

بهبود کنترل بازوی رباتیک به کمک کنترل کننده تطبیقی مدل مرجع با استفاده از طبقه‌بندی سیگنال‌های EMG

مهسا برفی، حمیدرضا کرمی، الهام فراهی، فاطمه فریدی و سید منوچهر حسینی پیلانگرگی

یکی از روش‌های آزمایشگاهی برای ثبت سیگنال‌های عضلات بدن، الکترومیوگرافی است. الکترومیوگرافی، مطالعه فعالیت الکتریکی عضله است. مطالعه عضله از این دیدگاه می‌تواند برای فراهم کردن اطلاعات مربوط به کنترل حرکات ارادی و بازتابی، بسیار ارزشمند باشد. مطالعه فعالیت عضله هنگام اجرای یک کار ویژه می‌تواند اطلاعاتی در خصوص نوع عضلات درگیر، زمان شروع و علت فعالیت عضلات در اختیار قرار دهد. به علاوه، مقدار پاسخ الکتریکی عضلات در طول فعالیت تعیین می‌شود [۲].

سیگنال الکترومیوگرام (EMG) نمایش سیگنال الکتریکی عضله است که با قراردادن الکترودهای حساس روی عضله که قادر به اندازه‌گیری مجموع تغییر ولتاژ مربوط به تمام پتانسیل‌های عمل فیبرهای عضلانی هستند، مشخص می‌شود. به عبارت دیگر، سیگنال الکتریکی که در طول هر فیبر عضلانی منتشر می‌شود، پتانسیل عمل واحد حرکتی نامیده می‌شود و سیگنال EMG عبارت است از اندازه‌گیری پتانسیل عمل. سیگنال EMG بسیار پیچیده و ترکیبی از پتانسیل‌های عمل چندگانه همه واحدهای حرکتی فعالی است که روی یکدیگر قرار گرفته‌اند [۲]. خلاصه پردازش‌های فیزیولوژیکی فعالیت عضله نشان می‌دهد که سیگنال EMG می‌تواند نشان‌دهنده میزان فعالیت عضله باشد و بنابراین این سیگنال می‌تواند برای مطالعه هماهنگی و کنترل حرکت مورد استفاده قرار گیرد [۳].

یکی از جدیدترین و مهم‌ترین کاربردهای تجزیه و تحلیل سیگنال EMG، استفاده از آن در مدل‌سازی حرکات بیومکانیکی بدن و کنترل اندام‌های رباتیک یا پروتزی است [۴] و [۵]. در ادامه، برخی از مهم‌ترین پژوهش‌های انجام‌شده در زمینه کنترل اندام‌های مصنوعی، رباتیک یا پروتزی، بررسی می‌شود.

یکی از روش‌های استفاده از سیگنال EMG برای کنترل بازوی رباتیک، کلاس‌بندی داده EMG مربوط به حرکات مختلف بازو با هدف ایجاد ارتباط آماری و ریاضی معنادار بین الگوهای حرکتی از پیش تعریف شده و ویژگی‌های سیگنال EMG حاصل از حرکت عضلات است. در [۶]، امکان طبقه‌بندی چندکلاسه سیگنال‌های EMG به دست آمده از یک برد جمع‌آوری داده کوچک‌سازی شده بررسی می‌شود. کلاس‌بندی از طریق شبکه‌های عصبی مصنوعی که بر اساس داده EMG آموزش یافته‌اند، انجام شده است. لازم به ذکر است که روش‌های مبتنی بر شبکه‌های عصبی برای الگوریتم یادگیری عصبی بار محاسباتی سنگینی دارند.

در [۷]، یک بازوی رباتیک که برای حمل اشیاء و جابه‌جایی بلوک‌های چوبی در نظر گرفته شده است، با استفاده از سیگنال EMG کنترل می‌شود. در این مرجع، از فیدبک بصری برای کنترل عملکرد این بازو

چکیده: هدف این مقاله، بهبود کنترل بازوی رباتیک به کمک کنترل کننده تطبیقی مدل مرجع مبتنی بر نظریه لیاپانوف با استفاده از طبقه‌بندی سیگنال‌های الکترومیوگرام (EMG) است. در این مقاله، بازوی انسان با یک ربات دو درجه آزادی مدل‌سازی شده است. روش کنترلی پیشنهادی، کنترل کننده تطبیقی مدل مرجع است. ماحصل این پژوهش، طراحی و شبیه‌سازی بازوی رباتیک به همراه کنترل کننده تطبیقی مدل مرجع است که با استفاده از طبقه‌بندی داده‌های EMG ثبت شده از حرکات بازوی انسان، منتج به ردیابی مناسب سیگنال مرجع، فراجاهش و خطای حالت ماندگار کمتر در مقایسه با کنترل کننده مرسوم PI شده است. بدین منظور ابتدا داده‌های EMG با استفاده از دو الکتروده از عضلات دلتوئید قدامی و دلتوئید میانی بازوی پنج دختر و با انجام دو حرکت دورشدن (ابداکشن) و خم‌شدن (فلکشن) بازو جمع‌آوری شده و پس از رفع نویز، ویژگی‌های ریاضی انتگرال مقدار مطلق، گذر از صفر، واریانس و فرکانس میانه از آنها استخراج می‌شود. سپس کلاس‌بندی به روش آنالیز تشخیصی خطی به منظور تشخیص حرکات بر اساس ویژگی‌های داده‌ها صورت می‌گیرد. در نهایت، مدل و سیستم کنترل کننده پیشنهادی با توجه به ویژگی‌های سیگنال EMG، برای دستیابی به پاسخ کنترلی مناسب، طراحی می‌شوند و سیگنال فرمان مناسب جهت انجام حرکت مربوطه به کنترل کننده ارسال می‌شود. نتایج و مقادیر خطاهای حاصل شده نشان می‌دهند که انطباق رفتار مدل و کنترل کننده حاصل با الگوی از پیش تعریف شده حرکتی قابل توجه و مورد تأیید است.

کلیدواژه: الکترومیوگرافی، آنالیز تشخیصی خطی، ربات دو درجه آزادی، کنترل کننده تطبیقی مدل مرجع.

۱- مقدمه

هدف از طراحی و ساخت یک اندام پروتزی، ایجاد حداکثر تشابه رفتاری با اندام‌های انسانی است. در صورتی که سیگنال‌های حاصل از عملکرد عضلات بدن، ثبت شوند، می‌توانند فعالیت عضلات را نمایان کرده و در مدل‌سازی و کنترل اندام‌های پروتزی به کار گرفته شوند [۸].

این مقاله در تاریخ ۱۲ آبان ماه ۱۴۰۰ دریافت و در تاریخ ۱۸ اردیبهشت ماه ۱۴۰۱ بازنگری شد.

مهسا برفی، دانش‌آموخته، گروه مهندسی برق، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه بوعلی‌سینا، همدان، ایران، (email: m.barfi@eng.basu.ac.ir).

حمیدرضا کرمی (نویسنده مسئول)، گروه مهندسی برق، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه بوعلی‌سینا، همدان، ایران، (email: hamidr.karami@basu.ac.ir).

الهام فراهی، دانش‌آموخته، گروه مهندسی برق، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه بوعلی‌سینا، همدان، ایران، (email: elham.farahi1372@gmail.com).

فاطمه فریدی، دانش‌آموخته، گروه مهندسی برق، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه بوعلی‌سینا، همدان، ایران، (email: fateme.faridi@gmail.com).

سید منوچهر حسینی پیلانگرگی، گروه مهندسی برق، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه بوعلی‌سینا، همدان، ایران، (email: m.hosseini@basu.ac.ir).

در یک محیط مجازی بر روی پنج فرد سالم آزمایش می‌شود. در پژوهش‌های قبلی، جهت کنترل بازو، نیاز به پردازش‌های آماری سنگین مانند پردازش تصویر و شناسایی حرکت بوده و همچنین تعداد الکترودها و حرکات در برخی تحقیقات، تعداد کافی استفاده نشده است. در این پژوهش، کنترل بازوی رباتیک با استفاده از کنترل‌کننده تطبیقی مدل مرجع که دارای مزایایی از جمله قابلیت تطبیق رفتار کنترلی سیستم با تغییر نقطه کار و تغییر نوع حرکت آن است، صورت گرفته و نیازی به پردازش‌های آماری سنگین ندارد. به علاوه بازوی انسان با یک ربات دو درجه آزادی مدل‌سازی شده است. بنابراین مسئله اصلی در این تحقیق، ایجاد تشابه حداکثری بین حرکات بازوی رباتیک و بازوی انسان با کمک تحلیل و آنالیز سیگنال‌های EMG و توسعه مدل و کنترل‌کننده مناسب است. در این پژوهش، بر اساس سیگنال‌های EMG اندازه‌گیری شده از عضلات حرکتی بازو که به صورت بهینه جمع‌آوری، تحلیل و ارزیابی شده‌اند، سیستم مکترونیک طراحی شده مقاصد حرکتی بازو را تشخیص می‌دهد. برای کنترل بازوی رباتیک، کنترل‌کننده تطبیقی مدل مرجع مبتنی بر نظریه لیاپانوف که دارای مزایایی از جمله تضمین پایداری حلقه بسته و عملکرد مطلوب در حضور نامعینی‌های مدل، پارامترهای متغیر با زمان، اغتشاش و نویزهای نامعلوم می‌باشد، طراحی و پیاده‌سازی شده است. همچنین پاسخ کنترلی این کنترل‌کننده، دارای مزایایی از جمله ردیابی مناسب سیگنال مرجع، سرعت پاسخ‌دهی مناسب، فراجهدش و خطای حالت ماندگار کم می‌باشد. مدل‌سازی بازو نیز با استفاده از بازوی رباتیک دو درجه آزادی، صورت گرفته است.

