

تشخیص بروز شین اسپلینت در ناحیه قدامی ساق پای مردان، براساس بررسی فعالیت الکتریکی عضلات و با استفاده از روش تحلیل مؤلفه‌های اصلی

نازنین گوهریان^۱، نادیا نقوی^{۲*}، سحر مقیمی^۲، ناهید خوشنرفار یزدی^۳، امیرحسین تلواری^۴، هادی کلانی^۵

- دانشجویی کارشناسی ارشد برق، گروه مهندسی برق، دانشگاه فردوسی مشهد.

- استادیار، گروه مهندسی برق، دانشگاه فردوسی مشهد.

- استادیار طب ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه فردوسی مشهد.

- کارشناس ارشد، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه فردوسی مشهد.

- دانشجوی دکتری مکانیک، گروه مهندسی مکانیک دانشگاه فردوسی مشهد.

- استادیار طب ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه فردوسی مشهد.

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۴/۱۲/۲۴

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۳/۱۲/۱۲

چکیده

شین اسپلینت دردی شایع در بین دوندگان است که در ناحیه قدامی ساق پا بروز می‌کند. این تحقیق بررسی فعالیت الکتریکی عضلات ساق پا در ورزشکاران سالم و مبتلا به شین اسپلینت است. از بین دانشجویان رشته تربیت بدنی، ۱۵ نفر سالم (قد: $5/97 \pm 20/176$ سانتی متر و وزن: $10/47 \pm 46/75$ کیلوگرم) و ۱۵ نفر مبتلا به شین اسپلینت (قد: $6/18 \pm 2/18$ سانتی متر و وزن: $9/187 \pm 6/67$ کیلوگرم) با دامنه سنی ۱۸ تا ۲۵ سال در این تحقیق مشارکت کردند. فعالیت الکتریکی عضلات ساق پا در هر دو گروه و از سه عضله در شتنی قدامی^۱، دوقلو داخلی^۲ و دوقلو خارجی^۳ ثبت شد. ۲۷ ویژگی در حوزه زمان و ۹ ویژگی در حوزه فرکانس) برای هریک از سیگنال‌های الکترومایوگرام استخراج شد. در این مطالعه از روش تحلیل مؤلفه‌های اصلی^۴ موسوم به روش پی‌ای برای پیدا کردن تفاوت در فعالیت الکتریکی سه عضله مورد نظر در بین ورزشکاران سالم و مبتلا به شین اسپلینت استفاده شد. نتایج نشان دادند که می‌توان با استفاده از سیگنال‌های الکترومایوگرام و روش پی‌ای، حد آستانه‌ای تعریف کرد و با استفاده از این مقدار افراد سالم و بیمار را از هم تفکیک کرد؛ زیرا مشاهده شد تفاوت معناداری بین عضله‌های افراد سالم و بیمار وجود دارد و استفاده از روش پی‌ای، برای شناسایی این تفاوت‌ها مؤثر و پذیرفتگ است.

کلیدواژه‌ها: شین اسپلینت، الکترومایوگرافی، عضلات ساق پا، تحلیل مؤلفه‌های اصلی.

Shin splint detection in anterior muscles of men leg: based on the electrical activity of the muscles and using principal components analysis

Goharian, N^۱., Naghavi, N^۲., Moghimi, S^۲., Khoshraftar Yazdi, N^۳., Talvari, A.H^۴., Kalani, H^۵.

1. Master of Science Electrical Engineering, Department of Electrical Engineering, Ferdowsi University of Mashhad, Iran.
 2. Assistant Professor Electrical Engineering, Department of Electrical Engineering, Ferdowsi University of Mashhad, Iran.
 3. Assistant Professor Sport Medicine, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Ferdowsi University, Iran.
 4. Master of Science, Faculty of Sports and Physical Education, Ferdowsi University of Mashhad, Iran.
 5. Ph.D. student Mechanical Engineering, Department of Mechanical Engineering, Ferdowsi University of Mashhad, Iran.
- 2, 3, 5. Center of Excellence on Soft Computing and Intelligent Information Processing.

