





دانشکده مهندسی برق و رباتیک

پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی رباتیک

حذف نویز ECG از سیگنال EMG با استفاده از ارائه‌ی تنک

حافظ دهقانی

استاد راهنما:

دکتر وحید ابوالقاسمی

دکتر سعیده فردوسی

شهریور ۹۷

شماره: ۱۵۹۴
تاریخ: ۹۷.۶.۱۵

باسمه تعالی



مدیریت تحصیلات تکمیلی

فرم شماره (۳) صورتجلسه نهایی دفاع از پایان نامه دوره کارشناسی ارشد

با نام و یاد خداوند متعال، ارزیابی جلسه دفاع از پایان نامه کارشناسی ارشد خانم / آقای حافظ دهقانی با شماره

دانشجویی ۹۴۰۷۴۸۴ رشته مهندسی برق گرایش رباتیک تحت عنوان: حذف سیگنال ECG از روی

سیگنال EMG با استفاده از ارائه تنک که در تاریخ ۱۳۹۷/۰۶/۱۵ با حضور هیأت محترم داوران در دانشگاه

صنعتی شاهرود برگزار گردید به شرح ذیل اعلام می گردد:

قبول (با درجه:)	☐ مردود
نوع تحقیق: ☒ نظری ☐ عملی	

توضیحات داوران	نام و نام خانوادگی	مرتبه علمی	امضاء
۱- استاد راهنمای اول	مستفاده فرزینی	استادیار	
۲- استاد راهنمای دوم	میدانبرانی	استادیار	
۳- استاد مشاور			
۴- نماینده تحصیلات تکمیلی	امیرمهن نایی آستان	استادیار	
۵- استاد ممتحن اول	عضو احمدی	دانشیار	
۶- استاد ممتحن دوم	حسنی	دانشیار	



نام و نام خانوادگی رئیس دانشکده:

تاریخ و امضاء و مهر دانشکده:

تبصره: در صورتی که کسی مردود شود حداکثر یکبار دیگر (در مدت مجاز تحصیل) می تواند از پایان نامه خود دفاع نماید (دفاع مجدد نباید زودتر از ۴ ماه برگزار شود).

تقدیم بہ خانوادہ می عزیزم

بہ خاطر محبت، پشتیبانی و وفاداری ہمشان

تقدیر و تشکر

نخستین سپاس و ستایش از آن خداوندی است که بنده کوچکش را در دریای بیکران اندیشه، قطره‌ای ساخت تا وسعت آن را از دریچه اندیشه‌های ناب آموزگارانی بزرگ به تماشا نشیند. لذا اکنون که در سایه سار بنده‌نوازی‌هایش پایان‌نامه حاضر به انجام رسیده است، بر خود لازم می‌دانم مراتب سپاس و قدردان را از بزرگوارانی به جا آورم که اگر دست یاریگرشان نبود، هرگز این پایان‌نامه به انجام نمی‌رسید.

در ابتدا از اساتید عزیزم، جناب آقای دکتر وحید ابوالقاسمی و سرکار خانم دکتر فردوسی، که دلسوزانه مرا در انجام این پروژه یاری کردند و از راهنمایی‌ها و تجربیاتشان بهره‌های فراوان بردم تشکر ویژه دارم.

سپاس آخر را به مهربانترین همراهان زندگیم، به پدر و مادر عزیزم تقدیم می‌کنم که حضورشان در فضای زندگیم مصداق بی‌ریای سخاوت بوده است.

تعهد نامه

این جانب حافظ دهقانی دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته برق دانشکده برق دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده حذف نویز ECG از سیگنال EMG با استفاده از ارائه ی تنک تحت راهنمایی دکتر وحید ابوالقاسمی و دکتر سعیده فردوسی متعهد می شوم.

- تحقیقات در این پایان نامه توسط این جانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است.
- در استفاده از نتایج پژوهش های محققان دیگر به مرجع مورد استفاده استناد شده است.
- مطالب مندرج در پایان نامه تاکنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارائه نشده است.
- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد و مقالات مستخرج با نام « دانشگاه صنعتی شاهرود » و یا « Shahrood University of Technology » به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه ، در مواردی که از موجود زنده (یا بافت های آنها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری ، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است.

تاریخ

امضای دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

- کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج، کتاب، برنامه های رایانه ای، نرم افزار ها و تجهیزات ساخته شده است) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد. این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود.
- استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در پایان نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی باشد.

چکیده:

الکترومایوگرام^۱ (EMG) یک سیگنال الکتریکی است که ناشی از فعالیت عضلات می‌باشد. این سیگنال شامل مجموع پتانسیل الکتریکی کلیه واحدهای حرکتی در حوزه‌ی آشکارسازی الکتروود است.

تحلیل سیگنال‌های الکترومایوگرام سطحی ابزاری پر قدرت برای تشخیص طیف گسترده‌ای از بیماری‌ها هستند. از سیگنال‌های الکترومایوگرام به‌طور گسترده‌ای در زمینه‌های علوم اعصاب، طب ورزش و توان‌بخشی استفاده می‌شود. زمانی که سیگنال‌های الکترومایوگرام ثبت می‌شوند، پارازیت‌هایی مانند نویز دستگاه‌های آشکارساز و ثبت‌کننده، نویزهای ناشی از حرکت، ناپایداری ذاتی سیگنال‌های بیولوژیکی و ... از منبع‌های متفاوتی دریافت می‌شود و بر روی سیگنال‌های الکترومایوگرام ثبت‌شده اثر می‌گذارند. زمانی که سیگنال‌های الکترومایوگرام از ماهیچه‌های نیم‌تنه‌ی بالایی ثبت می‌شود، سیگنال الکتریکی که توسط قلب ایجاد شود (ECG)^۲ تأثیر به‌سزایی در تحلیل سیگنال‌های الکترومایوگرام می‌گذارد و آنالیزها و اندازه‌گیری‌های آن را غیرقابل اعتماد می‌کند. در نتیجه بررسی داده‌ها وقتی ثبت سیگنال پزشکی به‌شدت تحت تأثیر نویزها قرار گرفته باشد، غیرممکن می‌شود. انتخاب یک روش مؤثر برای حذف نویز سیگنال‌های پزشکی و انجام مطمئن پردازش سیگنال بسیار مهم است. روش‌های گوناگونی برای حذف نویز ECG از سیگنال‌های EMG پیشنهاد شده است اما مطالعات محدودی مقایسه‌ی مستقیمی بین روش‌های گوناگون انجام داده‌اند. مشکلات اصلی در مقایسه‌ی بین تحقیقات مختلف شامل متفاوت بودن سیگنال‌ها، الکتروودها و سیستم‌های جمع‌آوری آن‌ها می‌باشد. درک تأثیر روش‌های حذف ECG بر روی پارامترهای دامنه و بسامد حیاتی است زیرا موارد استفاده‌ی EMG را بسیار گسترش می‌دهد. همچنین لازم است روش‌هایی که برای اندازه‌گیری

^۱ Electromyography

^۲ Electrocardiography

EMG استفاده می‌شوند از نظر بازده و عوارض احتمالی مورد ارزیابی قرار بگیرند.

از این‌رو هدف ما از این پژوهش ارزیابی دیدگاه‌های استفاده شده‌ی رایج و پیشنهاد روشی مناسب برای بهبود جداسازی سیگنال‌های ECG و EMG می‌باشد. در این پایان‌نامه یک روش با نظارت به‌منظور انتخاب واحدهای زمان-فرکانس مناسب بر پایه ویژگی‌های ضرایب تنک ارائه می‌شود.

در روش پیشنهادی ابتدا نمونه‌های سیگنال‌های ECG و EMG مدل‌سازی شده است که این مدل‌سازی از طریق آموزش دیکشنری و به دست آوردن بردارهای پایه مربوط به هر کدام از سیگنال‌ها انجام می‌گیرد. بعد از مدل‌سازی سیگنال‌های ECG و EMG، برای هر سیگنال مطابق با مؤلفه‌های فرکانسی مربوط به آن، عمل جداسازی انجام می‌شود. بررسی نتایج بدست آمده، پس از اعمال موارد ذکر شده نشان می‌دهد که روش پیشنهادی عملکرد قابل‌توجهی در مقایسه با روش ICA-Wavelet دارد.

واژه‌های کلیدی: ECG ، EMG ، ارائه‌ی تنک، حذف نویز، دیکشنری

فهرست مطالب

۱ فصل اول : معرفی	۱
۱-۱ مقدمه	۲
۲-۱ انواع نویز	۶
۳-۱ مهم‌ترین تکنیک‌های حذف نویز ECG از EMG	۹
۴-۱ کاربردهای سیگنال EMG	۱۰
۵-۱ ساختار پایان نامه	۱۰
۵-۱ خلاصه و نتیجه گیری	۱۲
۲ فصل دوم: مرور روشهای گذشته	۱۵
۱-۲ مقدمه	۱۶
۲-۲ تاریخچه	۱۶
۳-۲ مرور روش‌های گذشته	۲۰
۴-۲ خلاصه و نتیجه گیری	۲۵
۳ فصل سوم: تئوری	۲۷
۱-۳ مقدمه	۲۸
۲-۳ روش‌های استخراج ویژگی	۲۸

۲۸	روشهای حوزه زمان	۱-۲-۳
۲۸	روشهای حوزه فرکانس	۲-۲-۳
۲۹	روشهای حوزه زمان-فرکانس	۳-۲-۳
۳۰	دیکشنری	۳-۳
۳۲	کدگذاری تنک یک سیگنال	۴-۳
۳۳	الگوریتم OMP :	۵-۳
۳۴	بهینه‌سازی تیخونوف	۶-۳
۳۶	معیار SMSE برای فیلتر کردن وصله‌ها	۷-۳
۳۶	خلاصه و نتیجه گیری	۸-۳
۳۷	فصل چهارم : روش پیشنهادی و پیاده‌سازی آن	۴
۳۸	مقدمه	۱-۴
۳۹	الگوریتم‌های پیشنهادی	۲-۴
۴۰	فاز آموزش	۳-۴
۴۰	بخش بندی	۱-۳-۴
۴۱	استخراج ویژگی	۲-۳-۴
۴۳	آموزش دیکشنری	۳-۳-۴
۴۳	دیکشنری مبتنی بر الگوریتم ksvd	۱-۳-۳-۴
۴۴	دیکشنری مبتنی بر فریم	۲-۳-۳-۴

۴۴	 فاز آزمایش	۴-۳-۴
۴۴	 بخش‌بندی سیگنال آزمایش و استخراج ویژگی	۴-۳-۴-۱
۴۵	 تشکیل دیکشنری جامع	۴-۳-۴-۲
۴۵	 محاسبه ضرایب	۴-۳-۴-۳
۴۷	 جداسازی مولفه‌های فرکانسی	۴-۳-۴-۴
۴۸	 تبدیل فوریه معکوس	۴-۳-۴-۵
۴۸	 خلاصه و نتیجه‌گیری	۳-۸
۴۹	 فصل پنجم: نتایج	۵
۵۰	 مقدمه	۵-۱
۵۰	 پایگاه داده آموزشی	۵-۲
۵۲	 معیار ارزیابی	۵-۳
۵۳	 نتایج شبیه‌سازی	۵-۴
۶۰	 خلاصه و نتیجه‌گیری	۵-۵
۶۱	 کارهای آتی	۵-۶
۶۳	 مراجع	

فهرست شکل‌ها

- شکل ۱-۱: ضبط EMG [۲] ۴
- شکل ۱-۲: طیف فرکانسی سیگنال ECG و EMG ۵
- شکل ۱-۳: اختلال نويز انطباقی [۷] ۱۰
- شکل ۲-۳: بلوک دیاگرام ترکیبی موجک – ICA [۱۵] ۲۴
- شکل ۵-۱: سیگنال شبیه سازی شده ی قلب ۵۱
- شکل ۵-۲: حرکات مختلف دست برای ضبط سیگنال EMG ۵۲
- شکل ۵-۳: نمونه ای از سیگنال EMG نویزی ۵۳
- شکل ۵-۴: نتایج بازسازی سیگنال EMG حاصل از آزمایش اول. ، الف) روش پیشنهادی اول، ب) روش پیشنهادی دوم، ج) روش [۲۴] ۵۶
- شکل ۵-۵: نتایج بازسازی سیگنال EMG. حاصل از آزمایش دوم، الف) روش پیشنهادی اول، ب) روش پیشنهادی دوم ج) روش [۲۴] ۵۷
- شکل ۵-۶: نتایج بازسازی سیگنال EMG حاصل از آزمایش سوم. ، الف) روش پیشنهادی اول، ب) روش پیشنهادی دوم، ج) روش [۲۴] ۵۸
- شکل ۵-۷: نتایج بازسازی سیگنال EMG. حاصل از آزمایش چهارم، الف) روش پیشنهادی اول، ب) روش پیشنهادی دوم، ج) روش [۲۴] ۵۹

فهرست جدول‌ها

جدول ۵-۱: نتایج مقایسه ای معیار MSE ۵۵

جدول ۵-۲: نتایج مقایسه ای معیار SNR ۵۵

۱ فصل اول: معرفی

۱-۱ مقدمه

سالانه حدود دوازده هزار پرونده جدید از جراحی نخاع^۱ (SCI) در ایالات متحده گزارش می-شود. SCI شرایط دردناکی است که در طی آن عامل عصبی نخاع آسیب می-بیند. این نوع از جراحی عموماً در اثر انجام نشدن فرآیندهای تابعی در مناطق حسی و حرکتی حاصل می-شود. عدم وجود حرکت معمولاً در اثر از کارافتادگی عضلات پایین ناحیه جراحی اتفاق می-افتد. از کارافتادگی عضلات یکی از دلایل اصلی سخت شدن بهبود جراحی نخاع است. در حال حاضر، گسترده‌ترین روش مورد استفاده برای ارزیابی بهبود قابلیت‌های اختیاری پس از جراحی نخاع، روش سنجش اختلال جراحی ستون فقرات با معیار AIS^۲ می-باشد. این معیار با استفاده از یک عدد هفت رقمی توصیفی کیفی از جراحی بر اساس نوع جراحی، محل جراحی و شدت جراحی را بیان می-کند. پزشک ناحیه حرکتی را در اندام معلومی مشخص می-کند، و عددی را بر اساس کنترل جراحی بیمار تعیین می-کند. این معیار، معیاری کیفی است که در آن اندازه‌ی حرکت تعریف نشده و پزشک‌های مختلف حرکت یا درمان را با روش‌های متفاوت مشخص می-کنند. برای آنکه ارزیابی دقیقی از میزان از کارافتادگی عضلات صورت بگیرد و کمکی به درمان جراحی کند، لازم است سیگنال‌های الکترومایوگرام بیمار بررسی شوند. سیگنال‌های الکترومایوگرام سیگنال‌های الکتریکی‌ای هستند که از ثبت فعالیت‌های عضلات فعال به دست می-آیند. به‌طور ویژه‌ای EMG، پتانسیل الکتریکی تولید شده توسط سلول‌های عضله را در حالت‌های انقباض و استراحت نمایش می-دهد. این روش برای ارزیابی سلامت ماهیچه‌ها و سلول‌های عصبی به کار می-رود.

دو نوع اصلی الکترومایوگرام شامل بالینی و سینوزیتی وجود دارد. نوع بالینی EMG تشخیصی

^۱ spinal cord injury

^۲ Abbreviated Injury Scale

نیز نامیده می‌شود. EMG سینوزیتی^۱ به وسیله‌ی پزشک یا متخصص اعصاب انجام می‌شود. EMG سینوزیتی مطالعه‌ی مشخصات پتانسیل واحد حرکتی از نظر مدت و طول دامنه است و برای کمک به تشخیص آسیب اعصاب انجام می‌شود. برای EMG سینوزیتی دو نوع اصلی الکتروود وجود دارد (این تقسیم‌بندی بر اساس ساختمان فیزیکی آن‌ها می‌باشد):

۱. الکترومایوگرام سطحی (چون به وسیله الکتروودها اندازه‌گیری می‌شود به آن الکتروود سطحی هم می‌گویند)

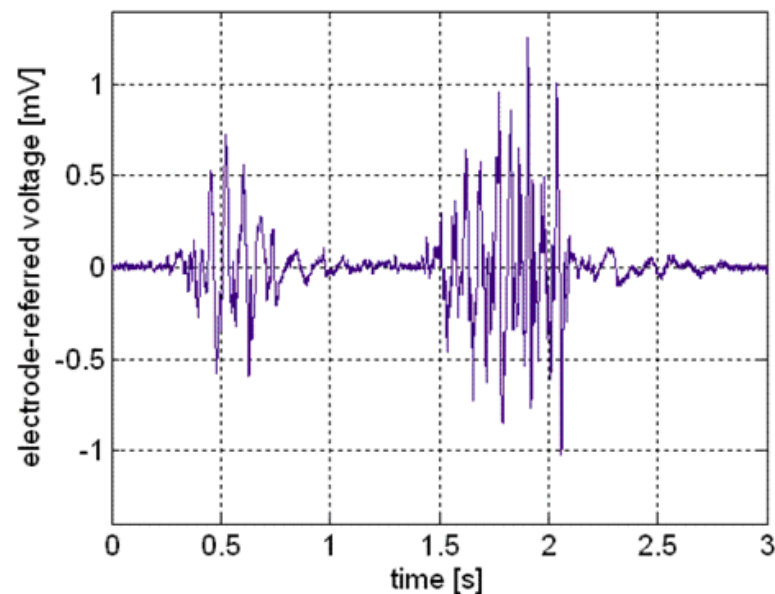
۲. الکترومایوگرام سوزنی (اندازه‌گیری آن توسط الکتروودهای سوزنی انجام می‌شود).

الکتروود به مبدلی گفته می‌شود که فعالیت الکتریکی ارگان‌های زنده را دریافت می‌کند. الکتروودهای سطحی خود به دو گروه تقسیم می‌شوند. گروه اول الکتروودهای فعال که در سطح آن‌ها تقویت کننده وجود دارد و دامنه سیگنال دریافتی را بهبود می‌بخشد. الکتروود دیگر، الکتروود غیرفعال است که سیگنال EMG را بدون تقویت درونی آشکارسازی می‌کند. با الکتروود غیرفعال نسبت سیگنال به نویز کاهش یافته و بسیاری از نویزهای حرکتی با تقویت سیگنال اصلی، تقویت می‌شوند.

