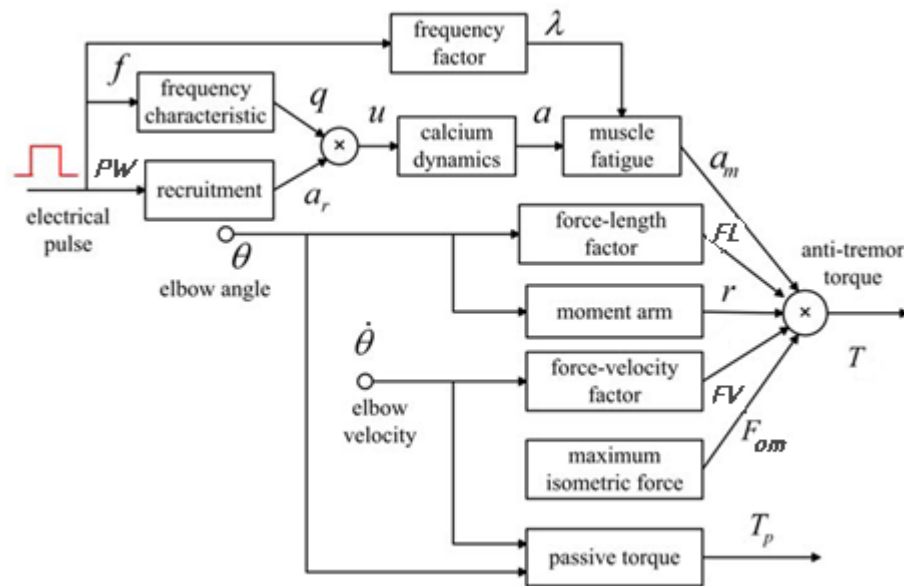
برای پیاده‌سازی مدل، مدل‌های مطرح شده در مقالات مورد بررسی دقیق قرار گرفته‌اند. در مدل‌سازی انجام شده، دست با یک مدل دو لینکی، متشکل از دو مفصل شانه و آرنج و دو لینک بازو و ساعد، توصیف می‌شود. در این مدل، پاسخ عضله به سیگنال تحریک به دو قسمت تقسیم شده است: دینامیک فعالیت^۱ و دینامیک انقباض. دینامیک فعالیت، رفتار عضله را در راستای تولید نیرو توصیف می‌کند و دینامیک انقباض، انقباض مایوفیبریل‌های عضلانی را در پاسخ به میزان فعالیت نشان می‌دهد. در ادامه به معرفی پارامترهای موثر در دینامیک فعالیت، شامل مشخصه‌های بکارگیری^۲، تاثیر فرکانس، دینامیک کلسیم و تاثیر خستگی و همچنین پارامترهای موثر در دینامیک انقباض، شامل مشخصه‌ی طول-نیرو و سرعت نیرو پرداخته می‌شود. در بخش دینامیک اجزای دست، گشتاورهای اکتیو و پسیو مورد بررسی قرار خواهند گرفت؛ همچنین در این بخش به مدل‌سازی فیزیکی بازوی دو لینک پرداخته خواهد شد. پس از آن به پیاده‌سازی مدل توصیف شده، ارائه‌ی نتایج حاصل از آن و مقایسه‌ی آنها با نتایج آزمایشگاهی و در انتها، به کنترل حلقه بسته‌ی زاویه‌ی مفصل آرنج با استفاده از کنترل‌گر PID می‌پردازیم.

۴-۲- مدل‌سازی عضله

مدل عضله‌ی مورد استفاده در این پروژه، مبتنی بر شیوه‌ی مدل‌سازی عضله- تاندون Zajac [۱۳] است که ویژگی‌های استاتیک و دینامیک عضله و تاندون را با هم توجیه می‌کند. بلوک دیاگرام اجمالی این مدل در شکل ۴-۱ آورده شده است.

¹ Activation

² Recruitment



شکل ۱-۴- بلوک دیاگرام مدل‌سازی عضله به شیوهی Zajac (برگرفته از مرجع [۱۴])

هر گروه از عضلات، دینامیک فعالیت و انقباض ویژه خود را دارا است. ورودی هر گروه از عضلات، سیگنال زمان-پیوسته‌ای است که در قالب پهنای پالس و فرکانس شکل موج خروجی تحریک‌کننده الکتریکی مدوله شده است. گشتاور اکتیو^۱ ایجاد شده توسط یک گروه منفرد از عضلات (T_a)، از بازوی گشتاور (r) و نیروی عضله محاسبه می‌شود. نیروی عضله، خود، از سه فاکتور میزان فعالیت (a_m)، طول-کشش^۲ (FL) و سرعت-نیرو^۳ (FV) و بیشینه‌ی نیروی ایزومتریک ماهیچه (F_{om}) تاثیر می‌پذیرد. بکارگیری عضله، تاثیر فرکانس، دینامیک کلسیم و اثر خستگی در میزان فعالیت لحاظ شده است. در نهایت، گشتاور کل مفصل که مجموع گشتاور اکتیو و پسیو می‌باشد، به بخش معادلات حرکت وارد می‌شوند [۱۳].

در ادامه، به بررسی کامل اجزای مدل خواهیم پرداخت.

۱-۲-۴- دینامیک فعالیت

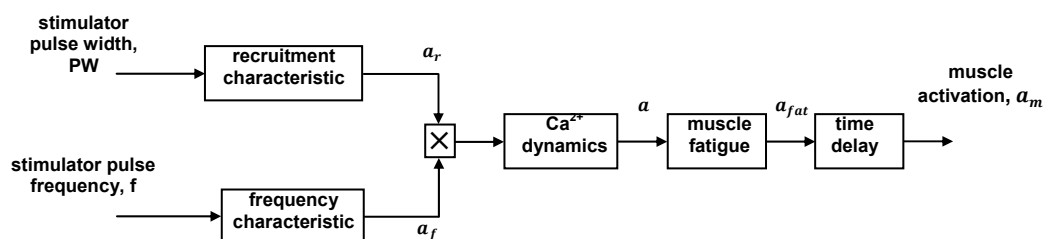
هنگامی که عضله توسط پالس‌های الکتریکی تحریک می‌شود، تولید نیرو در عضله یک روند دینامیکی را دنبال می‌کند که از آن به‌عنوان دینامیک فعالیت نام برده می‌شود. دینامیک فعالیت، نحوه‌ی ایجاد پتانسیل عمل و واکنش‌های شیمیایی سلولی را در راستای بکارگیری واحدهای حرکتی و تولید نیرو در عضله توجیه می‌کند. ورودی دینامیک فعالیت، قطار پالس‌های تحریک و خروجی آن،

^۱ Active moment

^۲ Length-Tension

^۳ Force-Velocity

فعال‌سازی یا مقدار تروپونین باند شده به کلسیم است [۱۴ و ۱۳]. توضیحات تکمیلی در این زمینه در پیوست ب آورده شده است.



شکل ۲-۴- بلوک دیاگرام دینامیک فعالیت (برگرفته از مرجع [۱۳]).