در این پژوهش از دستگاه الکترومیوگرافی ۱۶ کاناله مدل MA-300 و همکاری پنج دختر برای اجرای دو حرکت بازو، به منظور ثبت سیگنال‌های EMG استفاده شده است. سپس فیلترهایی جهت رفع نویز به سیگنال اعمال گردیده و سیگنال‌های EMG ذخیره شده است. سیگنال‌های ذخیره‌شده به کمک نرم‌افزار MATLAB پردازش شده و ویژگی‌های انتگرال مقدار مطلق^۳ (IAV)، گذر از صفر^۴ (ZC)، واریانس^۵ (VAR) و فرکانس میانه^۶ (MDF) از آن استخراج شده و کلاس‌بندی به روش آنالیز تشخیصی خطی^۷ (LDA) به منظور تشخیص حرکات بر اساس ویژگی‌های داده‌ها، صورت می‌گیرد. سپس مدل و سیستم کنترل پیشنهادی با توجه به ویژگی‌های سیگنال‌های EMG برای دستیابی به پاسخ کنترلی مناسب، طراحی می‌شوند. بنابراین بعد از این که طبقه‌بند LDA با استفاده از سیگنال‌های EMG، حرکت بازو را تشخیص داد، طبق حرکت تشخیص داده شده، سیگنال فرمان مناسب (زاویه بازو متناسب با حرکت مورد نظر) به کنترل‌کننده ارسال شده و حرکت بازو انجام می‌شود. در واقع از سیگنال‌های EMG، در طبقه‌بندی جهت تشخیص نوع حرکت و در نهایت ارسال فرمان مناسب به کنترل‌کننده استفاده شده است.

در این مقاله، در بخش ۲ روش جمع‌آوری و پردازش داده‌ها، استخراج ویژگی‌های ریاضی و طبقه‌بندی آنها مطرح می‌گردد. در بخش ۳ به روش مدل‌سازی بازوی رباتیک و معادلات ریاضی، روند انجام پژوهش و ایده پیشنهادی پرداخته می‌شود. بخش ۴ به شبیه‌سازی و تحلیل نتایج پرداخته و بخش ۵ شامل جمع‌بندی پژوهش است.

استفاده شده است. این سیستم در دو حالت تست می‌شود که شامل تکرار حرکت در نور کامل و در تاریکی است. در شرایط تاریکی، فیدبک بصری تحت تأثیر قرار می‌گیرد و لازم است که فیدبک دیگری برای رفع خطا در اختیار ربات قرار گیرد.

اخیراً دستگاه‌های EMG قابل پوشش طراحی شده‌اند که قادر به شناسایی چندین حرکت هستند، اما ایراد اصلی این سیستم‌ها هزینه بالا، اندازه و پیچیدگی آنها می‌باشد. در [۸]، یک سیستم ساده، سریع و کم‌هزینه برای تشخیص حداکثر چهار حرکت بازو با استفاده از فقط یک الکتروده سطحی، ارائه شده که تعداد الکترودها کافی نمی‌باشد.

در [۹]، یک دست مصنوعی تجهیز شده با فیدبک EMG برای انجام اعمال دستوری مدل‌سازی شده است. سیستم کنترل مجتمع توسعه‌یافته شامل دو زیرسیستم، یکی مربوط به کنترل حرکت و دیگری مربوط به سنسورها است. ضمن این که اطلاعات بصری حاصل از پردازش تصویر نیز در اختیار کنترلر قرار می‌گیرد. بنابراین، این روش نیازمند پردازش‌های سنگینی مانند پردازش تصویر می‌باشد.

در [۱۰]، سیگنال‌های EMG عضلات بازوی انسان به عنوان یک رابط کنترلی بین انسان و بازوی رباتیک به کار گرفته شده‌اند. از یک مدل ریاضی آموزش‌یافته برای رمزگشایی حرکات بازو با استفاده از سیگنال‌های EMG ثبت‌شده استفاده می‌شود. این روش نیاز به تطابق تدریجی مدل توسعه‌یافته با سیگنال واقعی دارد.

در [۱۱] با هدف بهبود وضعیت حرکتی افراد معلول که دارای مشکل حرکتی در بازو و دست هستند، نمونه اولیه دست و بازوی رباتیک مبتنی بر سیگنال الکترومیوگرام طراحی شده است. در طراحی این سیستم، ۳ شاخه از دانش مورد بررسی قرار می‌گیرد که شامل بیوالکتریک (برای ثبت سیگنال‌های حیاتی)، نرم‌افزار و میکروکنترلرها (برای ثبت و پردازش داده‌ها) و مکترونیک (طراحی ساختار مکانیکی و حرکت‌ها) می‌باشد. حرکات پیچیده و پیوسته انسان، ترکیبی از زیرحرکات ساده و ترتیبی هستند و بنابراین در این پژوهش، نیاز به شناسایی این زیرحرکات بوده است.

در [۱۲]، فناوری‌های کلیدی اخیر کنترل مبتنی بر سیگنال‌های EMG برای ربات‌های توان‌بخشی دست بررسی شده است. سپس خلاصه‌ای از اصول فناوری‌های کنترل و روش‌های پردازش سیگنال‌های EMG که برای این دست‌های رباتیک استفاده شده است، ارائه گردیده و کار آزمایشگاهی صورت نگرفته است.

در [۱۳]، امکان استفاده از تشخیص الگوی میوالکتریک برای کنترل یک دست رباتیک در بیماران سکنه مغزی بررسی می‌شود. تشخیص الگوی میوالکتریک از شش الگوی حرکتی دست با استفاده از سیگنال‌های الکترومیوگرام ساعد از ۸ فرد دچار سکنه شده، انجام گردیده است. برای ارزیابی عملکرد شناسایی الگوی میوالکتریک آفلاین، از دو روش RCV^۱ و CHV^۲ استفاده شده است.

در [۱۴]، یک سیستم آزمایشگاهی شامل دست مصنوعی Pisa/IIT و یک استراتژی کنترلی هم‌زمان و تناسبی برای نگاشت حرکات دست انسان و دست رباتیک، طراحی شده است. روش کنترلی بر اساس ترکیب الگوریتم‌های فاکتوریزاسیون ماتریس نامنفی و رگرسیون خطی است. در این روش یک جبران‌ساز حرکتی مبتنی بر سیگنال‌های EMG نیز طراحی شده که برای پوشش عدم قطعیت‌ها به کار گرفته می‌شود. این الگوریتم

3. Integral of Absolute Value

4. Zero Crossing

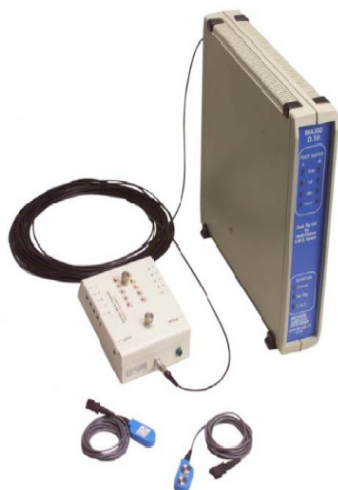
5. Variance

6. Median Frequency

7. Linear Discriminant Analysis

1. Random Cross Validation

2. Chronological Handout Validation



شکل ۲: دستگاه الکترومیوگرافی ۱۶ کاناله مدل MA-300 به همراه الکترودهای سطحی آن [۱۶].

این آزمایش، این الکتروود بر روی استخوان پیشانی قرار داده شد. تماس الکتریکی خیلی خوب الکتروود مرجع با پوست، بسیار مهم است. به این منظور الکتروود زمین آغشته به ژل لوبریکانت بر روی پیشانی قرار داده شد [۲].