هنگامی که واحدهای حرکتی منقبض می‌شوند، یک جریان الکتریکی کوچک تولید می‌کنند که می‌تواند با استفاده از الکتروودهای EMG اندازه‌گیری شود. در نهایت سیگنال الکتریکی ثبت شده را می‌توان با صداها یا مقادیر عددی نمایش داد. این سیگنال می‌تواند با استفاده از دو تکنیک اندازه‌گیری شود. روش‌های تهاجمی و روش‌های غیرتهاجمی. در روش‌های تهاجمی الکتروودها مانند سوزن به بدن فرد وارد می‌شوند و در روش غیرتهاجمی الکتروودهای سطحی برای جمع‌آوری EMG از بافت سطحی اندام حرکتی فرد استفاده می‌کنند. شرایط مختلف بدن انسان به راحتی با استفاده از سیگنال EMG قابل درک و تحلیل است. نویزها عمدتاً شامل دو منبع فعالیت عضلانی و مصنوعی هستند که بسیار حساس

^۱ kinesiological

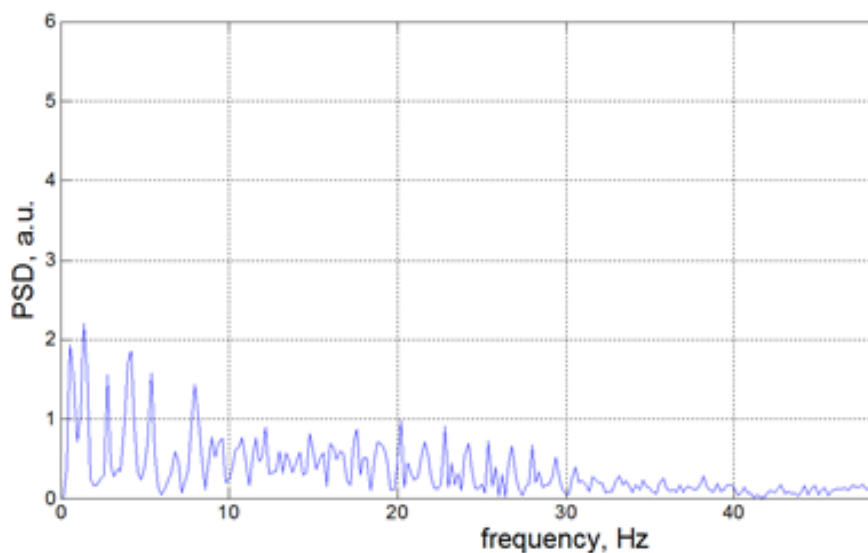
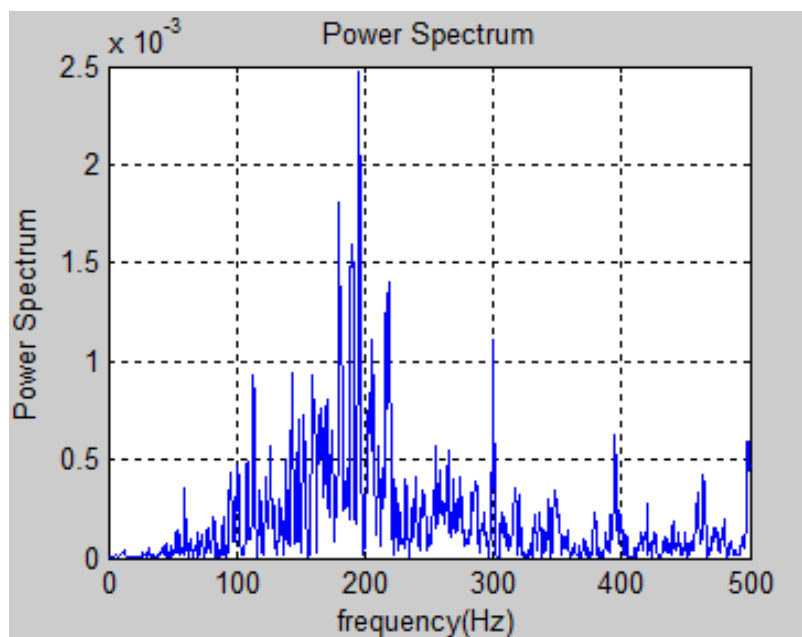
می‌باشند. سیگنال EMG هنگام عبور از بافت‌های مختلف تحت تاثیر نویزهای مختلف قرار می‌گیرند. وجود نویزهای مصنوعی در سیگنال EMG مسئله‌ای جدی است که باید در نظر گرفته شود چون این امر به‌طور معکوس بر کیفیت سیگنال تأثیر می‌گذارد. همچنین آنالیز سیگنال‌های EMG با توجه به این موضوع، دشوار می‌باشد. که معمولاً با استفاده از فیلتر بلافاصله بعد از ثبت سیگنال بخشی از نویزها حذف می‌شوند [۱]. با توجه به تعدد نویزهای تأثیرگذار روی سیگنال می‌توان فیلتر متناسب با آن را به کار برد. برای مثال، برای حذف نویز ۵۰ هرتز از سیگنال EMG از فیلتر میان‌گذر استفاده می‌شود، همچنین برای جداسازی ECG از EMG، از فیلتر پایین‌گذر استفاده می‌شود. طیف فرکانسی سیگنال EMG بین ۰ تا ۱۰ هزار هرتز می‌باشد، در حالیکه طیف فرکانسی سیگنال ECG بین صفر تا ۱۰۰ هرتز است و برای حذف ECG از EMG با استفاده از فیلتر پایین‌گذر قسمتی از طیف سیگنال EMG حذف خواهد شد. شکل ۱-۱ نمونه‌ای از سیگنال الکترومایوگرام ثبت شده را نشان می‌دهد.



شکل ۱-۱: ضبط EMG [۱]

حرکت ماهیچه‌ها با کنترل مغز ما شکل می‌گیرد [۲]. در نتیجه فعالیت الکتریکی ماهیچه‌ها با سیستم عصبی بسیار نزدیک است. یک پتانسیل الکتریکی توسط مغز تولید می‌شود که از الیاف عصبی

عبور می‌کند. این پتانسیل الکتریکی فیبرهای عضلانی را تحریک خواهد کرد. نوروهای حرکتی سیگنال‌های الکتریکی را انتقال می‌دهند که موجب منقبض شدن ماهیچه‌ها می‌شود. این امر باعث حرکت ماهیچه‌ها می‌شود. پتانسیل الکتریکی این ماهیچه‌ها که به شکل سیگنال متغیر زمان نمایش داده می‌شوند سیگنال EMG هستند. شکل ۱-۲ طیف فرکانسی سیگنال ECG و EMG را نشان می‌دهد. همانطور که مشخص است طیف فرکانسی سیگنال ECG و EMG در فرکانس‌های پایین با هم تداخل دارد.



شکل ۱-۲: طیف فرکانسی سیگنال ECG و EMG. شکل بالا: طیف فرکانسی سیگنال EMG. شکل پایین:

۱-۲ انواع نویز

الکترومایوگرافی، مطالعه‌ای در مورد عملکرد ماهیچه‌ها است و امروزه کاربردهای بسیاری در زمینه‌های پزشکی و بالینی دارد. سیگنال EMG شامل دو منبع در شبیه‌سازی الکتریکی است که پاسخ الکتریکی مفید ماهیچه‌ها و نویز در سیگنال هستند. این نویزها می‌توانند از منابع فنی (نویز خط قدرت) یا از طریق منابع زیستی (مانند ECG) رخ دهند. نویزها درون سیستم باید به‌دقت مورد مطالعه قرار گیرد، زیرا این امر تحلیل فعالیت عضلانی را مشکل می‌کند. این بخش انواع مختلفی از نویزها که بر سیگنال EMG تأثیر می‌گذارد و همچنین برخی از تکنیک‌های حذف نویز را مورد بحث قرار می‌دهد. همه تجهیزات الکترونیکی نویز الکتریکی تولید می‌کنند. این نویز مؤلفه‌های فرکانسی دارد که از صفر تا چندین هزار هرتز تغییر می‌کند. با استفاده از روش‌های پردازشی نمی‌توان این نویز را بطور کامل حذف کرد و با طراحی هوشمندانه اجزاء الکترونیکی و ارتقا کیفیت در تکنیک‌های مربوط به ساخت می‌توان تا حد زیادی منابع ایجاد نویزهای الکتریکی را از بین برد [۴].

نویزهای الکتریکی که بر روی سیگنال EMG تأثیر می‌گذارند به شرح زیر طبقه‌بندی می‌شود.

الف) اختلال ذاتی در تجهیزات الکترونیکی

این نوع نویز در همه‌ی تجهیزات الکترونیکی وجود دارد [۳]. این نویز قابل حذف نیست و تنها با استفاده از مؤلفه‌های کیفیت بالا و استفاده از طراحی مدار هوشمند می‌تواند کاهش یابد. نویزهای ایجاد شده توسط دستگاه دارای مؤلفه‌های فرکانس در محدوده‌ی یک هرتز تا چندین هزار هرتز هستند. هنگامی که سیگنال‌های EMG با استفاده از الکتروود کلرید نقره ثبت شوند، نسبت سیگنال به نویز بالاتری قابل دستیابی می‌باشد.

ب) نویز الکترومغناطیسی

نوع دیگری از نویز، از منابع تابش الکترومغناطیسی مانند ارسال رادیویی تلویزیونی، سیم برق،

لامپ‌های روشن، لامپ‌های فلورسنت و غیره سرچشمه می‌گیرد. نویز الکترومغناطیسی ممکن است دامنه‌ای یک تا سه برابر بزرگ‌تر از مقدار دامنه سیگنال EMG داشته باشد.

منبع اصلی این نویز، تابش الکترومغناطیسی است. سطح بدن انسان به‌طور مداوم در معرض تشعشعات الکترومغناطیسی قرار دارد. اجتناب از این نوع نویز بر روی سطح زمین غیرممکن است. اگر فرکانس این تداخل بالا باشد، آنگاه می‌تواند با استفاده از فیلتر بالا گذر حذف شود.

ج) نویز حرکتی

محدوده‌ی فرکانس این نوع نویز معمولاً بین ۱ تا ۱۰ هرتز است. محدوده‌ی ولتاژ با دامنه‌ی سیگنال EMG قابل‌مقایسه است. این امر موجب بی‌نظمی در داده‌های ثبت شده می‌شود. که عمدتاً به دلیل تغییرات ماهیچه در اثر حرکت نسبی است. احتمال دارد که الکترودها از روی پوست حرکت و نویز حرکتی ایجاد کنند. همچنین وقتی ماهیچه‌ها فعال می‌شوند، طول ماهیچه کاهش و نویز حرکتی ایجاد می‌شود. با طراحی صحیح رابط الکتروود و کابل می‌توان تا حد قابل توجهی این نویز را کاهش داد. در این مورد، بین سطح پوست و رابط الکتروولیت، یک لایه‌ی نازک ژل به کار می‌رود.

د) عدم ثبات ذاتی سیگنال

مؤلفه‌های فرکانسی بین ۰ تا ۲۰ هرتز سیگنال‌ها از این نویز تأثیر می‌پذیرند. سیگنال‌های EMG از نوع شبه تصادفی هستند. سرعت شروع انقباض واحدهای حرکتی، سیگنال را تحت تأثیر قرار می‌دهد و از این‌رو ناپایدار هستند. این طبیعت ناپایدار باعث ایجاد اختشاش می‌شود. اطلاعات موجود در EMG با تغییر تعداد واحدهای حرکتی فعال، شروع حرکت و تعامل مکانیکی بین فیبرهای عضلانی تغییر پیدا می‌کند.

ه) مصنوعات ECG

فرآیند ثبت فعالیت الکتریکی قلب به عنوان الکتروکاردیوگرام (ECG) شناخته می‌شود. EMG که از عضلات داخل قفسه سینه به دست آمده‌اند، اغلب تحت تأثیر آثار ECG قرار می‌گیرند. محل

قرارگیری الکتروود EMG عامل مهمی است که میزان آلودگی ECG در سیگنال EMG را تعیین می‌کند. طیف‌های فرکانسی ECG و EMG باهم تداخل پیدا کرده و حذف آثار ECG از سیگنال‌های EMG را دشوار می‌کند.

و) ارتباط الکتروود

ارتباط الکتروولیت – الکتروولیت پوستی به نسبت نویز یک سیگنال EMG تأثیر خواهد گذاشت. بنابراین لازم است که پوست قبل از ثبت سیگنال EMG آماده شود تا از تماس مناسب با سطح الکتروود اطمینان حاصل شود.

دو منبع اصلی نویز، یکی سطح مشترک بین الکتروود و پوست و دیگری حرکت کابل متصل به الکتروود تا تقویت کننده می‌باشد. هریک از این منابع می‌توانند به‌طور اساسی با طراحی مناسب مدارهای الکترونیکی کاهش یابند. سیگنال‌های الکتریکی هر دو منبع نویز بیشترین انرژی‌شان را در محدوده فرکانسی ۰ تا ۲۰ هرتز دارند.

از طرفی دامنه سیگنال EMG در حالت عادی شبه تصادفی است. مؤلفه‌های فرکانسی بین ۰ تا ۲۰ هرتز بسیار ناپایدارند. به‌واسطه‌ی ماهیت ناپایدار این مؤلفه‌های سیگنال توصیه می‌شود که آن‌ها به عنوان نویز ناخواسته در نظر گرفته شده و از سیگنال حذف شوند [۴].

ز) نویز مبدل

این نویز در نقطه اتصال الکتروود – پوست تولید می‌شود [۴]. الکتروود جریان‌های یونی ایجاد شده توسط انقباضات عضلانی را به جریان‌های الکتریکی تبدیل می‌کند. بنابراین این امر می‌تواند به راحتی در شکل آنالوگ به عنوان پتانسیل ولتاژ ذخیره شود. این نویز می‌تواند با استفاده از الکترودهای نقره یا کلرید نقره کاهش یابد.

در زمان استراحت دستگاه EMG باید در صفر ثابت باقی بماند. اما هنگامی که کابل‌ها بیش از حد تکان می‌خورند، یک تغییر مشهود از خط پایه به وجود می‌آید که دامنه این تغییرات بزرگ‌تر از ۵ mV

است و این مسئله را می‌توان با تثبیت درست الکترودها، حل کرد.

۳-۱ مهم‌ترین تکنیک‌های حذف نویز ECG از EMG

سیگنال‌های الکترومایوگرافی تحت تأثیر عوامل مختلفی از جمله آناتومی ماهیچه و فرآیند فیزیولوژیکی متعدد و همچنین عوامل خارجی زیادی قرار دارند [۵]. زمانی که مقدار نسبت سیگنال به نویز، در سیگنال ثبت شده، بسیار ضعیف است، استخراج اطلاعات مفید از سیگنال EMG غیرممکن می‌شود. تکنیک‌های مختلفی برای کاهش نویز در سیگنال EMG وجود دارد که در ادامه به آنها اشاره می‌کنیم.

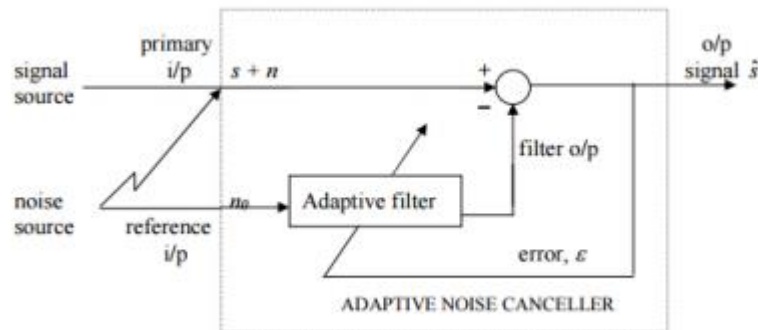
الف) فیلتر پایین گذر

فیلتر پایین گذر به‌طور گسترده در پردازش سیگنال EMG به کار گرفته می‌شود. این فیلتر در حوزه‌ی زمان اجرا می‌شود. از آنجاکه فیلتر پایین گذر ایده آل قابلیت اجرا ندارد، احتمال این وجود دارد که نویز فرکانس بالا از صافی عبور کند و بطور کامل فیلتر نشود. جدا از این معایب، مزیت اصلی این است که پیاده‌سازی فیلتر آسان است و همچنین اجرای آن بسیار سریع است.

ب) حذف نویز انطباقی

این تکنیک برای کاهش اثر نویز روی سیگنال به‌طور تطبیقی استفاده می‌شود تا سیگنال موردنظر به دست آید. لغو نویز تطبیقی یک روش جایگزین برای تخمین سیگنال‌ها بواسطه‌ی نویز و یا تداخل است. الگوریتم حداقل میانگین مربع، برای لغو نویز تطبیقی است. این مورد، نیاز به سیگنال ورودی مرجع دارد که با سیگنال تداخل رابطه دارد. از سیگنال نویزی، ورودی مرجع به‌طور تطبیقی فیلتر شده و کم می‌شود. یک تأخیر ثابت در ورودی مرجع وارد شده و این تأخیر باید طول کافی داشته باشد تا مؤلفه‌های سیگنال EMG در ورودی مرجع از ورودی اصلی به وابسته تبدیل شود. هنگامی که یک سیگنال با نویز آلوده می‌شود و منجر به یک سیگنال آلوده می‌شود، الگوریتم برای لغو نویز تطبیقی،

پارامترهای فیلتر را ارزیابی خواهد کرد تا مؤلفه‌های ناخواسته را تضعیف کند. این تکنیک ضرایب فیلتر را که میانگین مربع خطا را به حداقل می‌رساند، پیدا خواهد کرد. خطا، تفاوت بین سیگنال موردنظر و سیگنال نویزی است.



شکل ۱-۳: اختلال نویز انطباقی [۵]

برای به دست آوردن مقادیر بهینه‌ی فیلتر تطبیقی، الگوریتم با فرض عرض کوچک شروع می‌شود و در هر مرحله، شیب میانگین مربع را پیدا می‌کند و سپس وزن‌ها را به‌روز می‌کند. اگر خطای مربع متوسط مثبت باشد، خطا به‌طور مثبت افزایش می‌یابد و وزن‌های فیلتر باید کاهش یابد. اگر شیب منفی باشد، آنگاه وزن‌های فیلتر باید افزایش یابد.