برای توصیف دینامیک فعالیت عضله تحریک شده به روش مصنوعی، نیاز به مدلی داریم که ورودی تحریک الکتریکی را به فعالیت عضله ارتباط دهد. شکل ۲-۴ بلوک دیاگرام چنین مدلی را نشان می‌دهد. ورودی تحریک الکتریکی، مجموعه‌ای از قطارهای پالس مربعی فرض شده است که با سه ویژگی دامنه‌ی پالس، پهنای پالس و فرکانس مشخص می‌شوند. فرض بر آن است که نیروی عضله، با تنظیم پهنای پالس یا دامنه‌ی پالس (مدولاسیون بکارگیری) و فرکانس (مدولاسیون نرخ) کنترل شود. مدولاسیون دامنه‌ی پالس، در حقیقت معادل مدولاسیون پهنای پالس است؛ زیرا افزایش در هر یک از آنها، فیبرهای عضلانی بیشتری را بکار می‌گیرد [۱۵]. در اینجا $a(t)$ حالت فعال نرمالیزه شده‌ی^۱ عضله تعریف شده است. شدت حالت فعال، به صورت نیروی نرمالیزه شده‌ی قابل ایجاد، یا بار قابل تحمل توسط بخش قابل انقباض عضله، بدون آنکه طولش کم یا زیاد شود (نیروی ایزومتریک) تعریف می‌شود [۱۵].

فعالیت عضله a_m ، با در نظر گرفتن اثر جمع‌بندی فضایی و زمانی^۲، توسط منحنی غیرخطی بکارگیری^۳ عضله، رابطه‌ی غیرخطی فعالیت- فرکانس و رابطه‌ی دینامیک کلسیم محاسبه می‌شود. در ادامه، یک مدل برای خستگی/بهبود^۴، با در نظر گرفتن این نکته که خستگی با افزایش فرکانس تحریک زیاد می‌شود و همچنین یک بلوک تاخیر زمانی ثابت، که در واقع محدودیت سرعت هدایت در سیستم غشایی و تاخیرات ناشی از واکنش‌های شیمیایی درگیر را مدل می‌کند، وارد شده‌اند [۱۳].

¹ Normalized Active State

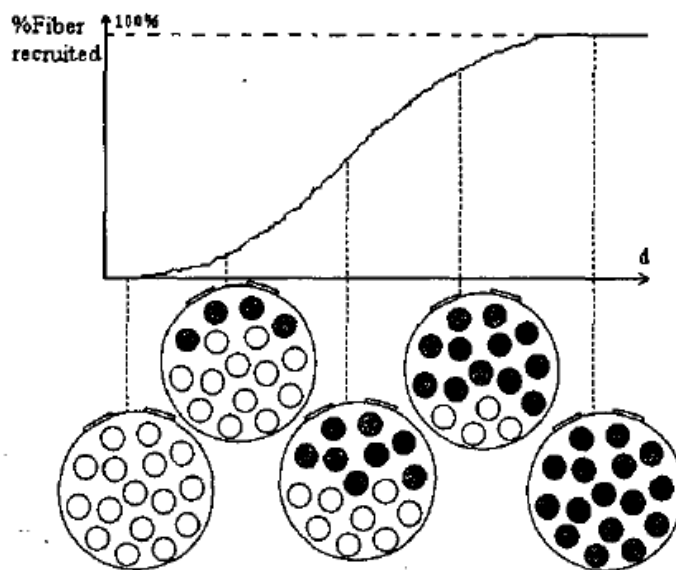
² Spatial and temporal summation

³ Recruitment

⁴ Fatigue/Recovery

۴-۲-۱-۱- مشخصه‌ی بکارگیری

مشخصه‌ی بکارگیری، بیان‌کننده‌ی میزان واحدهای حرکتی بکارگرفته شده به‌ازای شدت تحریک اعمالی است. بکارگیری، به دامنه و پهنای پالس تحریک وابسته است؛ از این رو اجازه‌ی مدوله کردن نیروی مطلق تولیدی توسط عضله را می‌دهد. هرچه دامنه یا پهنای پالس بیشتر باشد، شدت تحریک و در نتیجه تعداد واحدهای حرکتی بکارگرفته شده بیشتر می‌شود. ترتیب بکارگیری نیز مبتنی بر این اصل است که ابتدا فیبرهای عصبی سطحی‌تر و فیبرهای قطورتر تحریک می‌شوند. با افزایش شدت تحریک، فیبرهای عصبی عمقی‌تر و فیبرهای باریک‌تر نیز تحریک می‌گردند و واحدهای حرکتی مربوط به آنها بکار گرفته می‌شوند. در شکل ۳-۴ ارتباط شدت تحریک و تعداد واحدهای حرکتی بکارگرفته شده به‌صورت گرافیکی به‌تصویر کشیده شده است. در شرایطی که شدت تحریک زیر حد آستانه باشد، هیچ‌یک از واحدهای حرکتی بکارگرفته نمی‌شوند. با گذر از حد آستانه، هر چه شدت تحریک افزایش یابد، واحدهای حرکتی بیشتری بکارگرفته می‌شوند تا جایی که تمامی آنها در انقباض عضله نقش خود را ایفا می‌کنند و بیشترین نیرو در عضله تولید می‌شود؛ پس از این مرحله، وضعیت اشباع رخ می‌دهد و افزایش شدت تحریک نقشی در افزایش نیرو نخواهد داشت [۱۶].



شکل ۳-۴- مشخصه‌ی بکارگیری در عضله‌ی تحریک شده. اگر شدت تحریک زیر حد آستانه باشد، هیچ‌یک از واحدهای حرکتی وارد عمل نمی‌شوند؛ با افزایش شدت جریان، تعداد واحدهای حرکتی درگیر به‌صورت غیرخطی افزایش می‌یابد تا جایی که تمام آنها بکارگرفته می‌شوند و وضعیت اشباع رخ می‌دهد. پس از آن افزایش شدت تحریک، نیروی بیشتری را در عضله موجب نمی‌شود (برگرفته از مرجع [۱۶]).

منحنی بکارگیری در حقیقت یک منحنی غیرخطی^۱ است که در برخی مقالات به صورت تکه‌ای خطی^۲ با دقت کمتر یا بیشتر نیز تقریب زده شده است.

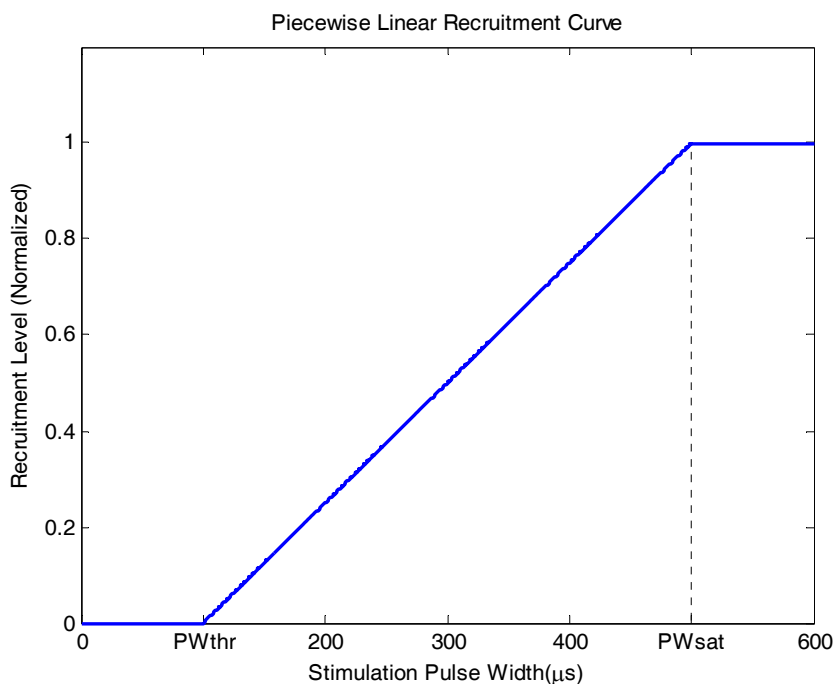
در [۱۴]، سطح بکارگیری عضله $a_r(t)$ ، در محدوده‌ی بین آستانه و اشباع به صورت تابعی خطی از پهنای پالس تحریک PW نشان داده شده است:

$$a_r = \begin{cases} 0 & PW \leq PW_{thr} \\ \frac{1}{PW_{sat} - PW_{thr}}(PW - PW_{thr}) & PW_{thr} \leq PW \leq PW_{sat} \\ 1 & PW \geq PW_{sat} \end{cases}$$