۵) فرد باید دو حرکت دورشدن (ابداکشن) و خم شدن (فلکشن) بازو را که در ادامه بررسی می شود، انجام دهد.

۶) با استفاده از نرم افزار WinDaq Recording and Playback، سیگنال های حاصل به فرمت WDQ ثبت می شوند. این نرم افزار برای نمایش و آنالیز اولیه سیگنال و ثبت آن به صورت چندکاناله به کار گرفته می شود.

در این پژوهش برای ثبت سیگنال های EMG، فرکانس نمونه برداری ۲۰۰۰ هرتز، پهنای باند ۱۲۵۰ هرتز، امپدانس ورودی ۱۰۰ مگا اهم، پری آمپلی فایر با گین برابر ۱۰۰۰ و CMRR برابر ۱۰۰ دسی بل انتخاب شدند. دامنه سیگنال می تواند از ۰ تا ۱۰ میلی ولت (قله تا قله) و جذر متوسط مربع (RMS) آن از ۰ تا ۱٫۵ میلی ولت باشد. انرژی قابل استفاده سیگنال در محدوده فرکانس ۰ تا ۵۰۰ هرتز است که انرژی غالب آن در محدوده ۲۰ تا ۱۵۰ هرتز قرار دارد [۳].

حرکات دورشدن (ابداکشن) و خم شدن (فلکشن) بازو در شکل ۳ نمایش داده شده و نحوه انجام این حرکات به صورت زیر می باشد:

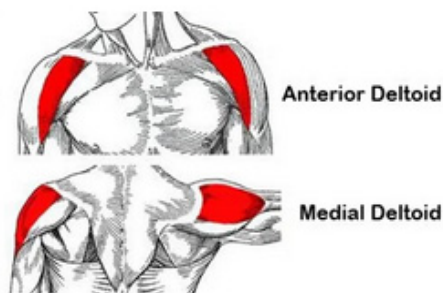
حرکت دورشدن (ابداکشن): حرکت جانبی استخوان بازو به سمت بالا و دور از بدن در سطح عرضی است.

حرکت خم شدن (فلکشن): حرکت استخوان بازو به صورت مستقیم به سمت جلو از هر نقطه در سطح سهمی می باشد.

لازم به ذکر است که دامنه انجام این حرکات در این پژوهش تا زاویه ۹۰ درجه (قرار گرفتن شانه و آرنج در یک خط صاف) است.

۲-۲ استخراج ویژگی ها

از آنجا که سیگنال های EMG دارای ماهیت تصادفی و عدم ثبات هستند، باید سیگنال های متعدد جمع آوری شده و ویژگی های مختلفی از آنها استخراج شود تا توصیف حرکت ممکن گردد. سیگنال EMG ثبت شده به دلیل تأثیر عضلات جانبی و عوامل مختلف دیگر، پرنویز است که علاوه بر استفاده از فیلترهایی برای کاهش نویز در نرم افزار MATLAB، از محاسبه ویژگی های ریاضی آنها برای کاهش اثر نویز، استفاده شده است. در ادامه، ویژگی هایی که در این پژوهش در تحلیل



شکل ۱: عضلات دلتوئید قدامی و دلتوئید میانی بازوی انسان [۱۵].

۲- جمع آوری و پردازش داده ها، استخراج ویژگی های ریاضی و کلاس بندی

یکی از بخش های مهم این پژوهش، جمع آوری و پردازش داده های EMG از بازوی انسان، استخراج ویژگی های ریاضی و سپس طبقه بندی آنها است.

۱-۲ جمع آوری داده های EMG

در این مقاله، سیگنال های EMG از بازوی پنج دختر جمع آوری شده است. تعداد این افراد و همچنین ویژگی های عضلانی آنها طبق پژوهش های ذکر شده در پیشینه و نظر متخصص الکترومیوگرافی بررسی و در نظر گرفته شده است. سیگنال ها از طریق دو الکتروود سطحی دوقطبی دستگاه الکترومیوگرافی ۱۶ کاناله مدل MA-300، روی عضلات دلتوئید قدامی^۱ و دلتوئید میانی^۲ بازو نصب شده اند و با استفاده از نرم افزار WinDaq Recording and Playback در فرمت WDQ ثبت شده اند. این عضلات در شکل ۱ نمایش داده شده است. مراحل ثبت سیگنال به شرح زیر است:

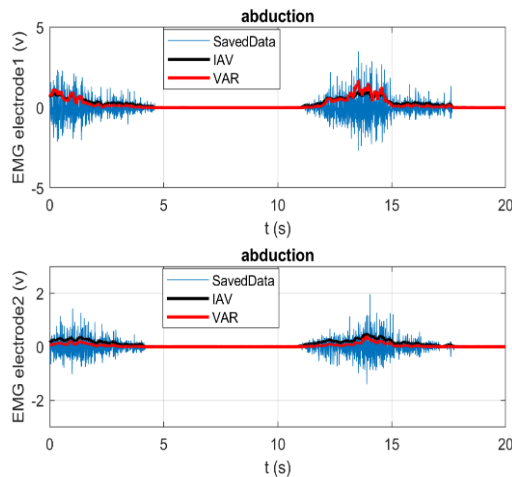
۱) افراد باید لباس مناسبی بپوشند، زیرا نیاز به دسترسی مستقیم به عضلات وجود دارد که ممکن است به واسطه لباس ها پوشیده شده باشد.

۲) با نظر متخصص در زمینه الکترومیوگرافی، موقعیت دقیق قرارگیری الکتروودها بر روی عضله ها و پوست مشخص شد.

۳) دو استراتژی کلیدی در آماده سازی پوست وجود دارد: ۱) تماس الکتروود با پوست بایستی باثبات باشد و ۲) مقاومت پوست بایستی حداقل باشد [۳]. بنابراین در این مرحله، ابتدا موهای زاید نواحی مشخص شده بر روی پوست تراشیده شده و سطح پوست در این محدوده با پنبه آغشته به الکل پاک سازی شد تا الکتروودها به سطح پوست بچسبند.

۴) با استفاده از دو الکتروود سطحی دوقطبی دستگاه الکترومیوگرافی ۱۶ کاناله مدل MA-300، سیگنال های EMG ثبت شدند. این دستگاه به همراه الکتروودهای سطحی آن در شکل ۲ نمایش داده شده است. الکتروود اول یا شماره ۱ بر روی عضله دلتوئید قدامی و الکتروود دوم یا شماره ۲ بر روی عضله دلتوئید میانی بازو قرار داده شد و به منظور افزایش دقت و کاهش جابه جایی الکتروودها از نوارچسب استفاده گردید. همچنین این دستگاه شامل یک الکتروود زمین می باشد. برای قرارگیری الکتروود مرجع معمولاً نزدیک ترین منطقه ای که از نظر الکتریکی خنثی است، انتخاب می شود که در

1. Anterior Deltoid
2. Medial Deltoid



شکل ۴: تأثیر ویژگی‌های ریاضی بر کاهش اثر نویز و دستیابی به فرم کلی سیگنال برای دو کانال ورودی.

تأثیر ویژگی‌های ریاضی IAV و VAR بر کاهش اثر نویز و دستیابی به فرم کلی سیگنال دوکاناله در شکل ۴ نمایش داده شده است. در این شکل، الکتروود اول یا شماره ۱ سیگنال و ویژگی‌های آن برای عضله دلتوئید قدامی و الکتروود دوم یا شماره ۲ مربوط به عضله دلتوئید میانی بازو می‌باشد. سیگنال اصلی به رنگ آبی و ویژگی‌های IAV و VAR به ترتیب به رنگ‌های مشکی و قرمز ترسیم شده است. همان طور که مشاهده می‌شود، منحنی ویژگی‌های سیگنال یعنی IAV و VAR به خوبی فرم کلی آن را نمایش می‌دهند.

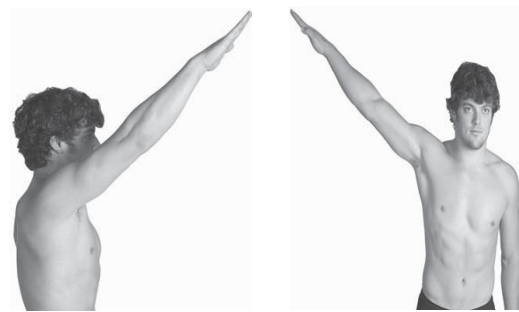
ویژگی‌های ZC و MDF نیز در جدول ۱ درج شده‌اند. این ویژگی‌ها به ترتیب برای سیگنال EMG حاصل از حرکت دورشدن (ابداکشن)، الکتروود شماره ۱ و ۲ و برای حرکت خم‌شدن (فلکشن)، الکتروود شماره ۱ و ۲ محاسبه شده‌اند.