ج) فیلتر سیگنال مبتنی بر موجک

تبدیل موجک کاربردهای زیادی از جمله استخراج ویژگی، فشرده سازی و حذف نویز و ... دارد. حذف نویز با استفاده از تبدیل موجک شامل سه مرحله اساسی است. ۱) تجزیه : یک موجک با انتخاب N سطح مشخص می‌شود. سیگنال به N سطح با استفاده تبدیل گسسته موجک^۱ (DWT) تجزیه می‌شود. با گرفتن تبدیل موجک تا N سطح، ضرایب در مقیاس‌های مختلف که بزرگی متفاوتی دارند بدست آید. ۲) حذف نویز: بعد از گرفتن تبدیل موجک، ضرایب جزئیات طی دو مرحله حذف می‌شود. تبدیل موجک در نمونه‌های که نویز وجود ندارد ماکزیمم است. در این مرحله حد آستانه بدست آمده از

^۱ Discrete Wavelet Transform

مرحله قبل را به ضرایب اعمال می‌شود. با این کار ضرایب دسته‌بندی می‌شوند. نویزهای نرمال ضرابی با اندازه کمتر از سیگنال طبیعی تولید می‌کنند. بر طبق حد آستانه بدست آمده ضرایب جزئیاتی که زیر این حد آستانه است صفر می‌شود. ۳) بازسازی: سیگنال حذف نویز شده از اعمال تبدیل موجک معکوس بر ضرایب جزئیات بدست می‌آید. تبدیل موجک معکوس بر سیگنال اعمال می‌شود تا سیگنال بدون نویز را تخمین زده شود.

۴-۱ کاربردهای سیگنال EMG

معمولاً سه کاربرد عمومی برای سیگنال EMG وجود دارد: ۱) تعیین زمان فعال شدن ماهیچه، به عبارت دیگر، زمانی که تحریک ماهیچه شروع می‌شود و پایان می‌یابد ۲) تخمین نیروی تولید شده توسط ماهیچه ۳) به دست آوردن سرعت حرکت ماهیچه.

سیگنالهای EMG کاربردهای زیادی در تشخیص بیماری‌های عصبی که بر طبقه‌بندی فیبر یا ناحیه‌ی سطح مقطع فیبر ماهیچه اثر می‌گذارد دارد. برای به دست آوردن دوباره‌ی یک زندگی مستقل و بدون عیب فرد معلول، ساخت اندام‌های مصنوعی در طی دهه‌های گذشته پیشرفت‌های بسیاری کرده‌اند. این سیستم امکان کنترل در درجات آزادی متعددی را فراهم می‌کند، در نتیجه حرکت می‌تواند تقلید بسیار خوبی از اندام واقعی انسان باشد. در روش‌های کنترلی برای اندام‌های مصنوعی از سیگنال‌های ثبت‌شده به کمک الکترومایوگرافی استفاده شده است. کیفیت سیگنال‌های EMG یکی از مهم‌ترین عوامل در عملکرد اندام‌های مصنوعی محسوب می‌شود. هر ساله حدود ۷۵۰۰۰۰ انسان دچار آسیب جسمانی می‌شوند. که قریب به یک چهارم از این انسان‌ها می‌میرند و درصد قابل توجهی از آن‌ها، با معلولیتی دائمی به زندگی خود ادامه می‌دهند. بیماران پس از آسیب ممکن است مشکلاتی در حرکت دادن بازو یا پاهای خود داشته باشند و یا مشکلاتی در راه رفتن داشته باشند و یا حتی تعادل خود را از دست بدهند. توان بخشی می‌تواند به بیماران کمک کند تا روش‌های جدیدی را برای حرکت دادن بازو و پاهای ضعیف خود فرا بگیرند و یا حتی می‌تواند به آن‌ها کمک کند تا دوباره قدرت حرکتشان را به

دست آورند. نیاز مبرمی برای افزایش پتانسیل برای ترمیم اصولی ماهیچه‌ها پس از آسیب وجود دارد. سیگنال‌های EMG در توان بخشی برای بررسی تغییرات ماهیچه پس از آسیب، می‌توانند برای ارزیابی تأثیر روش‌های متفاوت درمان ماهیچه‌ها استفاده شود. یکی از چالش‌ها در این زمینه نیاز به سیگنال‌های بدون نویز EMG است.

۱-۵ ساختار پایان نامه

هدف ما از این پژوهش پیشنهاد روشی مناسب برای بهبود جداسازی سیگنال‌های ECG و EMG می‌باشد. در این پایان‌نامه یک روش با نظارت به‌منظور انتخاب واحدهای زمان-فرکانس مناسب بر پایه ویژگی‌های ضرایب تَنگ ارائه می‌شود. در روش پیشنهادی ابتدا نمونه‌های سیگنال‌های ECG و EMG از طریق آموزش دیکشنری مدل‌سازی شده است، سپس سیگنال‌های ECG و EMG، برای هر سیگنال مطابق با مؤلفه‌های فرکانسی مربوط به آن، عمل جداسازی انجام می‌شود. بررسی نتایج بدست آمده نشان می‌دهد که روش پیشنهادی عملکرد قابل‌توجهی در مقایسه با روش ICA-Wavelet دارد. سازمان‌دهی این تحقیق به‌صورت زیر می‌باشد:

در فصل دوم مروری بر روش‌های ارائه‌شده در زمینه‌ی شناسایی جداسازی EMG از ECG خواهیم داشت. در فصل سوم به‌صورت جامع فرایند استخراج ویژگی و آموزش دیکشنری را مرور خواهیم کرد. در فصل چهارم روش پیشنهادی را با جزئیات کامل بررسی خواهیم کرد. در فصل پنجم نتایج حاصل از جداسازی EMG از ECG با روش پیشنهادی آورده شده است.

۱-۶ خلاصه و نتیجه گیری

سالانه تعداد بسیاری جراحات نخاع گزارش می‌شود. جراحات نخاع شرایط دردناکی است که در طی آن عامل عصبی نخاع آسیب می‌بیند. هنگامی که واحدهای حرکتی منقبض می‌شوند، یک جریان الکتریکی کوچک تولید می‌کنند که می‌تواند با استفاده از الکترودهای EMG اندازه‌گیری شود.

سیگنال‌های EMG در توان بخشی برای بررسی تغییرات ماهیچه پس از آسیب، می‌توانند برای ارزیابی تأثیر روش‌های متفاوت درمان ماهیچه‌ها استفاده شود. یکی از چالش‌ها در این زمینه نیاز به سیگنال‌های بدون نویز EMG است. روش‌های مختلفی برای از بین بردن نویز وجود دارد شامل: الف) فیلتر تفاضلی پایین گذر ب) حذف نویز انطباقی ج) فیلتر سیگنال مبتنی بر موجک

۲ فصل دوم: مرور روش های گذشته

۱-۲ مقدمه

سیگنال‌های EMG که در مجاورت قلب ثبت می‌شوند ممکن است شامل سیگنال‌های آلوده‌کننده‌ی قلب، عضلات تنفسی و عضلات نزدیک به ناحیه آسیب دیده‌ی ستون فقرات باشد. سیگنال‌های الکتریکی که توسط قلب تولید می‌شود به نام سیگنال‌های الکتروکاردیوگرام شناخته می‌شود. تداخل ECG می‌تواند به شدت در ثبت سیگنال‌های EMG مخرب باشد و تحلیل و اندازه‌گیری را دشوار کند. مطالعات زیادی برای حذف دیجیتالی سیگنال ECG از سیگنال‌های EMG انجام شده است، اما این موضوع همچنان یک موضوع چالش برانگیز است.

از آنجا که سیگنال EMG با کیفیت برای تحلیل وضعیت بیمار مورد توجه می‌باشد، حذف کردن ECG از سیگنال‌های EMG بسیار مهم است. حذف ECG از سیگنال‌های EMG بسیار دشوار می‌باشد زیرا فرکانس طیف‌ها به شدت مشترک هستند. محدوده‌ی فرکانس سیگنال‌های EMG بین ۰ تا ۴۰۰ هرتز می‌باشد که وابسته به نوع عضله و مقدار چربی بافت است. محدوده‌ی فرکانس سیگنال‌های ECG بین ۰ تا ۲۰۰ هرتز می‌باشد و بیشترین توان در فرکانس‌های زیر ۴۵ هرتز اتفاق می‌افتد. حذف ECG مصنوعی از سیگنال‌های EMG با استفاده از روش‌هایی مانند فیلتر بالا گذر^۱ حذف اسپایک، تکنیک‌های ترکیبی، کم کردن قالب، تحلیل مؤلفه‌های مستقل^۲، تبدیل موجک، ICA موجک، شبکه‌ی مصنوعی عصبی^۳، حذف نویز وفقی^۴ و سیستم وفقی فازی عصبی انجام شده است.

۲-۲ تاریخچه

توسعه‌ی EMG با مقاله‌ی فرانچسکو ردی در سال ۱۹۶۶ شروع به رشد کرد. این مقاله نشان داد که ماهیچه ماهی تحت اشعه‌ی الکتریکی، برق تولید می‌کند [۶]. در سال ۱۷۷۳، والش توانست

^۱ High pass filter

^۲ Independent component analysis

^۳ Artificial neural networks

^۴ Adaptive noise cancellation

ثابت کند که بافت ماهیچه‌ی ماهی ایل می‌تواند جرقه‌ای از الکتریسیته تولید کند [۶]. در سال ۱۷۹۲ گالوانی، نشان داد الکتریسیته می‌تواند باعث انقباض عضلانی شود [۷]. شش دهه بعد در سال ۱۸۴۹، دوبیوس کشف کرد که ثبت فعالیت الکتریکی انقباض عضلانی امکان‌پذیر است. اولین ضبط این فعالیت توسط ماری در سال ۱۸۹۰ با نام الکترومایوگرافی [۸] انجام شد. در سال ۱۹۲۲، گاسر و ارلانگر از یک اسیلوسکوپ استفاده کردند تا سیگنال‌های الکتریکی ماهیچه‌ها را نشان دهند. به دلیل ماهیت تصادفی سیگنال، تنها اطلاعات دقیق را می‌توان از طریق مشاهدات به دست آورد. توانایی تشخیص سیگنال‌های الکترومایوگرافی از دهه‌ی ۱۹۳۰ تا دهه‌ی ۱۹۵۰ بهبود یافت و محققان شروع به استفاده از الکترودهای بهتر برای مطالعه‌ی ماهیچه‌ها نمودند [۹]. استفاده‌ی بالینی از EMG سطحی برای درمان اختلالات خاص‌تر در دهه‌ی ۱۹۶۰ آغاز شد. هاردیک و همکاران اولین افرادی (۱۹۶۶) بودند که به صورت حرفه‌ای از EMG ها [۸] استفاده کردند. در اوایل دهه‌ی ۱۹۸۰، کرام و استگر یک روش بالینی برای اسکن انواع ماهیچه‌ها با استفاده از ابزار سنجش EMG [۸] معرفی کردند.

تا اواسط دهه‌ی ۱۹۸۰، تکنیک‌های انتگرال‌گیری در الکترودها به اندازه‌ی کافی پیشرفت کرده بود تا اجازه‌ی تولید دسته‌ای از ابزار دقیق و سبک‌وزن مورد نیاز را بدهد. در حال حاضر، تعداد زیادی از تقویت‌کننده‌های مناسب به‌صورت تجاری در دسترس هستند. در طی ۱۵ سال گذشته، تحقیقات منجر به درک بهتری از ویژگی‌های EMG شده است. در سال‌های اخیر، الکترومایوگرافی سطحی به‌طور فزاینده‌ای برای ثبت سیگنال از طریق ماهیچه‌های سطحی مورد استفاده قرار می‌گیرد.

کاربردهای زیادی برای استفاده از EMG وجود دارد از جمله: تشخیص مشکلات عصبی و بالینی. این روش توسط آزمایشگاه‌های سیار و توسط متخصص بالینی به کار می‌رود. همچنین در بسیاری از آزمایشگاه‌های تحقیقاتی از جمله بیومکانیک، کنترل کننده‌های وابسته به اعصاب، فیزیولوژی عصبی و عضلانی، اختلالات حرکتی و درمان فیزیکی مورد استفاده قرار می‌گیرد.

سالیان زیادی است که فیلترهای دیجیتال به متداول‌ترین کاربرد پردازنده‌های سیگنال

دیجیتال^۱ و کامپیوترها تبدیل شده‌اند. مهم‌ترین مزیت فیلترهای دیجیتال بر فیلترهای آنالوگ آن است که کد نوشته شده و یا بلوک منطقی ساخته شده برای فیلتر به راحتی قابل تغییر است و می‌توان ضرایب فیلتر را طوری تغییر داد که پاسخ فرکانسی و بهره جدیدی از فیلتر بدست آوریم. همچنین در حالی که فیلتر درون سیستم در حال کار است می‌توان ضرایب و خصوصیات آن را تغییر داد و به یک فیلتر تطبیقی دست پیدا کرد. فیلتر تطبیقی بلوکی محاسباتی است که تلاش می‌کند تا بصورت بی‌درنگ^۲ و تکرار شونده^۳ نسبت دو سیگنال را مدل نماید. این فیلترها گاه به صورت تعدادی دستورالعمل بر روی یک پردازنده محاسباتی مثل میکروکنترلرها و یا DSP ها پیاده‌سازی می‌شوند و گاهی هم به صورت بلوک‌های منطقی بر روی FPGA ها و یا قطعات مجتمع VLSI دیده می‌شوند.

فیلترهای تطبیقی در مواردی بیشترین استفاده را دارد که پارامترهای سیستم و یا وضعیت سیگنال‌ها در حال تغییر هستند و فیلتر باید طوری تنظیم شود که این تغییرات را جبران نماید. در فیلترهای FIR و IIR معمولی فرض بر این است که پارامترهایی از فرآیند که ویژگی‌های فیلتر را تعیین می‌نمایند، معین هستند. ممکن است که پارامترهای فیلتر با زمان هم تغییر پیدا کنند، ولی ماهیت این تغییرات قابل پیش بینی است. در بسیاری از مسائل عملی در مورد پارامترهای سیستم، به دلیل عدم وجود اطلاعات کافی در مورد سیستم عدم قطعیت وجود دارد. در این موارد برخی از پارامترها باید در طول زمان تغییر پیدا کنند، ولی طبیعت این تغییرات غیرقابل پیش‌بینی است. در این گونه موارد، وجود فیلتری مطلوب است تا از نوعی خود-فراگیری^۴ بهره ببرد و بتواند خود را با شرایط فعلی سیستم وفق دهد.

ضرایب یک فیلتر تطبیقی طوری تغییر پیدا می‌کند تا تغییرات در سیگنال‌های ورودی، خروجی

^۱ digital signal processors

^۲ real-time

^۳ iterative

^۴ self-learning

و پارامترهای سیستم را جبران نماید. به جای اینکه این گونه فیلترها صلب باشند، میتوانند ویژگی‌های سیگنال را فرا گیرند و تغییرات آهسته را دنبال کنند. فیلتر تطبیقی در مواردی که مشخصه یک سیگنال معین نیست و یا ویژگی‌ها تغییر می‌کنند، بیشترین استفاده را خواهد داشت. روش‌های گوناگونی برای پیاده‌سازی الگوریتم به روز رسانی ضرایب فیلتر وجود دارد که از میان آن‌ها در اینجا به ذکر سه نوع از آن‌ها بسنده می‌کنیم:

روش حداقل میانگین مربعات^۱: این نوع از فیلترهای تطبیقی طوری ضرایب فیلتر را تغییر

می‌دهند که میانگین مربعات خطا (تفاضل سیگنال ورودی و سیگنال مطلوب) را به حداقل برساند. این فیلتر از روش گرادیان نزولی آماری^۲ برای تطبیق استفاده می‌کند به طوری که تنها با اطلاع از مقدار خطای فعلی ضرایب را تغییر می‌دهد. این فیلتر در سال ۱۹۶۰ و در دانشگاه استنفورد توسط برنارد ویدرو^۳ ابداع گردید.

روش بازگشتی حداقل مربعات^۴: در این روش ضرایب فیلتر به طور بازگشتی طوری تعیین

می‌گردند که تابع هزینه^۵ مربعات خطا به کمترین مقدار برسد. این در تضاد با روش‌هایی مانند LMS است که در آنها کمترین میانگین مربعات مدنظر است. در روش RLS فرض بر این است که ورودی معین^۶ است در حالیکه در روش LMS ورودی تصادفی^۷ در نظر گرفته می‌شود. این روش در مقایسه با همتهای خود بسیار سریع همگرا میشود ولی حجم محاسباتی زیاد و پیچیده‌ای را نیز به همراه دارد

روش بلوک چند-تأخیری حوزه فرکانس^۸: این روش در حقیقت بر پایه پیاده سازی حوزه

^۱ least mean squares

^۲ stochastic gradient descent

^۳ Bernard Widrow

^۴ recursive least squares

^۵ cost function

^۶ deterministic

^۷ stochastic

^۸ multi-delay block frequency domain

فرکانس فیلتر LMS است. در این روش فیلتر به صورت بلوکی و در حوزه فرکانس به روز می گردد. به کمک تبدیل FFT سیگنال ها به حوزه فرکانس انتقال داده می شوند و در حوزه فرکانس فیلتر بر روی آنها اعمال می گردد. به مدد محاسبات بلوکی، حجم محاسبات کاهش چشمگیری پیدا می کند.

۲-۳ مرور روش های گذشته

الکترومایوگرافی یک ابزار قوی است که در گستره ی بسیار بزرگ از رشته ها استفاده می شود [۱۰]. با این حال، هنگام ثبت، این سیگنال بطور اجتناب ناپذیری با نویزهای مختلفی آلوده می شود. [۱۱]. الکتروکاردیوگرام (ECG) یا فعالیت الکتریکی عضلات قلب، یکی از منابعی است که بر سیگنال های EMG (با توجه به نزدیکی مکان جمع آوری به قلب) تأثیر می گذارد و تحلیل آن را سخت می نماید [۱۲]. روش های مختلف برای حذف اثر ECG از سیگنال های EMG پیشنهاد شده اند، اما حذف این آرتیفکت مشکلات زیادی به دلیل هم پوشانی گسترده بین طیف فرکانسی ECG و سیگنال EMG سطحی دارد [۱۳]. فیلتر بالا گذر یک روش ساده و سریع است که برای حذف آثار ECG از سیگنال های EMG پیشنهاد شده است، اما بخش مهمی از اطلاعات EMG را حذف می کند. روش های دیگری نیز مانند فیلتر انطباقی [۱۴]، شبکه ی عصبی مصنوعی [۱۵] و تحلیل مؤلفه های مستقل (ICA) [۱۱] پیشنهاد شده اند، اما آن ها به یک سیگنال مرجع اضافی ECG نیاز دارند که به پیچیدگی سخت افزار اضافه می کند. الگوریتم کاهش الگو در حذف مصنوعات ECG از سیگنال های EMG عملکردی موفق دارد، اما به تغییرات در شکل موج ECG حساس است [۱۳، ۱۶]. یک روش جدید برای حذف آرتیفکت های EMG عبارت است از: استفاده از ICA تک کانال [۱۳]. تبدیل موجک و ICA می توانند برای استفاده در آنالیز تک کاناله به کار گرفته شوند. [۱۳، ۱۷]. این روش دارای هزینه ی محاسباتی بالایی است و نمی توان آن را در کاربردهای سریع بکار برد [۱۸]. روش ترکیبی موجک - ICA می تواند با موفقیت مصنوعات ECG را حذف کند [۱۷]. با این حال، این روش وابسته به کاربر است.