Abstract

Introduction and Goal: Shin splint is a common pain among runners that occurs in the anterior lower leg. The aim of this study was to investigate the electrical activity of the leg muscles between healthy athletes and those with shin splint. **Methodology:** Through physical education students, fifteen healthy male athletes (height: $176/20 \pm 5/97$ cm and weight: $75/46 \pm 10/47$ kg) and fifteen male with shin splint (height: $176/2 \pm 6/18$ cm and weight: $67/66 \pm 9/18$ kg) ranging in age from 18 to 25 years participated in the current study. The surface electromyograms (EMG) of the tibialis anterior, medial and lateral Gastrocnemius gastrocnemius muscles are recorded in both groups. Then twenty seven features (eighteen features in time domain and nine features in frequency domain) are extracted for each EMG signals. In this paper, principal component analysis (PCA) method is employed to detect differences between electromyogram of three mentioned muscles of healthy athletes and those with shin splint. **Findings:** It's driven from the results that

*. n.naghavi@um.ac.ir
1. Tibialis Anterior

2.Medial
Gastrocnemius

3. Lateral Gastrocnemius
4.Principal component analysis
(PCA)

by using EMG signals and PCA methodology, we can define a threshold which help us defer healthy cases from unhealthy ones. Because of Results show there are significant differences in EMG of healthy and unhealthy volunteers and the PCA methodology is applicable and effective to detect differences in EMG signals of healthy athletes and those with shin splint.

Keywords: Shin Splint, Electromyography, Leg Muscle, Principle Component Analysis.

مقدمه

آسیب‌های ناشی از پرکاری، بیش از همه، در ورزش‌های استقامتی مانند دوومیدانی، دوچرخه‌سواری و شنا شایع هستند. در دوهای با مسافت زیاد، تقریباً ۲۵درصد از آسیب‌ها در زانو، ۱درصد در اطراف تاندون آشیل، و ۷درصد در نیام کف پا به وجود می‌آیند. حدود ۱۰درصد از آسیب‌های ناشی از پرکاری در ناحیه ساق پا ایجاد می‌شوند. درد ساق پا اغلب با نام‌های سندروم فشار داخلی تیبیا^۱، پریوستیت^۲ و درد پایین ساق پا مرتبط با ورزش شناخته می‌شود. برخی ورزشکاران شامل دوندگان، بالرین‌ها، ورزشکاران دیبرستانی و گروه‌های ویژه سربازان جزو افرادی هستند که به طور طبیعی با اجرای بیش از حد پرونیشن در معرض خطر بیشتر قرار دارند (۱). این آسیب در ورزشکاران مرسوم است که به نوعی بخشی از فعالیت ورزشی آنها به دویدن‌های مکرر اختصاص دارد (۲). درد مزمن ساق پا در ورزشکاران مشکلی نامیدکننده است و برای پزشکان تشخیصی دشوار محسوب می‌شود (۳). ساق پا در ۵ تا ۱۵درصد از کل آسیب‌های ورزشی درگیر می‌شود. درد ناشی از این آسیب در طول لبه خلفی - داخلی درشت‌نی (تیبیا^۴) به دنبال تمرین رخ می‌دهد (۴). براساس تحقیقات انجام شده، برخی عوامل مانند افزایش چرخش داخلی لگن، افزایش پلاتنتار فلکشن، افتادگی ناویکولار، افزایش پرونیشن، بالابودن جرم شاخص توده بدن^۳، وزن، جنسیت، بالابودن فشار داخلی تیبیا، مصرف کم کلسیم در زنان ورزشکار، افزایش شدت تمرین، سطوح تمرینی سخت و استفاده از کفش‌های نامناسب، از مهم‌ترین عوامل خطرزای مؤثر در درد مزمن ساق پا و بروز شین اسپلینت هستند (۵-۱۶). از سوی دیگر، برخی محققان ضعف عضلانی را یکی از عواملی دانسته‌اند که ممکن است در بروز شین اسپلینت دارد (۱۷). آنها معتقد‌ند عضله ضعیف یا خسته نمی‌تواند نیروی واکنش زمین را به خوبی عضله قوی توزیع کند. در این حالت، نیروی واکنش زمین را به استخوان وارد می‌کند که به افزایش خطر آسیب‌دیدگی منجر می‌شود. همچنین، عدم تعادل عضلانی در اندام تحتانی را عاملی خطرزا در آسیب‌های اندام تحتانی دوندگان مطرح می‌کنند (۱۷-۱۹). کلمنت (۲۰) بیان می‌کند که ضعف عضلات ساق پا به دلیل انتقال نیروی بیش از حد به استخوان تیبیا افراد را مستعد سندروم فشار داخلی تیبیا می‌کند. کاهش قدرت عضلات اندام تحتانی به افزایش فشار روی تیبیا حین راه رفتن و دویدن منجر می‌شود؛ درنتیجه، بیماران با سندروم فشار داخلی تیبیا به کاهش فعالیت عضلات سولئوس^۵ و تیبیالیس قدامی^۶ تمایل دارند، که احتمالاً سازوکاری حفاظتی در برابر درد است. کلمنت همچنین بیان می‌کند که کاهش فعال‌سازی عضلات در حین برخورد پاشنه به زمین، به افزایش سرعت حرکات پا و افزایش انتقال نیرو به تیبیا منجر می‌شود (۲۰).