که در آن $(0 \leq a_r \leq 1)$ ، مقدار نرمالیزه شده‌ی واحدهای حرکتی به کار گرفته شده، PW_{sat} و PW_{thr} ، به ترتیب مقادیر پهنای پالس متناظر با حد آستانه و اشباع بکارگیری عضله و PW پهنای پالس تحریک است. شکل ۴-۴ این مشخصه بکارگیری را برای $PW_d = 100\mu s$ و $PW_{sat} = 500\mu s$ به صورت گرافیکی نشان می‌دهد [۱۴ و ۱۷].

¹ Nonlinear

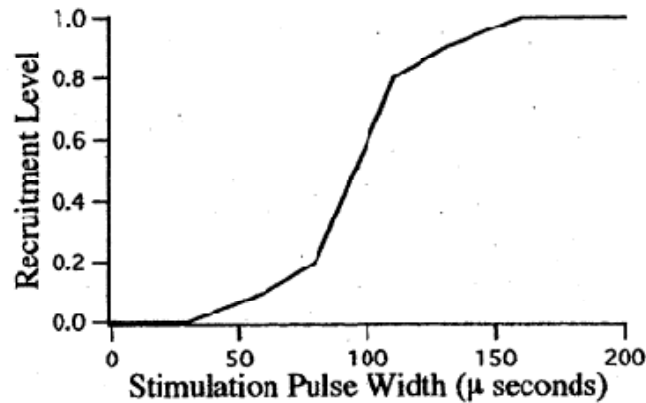
² Piecewise linear



شکل ۴-۴- نمایش گرافیکی تقریب تکه‌ای خطی (با دقت کمتر) منحنی مشخصه بکارگیری، بر اساس رابطه‌ی ارائه شده در مرجع [۱۴]. در این شکل، پهنای پالس آستانه و اشباع به ترتیب برابر ۱۰۰ و ۵۰۰ میکروثانیه است.

در [۱۸] نیز، همان‌طور که شکل ۴-۵ نشان می‌دهد، مشخصه‌ی بکارگیری، با یک منحنی تکه‌ای-خطی، با دقت بیشتر، تقریب زده شده است. در این شکل، مقادیر پهنای پالس تحریک آستانه و اشباع به ترتیب برابر ۳۰ و ۱۶۰ میکروثانیه فرض شده است.

ذکر این نکته ضروری است که با توجه به اینکه عامل تعیین کننده در مشخصه‌ی بکارگیری، شدت تحریک است که خود تحت تاثیر دامنه و پهنای پالس می‌باشد، در آزمایش‌هایی که طی آن شدت تحریک با تغییر پهنای پالس تنظیم می‌شود، دامنه‌ی پالس تحریک اعمالی ثابت در نظر گرفته می‌شود. بنابراین تفاوت در مقادیر عددی پهنای پالس آستانه و اشباع در مقالات مختلف، به سبب تفاوت در میزان دامنه‌ی جریان اعمالی در آزمون‌های آزمایشگاهی است؛ هرچه اندازه‌ی دامنه بیشتر باشد، پهنای پالس آستانه و اشباع، مقادیر کمتری خواهند بود.

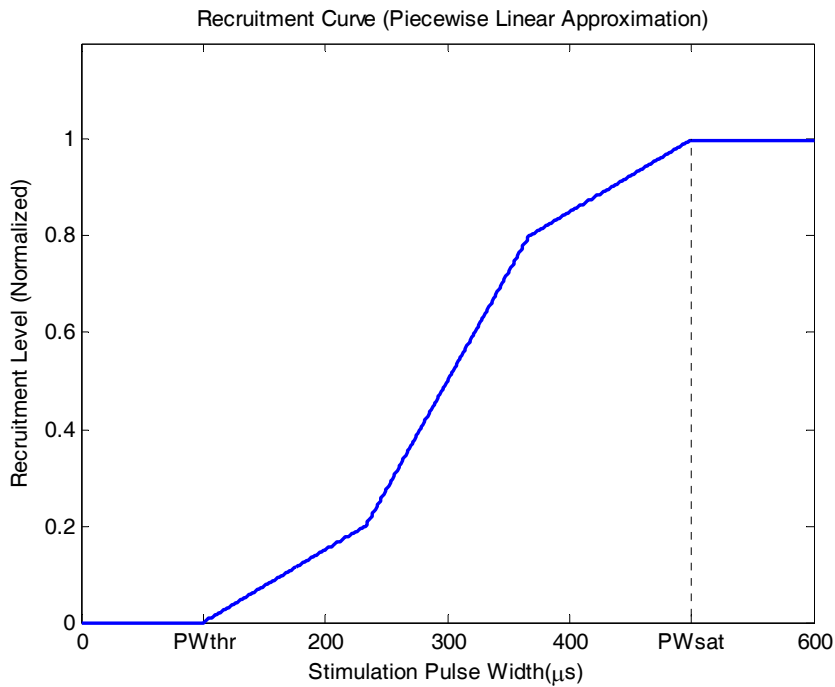


شکل ۴-۵- تقریب مشخصه‌ی بکارگیری با منحنی تکه‌ای خطی (برگرفته از مرجع [۱۸]).

در این مرجع تنها به توصیف گرافیکی اکتفا شده است. شکل ۴-۶ با بهره‌گیری از این توصیف، با در نظر گرفتن مقادیر ۱۰۰ و ۵۰۰ میکروثانیه برای پهنای پالس آستانه و اشباع و بر اساس رابطه‌ی

$$a_r = \begin{cases} 0 & PW \leq PW_{thr} \\ \frac{0.6}{PW_{sat} - PW_{thr}}(PW - PW_{thr}) & PW_{thr} \leq PW \leq PW_{thr} + \frac{(PW_{sat} - PW_{thr})}{3} \\ 1.8 \left(PW - \frac{2PW_{thr}}{3} - \frac{PW_{sat}}{3} \right) + 0.2 & PW_{thr} + \frac{(PW_{sat} - PW_{thr})}{3} \leq PW \leq PW_{thr} + \frac{2(PW_{sat} - PW_{thr})}{3} \\ \frac{0.6 \left(PW - \frac{PW_{thr}}{3} - \frac{2PW_{sat}}{3} \right)}{PW_{sat} - PW_{thr}} + 0.8 & PW_{thr} + \frac{2(PW_{sat} - PW_{thr})}{3} \leq PW \leq PW_{sat} \\ 1 & PW \geq PW_{sat} \end{cases}$$

رسم شده است.