۳-۲-۳ آنالیز ویژگی‌ها و کلاس‌بندی

هدف از طبقه‌بندی، تفکیک دو حرکت دورشدن (ابداکشن) و خم‌شدن (فلکشن) بازو بر اساس ویژگی‌های استخراج‌شده از داده‌ها و تشخیص نوع حرکت برای داده‌های جدید، توسط طبقه‌بند می‌باشد. در این پژوهش، طبقه‌بندی حرکات بر اساس ویژگی‌های استخراج‌شده از داده‌ها به روش LDA [۱۹] و [۲۰] انجام شده که در این روش، مرز بین گروه‌های داده با خطوط مشخص می‌شود. طبقه‌بند LDA به صورت گسترده‌ای در طبقه‌بندی حرکات مورد استفاده قرار می‌گیرد [۲۱].

ایده اصلی LDA، جستجوی ماتریس طرح‌ریزی است که مجموعه داده اصلی را در یک دستگاه مختصات جدید قرار می‌دهد. پس از اعمال الگوریتم LDA، حجم داده‌ها به اندازه کافی سبک شده و محاسبات به سادگی امکان‌پذیر خواهد بود [۲۲]. این روش، نسبت پراکندگی بین کلاس به پراکندگی درون کلاس را به حداکثر می‌رساند تا به بیشترین میزان تفکیک‌پذیری دست یابد [۲۳].

از مزایای استفاده از روش LDA می‌توان به پیاده‌سازی ساده و آسان، ساختار ساده و سرعت بالای آموزش آن اشاره کرد. در مقایسه این روش با شبکه‌های عصبی، می‌توان گفت که با به کارگیری ترکیبی از چند ویژگی، شبکه‌های عصبی دارای دقت بالاتر و انحراف استاندارد کمتری می‌باشند. اما ساختار شبکه‌های عصبی نسبت به طبقه‌بند LDA، پیچیده‌تر بوده و دارای حجم محاسباتی بالایی می‌باشد. همچنین دسترسی به دقت بالا در شبکه‌های عصبی نیازمند تعیین پارامترها و تنظیمات شبکه است [۲۱].



شکل ۳: حرکات (الف) دورشدن (ابداکشن) و (ب) خم‌شدن (فلکشن) بازو [۱۷].

جدول ۱: ویژگی‌های ZC و MDF.

| نوع حرکت | ZC | MDF |
|-----------|-------|---------|
| ابداکشن ۱ | ۱۰۲۴۰ | ۰٫۲۲۱۴۶ |
| ابداکشن ۲ | ۱۱۸۵۰ | ۰٫۳۰۱۹۸ |
| فلکشن ۱ | ۱۰۷۶۳ | ۰٫۰۸۳۰۷ |
| فلکشن ۲ | ۱۱۴۹۵ | ۰٫۰۶۲۶۳ |

سیگنال EMG بازو مورد استفاده قرار گرفته‌اند، بررسی می‌شوند. این ویژگی‌ها دارای خاصیت طبقه‌بندی خوبی هستند و استخراج ویژگی و کلاس‌بندی را به سادگی ممکن می‌سازند. همچنین بر اساس تحقیقات قبلی، از ویژگی‌های کاربرد در حوزه الکترومیوگرافی می‌باشند [۱۸].

۲-۲-۱ انتگرال مقدار مطلق (IAV)

این ویژگی طبق (۱) محاسبه می‌شود [۱۸]

$$IAV = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^M |e_i| \quad (1)$$

در این معادله و (۲) و (۳) که در ادامه خواهند آمد، e_i نمونه i ام سیگنال ثبت‌شده و M تعداد کل نمونه‌ها در یک پنجره است. سیگنال خام با فرکانس ۲ کیلوهرتز نمونه‌برداری شده و با پنجره‌های زمانی ۱۰۰ میلی‌ثانیه، تقسیم‌بندی می‌شود. بنابراین M برابر با ۱۰۰ می‌باشد.

۲-۲-۲ گذر از صفر (ZC)

متغیر ZC بیان‌کننده تعداد دفعاتی است که سیگنال از صفر عبور کرده و دامنه آن صفر شده است. این ویژگی از (۲) محاسبه می‌شود [۱۸]

$$ZC = \sum_{i=1}^M \text{sign}(-e_i e_{i+1}) \quad (2)$$

۲-۲-۳ واریانس (VAR)

واریانس نمادی از توان سیگنال است و طبق (۳) محاسبه می‌شود [۱۸]

$$VAR = \frac{1}{M-1} \sum_{i=1}^M e_i^2 \quad (3)$$

۲-۲-۴ فرکانس میانه یا (MDF)

این ویژگی مبین فرکانسی است که در آن، طیف توان سیگنال به دو قسمت با توان مساوی تقسیم می‌شود. این معیار مطابق با (۴) محاسبه می‌شود

$$\int_{MF}^{\infty} P(\omega) d\omega = \int_{0}^{MF} P(\omega) d\omega = \frac{1}{2} \int_{0}^{\infty} P(\omega) d\omega \quad (4)$$

در این معادله، $p(\omega)$ چگالی طیف توان و ω فرکانس است. در بررسی انجام‌شده در این پژوهش، $0 < \omega < 500$ هرترز می‌باشد [۱۸].

نرم افزاری مناسب می باشد که یکی از پرکاربردترین این بسته ها، محیط SIM-Mechanics در نرم افزار MATLAB است.

۳-۲ شبیه سازی یک ربات دو درجه آزادی به همراه کنترل کننده در نرم افزار MATLAB

در بخش قبل، مدل سازی ربات دو درجه آزادی مطرح گردید که این مدل می تواند به دقت در کتابخانه SIM-Mechanics در نرم افزار MATLAB/Simulink پیاده سازی شود. برای مدل سازی و کنترل ربات باید زوایای چرخشی آن در نظر گرفته شود. در شکل ۶ بلوک دیاگرام شبیه سازی یک ربات دو درجه آزادی را می توان مشاهده نمود.

در این شبیه سازی برای حرکت دادن مفاصل از موتورهای DC و آمپلی فایر استفاده شده و مدل سازی اجزای مکانیکی سیستم، ممان اینرسی و گشتاورهای اجزا و عناصر نیز بر اساس کتابخانه SIM-Mechanics و تحت بلوک Mechanical Robotic Arm صورت گرفته است. قیود مکانیکی مربوط به میزان جابه جایی اجزا و سایر موارد نیز در این مدل سازی لحاظ شده است. خروجی های بازوی رباتیک مکانیکی به عنوان فیدبک به سیستم کنترل ارسال می شوند. کنترل کننده تطبیقی مدل مرجع (MRAS) در بلوک Controller پیاده سازی شده و بنابراین کنترل کننده بر اساس سیگنال مرجع از بلوک Joint Angles Command و فیدبک حاصل از مدل مکانیکی، فرمان لازم برای موتورهای محرک مفاصل را ایجاد کرده و اثر چرخش موتورها در اجزای مکانیکی منجر به حرکت مفاصل می شود.

۳-۳ طراحی و پیاده سازی کنترل کننده PI و کنترل کننده تطبیقی مدل مرجع

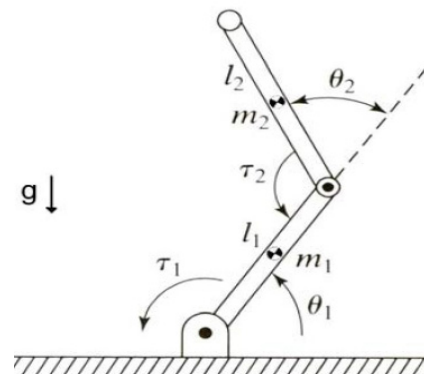
در این بخش، روش طراحی و پیاده سازی کنترل کننده های PI و تطبیقی مدل مرجع تشریح می شود.

۳-۳-۱ طراحی کنترل کننده PI

پیاده سازی کنترل کننده PI بر اساس بلوک PID دو درجه آزادی از سیمولینک MATLAB انجام شده است. پارامترهای اصلی کنترل کننده PI یعنی بهره تناسبی (K_p) و بهره انتگرالی (K_i) هستند. در این پژوهش، ابتدا از روش زیگلر نیکلز برای طراحی کنترل کننده استفاده شده است. با توجه به این که بازوی رباتیک دارای دو مفصل می باشد، برای هر مفصل یک کنترل کننده PI طراحی و پیاده سازی می شود. معیار تصدیق طراحی، دستیابی به حداکثر ۵٪ فرجهش است. روش زیگلر نیکلز، روشی سرانگشتی و تقریبی است و الزاماً به کنترل بهینه منتج نمی شود و بنابراین در نهایت، طراحی کنترل کننده های مربوط به این مفاصل بر اساس PID-Tuner نرم افزار MATLAB انجام شده است.