یک روش معمول استفاده شده برای حذف خوشه‌های ECG از سیگنال‌های EMG حذف اسپایک‌های ECG به صورت بصری است. روش‌های حذف بصری زیادی از ساده تا پیشرفته وجود دارند، با این حال همگی آن‌ها عموماً به سیگنال‌های آلوده ختم می‌شوند. نویسندگان مقاله‌ی [۱۰] از این تکنیک به علاوه‌ی یک فیلتر بالا گذر و یک فیلتر باترورث استفاده کردند تا به صورت دیجیتالی ECG خام از سیگنال EMG حذف گردد. این تکنیک، با حذف سیگنال همراه با خوشه ECG، یک پارازیت اضافی نیز تولید می‌کند. علاوه بر این، این تکنیک باعث حذف قسمت‌هایی از سیگنال EMG که با نویز آلوده شده است می‌شود. حذف قسمت‌هایی از سیگنال حیاتی در نواحی آلودگی EMG مشکلات بسیاری به وجود می‌آورد. زیرا فیلترهای بالا گذر عموماً برای حذف ECG های فرکانس پایین در ۱ تا ۲۰ هرتز استفاده می‌شوند. محدوده‌ی فرکانسی خوشه‌های ECG نیز مشکلات را بیش از پیش می‌کند، زیرا که ۳ بخش مشترک بین طیف‌های فرکانسی ECG و EMG وجود دارد. بنابراین، فیلترهای ساده‌ی وابسته به سیگنال، عموماً در حذف این خوشه‌ها مؤثر نیستند. یک روش دیگر آن است که به طور همزمان در کنار سیگنال‌های EMG، ECG را از یک پیکربندی مجزا ضبط کرد. ECG خام که به صورت مجزا ضبط شده است، به طور مستقیم از EMG آلوده شده کسر می‌شود. مشکل این روش آن است که تقریباً در تمامی حالات، شکل و میزان آلودگی ECG تداخل یافته دارای ظاهر یکسان با ECG های خام ضبط شده نیستند. زیرا نحوه‌ی آلودگی با سیگنال ECG به موقعیت عضله‌ای که بررسی می‌کنیم و جهت گیری آن نسبت به قلب بستگی دارد. کاستن یا حذف کردن مستقیم ECG که از یک پیکربندی جدا ضبط شده است عموماً سبب روبه‌رو شدن با یک پارازیت اضافی جدید می‌شود و در نتیجه دقیق نخواهد بود. علاوه بر این ثبت ECG به خودی خود دارای نویز می‌باشد. مدل‌های پیشرفته‌ی ریاضیات با استفاده از تحلیل مؤلفه‌های مستقل استفاده شده‌اند تا مؤلفه‌های ECG را از سیگنال‌های EMG تفکیک کنند. ICA یک روش آماری است که هدف آن تجزیه‌ی بردارهای چندبعدی مشاهده شده به مؤلفه‌های دو بعدی مستقل است. مقاله‌ی [۱۹] از ICA برای استخراج مؤلفه‌های ECG از سیگنال‌های EMG در جهت‌های گوناگون استفاده کرد. اگرچه، به دلیل هم‌پوشانی فرکانسی سیگنال EMG و نویز، یک

استخراج دقیق عملی نخواهد بود. بنابراین با استفاده از روش فیلترینگ عمومی، سیگنال EMG به‌طور قابل ملاحظه‌ای بعد از فرآیند فیلترینگ تغییر می‌کند. در [۲۰] روشی با استفاده از انتقال موجک‌ها ارائه دادند که هدف آن جداسازی EMG مخلوط شده با ریز موجک‌های ECG می‌باشد. آن‌ها الکتروهیستوگرافی را که شباهت زیادی به EMG دارد، با استفاده از تبدیل موجک‌های گسسته دابیشز^۱ به ریز مؤلفه‌های دقیق و تقریبی تفکیک کردند و یک فیلترینگ بر مؤلفه‌های فرکانسی خاص ایجاد کردند. در این تکنیک آن‌ها فرض کردند که تمامی آلودگی‌های ECG می‌توانند به‌صورت دقیق با استفاده از نویز گاوسی مدل‌سازی شود. در کلینیک‌ها این مورد به‌طور معمول معتبر نیست، مخصوصاً در موقعیت‌هایی که اسپایک‌های ECG مشخصات نویز گاوسی ندارند. مشابه سایر تکنیک‌ها، این تکنیک باعث ایجاد فیلترینگ ناقص سیگنال EMG می‌شود و در حذف کامل آلودگی ECG ضعیف می‌باشد. به‌طور مشابه، تکنیک‌های بر پایه‌ی تحلیل‌های چندمنظوره مانند آنچه توسط [۲۰] استفاده شده است، از تبدیل‌های دابیشز برای تفکیک یک سیگنال به ریز مؤلفه‌های آن استفاده می‌کند. فیلتر کردن ریز موجک‌ها به‌طور مجزا، باعث رفع پارازیت مؤلفه‌های فرکانس بالای EMG و ECG می‌شود. در مقاله [۱۳] روش‌هایی بر پایه‌ی تحلیل مجزای مؤلفه‌های موجکی پیشنهاد شده است. این روش با به کار بردن ICA بر روی تبدیل گسسته‌ی موجک به یافتن موجک‌هایی که عامل پارازیت‌های ECG هستند کمک می‌کند. درحالی‌که این رویکرد از طریق هدف قرار دادن موجک‌های به خصوصی، نویز را کاهش می‌دهد، اما همچنان بر روی بخشی از سیگنال که پارازیت ECG ندارد تأثیر می‌گذارد. در مقاله [۲۱] به طراحی و شبیه‌سازی یک فیلتر تطبیقی با الگوریتم LMS با پارامتر اندازه گام متغیر جهت حذف نویز برق شهر از سیگنال الکترومایوگرام پرداخته شده است. مقایسه فیلترهای با اندازه گام ثابت و متغیر در این مقاله انجام شده است و برتری‌های استفاده از اندازه گام متغیر به اثبات رسیده است. از جمله آن‌ها می‌توان به ایجاد تعادل بین همگرایی، خطای نهایی و پهنای باند حذف^۲ اشاره نمود. با استفاده از این روش، دیگر

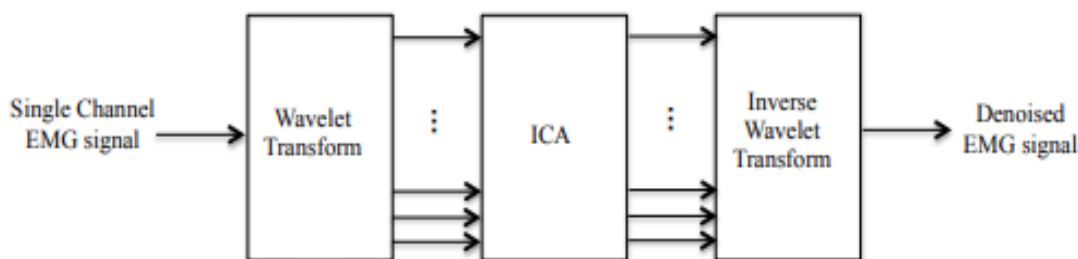
^۱ Daubechies

^۲ rejection bandwidth

برای پیدا کردن مقدار مناسب پارامتر اندازه گام نیازی به سعی و خطا نیست. مزیت بسیار خوب این روش در همگرایی سریع است که در کاربردهای بلادرنگ^۱ مفید است. از دیگر مزایای اشاره شده در این مقاله می توان به بهینه بودن پهنای باند حذف شده از سیگنال ورودی اشاره نمود که در کاربردهای حذف نویز از سیگنالهای پزشکی که معمولاً دارای مولفه های فرکانس پایین هستند مفید خواهد بود. در کاربردهای حذف نویز از سیگنالهای پزشکی استفاده از الگوریتم LMS امری متداول است. اما مشکل در جایی پیدا می شود که مرتبه فیلتر و یا ضرایب آن با توجه به شرایط محیطی و شرایط بیمار به درستی انتخاب نشده باشند. برای رفع این مشکل، در مقاله [۲۲] الگوریتم جدیدی به نام DSFA^۲ ارائه گردیده که در آن مرتبه فیلتر و ضرایب آن با توجه به شرایط محیطی و وضعیت بیمار تغییر پیدا میکند تا بهترین نتیجه حذف نویز را از نظر زمان همگرایی و خطای نهایی بدست دهد. جهت ارزیابی الگوریتم، ارائه دهندگان آن را با استفاده از نرم افزار متلب بر روی چهار سیگنال ECG استاندارد تست کرده اند و نتایج آن را با روش مرسوم LMS مقایسه نموده اند. در نتیجه مقایسه، مشاهده می شود که در روش جدید خطای نهایی در کلیه شبیه سازی ها کاهش پیدا کرده و مرتبه فیلتر نیز به مقدار قابل توجهی کم شده است. ساختار تطبیقی در این الگوریتم در واقع الگوریتم تطبیقی دیگری در دل الگوریتم LMS برای تنظیم مرتبه بهینه فیلتر می باشد. در مقاله [۲۳] پنج فرد سالم پس از کسب رضایت از میان دانشجویان دانشگاه به کار گرفته شدند. سیگنال EMG از ماهیچه ی بازوی راست جمع آوری شد. همچنین، اثر ECG از ماهیچه ی اصلی بطن سمت چپ ثبت شد. سیگنال با فرکانس نمونه گیری ۲۰۰۰ هرتز به ثبت رسید. برای حذف آثار نامطلوب حرکت، سیگنال EMG با فرکانس قطع ۱۰ هرتز فیلتر شد. همچنین مقدار DC از محصول ECG جدا شد. ECG با ضرب شدن در یک ضریب به EMG اضافه شد. ایده ی پشت تبدیل موجک ترکیبی و روش ICA، تجزیه ی داده های یک کانال به اجزای مختلف با استفاده از تبدیل موجک قبل از اعمال تکنیک ICA است [۱۳].

^۱ real time

^۲ Dynamic Structure Adaptive Filter



شکل ۱-۲ بلوک دیاگرام ترکیبی موجک - ICA [۱۳]

تبدیل موجک یک روش زمان - فرکانس است که برای غلبه بر محدودیت‌های زمانی و جداسازی‌های فرکانس معرفی شده است [۱۷]. موجک به جای استفاده از یک موج سینوسی، دارای یک تابع پایه است. [۲۴]. موجک یک سیگنال را به مؤلفه‌های فرکانس مختلف تجزیه می‌کند و هر جزء را منطبق با مقیاس آن مورد مطالعه قرار می‌دهد [۲۵]. این ویژگی می‌تواند برای اهداف حذف نویز استفاده شود [۲۴]. در مقاله [۲۳]، تبدیل موجک گسسته با استفاده از موجک دابیشز مرتبه چهارم برای ایجاد تجزیه‌ی موجک هشت سطحی اعمال شد. انتخاب این موجک به دلیل شباهت تابع موجک به سیگنال ECG بود که به حذف نویز با موفقیت کمک می‌کند [۲۶]. نویسندگان پس از محاسبه‌ی ضرایب موجک، از آنالیز مؤلفه‌های مستقل برای استخراج مؤلفه‌های مستقل از داده‌های تولید شده توسط تبدیل موجک استفاده کردند. ICA به ما اجازه می‌دهد سیگنال‌های اصلی را از ترکیب‌های سیگنال‌ها جدا کنیم [۲۷]. معمولاً در روش‌های مرسوم مبتنی بر ICA، پس از ایجاد مؤلفه‌های ICA، اجزای مستقل به صورت دستی به عنوان سیگنال EMG یا محصول ECG طبقه‌بندی می‌شوند. در مقاله [۲۳] یک الگوریتم خودکار برای تعیین مؤلفه‌های فرکانسی ECG پیشنهاد شده است [۲۸].

در مقاله [29] به منظور حذف نویز برق شهر، حرکات ناخواسته و نویز ماهیچه‌ای به روش تطبیقی از سیگنال ECG از الگوریتم‌های علامت‌دار استفاده نموده است. نتایج نشان داده است که الگوریتم $SRLMS^1$ به مراتب بهتر از LMS عمل میکند در حالی که روش‌های $SLMS^2$ و $SSLMS^3$ از جهت

¹ Signed Regression LMS

² Signed LMS

³ Sign-Sign LMS

حجم محاسباتی و نسبت سیگنال به نویز خروجی با LMS قابل مقایسه خواهند بود. در مقاله [۳۰] روشی برای حذف نویز موجود در سیگنال الکترومایوگرام ارائه نموده است. نویز معرفی شده در این مقاله شامل نویز برق شهر به همراه هارمونیک آن و همچنین نویز حاصل از سیگنال الکتروکاردیوگرام می باشد. در این مقاله از روش اصلاح شده LMS استفاده شده است که در آن مرجع برق شهر و هارمونیک آن به روش ریاضی ساخته شده است در حالیکه سیگنال الکتروکاردیوگرام با روش تعقیب انطباق، تقریب زده شده است. نکته مهم در مورد این پروژه عدم استفاده از الکترودهای اضافی برای نمونه گیری از نویز می باشد. مرجع نویز صرفاً به صورت ریاضی و تقریبی استفاده شده است. مقاله [۳۱] برخلاف مقاله های پیشین از فیلتر تطبیقی IIR برای حذف تداخل برق شهر استفاده شده است. در این مقاله به مقایسه فیلتر ناچ IIR مرتبه دوم و فیلتر تطبیقی IIR مرتبه دوم پرداخته شده است. به دلیل اینکه فرکانس برق شهر را در شبیه سازی ها متغیر در نظر گرفته اند، فیلتر تطبیقی نتیجه مطلوب تری را به همراه داشته است. دقت این الگوریتم از LMS بالاتر بوده ولی به دلیل حجم محاسباتی زیاد، برای پیاده سازی در سیستم های ارزان قیمت و بلادرنگ مناسب نمی باشد.

۴-۲ خلاصه و نتیجه گیری

در این فصل به الگوریتم ها و روش های مختلف برای پیاده سازی جداسازی نویز از سیگنال EMG اشاره گردید و مزایا و معایب هر کدام مورد بررسی قرار گرفت. با توجه به موضوع این پروژه، که هدف آن حذف نویز ECG از سیگنال EMG است، نیاز به روشی کارآمد برای حذف نویز داریم که در عین حال سادگی محاسبات را نیز به همراه داشته باشد.

۳ فصل سوم: تئوری

۱-۳ مقدمه

در این فصل از پایان نامه تئوری روش پیشنهادی مطرح می شود. ابتدا نحوه استخراج ویژگی و سپس نحوه ساخت دیکشنری توضیح داده خواهد شد. سپس راه حل جبری برای حل مسئله بهینه سازی که روش های مبتنی بر تنظیم کننده نامیده می شوند، معرفی می شود.

۲-۳ روش های استخراج ویژگی

۱-۲-۳ روش های حوزه زمان

روش های پردازش سیگنال حوزه زمان تنها از داده های زمانی به منظور تحلیل و آنالیز بهره می گیرند و هیچ گونه تبدیل دیگری بر داده ها اعمال نمی شود. در این روش ها عمدتاً از ویژگی های آماری سیگنال زمانی استفاده می شود.

۲-۲-۳ روش های حوزه فرکانس

در هنگام مطالعه رفتار یک سیگنال در حوزه زمان تنها اطلاعات محدودی از آن به دست می آید و بسیاری از مشخصات مهم آن پنهان می ماند. بدین منظور سیگنال از فضایی به فضای دیگر انتقال داده می شود تا بعضی از اطلاعات مفید آن در حوزه جدید آشکار گردد. ابزار انتقال از حوزه زمان به فرکانس تبدیل فوریه پیوسته و گسسته است. تبدیل فوریه که به صورت بیان شده در رابطه (۱-۳) تعریف می گردد تابع $x(t)$ در حوزه زمان را به یک تابع فرکانسی $X(\omega)$ تبدیل می نماید.

$$X(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-j\omega t} dt \quad (1-3)$$

تبدیل فوریه گسسته به صورت رابطه (۲-۳) تعریف می گردد.

$$X(K) = \sum_{-\infty}^{\infty} X(n) e^{\frac{-2\pi j n}{N} K} \quad (2-3)$$

بمنظور افزایش سرعت عملیاتی، تبدیل فوریه سریع معرفی گردید. تبدیل فوریه معمولاً برای پنجره‌ای کوچک از سیگنال اعمال می‌گردد تا سیگنال پایا باشد.

پس از محاسبه تبدیل فوریه یک سیگنال گسسته بردارهای مختلفی به دست می‌آیند که شامل اطلاعات دامنه و فاز تبدیل فوریه می‌باشند.