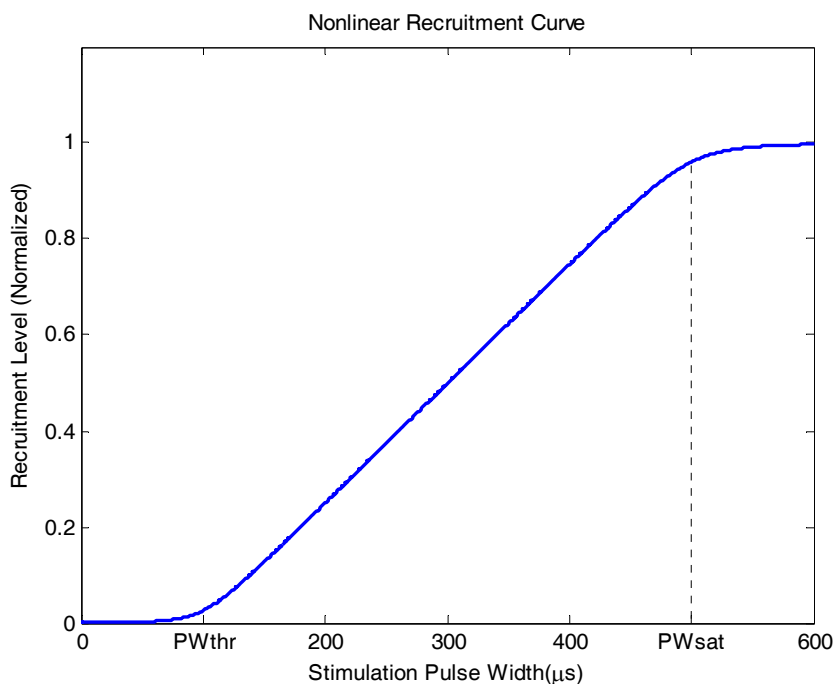
شکل ۶-۴- تقریب مشخصه‌ی بکارگیری با منحنی تکه‌ای خطی (با دقت بیشتر). پهنای پالس آستانه و اشباع به ترتیب برابر ۱۰۰ و ۵۰۰ میکروثانیه است.

در [۱۳ و ۱۵] مقدار نرمالیزه شده‌ی واحد حرکتی به کار گرفته شده، a_r ، به صورت تابعی غیر خطی از پهنای پالس PW ، با استفاده از معادله‌ی زیر محاسبه شده است:

$$a_r = c_1 \{ (PW - PW_{thr}) \arctan [k_{thr}(PW - PW_{thr})] - (PW - PW_{sat}) \arctan [k_{sat}(PW - PW_{sat})] \} + c_2$$

که در آن PW_{thr} و PW_{sat} ، به ترتیب مقادیر پهنای پالس متناظر با حد آستانه و اشباع بکارگیری عضله است. خمیدگی منحنی بکارگیری در نواحی آستانه و اشباع، به ترتیب با تغییر k_{thr} و k_{sat} تنظیم می‌شود. ثابت‌های c_1 و c_2 تامین کننده‌ی شرایط مرزی $a_r(0) = 0$ و $a_r(d) \rightarrow 1$ وقتی $d \rightarrow \infty$ در منحنی بکارگیری است.

شکل ۷-۴ این مشخصه بکارگیری را برای $PW_d = 100 \mu s$ ، $PW_{sat} = 500 \mu s$ ، $k_{sat} = 0.02$ و $k_{thr} = 0.03$ به صورت گرافیکی نشان می‌دهد.



شکل ۷-۴- تقریب مشخصه‌ی بکارگیری با منحنی غیرخطی بر اساس رابطه‌ی ارائه شده در مرجع [۱۳و۱۵]. پهنای پالس آستانه و اشباع به ترتیب برابر ۱۰۰ و ۵۰۰ میکروثانیه است.

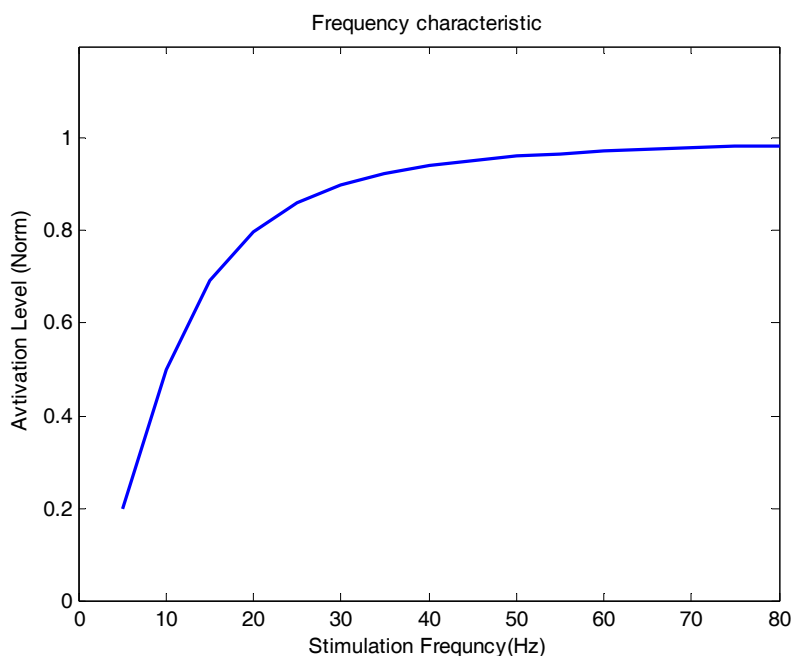
از مقایسه‌ی سه منحنی ارائه شده با منحنی به دست آمده از انجام آزمایشات، این نتیجه به دست می‌آید که رابطه‌ی سوم (منحنی غیرخطی)، به سبب انطباق بیشتر با نتایج آزمایشگاهی و قابلیت تنظیم خمیدگی در نواحی آستانه و اشباع، بر دو رابطه‌ی دیگر برتری دارد؛ البته بسته به کاربرد، می‌توان از منحنی‌های تکه‌ای خطی با دقت‌های متفاوت نیز استفاده کرد. در این پروژه از تقریب تکه‌ای خطی با دقت کمتر، مشابه آنچه در شکل ۴-۴ آمده است، استفاده شده است.

۴-۲-۱-۲-۴- فاکتور فعالیت- فرکانس

مقدار نرمالیزه شده‌ی فعال‌سازی، a_f ($0 \leq a_f \leq 1$)، در یک واحد حرکتی منفرد، به صورت تابعی از فرکانس تحریک f بیان می‌شود:

$$a_f(f) = \frac{(\alpha f)^2}{1 + (\alpha f)^2}$$

که در آن α ضریب شکل دهی^۱ است. براساس [۱۴]، α برابر ۰/۰۱ و براساس [۱۳] برابر ۰/۱ می باشد. در شکل ۴-۸ نمودار بدست آمده از رسم رابطه‌ی بالا به ازای $\alpha = 0.1$ نشان داده شده است.