۳-۳-۲ طراحی کنترل کننده تطبیقی مدل مرجع

در این بخش طراحی کنترل کننده تطبیقی مدل مرجع، بر اساس روش لیاپانوف مورد بررسی قرار می گیرد. برای طراحی کنترل کننده تطبیقی مدل مرجع از روش های متنوعی شامل گرادیان، گرادیان نرمالیزه، لیاپانوف و پسویتی در تطبیق بهره استفاده می شود. روش لیاپانوف از این رو مورد استفاده قرار گرفته که مبتنی بر نظریه پایداری لیاپانوف بوده و پایداری حلقه بسته سیستم را تضمین می کند. ویژگی های ساختاری کنترل کننده تطبیقی مدل مرجع به روش لیاپانوف به شرح زیر است [۲۹]:



شکل ۵: ساختار مکانیکی بازوی رباتیک.

در این پژوهش، از روش اعتبارسنجی متقابل K -Fold که $K = 5$ می باشد، برای تقسیم بندی داده ها به دو گروه آموزشی^۱ و آزمایشی^۲ استفاده شده است. در این روش به صورت تصادفی، داده ها به K گروه تقسیم می شوند که تعداد یکسانی از نمونه ها در هر گروه قرار می گیرند. سپس هر بار، $K-1$ زیرمجموعه به عنوان داده آموزشی و یک زیرمجموعه به عنوان داده آزمایشی استفاده می شود. این فرایند K بار با تغییر داده های آموزشی و آزمایشی تکرار می گردد [۲۴] و [۲۵].

از آنجایی که دو حرکت در این پژوهش مورد بررسی قرار گرفته است، تعداد کلاس ها برابر با دو می باشد. برای ارزیابی کلاس بندی، ابتدا ماتریس های اغتشاش 2×2 برای هر یک از پنج نفر به دست آمده و سپس دو معیار دقت^۳ و ویژگی^۴ [۲۶] و [۲۷] برای هر نفر محاسبه شده است. میانگین دقت و ویژگی برای پنج نفر مورد آزمایش، به ترتیب ۸۳/۷۴٪ و ۸۹/۵۵٪ می باشد. با توجه به تعداد افراد، مقادیر مناسبی حاصل شده که نشان دهنده دقت بالای روش LDA می باشد.

۳-۳ مدل سازی بازوی رباتیک با دو درجه آزادی به همراه طراحی کنترل کننده آن

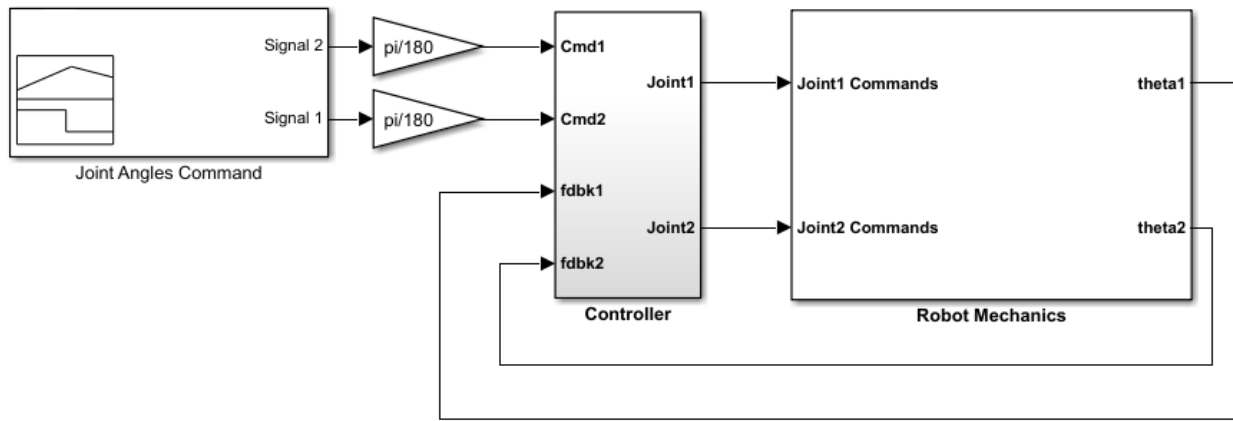
برای استفاده از سیگنال EMG در کنترل بازوی رباتیک، ابتدا باید مدل سازی بازوی رباتیک بر اساس معادلات ریاضی انجام شده و مدل مناسب و دقیقی برای تکرار الگوی رفتاری بازو ایجاد شود.

۳-۳-۱ مدل سازی بازوی رباتیک

مدل سازی با استفاده از بازوی رباتیک که ساختار آن به صورت شکل ۵ می باشد و در آن دو مفصل به وسیله یک محور لولایی به هم و به زمین لخت متصل شده اند، انجام شده است. بازوهای این بازوی رباتیک به صورت میله های استوانه ای با قطر کم در نظر گرفته شده اند. زاویه بازوی دوم نسبت به بازوی اول سنجیده می شود [۲۸].

اگر درجه آزادی بازوی رباتیک افزایش یابد، تعداد جملات معادلات دینامیک ربات بیشتر خواهد شد و حل تحلیلی عملاً غیر ممکن می گردد. بنابراین ایده استفاده از روش های عددی و تکراری مطرح می شود (مانند نیوتن-اویلر و ...) که این روش ها در صورت ایجاد کوچک ترین تغییری در ساختار بازو، نیاز به تکرار مجدد محاسبات خواهند داشت. بنابراین بهترین راه حل برای شبیه سازی بازوی رباتیک، استفاده از بسته های

1. Training Set
2. Test Set
3. Confusion Matrix
4. Accuracy
5. Specificity



شکل ۶: بلوک دیاگرام شبیه‌سازی یک ربات دو درجه آزادی.

$$u(t) = \theta_r u_c(t) - \theta_r y(t) \tag{۹}$$

$$V(e, \theta_r, \theta_r) = \frac{1}{\gamma} [e^T + \frac{1}{b\gamma} (b\theta_r + a - a_m)^T + \frac{1}{b\gamma} (b\theta_r - b_m)^T] \tag{۱۰}$$

$$\frac{dV}{dt} = -a_m e^T + \frac{1}{\gamma} (b\theta_r + a - a_m) (\frac{d\theta_r}{dt} - \gamma ye) + \frac{1}{\gamma} (b\theta_r - b_m) (\frac{d\theta_r}{dt} - \gamma u_c e) \tag{۱۱}$$

$$\frac{d\theta_r}{dt} = -\gamma u_c e \tag{۱۲}$$

$$\frac{d\theta_r}{dt} = -\gamma ye \rightarrow \frac{dV}{dt} = -a_m e^T$$

در روابط فوق θ_r و θ_r پارامترهای کنترلی هستند که باید در فرایند طراحی، تنظیم، تعیین و به روز شوند. بنابراین برای طراحی کنترل کننده MRAS باید ابتدا مدل تابع تبدیل مرتبه یک برای سیستم شناسایی شود. سپس مطابق (۵) تا (۱۲) کنترل کننده طراحی گردد. برای این منظور می‌توان از همان توابع تبدیل شناسایی شده استفاده نمود که به ترتیب برای مفصل شماره ۱ و مفصل شماره ۲ بازوی رباتیک مطابق (۱۳) و (۱۴) یعنی $G_r(s)$ و $G_r(s)$ هستند. لازم به ذکر است که با توجه به اندک بودن میزان تأخیر تابع تبدیل $G_r(s)$ نسبت به ثابت زمانی، از آن صرف نظر شده است

$$G_r(s) = \frac{۹۰}{۳,۵۷s + ۱} \tag{۱۳}$$

$$G_r(s) = \frac{۹۶}{۳,۱۹s + ۱} \tag{۱۴}$$

توابع تبدیل ایده‌آل متناظر با G_r و G_r نیز در (۱۵) و (۱۶) به صورت $G_{rm}(s)$ و $G_{rm}(s)$ ذکر شده‌اند. مبنای انتخاب این توابع تبدیل به عنوان توابع تبدیل ایده‌آل، کاهش ثابت زمانی و افزایش سرعت پاسخ سیستم است. همان طور که در (۱۳) و (۱۴) مشاهده می‌شود، ثابت زمانی مفصل ۱ حدود ۴ ثانیه و مفصل ۲ حدود ۳ ثانیه است. این ثابت زمانی برای بازوی ربات زیاد است و بهتر است با طراحی سیستم کنترل، کاهش یابد. ضمناً افزایش سرعت پاسخ سیستم نباید منجر به فرآجهش و نوسان و افزایش خطای حالت ماندگار شود [۲۹]

الف) شناسایی برخط و تنظیم و به روز رسانی پارامترهای کنترلی هم‌زمان با تغییرات سیستم یا تغییر نقطه کار
ب) تضمین پایداری و محدودبودن پارامترهای کنترلی (پارامترهای کنترلی به بی‌نهایت میل نمی‌کنند).