۳-۲-۳ روش‌های حوزه زمان - فرکانس

پس از بیان روش‌های استخراج ویژگی در دو حوزه زمان و فرکانس به روش‌هایی می‌پردازیم که اطلاعات دو حوزه را باهم در نظر می‌گیرند. یک مشکل اساسی در همه‌ی روش‌های حوزه فرکانس این است که سیگنال مورد بررسی را ایستا در نظر گرفته و محتوای فرکانسی را نسبت به زمان ثابت می‌گیرند. این در حالی است که در اکثر کاربردهای عملی سیگنال‌های صوتی غیر ایستا و محتوای فرکانسی آن‌ها تابع زمان می‌باشند. بنابراین روش‌های جدیدی برای برطرف کردن این کاستی ارائه شده است که مهم‌ترین آن‌ها تبدیل فوریه زمان کوتاه و تبدیل موجک می‌باشند. همان‌طور که قبلاً اشاره شد در تبدیل فوریه پیوسته و گسسته بخشی از سیگنال در نظر گرفته می‌شود و محتوای فرکانسی آن به همه‌ی سیگنال تعمیم داده می‌شود. در محاسبه طیف توان متوسط نیز پنجره‌ای با طول مشخص بر سیگنال باز می‌شود و طیف فرکانسی برای آن محاسبه می‌گردد. سپس این پنجره در طول سیگنال حرکت داده می‌شود و پس از محاسبه طیف برای همه پنجره‌ها مقادیر به دست آمده میانگین‌گیری شده و مقدار متوسط آن‌ها به‌عنوان طیف فرکانسی سیگنال در نظر گرفته می‌شود. در این روش قطعه‌ای از سیگنال که اقتباس می‌گردد، همیشه دارای طول یکسانی است. بنابراین تکه‌ی زمانی به کار رفته برای تحلیل یک جزء با فرکانس بالا دارای همان طول زمانی به کار رفته، برای نوع با فرکانس پایین می‌باشد. در هر دو حالت ذکر شده اطلاعات زمانی سیگنال از بین می‌رود و تخصیص یافتگی مناسبی در حوزه زمان وجود ندارد. برای رفع این مشکل راه‌حل اولیه‌ای پیشنهاد شده است که درنهایت منجر به ابداع تبدیل موجک شد [۱۲]. ساده‌ترین کار ممکن این است که هر بار که پنجره با طول ثابت روی سیگنال

باز شده و طیف فرکانسی آن محاسبه می‌گردد، زمانی متناسب با آن پنجره به طیف به دست آمده اختصاص داده شود. با این کار در حین تغییر موقعیت پنجره می‌توانیم تغییرات طیف فرکانسی سیگنال را نیز برحسب زمان داشته باشیم، چنین تبدیلی تبدیل فوری زمان کوتاه نامیده می‌شود.

۳-۳ دیکشنری

در چند دهه اخیر استفاده از دیکشنری در پردازش سیگنال نظر بسیاری از محققان را به خود جلب کرده است. ایده‌ی استفاده از دیکشنری بر این اساس استوار است که می‌توان یک سیگنال را به صورت ترکیب خطی از سیگنال‌های دیگر بیان کرد. بنابراین باید ضرایب بازسازی هر سیگنال که در ترکیب خطی شرکت دارد محاسبه شود. برای محاسبه‌ی ضرایب بازسازی هر سیگنال به یک دیکشنری نیاز است. برای ساخت دیکشنری روش‌های زیادی ارائه شده است. یکی از الگوریتم‌هایی که برای این منظور استفاده می‌شود الگوریتم K-SVD [۳۲] می‌باشد. هزینه محاسباتی این الگوریتم زیاد است و هر چه تعداد اتم‌ها^۱ بیشتر باشد زمان ساخت دیکشنری نیز بالاتر می‌رود. راه دیگر این است که مستقیم از فریم‌های سیگنال استفاده شود. به عبارتی دیگر هر فریم به یک بردار تبدیل می‌شود و به عنوان یک اتم در داخل دیکشنری قرار می‌گیرد (برای کسب اطلاعات بیشتر به فصل روش پیشنهادی مراجعه کنید). دیکشنری که بر این اساس ساخته می‌شود دیکشنری مبتنی بر فریم نامیده می‌شود. روش دیگر برای ساخت دیکشنری استفاده از ویژگی است.

برای مثال اگر بردار Y به صورت ترکیب خطی از اتم‌ها بیان شود و n تعداد اتم‌ها در دیکشنری باشد، خواهیم داشت:

$$Y = \alpha_1 d_1 + \alpha_2 d_2 + \alpha_3 d_3 + \dots = \sum_{j=1}^n \alpha_j d_j \quad (3-3)$$

^۱ به هر بردار پایه موجود در دیکشنری یک اتم می‌گویند

$$Y = Da \quad (4-3)$$

به طوری که $D = (d_1 \ d_2 \ \dots \ d_n)$ دیکشنری مورد استفاده برای بدست آوردن ارائه‌ی تنک بردار Y می‌باشد. d_i ها بردارهای پایه می‌باشند و $a = (\alpha_1 \ \alpha_2 \ \dots \ \alpha_n)^T$ بردار ضرایب است که اهمیت هر اتم را برای ساخت بردار Y تعیین می‌کند. تا آنجا که امکان دارد بردار بازسازی شده باید به بردار موردنظر نزدیک باشد. برای به دست آوردن بردار ضرایب a لازم است از معادلات بهینه‌سازی (۳-۳) و (۵) استفاده شود:

$$a = \underset{a}{\operatorname{argmin}} \|Da - Y\| + \lambda \|a\|_0 \quad (5-3)$$

$$D = \underset{D}{\operatorname{argmin}} \|Da - Y\| + \lambda \|a\|_0 \quad (6-3)$$

به طوری که λ ضریب تعیین کننده میزان تنک بودن می‌باشد. $\| \cdot \|_0$ تعداد ضرایب غیر صفر بردار را شمارش می‌نماید. بدست آوردن ضرایب برای بازسازی یک سیگنال ارتباط مستقیمی با دیکشنری دارد. در نتیجه آموزش دیکشنری در روش پیشنهادی یک مرحله مهم می‌باشد. یک دیکشنری مناسب می‌تواند عملکرد سیستم را بالا ببرد و بالعکس. الگوریتم KSVD با کمینه کردن معادله‌ی (۳-۵) نسبت به a ابتدا مقادیر کدگذاری تنک (a) برای دیکشنری اولیه را محاسبه می‌نماید، سپس با ثابت در نظر گرفتن کدگذاری تنک به دست آمده، با استفاده از معادله (۳-۶)، سعی می‌کند اتم‌های موجود در دیکشنری را برای تطبیق بهتر بروزرسانی نماید. دیکشنری اولیه معمولاً از مقادیر تصادفی بدست می‌آید. این الگوریتم تکراری تا جایی ادامه پیدا می‌کند که خطای بازسازی تمام نمونه‌های آموزشی با دیکشنری بدست آمده کمینه شود [۵۱].

۳-۴ کدگذاری تَنک یک سیگنال

کدگذاری تَنک، ارائه‌ی سیگنال مورد نظر با کمترین تعداد ممکن، از اتم‌های یک دیکشنری می‌باشد. در ارائه‌ی فرکانس-زمانی سیگنال Y با استفاده از تبدیل فوریه زمان کوتاه، هر ستون بیانگر ویژگی استخراج شده از یک پنجره‌ی زمان کوتاه از سیگنال ورودی است. مشاهده‌ی Y_i (یک ستون از ماتریس تبدیل فوریه زمان کوتاه) می‌تواند با استفاده از دیکشنری D به صورت تَنک رمزگذاری شود بنابراین:

$$Y_i = D\alpha \quad (۷-۳)$$

به طوری که D یک بردار $m \times p$ ($m < p$)، Y_i یک بردار $m \times 1$ و α یک ماتریس $p \times 1$ می‌باشد. بنابراین در این مسئله تخمین α را طوری می‌یابیم که شرط تَنک بودن α همواره برقرار باشد. شرط تَنک بودن باعث می‌شود که فقط تعداد کمی از عناصر موجود در α غیر صفر باشند و بقیه عناصر باید صفر باشند. در مسئله‌ی کدگذاری تَنک هر سیگنال Y_i به صورت ترکیب خطی تعداد کمی از اتم‌های موجود در دیکشنری D نوشته می‌شود. بنابراین مسئله‌ی تخمین تَنک نمونه Y_i به صورت رابطه (۸-۳) قابل بیان است:

$$\min_{\alpha \in R^{p \times 1}} \|\alpha\|_0 \quad \text{such that } Y_i = D\alpha \quad (۸-۳)$$

نرم l_0 یک شبه نرم^۱ می‌باشد که عناصر غیر صفر α را می‌شمارد. حل این مسئله بسیار مشکل می‌باشد. الگوریتم‌های زیادی برای حل این مسئله پیشنهاد شده است. در این پایان‌نامه از OMP^2 برای حل این مسئله استفاده شده است [۳۰].

^۱ pseudo-norm

^۲ Orthogonal matching pursuit

۵-۳ الگوریتم OMP :

هدف اصلی الگوریتم OMP بدست آوردن تخمینی از مسئله‌ی کدگذاری تنک بوسیله‌ی قید تنک بودن می‌باشد. مسئله‌ی کدگذاری تنک به‌وسیله‌ی معادله‌ی زیر بیان می‌شود:

$$\alpha = \operatorname{argmin}_{\alpha} \|Y_i - D\alpha\|_2^2 \quad \text{subject to } \|\alpha\|_0 < k \quad (9-3)$$

به صورتی که k بیشترین تعداد اتم‌های شرکت‌کننده در فرایند بازسازی سیگنال X_i می‌باشد. در الگوریتم OMP اتمی که بیشترین همبستگی را با باقی‌مانده هر مرحله داشته باشد، به‌عنوان یکی از اتم‌های شرکت‌کننده در بازسازی سیگنال در نظر گرفته می‌شود. بعد از چندین تکرار، این الگوریتم سیگنال ورودی را برحسب ترکیب خطی اتم‌های موجود در دیکشنری D بیان می‌کند. الگوریتم OMP در زیر بیان شده است [۳۰]. در این الگوریتم، متغیر I اندیس اتم‌های انتخاب شده در هر مرحله را نگهداری می‌کند، r مقدار باقیمانده در هر مرحله می‌باشد و α خروجی ارائه تنک می‌باشد. در این الگوریتم ابتدا اتمی که بیشترین همبستگی را با باقیمانده هر مرحله داشته باشد انتخاب می‌شود (مرحله ۵)، سپس شماره‌ی اتم انتخاب شده به متغیر I اضافه می‌شود (مرحله ۶)، در مرحله‌ی ۷ اتم‌های انتخاب شده به فضای سیگنال X_i برده می‌شوند و در مرحله‌ی ۸ مقدار باقیمانده به‌روز می‌شود.

الگوریتم OMP

ورودی: دیکشنری D ، سیگنال ورودی Y_i و معیار تنک بودن k

خروجی: ارائه‌ی تنک α به‌طوری‌که $Y_i = D\alpha$

مقداردهی اولیه: $\alpha = 0, r = Y_i, I = []$

تا زمانی که شرط تنک بودن $\|\alpha\|_0 < k$ برقرار است مراحل زیر انجام شود:

$$\hat{u} = \operatorname{argmax}_k |d_k^T r|$$

$$I = [I; \hat{u}]$$

$$\alpha_I = (D_I)^+ Y_i$$

$$r = Y_i - D_I \alpha_I$$

۶-۳ بهینه‌سازی تیخونوف

از آنجایی که در معادله (۳-۳) ماتریس D یک ماتریس مربعی نیست مسئله بدحالت است و بی‌نهایت جواب خواهد داشت. برای حل این مسئله از تنظیم‌کننده تیخونوف [۳۳] استفاده شده است.

$$\vec{\alpha} = \operatorname{argmin}_{\alpha} \|Y - D\alpha\|_2^2 + \lambda_{tik} \|\alpha\|_2^2 \quad (۱۰-۳)$$

به‌طوری‌که پارامتر تنظیم‌کننده می‌باشد. $\|x\|_2^2$ به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\|x\|_2^2 = \sum_{i=1}^n x_i^2 \quad (۱۱-۳)$$

راه‌حل برای معادله (۱۰-۳) با مشتق‌گیری نسبت به α و برابر صفر قرار دادن به صورت زیر به دست می‌آید:

$$\vec{\alpha} = ((D)^t D + \lambda_{tik} I)^{-1} (D)^t Y \quad (۱۲-۳)$$

از ضرایب α برای ساخت Y_i استفاده می‌شود:

$$Y_i = D\alpha \quad (۱-۳)$$

به طوری که ماتریس پروجکشن برابر خواهد بود با:

$$P_G = ((D)^t D + \lambda_{tik} I)^{-1} (D)^t \quad (۱۳-۳)$$

ماتریس P_G فقط یک بار محاسبه می شود، یعنی در طول اجرای الگوریتم فقط نیاز است که ماتریس پروجکشن در ورودی ضرب شود.

در معادله (۱۰-۳) به همه ی اتم ها وزن مشابه داده می شود، به این معنی که فریم ورودی نسبت به تمام اتم های دیکشنری با وزن یکسان سنجیده می شود. این روش خیلی دقیق نیست و فقط سرعت محاسبه ضرایب α را بالا می برد. روش دوم برای حل معادله (۱۰-۳) استفاده از ماتریس Γ است. Γ ماتریسی است که بر حسب فاصله ی فریم ورودی به اتم های دیکشنری، به اتم ها وزن های متفاوتی می دهد. بنابراین معادله ی (۱۰-۳) به صورت رابطه (۱۳-۳) بازنویسی می شود:

$$\vec{\alpha} = \underset{\alpha}{\operatorname{argmin}} \| D\alpha - Y \|_2^2 + \lambda_{tik} \| \Gamma \alpha \|_2^2 \quad (۱۴-۳)$$

به طوری که λ_{tik} پارامتر تنظیم کننده می باشد. همان طور که در [۳۴] پیشنهاد شده است ماتریس Γ به صورت رابطه (۱۴-۳) تعریف می شود.

$$\Gamma_{jj} = \| Y - d_j \|_2^2 \quad (۱۵-۳)$$

بطوریکه d_j ستون j -ام دیکشنری D می باشد. در نتیجه ضرایب α به صورت رابطه (۱۵-۳) محاسبه می شود:

$$\vec{\alpha} = ((D)^t D + \lambda_{tik} \Gamma \Gamma^t)^{-1} (D)^t Y \quad (۱۶-۳)$$

با توجه به مطالب بالا در روش پیشنهادی از ماتریس Γ در تنظیم کننده تیخونوف استفاده می شود.

۷-۳ معیار SMSE برای فیلتر کردن فریم‌ها

از آنجایی که تعداد فریم‌های زیاد فرآیند ساخت دیکشنری را کند می‌کند و سیگنال EMG یک سیگنال با جزئیات بالا می‌باشد، بمنظور سرعت بخشیدن به فرآیند ساخت دیکشنری فقط از فریم‌هایی استفاده می‌شود که حاوی جزئیات بالایی باشند. مشابه [۳۵] از معیار SMSE برای انتخاب مؤثر فریم‌ها در ساخت دیکشنری استفاده می‌شود. معیار SMSE جزئیات هر فریم را اندازه می‌گیرد. فرض می‌شود که تعداد فریم‌ها برابر N و ابعاد هر فریم A باشد، معیار SMSE طبق رابطه (۳-۱۶) محاسبه می‌شود:

$$SMSE(Y_i) = \frac{\sum_{j=1}^A (Y_i(j) - \frac{\sum_{j=1}^A Y_i(j)}{A})^2}{A - 1} \quad (۳-۱۷)$$

به‌طوری که $Y_i(j)$ عنصر j -ام از فریم i -ام می‌باشد. این فرمول واریانس دامنه در فریم i -ام سیگنال را اندازه می‌گیرد. اگر معیار SMSE برای یک فریم، از مقدار آستانه‌ای از پیش تعریف شده بالاتر باشد، از فریم برای ساخت دیکشنری استفاده می‌شود در غیر این صورت از فریم موردنظر صرف‌نظر می‌شود.

۸-۳ خلاصه و نتیجه گیری

در این فصل از پایان‌نامه تئوری روش پیشنهادی مطرح شد. از آنجایی که روش پیشنهادی مبتنی بر دیکشنری است ابتدا نحوه‌ی ساخت دیکشنری توضیح داده شد. سپس راه حل جبری برای حل مسئله بهینه‌سازی که روش‌های مبتنی بر تنظیم‌کننده نامیده می‌شوند، معرفی شد.

۴ فصل چهارم: روش پیشنهادی و پیاده سازی آن

در این فصل روش پیشنهادی برای جداسازی سیگنال ECG از سیگنال EMG بیان می‌شود. نوآوری روش پیشنهادی جداسازی سیگنال ECG از سیگنال EMG با استفاده از آموزش دیکشنری می‌باشد. ایده‌ی این روش بر این اساس استوار است که، می‌توان یک سیگنال را به صورت ترکیب خطی از سیگنال‌های دیگر بیان کرد. بنابراین باید ضرایب بازسازی هر سیگنال که در ترکیب خطی شرکت دارد محاسبه شود. برای محاسبه‌ی ضرایب بازسازی هر سیگنال به یک دیکشنری نیاز است. برای ساخت دیکشنری روش‌های زیادی ارائه شده است. یکی از الگوریتم‌هایی که برای این منظور استفاده می‌شود الگوریتم K-SVD [۳۲] می‌باشد. هزینه محاسباتی این الگوریتم زیاد است و هر چه تعداد اتم‌ها بیشتر باشد زمان ساخت دیکشنری نیز بالاتر می‌رود. راه دیگر این است که مستقیم از فریم‌های سیگنال استفاده شود. به عبارتی دیگر ویژگی استخراج شده از هر فریم به یک بردار تبدیل می‌شود و به عنوان یک اتم در داخل دیکشنری قرار می‌گیرد. دیکشنری که بر این اساس ساخته می‌شود دیکشنری مبتنی بر فریم نامیده می‌شود. در این فصل بازسازی سیگنال برحسب دیکشنری مبتنی بر الگوریتم KSVD و بازسازی سیگنال برحسب دیکشنری مبتنی بر فریم توضیح داده خواهد شد. در حقیقت در روش پیشنهادی آموزش دیکشنری از دو طریق صورت خواهد گرفت. در فصل بعد نتایج مقایسه‌ای روش‌های پیشنهادی آورده خواهد شد.

در روش پیشنهادی همانند مقاله‌ی [۲۳] فرض می‌شود که سیگنال ECG و EMG به صورت خطی با یکدیگر جمع شده اند.