شکل ۴-۸- نمودار مشخصه‌ی نیرو- فرکانس. با فرض α برابر ۰/۱

۴-۲-۱-۳- دینامیک کلسیم

به علت نحوه‌ی عملکرد یون کلسیم در امر انقباض فیبرهای عضلانی، فعالیت و عدم فعالیت (بازگشت به حالت استراحت) عضله آنی انجام نمی‌گیرد و با یک دینامیک همراه است. از این دینامیک که به صورت یک معادله دیفرانسیل مرتبه اول مدل می‌گردد به عنوان دینامیک کلسیم نام برده می‌شود. اطلاعات بیشتر در مورد دینامیک کلسیم در پیوست ب آورده شده است.

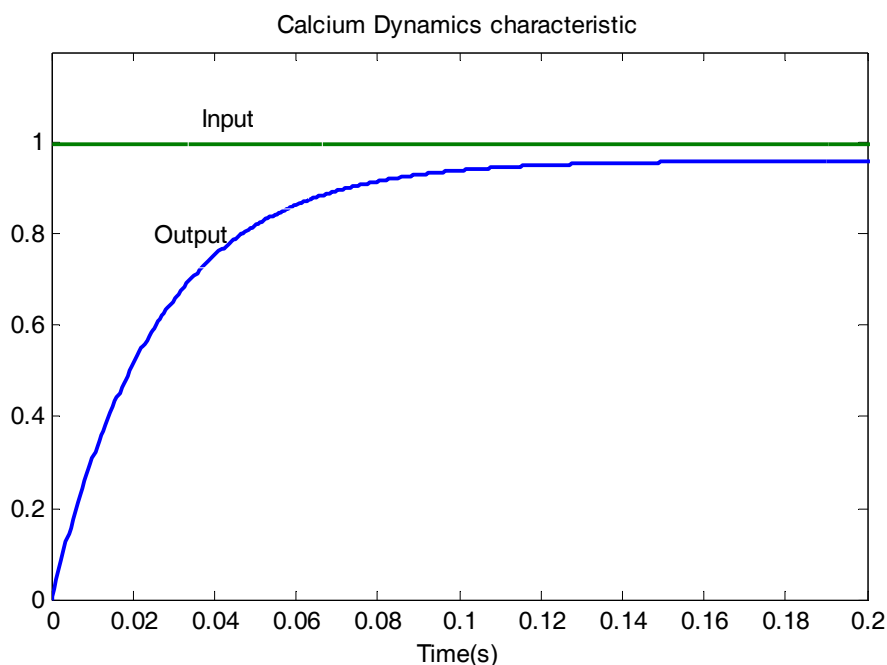
ورودی این دینامیک، حاصل ضرب a_f در a_f و خروجی آن فعالیت عضله‌ی خستگی ناپذیر^۲، a است.

$$\dot{a} = \frac{1}{\tau_{ac}}(u^2 - ua) + \frac{1}{\tau_{ad}}(u - a)$$

¹ Shape Factor

² Nonfatiguing

در این رابطه، $u = a_r a_f$ و τ_{ac} و τ_{ad} به ترتیب ثابت زمانی فعالیت و ثابت زمانی عدم فعالیت است. شکل ۹-۴ رفتار دینامیک کلسیم را، به ازای ورودی پله‌ی واحد برای a_r ، a_f محاسبه شده در فرکانس ۵۰ هرتز و τ_{ac} و τ_{ad} به ترتیب برابر ۰/۰۴ و ۰/۰۷ ثانیه نشان می‌دهد [۱۴] و [۱۷].



شکل ۹-۴- نمایش گرافیکی رفتار دینامیک کلسیم . در اینجا پاسخ بلوک دینامیک کلسیم به ورودی پله‌ی واحد رسم شده است.

۴-۱-۲-۴- تاثیر خستگی

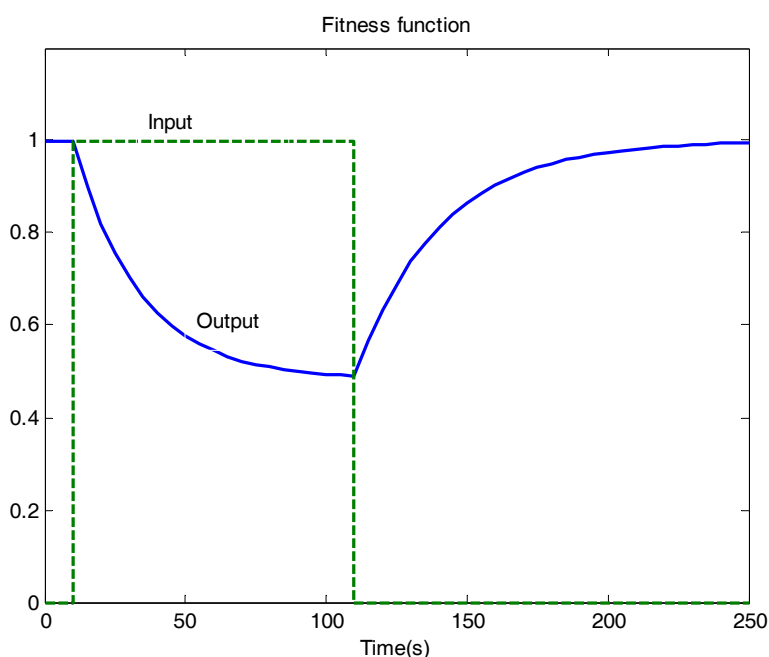
برای توصیف اثر خستگی عضله، یک تابع برازندگی معرفی شده است که با رابطه‌ی مرتبه اول زیر بیان می‌شود:

$$\frac{dfit}{dt} = \frac{(fit_{min} - fit)a\lambda(f)}{\tau_{fat}} + \frac{(1 - fit)(1 - a\lambda(f))}{\tau_{rec}}$$

$$\lambda(f) = 1 - \beta + \beta \left(\frac{f}{100}\right)^2$$

که در آن کمینه‌ی برازندگی با fit بیان می‌شود. ثابت زمانی‌های خستگی τ_{fat} و بهبود τ_{rec} ، از آزمایش‌های تحریک تخمین زده می‌شوند. جمله‌ی $\lambda(f)$ تابعی از فرکانس تحریک است و بیان کننده‌ی وابستگی کامل خستگی به فرکانس تحریک است. β ضریب شکل‌دهی است [۱۳].

این معادله تغییرات برازندگی را بر اساس تاثیرات هر دو عامل خستگی و بهبود در نظر می‌گیرد. برای مثال، میزان بالای فعالیت $a(t)$ و برازندگی $fit(t)$ در زمان $t=t_i$ ، برازندگی را کاهش می‌دهد؛ یعنی عضله خسته می‌شود. این نحوه‌ی رویکرد، در مقایسه با رویکردهای پیش از این، توصیف بهتری از خستگی عضله است و این مزیت را دارد که برای هر شکلی از ورودی تحریک قابل به‌کارگیری است. شکل ۴-۱۰ رفتار این تابع را در پاسخ به پالس ورودی مشخص شده و به‌ازای مقادیر ۲۰ و ۳۰ ثانیه برای τ_{fat} و τ_{rec} ، β برابر 0.06 [۱۳] و $fitmin$ برابر 0.02 [۱۴] در فرکانس ۵۰ هرتز نشان می‌دهد. در شرایطی که عضله در حالت استراحت است، تا وقتی تحریکی به آن اعمال نشود، تابع برازندگی حداکثر مقدار خود را دارد. پس از آنکه سیگنال تحریک را اعمال کردیم، عضله شروع به خسته شدن می‌کند و تابع برازندگی کاهش می‌یابد. چنانچه تحریک قطع شود، عضله به سمت بهبود پیش می‌رود تا جایی که تابع برازندگی مجدداً به مقدار یک می‌رسد. سرعت خستگی و بهبود، وابسته به ثابت زمانی‌های مربوط به هر یک از این رفتارها است.