در طراحی به روش لیاپانوف، ابتدا خطای سیستم را به دست آورده و با تعریف یک تابع لیاپانوف و برآورده کردن شروط پایداری مجانبی، یک مکانیزم تطابق به گونه‌ای طراحی می‌شود که خطا به سمت صفر میل کند. لازم به ذکر است که در این روش، همگرایی پارامترها لزوماً رخ نمی‌دهد، اما پارامترها کران‌دار باقی می‌مانند و پایداری حلقه بسته تضمین می‌شود. در این روش فرض می‌شود که تابع تبدیل معادل سیستم به صورت (۵) است و تابع تبدیل مطلوب که هدفش، رساندن پاسخ به پاسخ حاصل از این تابع تبدیل است، به صورت (۶) می‌باشد

$$G(s) = \frac{Y(s)}{U(s)} = \frac{b}{s+a} \rightarrow \dot{y} = -ay + bu \tag{۵}$$

$$G_m(s) = \frac{Y_m(s)}{U(s)} = \frac{b_m}{s+a_m} \rightarrow \dot{y}_m = -a_m y_m + b_m u \tag{۶}$$

در این روش خطا به صورت (۷) تعریف می‌شود که به معنی اختلاف خروجی با خروجی مطلوب است

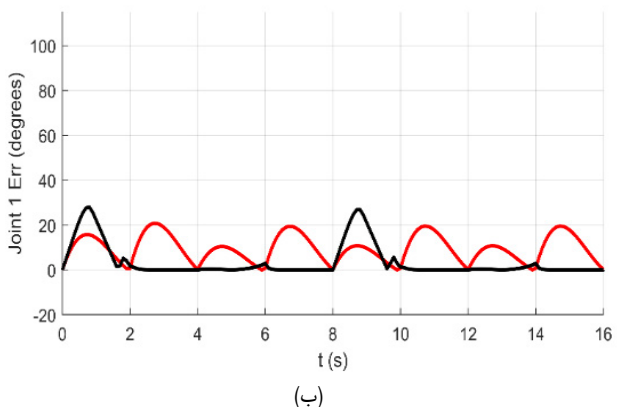
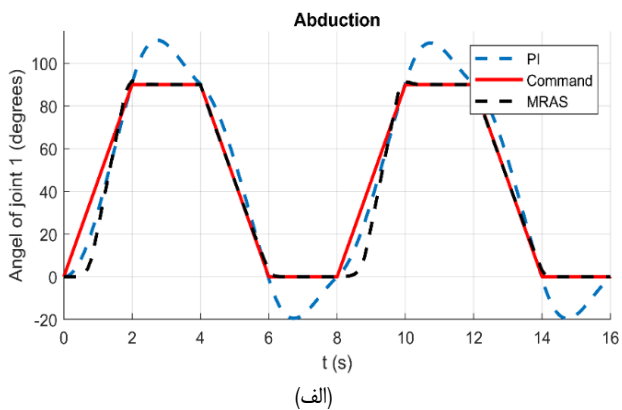
$$e = y_m - y \tag{۷}$$

$$\dot{e} = \dot{y}_m - \dot{y} = -a_m y_m + b_m u + ay - bu$$

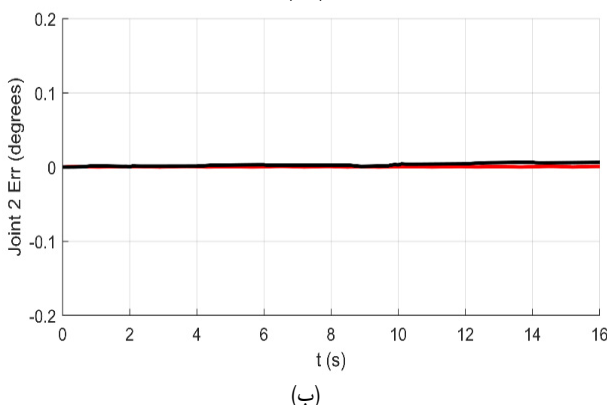
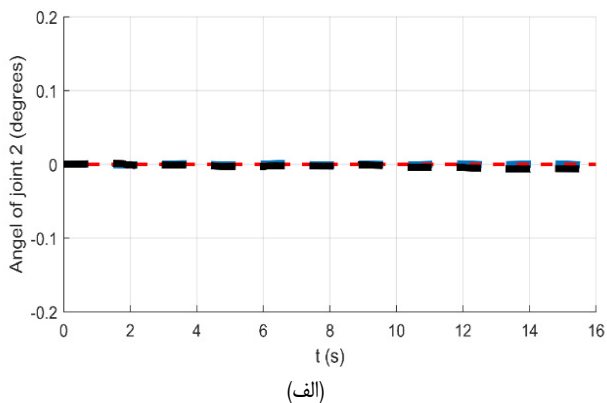
اگر پارامترها به مقدار مطلوب برسند (یعنی $a \rightarrow a_m$ و $b \rightarrow b_m$)، (۸) به صورت زیر بازنویسی می‌شود [۳۰]

$$\dot{e} = \dot{y}_m - \dot{y} = -a_m (y_m - y) = -a_m e \rightarrow \dot{e} + a_m e = 0 \tag{۸}$$

بنابراین منبعی برای ایجاد خطا وجود نخواهد داشت و در صورتی که مشتق یا دینامیک خطا به صفر برسد، میزان خطا نیز صفر می‌شود. بنابراین برای حل این مسئله، کنترل کننده به فرم کلی (۹)، تابع لیاپانوف نیز به صورت (۱۰)، مشتق آن به صورت (۱۱) و قوانین تنظیم پارامترها به صورت (۱۲) خواهد بود. قوانین تنظیم پارامترها، بر این اساس که مشتق تابع باید همواره منفی باشد تا خطا کاهش یابد، محاسبه می‌شوند. در این روش حتی اگر پارامترها همگرا نشوند، سیستم پایدار است. به علاوه چون مشتق دوم تابع لیاپانوف، تعریف شده و کران‌دار است، dV/dt تابعی یکنواخت و پیوسته است و خطا به صفر میل می‌کند. در مقایسه قواعد تطابق با روش گرادیان، چون ورودی مرجع و خروجی فیلتر نشده‌اند، محاسبات این روش ساده‌تر از روش گرادیان است



شکل ۸: (الف) شبیه سازی حرکت دورشدن (ابداکشن) برای مفصل اول و (ب) نمودار خطای حرکت دورشدن (ابداکشن) برای مفصل اول.



شکل ۹: (الف) شبیه سازی حرکت دورشدن (ابداکشن) برای مفصل دوم و (ب) نمودار خطای حرکت دورشدن (ابداکشن) برای مفصل دوم.

مذکور، تنظیم شده است. ردیابی این سیگنال های مطلوب، معیار ارزیابی کنترل کننده خواهد بود.

در شکل های ۸-الف و ۹-الف، نتایج حاصل از اعمال کنترل کننده های



شکل ۷: روندنمای روند انجام پژوهش و ایده پیشنهادی.

$$G_{vm}(s) = \frac{90}{0.5s + 1} = \frac{180}{s + 2} \tag{15}$$

$$G_{vm}(s) = \frac{96}{0.5s + 1} = \frac{192}{s + 2} \tag{16}$$

پایه سازی کنترل کننده MRAS بر اساس نظریه لیاپانوف در نرم افزار MATLAB صورت گرفته است.

۳-۴ روندنمای روند انجام پژوهش و ایده پیشنهادی

با توجه به توضیحات ارائه شده، ایده پیشنهادی برای کنترل بازوی رباتیک بر مبنای سیگنال های EMG به این صورت است: ابتدا داده های EMG مربوط به ۲ حرکت بازو از عضلات افراد جمع آوری و پیش پردازش می گردد. سپس ویژگی های آنها استخراج شده و کلاس بندی به روش LDA جهت تشخیص حرکت بازو و سپس مدل سازی بازوی رباتیک صورت می گیرد. به منظور کنترل، ربات کنترل کننده تطبیقی مدل مرجع بر اساس داده های جمع آوری و تحلیل شده، طراحی می گردد. ایجاد فرمان و ارسال آنها به مدل و کنترل کننده صورت گرفته و در مرحله بعد، مدل و کنترل کننده شبیه سازی شده و داده های حاصل مورد پردازش و بررسی قرار می گیرند. برای ارزیابی ردیابی سیگنال مرجع، از معیار جذر میانگین مربعات خطا (RMSE) استفاده شده است. روندنمای روند انجام پژوهش و ایده پیشنهادی در شکل ۷ آمده است.