در روش پیشنهادی هر بردار ویژگی استخراج شده از سیگنال مخلوط برحسب بردارهای پایه‌ی سیگنال ECG و سیگنال EMG تجزیه می‌شود و در نهایت سیگنال EMG به دست می‌آید. یکی از محاسن روش پیشنهادی این است که به تعداد نویزهای مخلوط شده به سیگنال EMG محدود نمی‌باشد، یعنی می‌توان با تعمیم روش پیشنهادی انواع نویزهای دیگر را هم جداسازی کرد. در روش پیشنهادی

از ویژگی تبدیل فوریه زمان کوتاه برای جداسازی استفاده شده است. سادگی ویژگی مورد استفاده در روش پیشنهادی باعث کاهش زمان لازم برای جداسازی می‌شود. روش پیشنهادی یک روش با نظارت می‌باشد که از خواص تبدیل فوریه زمان کوتاه برای جداسازی سیگنال ECG از EMG استفاده می‌کند. در روش پیشنهادی ابتدا نمونه‌های سیگنال EMG و ECG به صورت هم‌زمان مدل‌سازی می‌شود. این مدل‌سازی به‌وسیله‌ی آموزش یک دیکشنری و به‌دست آوردن بردارهای پایه‌ی مربوط به هرکدام از سیگنال‌ها انجام می‌شود. بعد از مرحله‌ی مدل‌سازی، برای هر سیگنال آزمایش مؤلفه‌های فرکانسی مربوط به EMG و ECG جداسازی می‌شود. نتایج خروجی نشان می‌دهد روش پیشنهادی طبق معیار SNR^1 (نسبت سیگنال به نویز)، که در فصل بعد به آن اشاره می‌شود، برتری قابل توجهی نسبت به سایر روش‌های موجود دارد. روش پیشنهادی شامل دو بخش آموزش و آزمایش است.

در بخش بعد هرکدام از این مراحل در الگوریتم‌های پیشنهادی ۱ و ۲ توضیح داده شده‌اند.

۲-۴ الگوریتم‌های پیشنهادی

الگوریتم پیشنهادی ۱: فاز آموزش
۱- فریم‌بندی سیگنال ورودی
۲- استخراج ویژگی تبدیل فوریه از فریم‌های موجود در سیگنال ورودی.
۳- تشکیل ماتریس ویژگی سیگنال.
۴- به‌دست آوردن بردارهای پایه.

^۱ Signal to noise ratio

الگوریتم پیشنهادی ۲: فاز آزمایش

- ۱- کنار هم قرار دادن دیکشنری‌های ECG و EMG و تشکیل دیکشنری جامع.
- ۲- برای هر سیگنال مخلوط آزمایش مراحل ۳ تا ۱۰ اجرا شود.
- ۳- بخش‌بندی سیگنال ورودی.
- ۴- استخراج ویژگی تبدیل فوریه از هر فریم سیگنال ورودی.
- ۵- به‌ازای هر فریم موجود در سیگنال ورودی مراحل ۶ تا ۸ اجرا شود.
- ۶- پیدا کردن ضرایب اسپارس مربوط به ویژگی استخراج شده از این فریم.
- ۷- جداسازی ضرایب مربوط به هر کدام از دیکشنری‌ها.
- ۸- به‌دست آوردن بردار ضرایب تبدیل فوریه سیگنال جداسازی شده در این فریم.
- ۹- به‌دست آوردن ماتریس تبدیل فوریه زمان کوتاه.
- ۱۰- محاسبه‌ی عکس تبدیل فوریه و به دست آوردن سیگنال جداسازی شده.

در ادامه هر کدام از مراحل بالا با جزئیات بیشتر شرح داده می‌شوند:

۳-۴ فاز آموزش

۱-۳-۴ بخش‌بندی

سیگنال ماهیچه یک سیگنال غیر ایستا می‌باشد. برای توصیف بهتر سیگنال‌های غیر ایستا از

بخش‌بندی استفاده می‌شود. بخش‌بندی به عملیات تبدیل سیگنال اصلی به تکه‌های کوتاه زمان گفته می‌شود. در این پایان‌نامه هر سیگنال ماهیچه به فریم‌های کوتاه زمان ۲۵ میلی ثانیه‌ای تقسیم می‌شود. به‌منظور استخراج جزئیات کامل سیگنال، فریم‌های کوتاه زمان با همپوشانی انتخاب می‌شوند. بدیهی است هر چه همپوشانی بین فریم‌ها بیشتر باشد اطلاعات استخراج شده کامل‌تر می‌باشد، زیرا با میانگین‌گیری از بخش‌های ساخته شده در ناحیه‌ی همپوشانی، بین خطای حاصل نیز میانگین گرفته می‌شود. اما باید در نظر داشت که همپوشانی زیاد بین فریم‌های استخراج شده باعث افزایش پیچیدگی محاسباتی الگوریتم می‌شود. بنابراین در این پایان‌نامه از همپوشانی ۵۰ درصد بین فریم‌ها برای استخراج اطلاعات استفاده می‌شود.

۲-۳-۴ استخراج ویژگی

در مرحله قبل هر سیگنال ماهیچه به تعدادی فریم با تعداد نمونه‌های برابر تقسیم شد. اگر هر کدام از فریم‌های استخراج شده را به‌صورت برداری بنویسیم داریم:

$$P_i = \text{vec}(S_i) \quad (۱-۴)$$

به‌طوری‌که S_i فریم i -ام از سیگنال ماهیچه S می‌باشد. اپراتور vec ، اپراتور تبدیل یک فریم سیگنال ماهیچه به بردار ستونی می‌باشد. همین مراحل عیناً برای سیگنال قلب نیز انجام می‌شود:

$$P'_i = \text{vec}(S'_i) \quad (۲-۴)$$

به‌طوری‌که S'_i فریم i -ام از سیگنال قلب S' می‌باشد. اپراتور vec ، اپراتور تبدیل یک فریم سیگنال قلب به بردار ستونی می‌باشد.

در این مرحله لازم است اطلاعات موجود در تمام سیگنال‌های ماهیچه در یک ماتریس جمع-آوری شود. اگر تمام P_i ‌های سیگنال ماهیچه و P'_i ‌های سیگنال قلب کنار یکدیگر قرار داده شوند ماتریس

P و P' به صورت زیر به وجود می آید:

$$P = [P_0, P_1, P_2, \dots, P_i, \dots, P_n] \quad (3-4)$$

$$P' = [P'_0, P'_1, P'_2, \dots, P'_i, \dots, P'_n] \quad (4-4)$$

در این مرحله از هر کدام از ستون های ماتریس P ویژگی تبدیل فوریه استخراج می شود.

تبدیل فوریه ویژگی مورد استفاده در این پایان نامه می باشد. تبدیل فوریه دارای خواص منحصر به فردی می باشد که آن را از سایر ویژگی های مرسوم سیگنال ها متمایز کرده است. ویژگی خطی بودن و معکوس پذیر بودن تبدیل فوریه کارایی منحصر به فردی به آن برای جداسازی سیگنال ها می دهد. این خاصیت تبدیل فوریه را به ویژگی منحصر به فردی برای جداسازی سیگنال ها تبدیل می نماید. با توجه به مقدمه بالا اگر سیگنال های EMG و ECG با هم مخلوط شده باشند، می توانیم عملیات جداسازی را در حوزه فرکانس انجام دهیم.

خاصیت مهم دیگر تبدیل فوریه قابلیت معکوس پذیری آن می باشد. بعد از جداسازی مؤلفه های فرکانسی سیگنال می توان از قابلیت معکوس پذیری تبدیل فوریه استفاده نمود و سیگنال حوزه زمان آن را به دست آورد.

در نتیجه، در این پایان نامه از خواص تبدیل فوریه زمان کوتاه برای جداسازی سیگنال EMG از ECG استفاده می شود. اگر p_i یک ستون از ماتریس P باشد، ضرایب تبدیل فوریه f_i به صورت زیر به دست می آید:

$$f_i = [\text{real}(F(p_i)); \text{imag}(F(p_i))] \quad (5-4)$$

به صورتی که F اپراتور استخراج ضرایب تبدیل فوریه از سیگنال P_i می باشد. عملگر $\text{real}(\cdot)$ مقدار

حقیقی و عملگر imag مقدار موهومی یک بردار را برمی گرداند. f_i ویژگی استخراج شده از سیگنال P_i می باشد. به همین ترتیب اگر p'_i یک ستون از ماتریس P' باشد، ضرایب تبدیل فوری f'_i به صورت زیر به دست می آید:

$$f'_i = [\text{real}(F(p'_i)); \text{imag}(F(p'_i))] \quad (۴-۶)$$

f'_i ویژگی استخراج شده از سیگنال P'_i می باشد.

اگر از تمام فریم های موجود در ستون های ماتریس P و P' تبدیل فوری گرفته شود ماتریس حاصل به صورت زیر خواهد بود:

$$F = [f_0, f_1, f_2, \dots, f_i, f_n] \quad (۴-۷)$$

$$F' = [f'_0, f'_1, f'_2, \dots, f'_i, f'_n] \quad (۴-۸)$$

۳-۳-۴ آموزش دیکشنری

مرحله بعد، ساخت یک دیکشنری برای هر کدام از سیگنال ها با استفاده از ماتریس F و F' استخراج شده در مرحله قبل می باشد. در این پایان نامه از دو روش مختلف ساخت دیکشنری انجام می پذیرد.

۱-۳-۳-۴ دیکشنری مبتنی بر الگوریتم KSVD

همان طور که در فصل قبل توضیح داده شد، الگوریتم K-SVD دیکشنری مورد نیاز برای ارائه ی هر بردار دلخواه برحسب ترکیب خطی بردارهای پایه را می سازد. دیکشنری آموزش یافته قادر است هر بردار دلخواه را برحسب ترکیب خطی تعداد اندکی از اتم های موجود در دیکشنری بیان کند. دیکشنری

مورد استفاده در الگوریتم پیشنهادی شامل ۱۰۰۰ اتم برای هر سیگنال می‌باشد. طول بردار هر اتم ۵۱۳ نمونه می‌باشد. بنابراین بعد از مرحله‌ی آموزش برای هر کدام از سیگنال‌های EMG و ECG یک دیکشنری با ابعاد 513×1000 خواهیم داشت. اگر ماتریس F و F' را به عنوان ورودی الگوریتم KSVD استفاده کنیم دو دیکشنری آموزش یافته به نام D و D' خواهیم داشت. D و D' به ترتیب دیکشنری‌های مربوط به سیگنال EMG و ECG می‌باشند.

۴-۳-۳-۲ دیکشنری مبتنی بر فریم

از آنجا که الگوریتم K-SVD بسیار زمان‌بر می‌باشد ایده ما در این پایان‌نامه این است که _ به عنوان روش دوم _ به‌طور مستقیم، فریم‌های استخراج‌شده از سیگنال ورودی را به شکل بردار ستونی بازنمایی و کنار هم قرار داده و ماتریس ویژگی ساخته شود. سپس با استفاده از معیار SMSE اتم‌هایی برگزیده می‌شوند که جزییات بالاتری داشته باشند. اتم‌های باقی مانده تشکیل دیکشنری مورد نظر برای بازسازی را می‌دهند. طول بردار هر اتم ۵۱۳ نمونه می‌باشد. اگر ماتریس F و F' را به عنوان ورودی این الگوریتم استفاده کنیم دو دیکشنری به نام D و D' خواهیم داشت. D و D' به ترتیب دیکشنری‌های مربوط به سیگنال EMG و ECG می‌باشند.

۴-۳-۴ فاز آزمایش

در فاز آزمایش یک سیگنال مخلوط از سیگنال ECG و EMG به الگوریتم داده خواهد شد و با توجه به مدل‌سازی که در مرحله قبل انجام شده است الگوریتم سعی در جداسازی دو سیگنال مخلوط شده می‌کند.

۴-۳-۴-۱ بخش‌بندی سیگنال آزمایش و استخراج ویژگی

این مرحله مشابه مرحله‌ی بخش‌بندی انجام شده در مرحله‌ی آموزش می‌باشد. سیگنال ورودی

را به بخش‌هایی به طول ۲۵ میلی‌ثانیه با همپوشانی ۹۹ درصد تقسیم می‌شود.

سپس از هر فریم استخراج شده از سیگنال آزمایش، اندازه‌ی تبدیل فوریه گرفته می‌شود. تبدیل فوریه مورد استفاده در این پایان‌نامه شامل ۱۰۲۴ ضریب می‌باشد (زیرا با افزایش طول بردار ویژگی جزئیات بیشتری برای جداسازی در اختیار خواهیم داشت).

۲-۴-۳-۴ تشکیل دیکشنری جامع

فلسفه‌ی ساخت دیکشنری، ارائه‌ی یک سیگنال برحسب ترکیب خطی بردارهای پایه‌ی موجود در دیکشنری می‌باشد. با توجه به این که هر کدام از دیکشنری‌های ساخته شده قادر می‌باشند سیگنال ECG و EMG را برحسب ترکیب خطی بردارهای پایه بیان کنند، بنابراین یک دیکشنری جامع که شامل بردارهای پایه‌ی هر دو دیکشنری باشد قادر است سیگنال مخلوط را برحسب اتم‌های موجود در این دیکشنری ارائه دهد. برای تشکیل دیکشنری جامع به صورت زیر عمل می‌نماییم:

$$D_T = [D, D'] \quad (9-4)$$

به صورتی D و D' دیکشنری مربوط به سیگنال ECG و EMG می‌باشد. D_T دیکشنری جامع است.

۳-۴-۳-۴ محاسبه‌ی ضرایب

با توجه به اینکه برای بازسازی سیگنال، دو نوع دیکشنری مبتنی بر الگوریتم KSVD و مبتنی بر فریم ارائه شد در نتیجه نحوه‌ی محاسبه‌ی ضرایب بازسازی نیز متفاوت می‌باشد که در ادامه این محاسبه توضیح داده خواهد شد.

✓ ضرایب تُنک

بعد از این که از هر فریم سیگنال آزمایش ویژگی تبدیل فوریه استخراج شد، لازم است ضرایب

تنک این ویژگی برای عملیات جداسازی محاسبه شود. در حقیقت با محاسبه‌ی ضرایب یک بردار ویژگی، سهم هر دیکشنری از مؤلفه‌های بردار ویژگی مشخص می‌شود. اگر f_i بردار اندازه‌ی تبدیل فوریه زمان کوتاه مربوط به فریم i -ام سیگنال آزمایش باشد داریم:

$$\alpha = \operatorname{argmin}_{\alpha} \|f_i - D\alpha\| + \|\alpha\|_0 \quad (۱۰-۴)$$

با حل این معادله ضرایب α به گونه‌ای به دست می‌آید که بردار f_i توسط دیکشنری D توصیف شود. همان‌طور که در معادله‌ی بالا مشخص است $\|\alpha\|_0$ شرط تنک بودن را به معادله اضافه می‌نماید. این معادله توسط الگوریتم OMP قابل حل خواهد بود.

✓ ضرایب تیخونوف

بعد از این که از هر فریم سیگنال آزمایش ویژگی تبدیل فوریه استخراج شد، لازم است ضرایب بازسازی این ویژگی برای عملیات جداسازی محاسبه شود. در حقیقت با محاسبه‌ی ضرایب بازسازی یک بردار ویژگی، سهم هر دیکشنری از مؤلفه‌های بردار ویژگی مشخص می‌شود. اگر f_i بردار اندازه‌ی تبدیل فوریه زمان کوتاه مربوط به فریم i -ام سیگنال آزمایش باشد داریم:

$$\vec{\alpha} = \operatorname{argmin}_{\alpha} \|D\alpha - f_i\|_2^2 + \lambda_{tik} \|\Gamma\alpha\|_2^2 \quad (۱۱-۴)$$

به طوری که λ_{tik} پارامتر تنظیم کننده می‌باشد. همان‌طور که در [۳۴] پیشنهاد شده است ماتریس Γ به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$\Gamma_{jj} = \|f_i - d_j\|_2^2 \quad (۱۲-۴)$$

به طوری که d_j ستون j -ام دیکشنری D می‌باشد. در نتیجه ضرایب α به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$\vec{\alpha} = ((D)^t D + \lambda_{tik} \Gamma \Gamma^t)^{-1} (D)^t f_i \quad (13-4)$$

با توجه به مطالب بالا در روش پیشنهادی از ماتریس Γ در تنظیم کننده تیخونوف استفاده می شود.

۴-۴-۳-۴ جداسازی مؤلفه های فرکانسی

بعد از این که ضرایب α به دست آمد می توان سهم هر دیکشنری از این ضرایب را جداسازی کرد. بدین معنی که بردار ضرایب α به دو قسمت ۱۰۰۰ تایی تقسیم می شود، به گونه ای که ۱۰۰۰ ضریب اول سهم دیکشنری اول و ۱۰۰۰ ضریب دوم سهم دیکشنری دوم می باشد.

$$\alpha = \begin{bmatrix} \alpha_1 \\ \alpha_2 \\ \dots \\ \alpha_{1000} \\ \alpha_{1001} \\ \dots \\ \alpha_{2000} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \hat{\alpha} \\ \hat{\alpha}' \end{bmatrix} \quad (14-4)$$

$\hat{\alpha}$ ضرایب تنک دیکشنری D و $\hat{\alpha}'$ ضرایب تنک دیکشنری D' می باشد. عملیات جداسازی مؤلفه های فرکانسی توسط ضرب ضرایب هر دیکشنری در همان دیکشنری انجام می شود.

$$h = D \hat{\alpha} \quad (15-4)$$

$$h' = D' \hat{\alpha}' \quad (16-4)$$

h مؤلفه ی فرکانسی مربوط به سیگنال ECG و h' مؤلفه ی فرکانسی مربوط به سیگنال EMG می باشد. مراحل بالا برای تمام فریم های سیگنال مخلوط انجام می شود تا مؤلفه های فرکانسی تمام فریم ها جداسازی شود.

۴-۳-۵ تبدیل فوریه معکوس

اگر عملیات جداسازی را برای تمام فریم‌های موجود در سیگنال مخلوط انجام دهیم درنهایت دو ماتریس شامل مؤلفه‌های فرکانسی سیگنال ECG و EMG خواهیم داشت. حال اگر از هرکدام از ماتریس‌های به‌دست آمده عکس تبدیل فوریه زمان کوتاه بگیریم سیگنال جداسازی شده مربوط به هرکدام از سیگنال‌های ECG و EMG به‌دست می‌آید.