شکل ۴-۱۰- نمایش رفتار تابع برازندگی. در اینجا پاسخ ورودی پالس واحد رسم شده است.

در نهایت، فعالیت عضله‌ی خستگی‌پذیر^۱ با رابطه‌ی زیر بیان می‌شود:

$$a_{fat}(t) = a(t)fit(t)$$

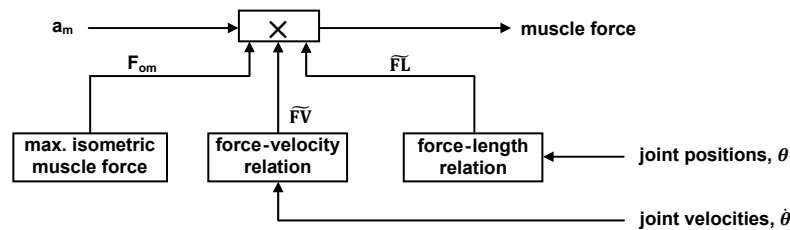
^۱ Fatiguing

۴-۲-۲- دینامیک انقباض

دینامیک انقباض عضله، که انقباض میوفیبریل‌های عضلانی را در پاسخ به میزان فعالیت نشان می‌دهد، از ساختار مکانیکی عضله گرفته شده است [۱۴]. همان‌طور که بلوک دیاگرام شکل ۴-۱۱ نشان می‌دهد، در دینامیک انقباض، میزان فعالیت عضله (که در معادلات قبل محاسبه شد)، در بیشینه‌ی نیروی عضله‌ی ایزومتریک و فاکتورهای نیرو-طول و نیرو-سرعت، ضرب می‌شود تا مقدار مطلق نیروی ماهیچه به دست آید [۱۳]. بنابراین نیروی عضله $F_m(t)$ از سه فاکتور میزان فعالیت، طول-کشش^۱ و سرعت-نیرو^۲ تاثیر می‌پذیرد:

$$F_m(t) = F_{om} \bar{F}L(t) \bar{F}V(t) a_m(t)$$

در این رابطه، $a_m(t)$ نشان‌گر میزان فعالیت عضله، $\bar{F}L(t)$ نشانگر فاکتور نیرو-طول، $\bar{F}V(t)$ نشانگر فاکتور نیرو-سرعت و F_{om} حداکثر نیروی عضله است.



شکل ۴-۱۱- بلوک دیاگرام دینامیک انقباض عضله (برگرفته از مرجع [۱۳]).

۴-۲-۲-۱- فاکتور نیرو-طول

شکل ۴-۱۲ منحنی مشخصه‌ی نیرو-طول نرمالیزه شده $\bar{F}L$ را، که به صورت چند جمله‌ای

$$\bar{F}L = k\tilde{L}_m^2 - 2k\tilde{L}_m + k + 1 = k(\tilde{L}_m - 1)^2 + 1$$

مدل شده است، نشان می‌دهد. در این رابطه \tilde{L}_m ، طول نرمالیزه شده‌ی عضله نسبت به حداکثر طول فیزیولوژیکی (طول بهینه) خودش L_{om} و k یک ضریب مقیاس است که مقدار آن مبنی بر فاکتور "پهنا" d است. پهنا به عنوان محدوده‌ای از طول نرمالیزه شده‌ی عضله، که در آن عضله قادر به تولید نیروی مثبت می‌باشد، تعریف شده است (یعنی $\bar{F}L$ مقداری مثبت است). به عبارت دیگر، عضله برای

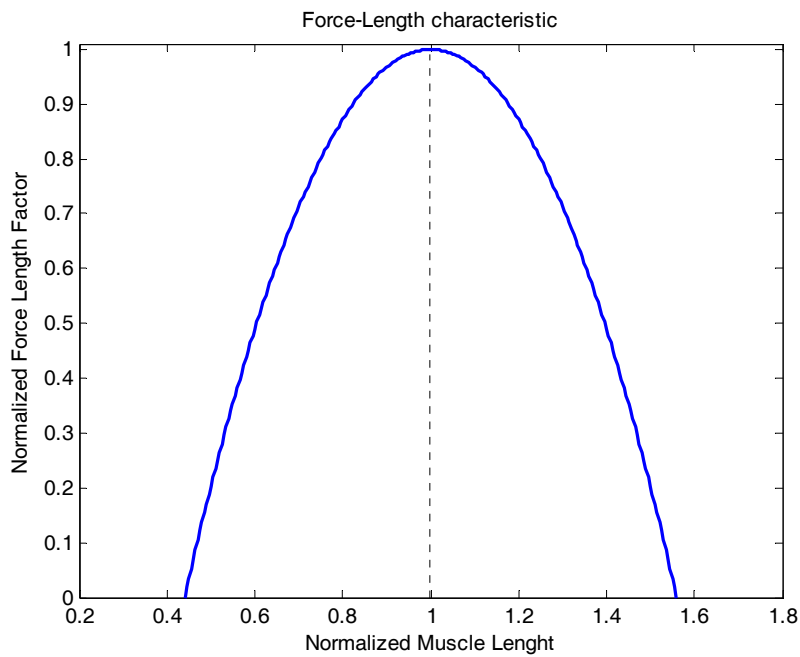
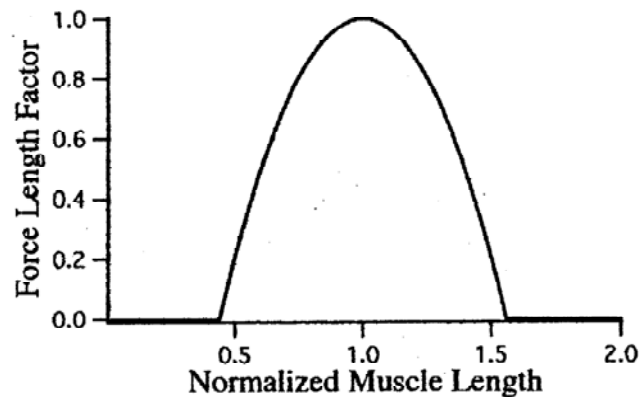
¹ Length-Tension

² Force-Velocity

طول نرمالیزه شده‌ی بین $(1 - d)$ تا $(1 + d)$ نیرویی مثبت تولید می‌کند. در این بررسی، مقدار d برابر $0/56$ انتخاب شده است. ضریب مقیاس k از رابطه‌ی

$$k = -\frac{1}{d^2}$$

به دست می‌آید [۱۸].