۴- شبیه سازی و تحلیل نتایج

در این بخش، کنترل کننده های MRAS و PI طراحی شده به مدل به دست آمده، اعمال می شوند و نتایج شبیه سازی مورد بررسی و تحلیل قرار می گیرد. برای شبیه سازی حرکات دورشدن (ابداکشن) و خم شدن (فلکشن)، باید تغییر زوایای مفاصل ضمن انجام این حرکات بررسی شود. هر دو حرکت بازو شبیه سازی شده اند که نتایج شبیه سازی برای یکی از حرکات دورشدن (ابداکشن) در این قسمت شرح داده شده و نتایج عددی برای هر دو حرکت در مقاله ذکر گردیده است.

برای بررسی عملکرد سیستم، تغییرات زاویه مطلوب به صورت سیگنال های از پیش تعریف شده ای در شبیه سازی در نظر گرفته شده است. این تغییرات بر اساس زوایای عضلات بازو در انجام دو حرکت

جدول ۲: مقایسه RMSE داده‌های شبیه‌سازی برای دو کنترل‌کننده.

| نوع حرکت | دورشدن (ابداکشن) | خمشدن (فلکشن) |
|----------|------------------|---------------|
| RMSE-PI | ۵/۴۷۰۴ | ۳/۸۸۷۹ |

مدل‌سازی توسعه‌یافته، طراحی شده‌اند. شبیه‌سازی بر مبنای هر دو کنترل‌کننده صورت گرفته و نتایج مقایسه شده‌اند. کنترل‌کننده PI، کنترل‌کننده‌ای ساده و کارآمد می‌باشد اما امکان اشباع آن در برخی حرکات وجود دارد. در این مقایسه، MRAS دارای مزایایی نسبت به PI است که شامل این موارد می‌باشد: میزان فراجاهش و خطای حالت ماندگار کنترل‌کننده MRAS از کنترل‌کننده PI کمتر، تطابق پاسخ MRAS با سیگنال مرجع، بسیار بیشتر و سریع‌تر از PI و سرعت پاسخ آن در مقایسه با PI مناسب‌تر است.

در واقع هدف از این پژوهش دستیابی به مدل و کنترل‌کننده‌ای است که رفتاری مشابه بازوی انسان ایجاد نماید و قادر به ردیابی حرکات بازوی انسان باشد که این هدف با استفاده از مدل ربات دو درجه آزادی و کنترل‌کننده تطبیقی مدل مرجع، محقق گردیده است. نتایج و مقادیر خطاهای حاصل‌شده نشان می‌دهند که انطباق رفتار مدل و کنترل‌کننده حاصل با الگوی از پیش تعریف شده حرکتی قابل توجه و مورد تأیید است.

مراجع

- [1] P. Konrad, The ABC of EMG A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography, pp. 4-6, Noraxon Inc. USA, 2005.
- [2] J. Hamill and K. M. Knutzen, *Biomechanical Basis of Human Movement*, Lippincott Williams & Wilkins, Oct. 2006.
- [3] G. Robertson, G. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, and S. Whittlesey, *Research Methods in Biomechanics Human Kinetics*, 2013.
- [4] F. Sadikoglu, K. Kavalcioglu, and B. Dagman, "Electromyogram (EMG) signal detection, classification of EMG signals and diagnosis of neuropathy muscle disease," *Procedia Computer Science*, vol. 120, pp. 422-429, 2017.
- [5] N. Feng, et al., "A soft robotic hand: design, analysis, sEMG control, and experiment," *The International J. of Advanced Manufacturing Technology*, vol. 97, pp. 319-333, 2018.
- [6] G. Lisi, P. Belluco, D. Cattaneo, and G. Gini, "From the classification of EMG signals to the development of a new lower arm prosthesis," *IFAC Proceedings Volumes*, vol. 44, no. 1, pp. 6493-6498, Jan. 2011.
- [7] E. Raveh, S. Portnoy, and J. Friedman, "Adding vibrotactile feedback to a myoelectric controlled hand improves performance when online visual feedback is disturbed," *Human Movement Science*, vol. 58, pp. 32-40, Apr. 2018.
- [8] M. Tavakoli, C. Benussi, and J. L. Lourenco, "Single channel surface EMG control of advanced prosthetic hands: a simple, low cost and efficient approach," *Expert Systems with Applications*, vol. 79, pp. 322-332, 15 Aug. 2017.
- [9] I. I. Borisov, O. V. Borisova, S. V. Krivosheev, R. V. Oleynik, and S. S. Reznikov, "Prototyping of EMG-controlled prosthetic hand with sensory system," *IFAC-PapersOnLine*, vol. 50, no. 1, pp. 16027-16031, Jul. 2017.
- [10] P. K. Artemiadis and K. J. Kyriakopoulos, "EMG-based control of a robot arm using low-dimensional embedding," *IEEE Trans. on Robotics*, vol. 26, no. 2, pp. 393-398, Apr. 2010.
- [11] S. Javier Patricio Collahuazo and M. Esteban Fernando Ordoñez, "Design and construction of a robot hand activated by electromyographic signals," in *Proc. IEEE Int. Symp. on Robot and Sensors Environments Proceedings*, pp. 25-30, Magdeburg, Germany, 16-18 Nov. 2012.
- [12] M. Qingyun, Q. Meng, H. Yu, and X. Wei, "A survey on sEMG control strategies of wearable hand exoskeleton for rehabilitation," in *Proc. 2nd IEEE Asia-Pacific Conf. on Intelligent Robot Systems, ACIRS'17*, pp. 165-169, Wuhan, China, 16-18 Jun. 2017.
- [13] Z. Lu, K. Y. Tong, X. Zhang, S. Li, and P. Zhou, "Myoelectric pattern recognition for controlling a robotic hand: a feasibility study in stroke," *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 66, no. 2, pp. 365-372, Feb. 2018.
- [14] M. Rossi, et al., "Preliminary results toward a naturally controlled multi-synergistic prosthetic hand," in *Proc. IEEE Int. Conf. on Rehabilitation Robotics, ICORR'17*, pp. 1356-1363, London, UK, 17-20 Jul. 2017.
- [15] <https://myndfitlife.com/big-shoulders-now-killing-exercises/>
- [16] MA-300 EMG System User Guide, Motion Lab Systems, Baton Rouge, LA, 2004.

PI و MRAS به مدل شبیه‌سازی برای حرکت دورشدن (ابداکشن) به ترتیب برای مفصل اول و مفصل دوم و در شکل‌های ۸-ب و ۹-ب، نمودار خطای این حرکت برای این دو مفصل نمایش داده شده است. در این حرکت، مفصل شماره ۱ به میزان ۹۰ درجه تغییر وضعیت می‌دهد اما مفصل شماره ۲ در صفر درجه ثابت است. ضمناً در شکل‌های ۸-الف و ۹-الف، زاویه مرجع به رنگ قرمز و نتایج حاصل از کنترل‌کننده‌های PI و MRAS به ترتیب به رنگ‌های آبی و مشکی و در شکل‌های ۸-ب و ۹-ب، نمودار خطای حاصل از کنترل‌کننده‌های PI و MRAS به ترتیب به رنگ‌های قرمز و مشکی ترسیم شده‌اند. محور افقی، زمان بر حسب ثانیه و محور عمودی، زاویه مفاصل بر حسب درجه است. برای مشاهده دقیق‌تر زوایا، منحنی‌ها برای زمان صفر تا ۱۶ ثانیه ترسیم شده‌اند.

همان‌طور که در شکل ۸-الف مشاهده می‌شود، در شروع حرکت، کنترل‌کننده PI سریع‌تر از MRAS عمل کرده اما تا قبل از ثانیه ۲، MRAS عقب‌افتادگی را جبران کرده و پاسخ خود را به پاسخ PI رسانده و حتی کمی زودتر از PI به مقدار نهایی رسیده است. میزان فراجاهش و خطای حالت ماندگار کنترل‌کننده MRAS به شدت از PI کمتر است و کنترل‌کننده PI ضمن ثانیه ۲ تا ۴، به سختی توانسته پاسخ خود را به مقدار نهایی یعنی ۹۰ درجه برساند. به طور کلی، تطابق پاسخ MRAS با سیگنال مرجع، بسیار بیشتر از PI است. بنابراین می‌توان مقایسه مناسبی بین دو کنترل‌کننده PI و کنترل‌کننده پیشنهادی MRAS بر مبنای نظریه لیاپانوف انجام داد. در این مقایسه، MRAS دارای مزایایی نسبت به PI است که در ذیل درج شده است:

(۱) میزان فراجاهش و خطای حالت ماندگار کنترل‌کننده MRAS از کنترل‌کننده PI کمتر است.