۴-۴ خلاصه و نتیجه گیری

در این فصل روش پیشنهادی برای جداسازی سیگنال ECG از سیگنال EMG بیان شد. نوآوری روش پیشنهادی جداسازی سیگنال ECG از سیگنال EMG با استفاده از آموزش دیکشنری می‌باشد. ایده‌ی این روش بر این اساس استوار است که، می‌توان یک سیگنال را به‌صورت ترکیب خطی از سیگنال‌های دیگر بیان کرد. بنابراین باید ضرایب بازسازی هر سیگنال که در ترکیب خطی شرکت دارد محاسبه شود. برای محاسبه‌ی ضرایب بازسازی هر سیگنال به یک دیکشنری نیاز است. در این فصل بازسازی سیگنال برحسب دیکشنری مبتنی بر الگوریتم KSVD و بازسازی سیگنال برحسب دیکشنری مبتنی بر فریم توضیح داده شد. در روش پیشنهادی هر بردار ویژگی استخراج شده از سیگنال مخلوط برحسب بردارهای پایه‌ی سیگنال ECG و سیگنال EMG تجزیه می‌شود و درنهایت سیگنال EMG به دست می‌آید. یکی از محاسن روش پیشنهادی این است که به تعداد نویزهای مخلوط شده به سیگنال EMG محدود نمی‌باشد، یعنی می‌توان با تعمیم روش پیشنهادی انواع نویزهای دیگر را هم جداسازی کرد.

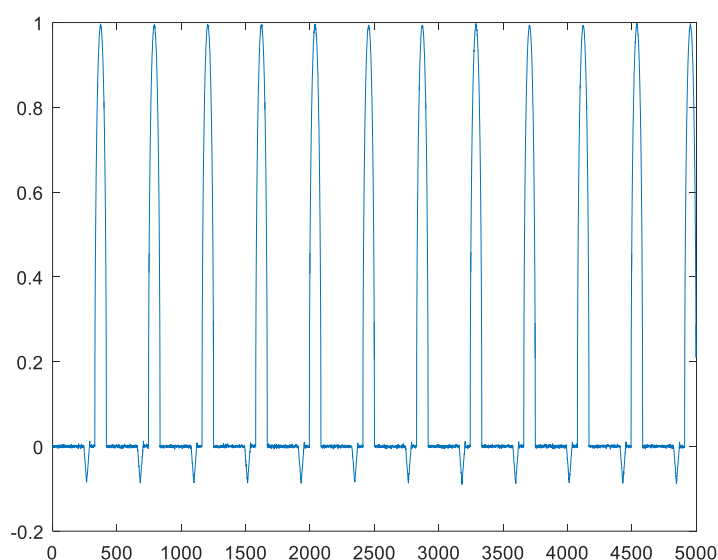
۵ فصل پنجم: نتایج

۵-۱ مقدمه

در فاز آموزش روش ارائه شده هر سیگنال به فریم‌های ۲۵ میلی ثانیه‌ای با همپوشانی ۵۰ درصد تقسیم می‌شود. از آنجا که سیگنال ورودی با نرخ بیت ۲۵ کیلو نمونه بر ثانیه ضبط شده است. در هر ۲۵ میلی‌ثانیه آن ۶۲۵ نمونه موجود می‌باشد. بنابراین بردار $p_i \in R^{625 \times 1}$ می‌باشد. برای استخراج ویژگی تبدیل فوریه از ۱۰۲۴ ضریب استفاده شده است که با حذف ضرایب فوریه فرکانس‌های منفی برداری به طول ۵۱۳ ضریب متناظر با هر بردار p_i وجود خواهد داشت. دیکشنری سیگنال ECG و EMG به گونه‌ای آموزش داده می‌شوند که هر اتم آن‌ها برحسب حداکثر ۲۵ اتم قابل ارائه می‌باشد. به منظور سرعت بخشیدن به فرآیند آموزش و آزمایش، دیکشنری ساخته شده در روش KSVD دارای ۱۰۰۰ اتم می‌باشد. از آنجا که طول هر اتم ۵۱۳ می‌باشد بنابراین $D \in R^{513 \times 1000}$ خواهد بود. در فاز آزمایش هر دو دیکشنری مربوط به سیگنال ECG و EMG را به هم متصل می‌کنیم. دیکشنری جامع دارای ۲۰۰۰ اتم می‌باشد. الگوریتم OMP را به گونه‌ای اجرا می‌کنیم که هر بردار ویژگی استخراج شده از سیگنال آزمایش را با حداکثر ۵۰ اتم بیان نماید. چون دیکشنری جامع ۲۰۰۰ اتم دارد بنابراین بردار ارائه‌ی تُنک نیز دارای ۲۰۰۰ عنصر می‌باشد که ۱۰۰۰ عنصر اول مربوط به دیکشنری D_1 و ۱۰۰۰ عنصر دوم آن مربوط به دیکشنری D_2 می‌باشد. برای ساخت دیکشنری به روش SSIM ترشولد دیکشنری EMG را ۸٫۲ و ترشولد دیکشنری ECG را ۵ در نظر می‌گیریم. سایر موارد مشابه روش KSVD خواهد بود.

۵-۲ پایگاه داده آموزشی

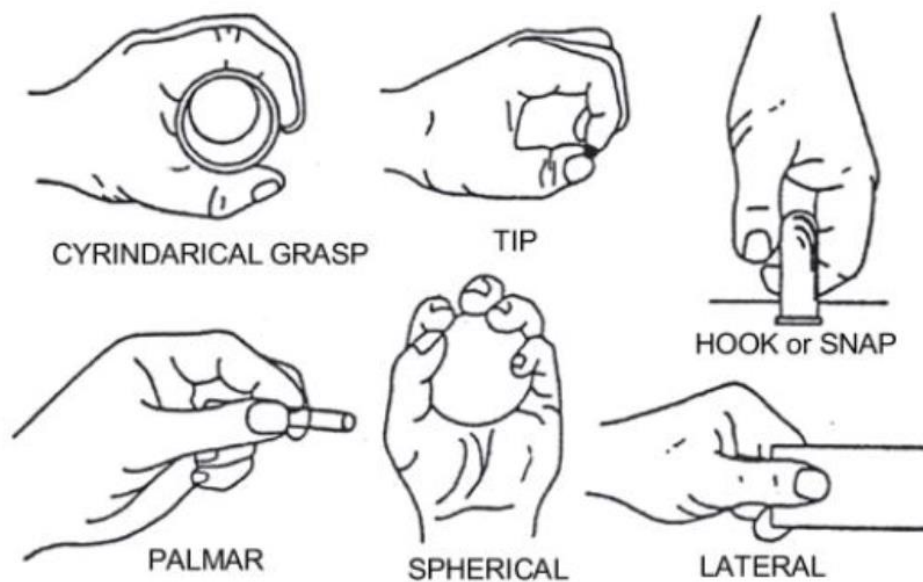
الگوریتم ارائه شده یک الگوریتم با نظارت می‌باشد، بنابراین نیاز به یک پایگاه داده با تعداد زیادی سیگنال ضبط شده وجود دارد. در روش ارائه شده سیگنال قلب با استفاده از نرم افزار متلب شبیه‌سازی می‌شود. حسن این کار این است که سیگنال تولید شده بدون نویز است. شکل ۵-۱ یک نمونه از سیگنال شبیه سازی شده‌ی قلب را نشان می‌دهد.



شکل ۵-۱ سیگنال شبیه سازی شده ی قلب

برای سیگنال EMG از پایگاه داده ی ^۱UCI استفاده شده است. این پایگاه داده شامل دو بخش می باشد. در بخش اول ۵ فرد سالم (دو مرد و سه زن) با سن تقریباً یکسان (بین ۲۰ تا ۲۲ سال) ۶ حرکت را به تعداد ۳۰ مرتبه انجام دادند. مدت اندازه گیری ۶ ثانیه می باشد. در بخش دوم یک فرد سالم (مرد ۲۲ ساله) ۶ حرکت را به تعداد ۱۰۰ بار به مدت سه روز متوالی انجام داده است. مدت اندازه گیری ۵ ثانیه می باشد. شکل ۵-۲) حرکت های دست افراد آزمایش شونده را نشان می دهد.

^۱ www.ics.uci.edu



شکل ۵-۲: حرکات مختلف دست برای ضبط سیگنال^۱ EMG

۵-۳ معیار ارزیابی

برای مقایسه روش پیشنهادی و سایر روش‌ها از معیار SNR و MSE استفاده شده است. معیار

SNR به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$SNR = 10 \log_{10} \left(\sum_t x_a^2[t] / \sum_t (x_a[t] - \hat{x}_a[t])^2 \right) \quad (۱-۵)$$

به صورتی که $x_a[t]$ و $\hat{x}_a[t]$ به ترتیب سیگنال تمیز و سیگنال تخمین زده شده خروجی می-

باشند.

و همچنین معیار MSE به صورت زیر محاسبه می‌شود:

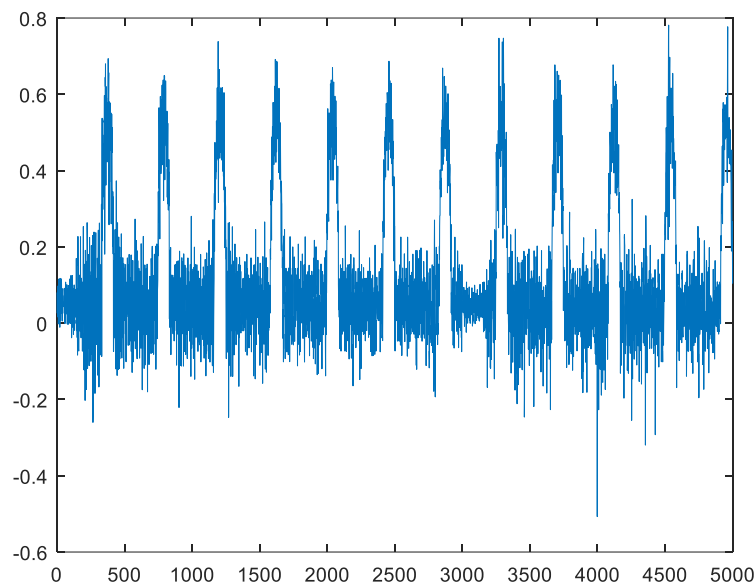
$$MSE = \frac{1}{T} \sum_t (x_a[t] - \hat{x}_a[t])^2 \quad (۲-۵)$$

^۱ www.ics.uci.edu

به صورتی که $x_a[t]$ و $\hat{x}_a[t]$ به ترتیب سیگنال تمیز و سیگنال تخمین زده شده خروجی می باشند و T تعداد کل نمونه های موجود در سیگنال $x_a[t]$ می باشد.

۴-۵ نتایج شبیه سازی

شکل ۳-۵ یک نمونه از سیگنال EMG مخلوط شده با سیگنال ECG را نشان می دهد. برای ساخت سیگنال مخلوط، سیگنال ECG و EMG را با نسبت ۵۰ درصد با هم جمع می کنیم [۲۳].



شکل ۳-۵ نمونه ای از سیگنال EMG نویزی

برای بررسی مؤثر بودن روش پیشنهادی نیاز است که آن را با سایر روش ها مقایسه کنیم. برای مقایسه از روش ICA-Wavelet [۲۳] استفاده می کنیم. نتایج حاصل از این مقایسه در شکل ۴-۵ تا شکل ۷-۵ نشان داده شده است. نمودار سبز سیگنال اصلی و نمودار آبی سیگنال بازیابی شده است. شکل الف مربوط به روش اول و شکل ب مربوط به روش دوم می باشد، شکل ج نتایج مقایسه با روش [۲۳] را نشان می دهد. در تمامی شکل های این بخش محور عمودی دامنه و محور افقی نشان دهنده ی نمونه می باشد. همان طور که در شکل ۴-۵ تا شکل ۷-۵ دیده می شود

روش پیشنهادی نسبت به روش [۲۳] جواب بهتری دارد. همانطور که مشخص است در روش پیشنهادی جداسازی دو سیگنال به خوبی انجام شده است اما در روش [۲۳] ضعف بسیاری در بازسازی سیگنال وجود دارد. همان طور که در شکل ۴-۵ تا شکل ۷-۵ دیده می شود، از بین روش های پیشنهادی ، روش دوم در ساخت جزییات دقیق تر عمل می کند.

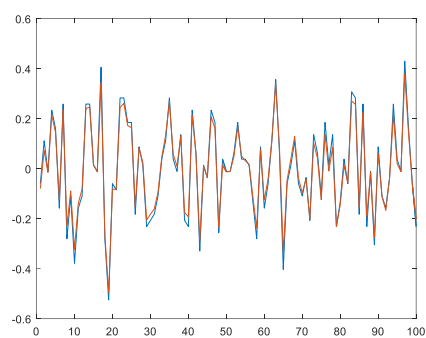
جدول ۱-۵ و جدول ۲-۵ نتایج مقایسه عددی روش های پیشنهادی و روش [۲۳] را نشان می دهد. در جدول ۱-۵ نتایج مقایسه ای معیار MSE آورده شده است. همانطور که مشخص است روش های پیشنهادی با اختلاف زیاد بهتر از روش [۲۳] عمل می کنند. همچنین در جدول ۲-۵ نتایج مقایسه ای معیار SNR آورده شده است. همانطور که در این جدول نیز مشخص است روش های پیشنهادی با اختلاف زیاد بهتر از روش [۲۳] عمل می کنند. در تمامی آزمایشات مقدار سیگنال به نویز روش [۲۳] مقداری منفی می باشد، بدین معنی که مقدار توان نویز بسیار بیشتر از مقدار توان سیگنال می باشد. در بعضی آزمایش ها روش پیشنهادی اول و در بعضی آزمایش های دیگر روش پیشنهادی دوم بهتر عمل می کند . به لحاظ کمی تفاوتی در تعداد آزمایشاتی که روش پیشنهادی اول بهتر از روش پیشنهادی دوم عمل می کند وجود ندارد. اگر آزمایشاتی که روش پیشنهادی دوم بهتر عمل کرده است را بررسی کنیم متوجه می شویم که اختلاف بسیار زیادی بین نتیجه ی این روش با روش اول وجود دارد، در حالیکه اختلاف فاحشی بین نتایج، در مواردی که روش اول بهتر عمل کرده است وجود ندارد. بنابراین می توان گفت روش پیشنهادی دوم اغلب بهتر از روش پیشنهادی اول عمل می نماید.

جدول ۵-۱: نتایج مقایسه ای معیار MSE

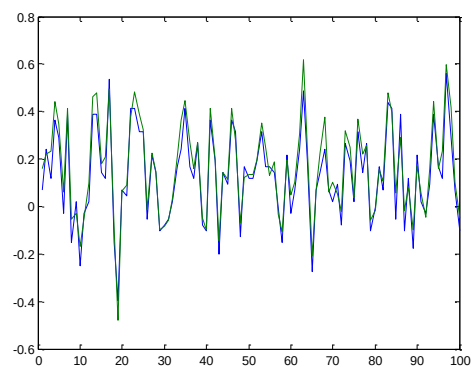
آزمایش ۴	آزمایش ۳	آزمایش ۲	آزمایش ۱	
۰/۰۹۲۲	۰/۰۱۲۶	۰/۰۹۶۶	۰/۰۹۲۲	روش [۲۳]
۰/۰۰۰۹۱	۰/۰۰۲۷	۰/۰۰۲۴	۰/۰۰۷۵	روش پیشنهادی اول
۰/۰۰۲۴	۰/۰۰۰۳۶	۰/۰۰۳۳	۰/۰۰۰۶۵	روش پیشنهادی دوم

جدول ۵-۲: نتایج مقایسه ای معیار SNR

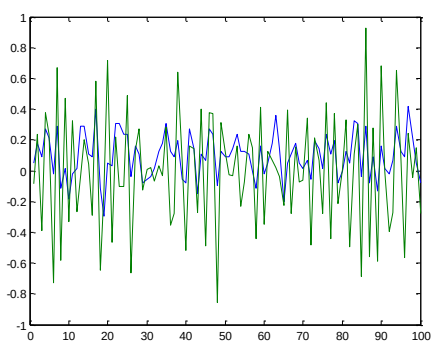
آزمایش ۴	آزمایش ۴	آزمایش ۲	آزمایش ۱	
-۵/۴۰۷۸	-۸/۰۴۹۲	-۸/۳۱۷۵	-۸/۳۱۱۰	روش [۲۳]
۰/۸۴۰۶	۰/۶۲۹۸	۰/۸۱۹۳	۰/۲۶۱۲	روش پیشنهادی اول
۰/۷۰۲۹	۱/۰۸۸۴	۰/۶۲۱۶	۰/۹۷۱۳	روش پیشنهادی دوم



ب

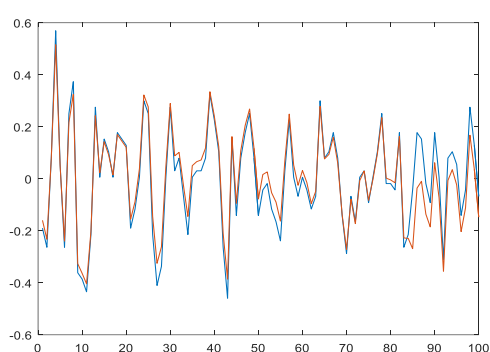


الف

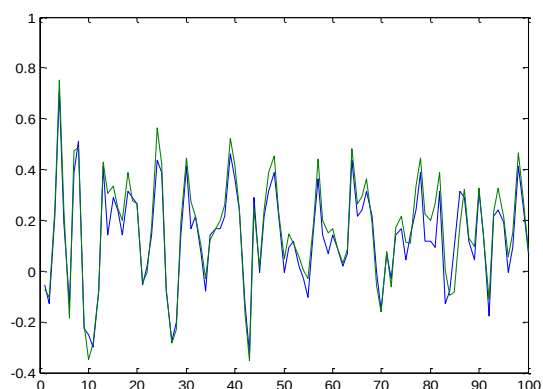


ج

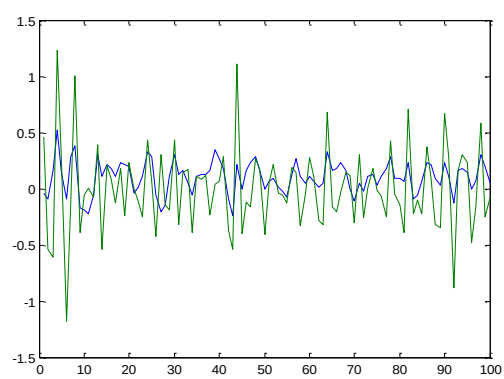
شکل ۴-۵: نتایج بازسازی سیگنال EMG حاصل از آزمایش اول. ، الف) روش پیشنهادی اول، ب) روش پیشنهادی دوم، ج) روش [۲۳]