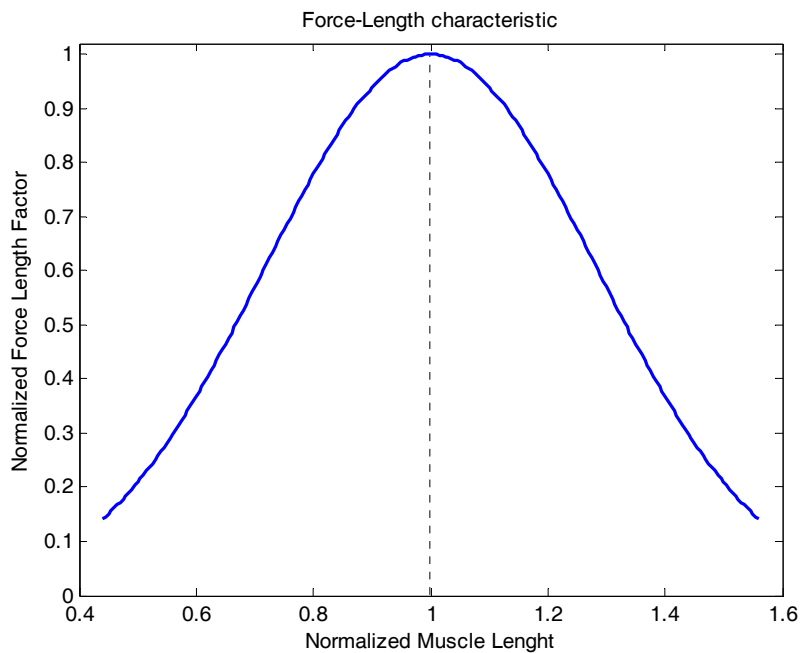


شکل ۱۲-۴- مشخصه‌ی نیرو- طول. نمودار بالا برگرفته از مرجع [۱۸] می‌باشد و نمودار پایین، بر اساس رابطه ذکر شده در [۱۸] در MATLAB رسم شده است.

در مطالعه‌ی دیگری [۱۳] رابطه‌ی نیرو- طول با تابع گوسی

$$\bar{F}L = \exp \left[- \left(\frac{\bar{L}_m - 1}{\varepsilon} \right)^2 \right]$$

مدل شده است که \bar{L}_m طول نرمالیزه شده‌ی ماهیچه نسبت به طول بهینه (L_{om}) و ضریب شکل‌دهی است. شکل ۱۳-۴ نمایش گرافیکی این مدل را به ازای $\varepsilon = 0.4$ [۱۴] نشان می‌دهد.



شکل ۱۳-۴- مشخصه‌ی نیرو-طول بر اساس رابطه‌ی گوسی ارائه شده در مرجع [۱۳].

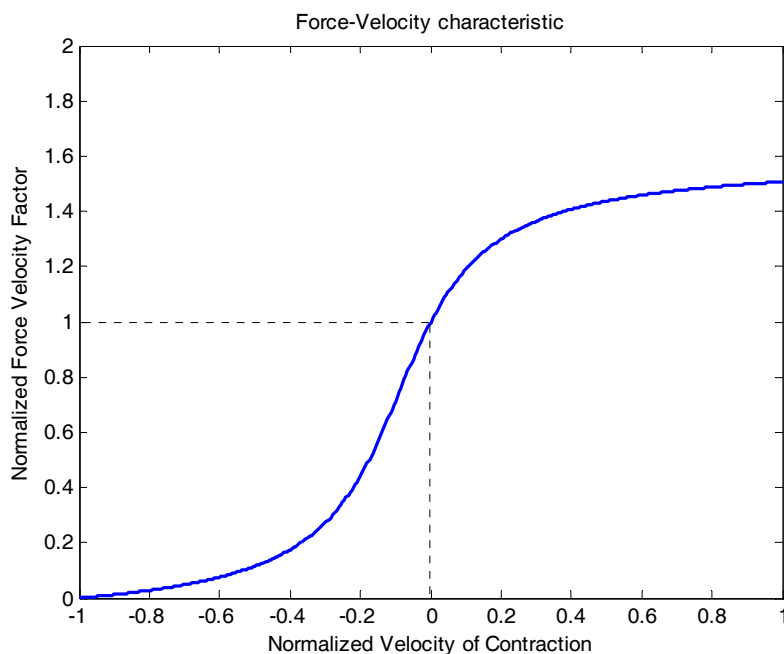
همان‌طور که در نمودار نیرو-طول نیز مشخص است، بیشترین نیرو زمانی در عضله ایجاد می‌شود که عضله در طول بهینه‌ی خود قرار داشته باشد و چنانچه در وضعیت جمع شده یا کشیده شده باشد، نیروی قابل تولید کاهش خواهد یافت.

با توجه به اینکه اندازه‌گیری مستقیم طول عضله در هنگام آزمایش مشکل است، از دید ماکروسکوپی، این پارامتر به صورت

$$l = r(\theta - \theta_r) + L_{om}$$

محاسبه می‌شود. θ زاویه، θ_r زاویه‌ی استراحت مفصل بر حسب رادیان و r بازوی گشتاور عضله بر حسب متر است. براساس مقادیر ذکر شده در مرجع [۱۴] مقدار عددی L_{om} برابر $13/6$

بیان شده است که \tilde{V}_m سرعت نرمالیزه شده نسبت به بیشترین سرعت انقباض V_{om} ماهیچه است. $\tilde{V}_m = v/|V_{om}|$ و $v = dl/dt$ و $v < 0$ برای انقباض ماهیچه). شکل ۴-۱۵ منحنی مشخصه‌ی نیرو-سرعت را که بر اساس این رابطه در MATLAB رسم شده است نشان می‌دهد.



شکل ۴-۱۵- منحنی مشخصه‌ی نیرو-سرعت بر اساس رابطه‌ی ذکر شده در [۱۳].

هر دو نمودار گویای این مطلب هستند که در مقایسه با انقباض ایزومتریک، انقباض کانستریک نیروی کمتر و انقباض اکستریک نیروی بیشتری در عضله ایجاد می‌کند. علت تفاوت جهت دو منحنی، در قرارداد علامت، برای وضعیت جمع شده یا کشیده شده‌ی عضله است. با توجه به اینکه اندازه‌گیری مستقیم طول عضله در هنگام آزمایش مشکل است، از دید ماکروسکوپی، این پارامتر به صورت

$$v = r\dot{\theta}$$

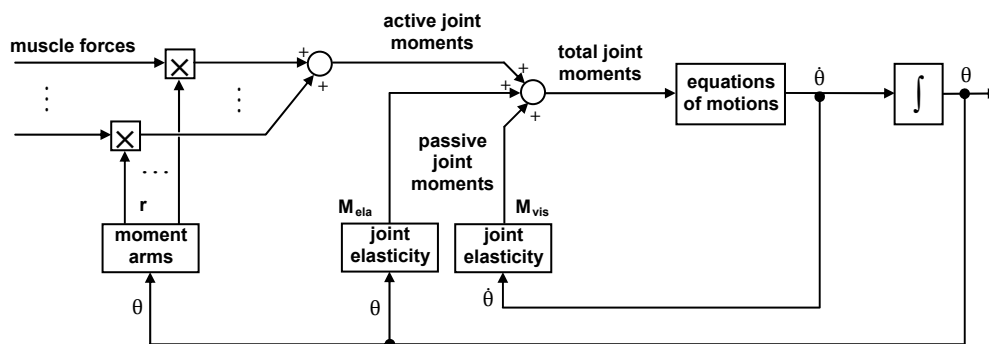
محاسبه می‌شود. در این رابطه، $\dot{\theta}$ سرعت زاویه‌ای مفصل است. براساس مقادیر ذکر شده در مرجع [۱۴] مقدار عددی V_{om} برابر $0/68$ متر بر ثانیه در معادلات وارد شده است.