(۲) تطابق پاسخ MRAS با سیگنال مرجع، بسیار بیشتر و سریع‌تر از PI است.

(۳) سرعت پاسخ کنترل‌کننده MRAS در مقایسه با PI مناسب‌تر است. بنابراین ایده پیشنهادی یعنی طراحی کنترل‌کننده MRAS بر مبنای نظریه پایداری لیاپانوف و پیاده‌سازی آن برای مدل بازوی رباتیک، به نتایج مطلوبی منتج شده است. همچنین در این بخش، انطباق نتایج کنترل‌کننده PI و MRAS با سیگنال مرجع به صورت عددی مقایسه می‌شود. در جدول ۲، RMSE-PI، میانگین مجذور مربعات خطا برای کنترل‌کننده PI و RMSE-MRAS، میانگین مجذور مربعات خطا برای کنترل‌کننده MRAS است. مقادیر RMSE نشان‌دهنده انطباق بیشتر کنترل‌کننده MRAS با سیگنال مرجع است.

۵- نتیجه‌گیری

در این پژوهش داده‌های EMG از بازوی انسان جمع‌آوری شده و پس از فیلترکردن با هدف رفع نویز، پردازش و ویژگی‌هایی از آنها استخراج شده است. سپس داده‌ها بر اساس این ویژگی‌ها طبقه‌بندی شده و نوع حرکت توسط طبقه‌بند LDA تشخیص داده می‌شود. در مرحله بعد، مدل بازوی رباتیک دو درجه آزادی و سپس کنترل‌کننده پیشنهادی یعنی کنترل‌کننده تطبیقی مدل مرجع طراحی و شبیه‌سازی شده و سپس سیگنال فرمان مناسب جهت انجام حرکت مربوطه به آن ارسال می‌شود. هر دو کنترل‌کننده‌های PI و MRAS مبتنی بر نظریه لیاپانوف برای

مهسا برفی مدارک کارشناسی مهندسی برق- گرایش الکترونیک و کارشناسی ارشد مهندسی برق- گرایش کنترل را از دانشگاه بوعلی سینا همدان به ترتیب در سال های ۱۳۹۵ و ۱۳۹۹ دریافت نمود. زمینه های علمی مورد علاقه نامبرده متنوع بوده و شامل موضوعاتی مانند پردازش سیگنال های حیاتی، یادگیری ماشین، یادگیری عمیق، کنترل دست رباتیک و کنترل فازی و عصبی می باشد.

حمیدرضا کرمی مدرک کارشناسی مهندسی برق از دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران، در سال ۱۳۸۳ و مدارک کارشناسی ارشد و دکتری خود را در رشته تحصیلی مخابرات از دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران، به ترتیب در سال های ۱۳۸۷ و ۱۳۹۲ دریافت نمود. دکتر کرمی به عنوان محقق مدعو در ژوئن سال ۲۰۱۳ در دانشگاه پلی تکنیک لوزان، سوئیس، مشغول شد. وی در حال حاضر دانشیار مهندسی برق، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران و یک محقق ارشد در EPFL است. او بیش از ۸۰ مقاله علمی و کنفرانسی را تالیف کرده یا به صورت مشترک نوشته است. علایق تحقیقاتی او شامل سازگاری الکترومغناطیسی (EMC)، روش های محاسباتی در الکترومغناطیس، تکنیک های آزمایش غیرمخرب مایکروویو، و معکوس سازی زمان است.

الهام فراهی در سال ۱۳۹۴ مدرک کارشناسی مهندسی برق-گرایش الکترونیک- خود را از جهاد دانشگاهی همدان و در سال ۱۳۹۹ مدرک کارشناسی ارشد مهندسی برق- گرایش کنترل خود را از دانشگاه بوعلی سینا همدان دریافت نمود. زمینه های علمی مورد علاقه نامبرده متنوع بوده و شامل موضوعاتی مانند پردازش سیگنال های حیاتی، یادگیری ماشین، یادگیری عمیق، کنترل دست رباتیک و کنترل فازی و عصبی می باشد.

فاطمه فریدی مدارک کارشناسی مهندسی مکانیک-گرایش جامدات و کارشناسی ارشد ارشد بیومکانیک ورزشی را از دانشگاه بوعلی سینا همدان به ترتیب در سال های ۱۳۷۶ و ۱۳۹۷ دریافت نمود. ایشان هم اکنون دانشجوی مقطع دکتری بیومکانیک ورزشی دانشگاه بوعلی سینا می باشد. زمینه های علمی مورد علاقه نامبرده متنوع بوده و شامل موضوعاتی مانند پردازش سیگنال های حیاتی، مدل سازی اسکلتی- عضلانی، نورومکانیک حرکت انسان و آناتومی بالینی می باشد.

سید منوچهر حسینی پیلانگرگی در سال ۱۳۸۵ مدرک کارشناسی مهندسی برق - الکترونیک خود را از دانشگاه علم و صنعت ایران و در سال های ۱۳۸۷ و ۱۳۹۴ مدرک کارشناسی ارشد و دکتری مهندسی برق خود را از دانشگاه تهران در گرایش افزارهای نیمه هادی دریافت نمود. ایشان از سال ۱۳۹۴ عضو هیأت علمی در گروه برق دانشگاه بوعلی سینا می باشد. زمینه های علمی مورد علاقه نامبرده متنوع است و بیشتر شبیه سازی ادوات نیمه هادی به ویژه مواد دو بعدی می باشد.

- [17] R. T. Floyd, *Manual of Structural Kinesiology*, 19th Ed., McGraw-Hill Education, New York, 2015.
- [18] P. K. Artemiadis and K. J. Kyriakopoulos, "A switching regime model for the EMG-based control of a robot arm," *IEEE Trans. on Systems, Man, and Cybernetics, Part B (Cybernetics)*, vol. 41, no. 1, pp. 53-63, Feb. 2010.
- [19] X. Sheng, B. Lv, W. Guo, and X. Zhu, "Common spatial-spectral analysis of EMG signals for multiday and multiuser myoelectric interface," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 53, Article ID: 101572, Aug. 2019.
- [20] K. Englehart and B. Hudgins, "A robust, real-time control scheme for multifunction myoelectric control," *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 50, no. 7, pp. 848-854, Jul. 2003.
- [21] A. Nazemi and A. Maleki, "Artificial neural network classifier in comparison with LDA and LS-SVM classifiers to recognize 52 hand postures and movements," in *Proc. 4th IEEE Int'l Conf. on Computer and Knowledge Engineering, ICCKE'14*, pp. 18-22, Mashhad, Iran, 29-30 Oct. 2014.
- [22] D. P. Yang, et al., "An anthropomorphic robot hand developed based on underactuated mechanism and controlled by EMG signals," *J. of Bionic Engineering*, vol. 6, no. 3, pp. 255-263, Sept. 2009.
- [23] I. I. Kuzborskij, A. Gijsberts, and B. Caputo, "On the challenge of classifying 52 hand movements from surface electromyography," in *Proc. of Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 4931-4937, San Diego, CA, USA, 28 Aug.-1 Sept. 2012.
- [24] S. Saud, B. Jamil, Y. Upadhyay, and K. Irshad, "Performance improvement of empirical models for estimation of global solar radiation in India: a k-fold cross-validation approach," *Sustainable Energy Technologies and Assessments*, vol. 40, Article ID: 100768, Aug. 2020.
- [25] M. A. Khan, et al., "Geopolymer concrete compressive strength via artificial neural network, adaptive neuro fuzzy interface system, and gene expression programming with K-fold cross validation," *Front. Mater.*, vol. 8, Article ID: 62116, 3 May 2021.
- [26] Y. Tang, Y. Q. Zhang, N. V. Chawla, and S. Krasser, "SVMs modeling for highly imbalanced classification," *IEEE Trans. on Systems, Man, and Cybernetics, Part B (Cybernetics)*, vol. 39, no. 1, pp. 281-288, Feb. 2008.
- [27] A. Prakash, A. K. Sahi, N. Sharma, and S. Sharma, "Force myography controlled multifunctional hand prosthesis for upper-limb amputees," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 62, Article ID: 102122, Sept. 2020.
- [28] P. K. Artemiadis and K. J. Kyriakopoulos, "EMG-based control of a robot arm using low-dimensional embeddings," *IEEE Trans. on Robotics*, vol. 26, no. 2, pp. 393-398, Apr. 2010.
- [29] S. Sastry and M. Bodson, *Adaptive Control: Stability, Convergence and Robustness*, Courier Corporation, 2011.
- [30] N. Wang, K. Lao, and X. Zhang, "Design and myoelectric control of an anthropomorphic prosthetic hand," *J. of Bionic Engineering*, vol. 14, no. 1, pp. 47-59, Jan. 2017.