ب

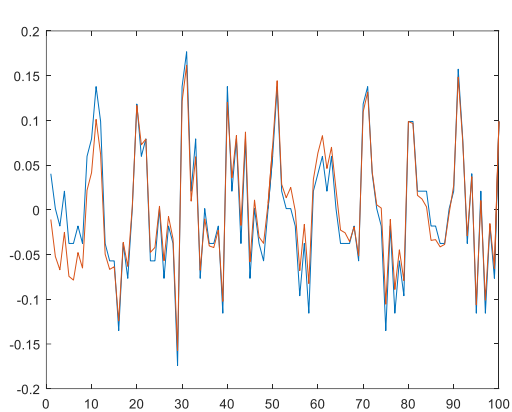


الف

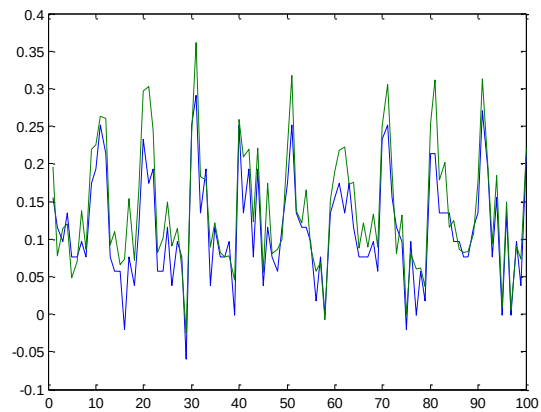


ج

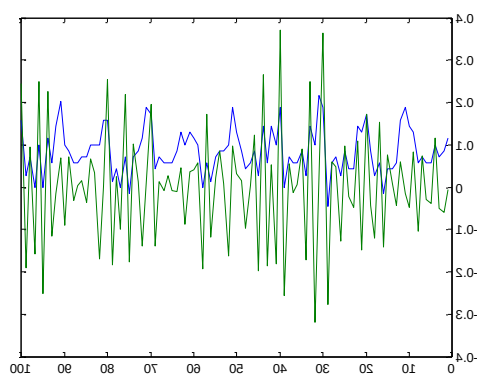
شکل ۵-۵: نتایج بازسازی سیگنال EMG. حاصل از آزمایش دوم، الف) روش پیشنهادی اول، ب) روش پیشنهادی دوم ج) روش [۲۳]



ب

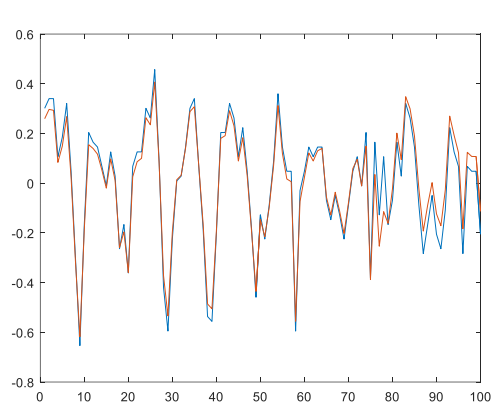


الف

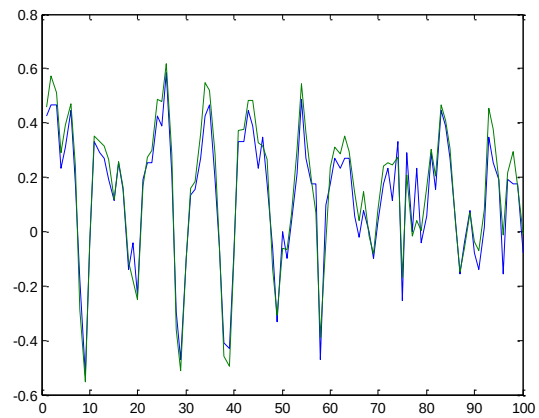


ج

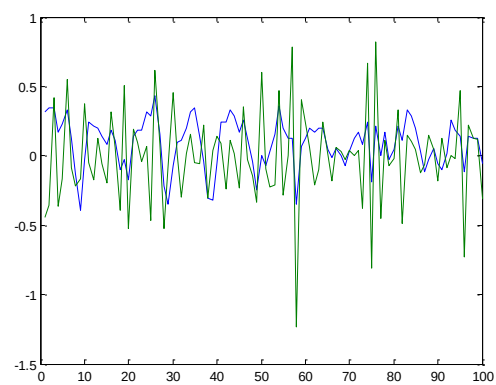
شکل ۵-۶: نتایج بازسازی سیگنال EMG حاصل از آزمایش سوم. ، الف) روش پیشنهادی اول، ب) روش پیشنهادی دوم، ج) روش [۲۳]



ب



الف



ج

شکل ۵-۷: نتایج بازسازی سیگنال EMG. حاصل از آزمایش چهارم، الف) روش پیشنهادی اول، ب) روش پیشنهادی دوم، ج) روش [۲۳]

۵-۵ خلاصه و نتیجه گیری

برای آنکه ارزیابی دقیقی از میزان از کارافتادگی عضلات صورت بگیرد و کمکی به درمان جراحات کند، لازم است سیگنال‌های EMG بیمار بررسی بشوند. سیگنال‌های EMG سیگنال‌های الکتریکی‌ای هستند که از ثبت فعالیت‌های عضلات فعال به دست می‌آیند.

سیگنال‌های EMG که در مجاورت قلب ثبت می‌شوند ممکن است شامل مقدار زیادی از سیگنال‌های آلوده (مختل کننده) قلب باشد. تداخل ECG می‌تواند به شدت در ثبت سیگنال‌های EMG مؤثر باشد و تحلیل و اندازه‌گیری را سخت کند.

در سال‌های اخیر، به حذف سیگنال ECG از سیگنال‌های EMG سطحی توجه بسیار زیادی شده است. از آنجاکه کیفیت سیگنال EMG مورد توجه می‌باشد، حذف کردن ECG از سیگنال‌های EMG بسیار مهم است. حذف ECG از سیگنال‌های EMG بسیار سخت می‌باشد زیرا فرکانس طیف‌ها به شدت مشترک هستند. محدوده‌ی فرکانس سیگنال‌های EMG بین ۰ تا ۴۰۰ هرتز می‌باشد که وابسته به نوع عضله و مقدار چربی بافت می‌باشد. محدوده‌ی فرکانس سیگنال‌های ECG بین ۰ تا ۲۰۰ هرتز می‌باشد و بیشترین توان در فرکانس‌های زیر ۴۵ هرتز اتفاق می‌افتد.

در این پایان‌نامه دو روش برای جداسازی سیگنال ECG از سیگنال EMG بیان شده است. همان‌طور که در بخش نتایج شبیه‌سازی دیده شد، روش‌های پیشنهادی قادر هستند به خوبی سیگنال ECG را از سیگنال EMG جدا کنند. در روش‌های پیشنهادی از خواص تبدیل فوریه زمان کوتاه برای جداسازی این دو سیگنال از یکدیگر استفاده شده است. روش پیشنهادی یک روش با نظارت می‌باشد که در آن ابتدا نمونه‌های سیگنال EMG و ECG مدل‌سازی می‌شود. این مدل‌سازی به وسیله‌ی آموزش یک دیکشنری و به دست آوردن بردارهای پایه‌ی مربوط به هر کدام از سیگنال‌ها انجام می‌شود. بعد از مدل‌سازی سیگنال EMG و ECG، برای هر سیگنال مؤلفه‌های فرکانسی مربوط به هر کدام از دو

سیگنال هم‌زمان جداسازی می‌شود. به‌منظور کاهش نویز سیگنال خروجی و حذف مؤلفه‌های فرکانسی سیگنال‌های تداخل یک مرحله‌ی پس پردازش نیز روی سیگنال خروجی انجام می‌شود. نتایج خروجی نشان می‌دهد روش پیشنهادی طبق معیار ارزیابی SNR (نسبت سیگنال به نویز) برتری محسوسی نسبت به سایر روش‌های مبتنی بر ویژگی و مدل بررسی‌شده در این پایان‌نامه دارد.

۵-۶ کارهای آتی

در روش پیشنهادی از تبدیل فوریه زمان کوتاه به‌عنوان استخراج ویژگی در جداسازی استفاده شده است. به نظر می‌رسد استفاده از تبدیلات دیگر مثل موجک هم بتواند در این زمینه مفید باشد.

پایگاه داده‌های آموزشی موجود بسیار کوچک می‌باشند، تهیه‌ی پایگاه داده‌ای بزرگ به‌منظور آموزش بهتر دیکشنری و جامع سازی الگوریتم ضروری به نظر می‌رسد.

هرچند معیار SNR معمول‌ترین روش مقایسه‌ی عددی در الگوریتم‌های جداسازی می‌باشد، اما این الگوریتم قادر نیست تمام خواص دو سیگنال را مقایسه کند. بنابراین ارائه‌ی یک معیار مناسب برای مقایسه روش‌های جداسازی صدا ضروری می‌باشد.

- [1] P. Konrad, "A practical Introduction to Kinesiological Electromyography, Noraxon INC," ed: USA, 2005.
- [2] A. Norali, M. M. Som, and J. Kangar-arau, "Surface electromyography signal processing and application: A review," in *Proceedings of the International Conference on Man-Machine Systems (ICoMMS)*, 2009, pp. 11-13.
- [3] N. Nazmi, M. A. Abdul Rahman, S.-I. Yamamoto, S. A. Ahmad, H. Zamzuri, and S. A. Mazlan, "A review of classification techniques of EMG signals during isotonic and isometric contractions," *Sensors*, vol. 16, pp. 1304, 2016.
- [4] S. Day, "Important factors in surface EMG measurement," *Bortec Biomedical Ltd publishers*, pp. 1-17, 2002.
- [5] G. R. Naik, "Computational Intelligence in Electromyography Analysis: A Perspective on Current Applications and Future Challenges," 2012.
- [6] J. V. Basmajian, "Muscles alive. Their functions revealed by electromyography," *Academic Medicine*, vol. 37, pp. 802, 1962.
- [7] R. Kleissen, J. Buurke, J. Harlaar, and G. Zilvold, "Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application," *Gait & posture*, vol. 8, pp. 143-158, 1998.
- [8] R. Jeffrey, S. Glenn, and H. Jonathan, "Introduction to surface electromyography," *Gaithersburg: Aspen Publishers*, 1998.
- [9] S. Shahid, "Higher order statistics techniques applied to EMG signal analysis and characterization," University of Limerick, 2004.
- [10] J. D. Drake and J. P. Callaghan, "Elimination of electrocardiogram contamination from electromyogram signals: An evaluation of currently used removal techniques," *Journal of electromyography and kinesiology*, vol. 16, pp. 175-187, 2006.
- [11] Y. Hu, J. Mak, H. Liu, and K. D. Luk, "ECG cancellation for surface electromyography measurement using independent component analysis," in *Circuits and Systems, 2007. ISCAS. IEEE International Symposium*, pp. 3235-3238.
- [12] M. Nitzken, N. Bajaj, S. Aslan, G. Gimel'farb, A. El-Baz, and A. Ovechkin, "Local wavelet-based filtering of electromyographic signals to eliminate the electrocardiographic-induced artifacts in patients with spinal cord injury," *Journal of biomedical science and engineering*, vol. 6, 2013.
- [13] J. Taelman, B. Mijovic, S. Van Huffel, S. Devuyst, and T. Dutoit, "ECG Artifact Removal from Surface EMG Signals by Combining Empirical Mode Decomposition and Independent Component Analysis," in *Biosignals*, 2011, pp. 421-424.
- [14] G. Lu, J.-S. Brittain, P. Holland, J. Yianni, A. L. Green, J. F. Stein, *et al.*, "Removing ECG noise from surface EMG signals using adaptive filtering," *Neuroscience letters*, vol. 462, pp. 14-19, 2009.
- [15] C. K. S. Vijila and C. E. S. Kumar, "Cancellation of ECG in electromyogram using back Propagation network," in *Advances in Recent Technologies in Communication and Computing. ARTCom'09. International Conference on*, 2009, pp. 630-634.
- [16] S. Abbaspour and A. Fallah, "Removing ECG Artifact from the surface EMG signal using adaptive subtraction technique," *Journal of biomedical physics &*

- engineering, vol. 4, pp. 33, 2014.
- [17] J. Taelman, S. Van Huffel, and A. Spaepen, "Wavelet-independent component analysis to remove electrocardiography contamination in surface electromyography," in *Engineering in Medicine and Biology Society. EMBS. 29th Annual International Conference of the IEEE*, 2007, pp. 682-685.
 - [18] S. Abbaspour, H. Gholamhosseini, and M. Linden, "Evaluation of wavelet based methods in removing motion artifact from ECG signal," in *16th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Engineering*, 2015, pp. 1-4.
 - [19] J. C. Junior, D. Ferreira, J. Nadal, and A. M. de Sá, "Reducing electrocardiographic artifacts from electromyogram signals with independent component analysis," in *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Annual International Conference of the IEEE*, 2010, pp. 4598-4601.
 - [20] P. Carre, H. Leman, C. Fernandez, and C. Marque, "Denoising of the uterine EHG by an undecimated wavelet transform," *IEEE transactions on biomedical engineering*, vol. 45, pp. 1104-1113, 1998.
 - [21] D. O. Olguin, F. Bouchereau, and S. Martinez, "Adaptive notch filter for EEG signals based on the LMS algorithm with variable step-size parameter," in *Proceedings of the 39th International Conference on Information Sciences and Systems*, 2005.
 - [22] J.-W. Lee and G.-K. Lee, "Design of an adaptive filter with a dynamic structure for ECG signal processing," *International Journal of Control, Automation, and Systems*, vol. 3, pp. 137-142, 2005.
 - [23] S. Abbaspour, M. Lindén, and H. Gholamhosseini, "ECG Artifact Removal from Surface EMG Signal Using an Automated Method Based on Wavelet-ICA," in *pHealth*, 2015, pp. 91-97.
 - [24] S. Abbaspour and A. Fallah, "A combination method for electrocardiogram rejection from surface electromyogram," *The open biomedical engineering journal*, vol. 8, pp. 13, 2014.
 - [25] I. Daubechies, *Ten lectures on wavelets* vol. 61: Siam, 1992.
 - [26] F. R. Hashim, L. Petropoulakis, J. Soraghan, and S. I. Safie, "Wavelet based motion artifact removal for ECG signals," in *Biomedical Engineering and Sciences (IECBES), IEEE EMBS Conference on*, 2012, pp. 339-342.
 - [27] A. Hyvärinen and E. Oja, "Independent component analysis: algorithms and applications," *Neural networks*, vol. 13, pp. 411-430, 2000.
 - [28] J. N. Mak, Y. Hu, and K. D. Luk, "An automated ECG-artifact removal method for trunk muscle surface EMG recordings," *Medical engineering & physics*, vol. 32, pp. 840-848, 2010.
 - [29] M. Z. U. Rahman, R. A. Shaik, and D. Reddy, "Noise cancellation in ECG signals using computationally simplified adaptive filtering techniques: Application to biotelemetry," *Signal Processing: An International Journal (SPIJ)*, vol. 3, pp. 1-12, 2009.
 - [30] S. Yacoub and K. Raoof, "Noise removal from surface respiratory EMG signal," *International Journal of Computer, Information, and Systems Science, and Engineering*, vol. 2, pp. 226-233, 2008.
 - [31] S. S. Dhillon and S. Chakrabarti, "Power line interference removal from electrocardiogram using a simplified lattice based adaptive IIR notch filter," in *Engineering in Medicine and Biology Society, 2001. Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE*, 2001, pp. 3407-3412.
 - [32] M. Aharon, M. Elad, and A. Bruckstein, "K-SVD: An algorithm for designing of

- overcomplete dictionaries for sparse representation Technion—Israel Inst. of Technology, 2005," *Tech. Ref.*
- [33] A. N. Tikhonov and V. I. A. k. Arsenin, *Solutions of ill-posed problems*: Vh Winston, 1977.
 - [34] E. W. Tramel and J. E. Fowler, "Video compressed sensing with multihypothesis," in *Data Compression Conference (DCC)*, 2011, pp. 193-202.
 - [35] Z. Zhu, F. Guo, H. Yu, and C. Chen, "Fast Single Image Super-Resolution via Self-Example Learning and Sparse Representation," *Multimedia, IEEE Transactions on*, vol. 16, pp. 2178-2190, 2014.

Abstract

Electromyography signals (EMGs) interpret the electrical activity of the muscles. These signals include the total potential of all motion units in the field of electrode detection. Surface EMGs are a powerful tool for detecting a wide range of diseases. EMG is widely used in neuroscience, sports medicine, and rehabilitation. When EMG signals are recorded, noise such as detector noise and recording devices, ambient sounds, moving noise, intrinsic instability of biological signals, etc. are received from different sources and affect the recorded EMG. When the EMG is recorded from the uppermost muscle, electrocardiograms (ECGs) have a significant effect on EMG signals, and its analyzes and measurements are unreliable. It is very important to choose an effective way to eliminate the noise of the medical signals and make sure the signal processing is done. Various methods have been proposed to remove ECG noise from EMG signals, but limited studies have made direct comparisons between different methods. The main problems in comparing different researches are the different signals, electrodes and their collection systems. Understanding the impact of ECG removal methods on domain and frequency parameters is critical as it extends the use of EMG. It is also necessary that methods used to measure EMG should be evaluated for potential efficacy and complications.

Therefore, our aim is to assess current commonly used perspectives and suggest a suitable way to improve this process. Losing a member, especially a hand or an arm, can damage the quality of a person's life, so the main motive for doing this research is helping the affected person. In this dissertation, a supervised method is proposed to select the appropriate frequency time units based on the characteristics of the sparse coefficients. In the proposed method, ECG and EMG signal samples were modeled first, which is done by training the dictionary and obtaining base vectors for each of the signals. After modeling the ECG and EMG signals, the separation was performed for each signal according to the frequency components associated with it. After applying the proposed method in the proposed system, the output results of the system are observed that the proposed method has a significant performance compared to other methods.

Keywords: ECG, EMG, Sparse coding, noise removal, dictionary



Faculty of Electrical and Robotic Engineering

M.Sc. Thesis in Robotics Engineering

Removing ECG interference from EMG signal using sparse representation

By: Hafez Dehghani

Supervisor:

Dr Saideh Ferdowsi

Dr Vahid Abolghasemi

September 2018