۳-۲-۲-۴- ماکزیمم نیرو

در مرجع [۱۴]، مقدار عددی ماکزیمم نیروی تولیدی در عضله‌ی خم‌کننده‌ی آرنج ۹۰۰ نیوتن و در مرجع [۱۳] برابر ۱۳۵/۴۵ نیوتن ذکر شده است. مدل‌سازی حاضر بر اساس ۹۰۰ نیوتن انجام گرفته است.

۳-۲-۴- دینامیک اجزای دست

در دینامیک چند قسمتی دست که بلوک دیاگرام آن در شکل ۱۶-۴ نشان داده شده است، گشتاور کل مفصل، حاصل جمع گشتاور اکتیو، گشتاور پسیو الاستیک^۱ و گشتاور پسیو ویسکوز^۲ مفصل است. گشتاور اکتیو مفصل، حاصل جمع گشتاورهای تولید شده توسط هر گروه از عضلات (یعنی مجموع حاصل ضرب نیروی هر ماهیچه در بازوی گشتاور آن) است. در این مدل، برای سادگی و کاهش تعداد پارامترهای مدل عضله، اثر نیروی پسیو عضلات، یک‌جا و به صورت گشتاور در مفصل لحاظ گردیده است [۱۳]. در برخی مقالات [۱۸]، در شرایط خاصی، با توجه به آنکه در غالب وضعیت‌ها، عضلات در کمتر از حداکثر طول فیزیولوژیکی (طول بهینه) خود عمل می‌کنند و در این حالت، نیروی پسیو در مقایسه با نیروی اکتیو چشمگیر نیست، نیروی پسیو ماهیچه لحاظ نشده است. گشتاور کل پس از ایجاد، به ورودی معادلات حرکت دست داده می‌شود. برای مشاهده‌ی حرکت دست، به مدل‌سازی فیزیکی آن در محیط MATLAB/simMechanics پرداخته شد.



شکل ۱۶-۴- بلوک دیاگرام دینامیک اجزای دست (برگرفته از مرجع [۱۳]).

¹ Passive elastic moment

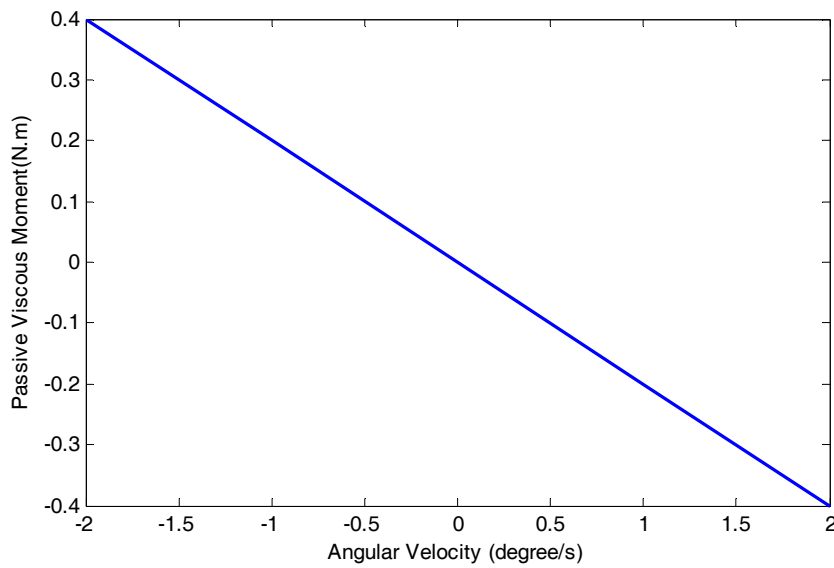
² Passive viscous moment

۴-۲-۳-۱- گشتاور پسیو

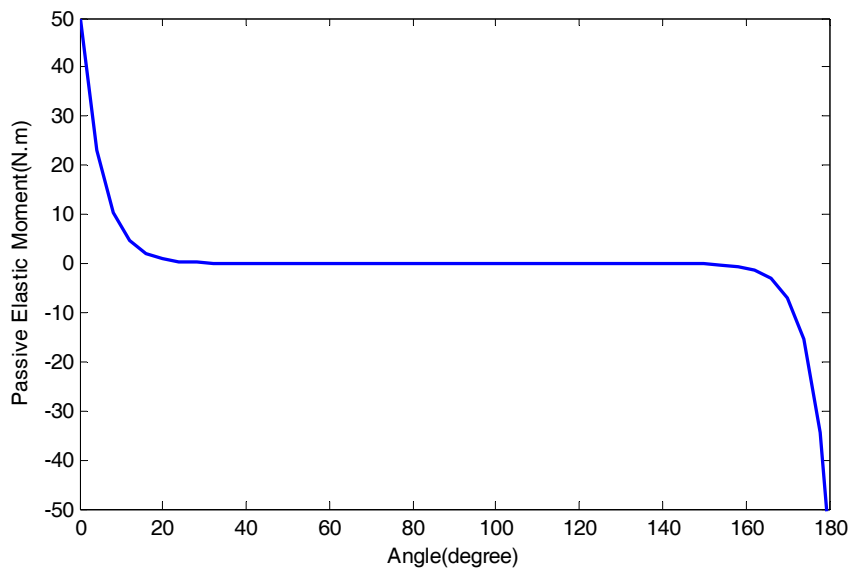
در عمل فلکشن آرنج، عضله‌ی سه‌سربازویی نقش عضله‌ی پسیو را ایفا می‌کند. همان‌طور که پیش از این ذکر شد، اثر پسیو عضلات به‌صورت یک گشتاور، که به آن گشتاور پسیو گفته می‌شود، به مفصل اعمال می‌گردد. برای مفصل آرنج، این گشتاور به‌صورت

$$T_p = -0.2\dot{\theta} - 7.8\text{sgn}\left(\theta - \frac{\pi}{2}\right) \left[\exp\left(\frac{36\left|\theta - \frac{\pi}{2}\right|}{\pi}\right) - 1 \right] \times 10^{-7}$$

مدل می‌شود که در آن sgn "تابع علامت" است. ترم اول توصیف‌کننده‌ی گشتاور پسیو ویسکوز و ترم دوم توصیف‌کننده‌ی گشتاور پسیو الاستیک است. منحنی مشخصه‌ی این دو گشتاور در شکل‌های ۱۷-۴ و ۱۸-۴ آورده شده است.



شکل ۱۷-۴- منحنی مشخصه‌ی گشتاور پسیو ویسکوز.



شکل ۱۸-۴- منحنی مشخصه‌ی گشتاور پسیو الاستیک.

۲-۳-۲-۴- مدل‌سازی فیزیکی اجزای دست

مدل بازوی دو لینک با شش عضله از جمله مدل‌هایی است که به طور گسترده در پژوهش‌های مربوط به حرکت رساندن دست مورد استفاده قرار گرفته است. برای این مدل، فرض بر این است که حرکت کل سیستم در صفحه‌ی افق انجام می‌گردد. در برخی از موارد، برای سادگی حتی از اثر جاذبه نیز صرف‌نظر می‌شود. شکل ۱۹-۴ مدل بازوی دو لینک با شش عضله را نشان می‌دهد. نام هر یک از این عضلات، به همراه عملکرد آنها در جدول ۱-۴ آورده شده است.