1.Medial Tibial Stress Syndrome (MTSS)
2. Periostitis

3. Tibia
4. Body Mass Index
5. Soleus

6. Tibialis Anterior

در نزدیک‌ترین تحقیق به موضوع مقاله حاضر، راتلف و همکاران (۱۴) الگوهای فعال‌سازی عضلات دوقلو و نعلی را در فاز ایستای راه‌رفتن به‌وسیله الکترو‌مايوگرافی سطحی در افراد مبتلا به شین‌اسپلینت بررسی کردند و به این نتیجه رسیدند که در افراد سالم سطح فعال‌شدن عضله درشت نی قدامی ۲۵ درصد بالاتر از افراد مبتلا است. آنها بیان کردند که در افراد با سندروم فشار داخلی تیبیا، کاهش فعالیت عضلات نعلی و درشت نی قدامی، درواقع سازوکاری حفاظتی در مقابل درد است. پژوهش حاضر به بررسی ارتباط بین میزان فعالیت عضلات ساق پا با بروز سندروم فشار داخلی تیبیا با هدف دستیابی به ابزاری تشخیصی پرداخته است. در این زمینه، سیگنانل‌های الکترو‌مايوگرام عضلات ساق پا از ورزشکاران سالم و مبتلا به شین‌اسپلینت ثبت و ارزیابی شد. در حوزه‌های تحقیقاتی مختلف سیگنانل الکترو‌مايوگرام به صورت گسترهای بهمنزله سیگنانل کنترلی در نظر گرفته شده است و در مسائل مهمی مانند تحلیل حرکت، علوم ارتوپدی، توانبخشی، طراحی ارگونومیک و در تعامل انسان- ماشین و کاربردهای پزشکی مانند کنترل پروتزهای مصنوعی کاربرد فراوانی دارد (۲۱، ۲۲). سیگنانل الکترو‌مايوگرام دارای اطلاعات کافی درباره عضله است، اما این سیگنانل دارای صدای اضافی فراوانی دارد. بنابراین، تحلیل سیگنانل الکترو‌مايوگرام سخت و دشوار است. به کمک ویژگی‌های استخراج شده از سیگنانل الکترو‌مايوگرام می‌توان به اطلاعاتی که در این سیگنانل پنهان شده‌اند دست یافت (۲۱، ۲۳). بعضی از این ویژگی‌ها در مقابل صدا پایدارند. بنابراین، ویژگی‌های استخراج شده در طبقه‌بندی سیگنانل‌های الکترو‌مايوگرام کاربرد فراوانی دارد (۲۴). با توجه به مطالعات گذشته، روش‌های آماری زیادی برای بررسی ویژگی‌های استخراج شده معرفی شده‌اند، مثلاً می‌توان به شاخص دیویس-بولدین (۲۱، ۲۵)، شاخص پراکندگی^۱ (۲۴) و شاخص افال دی^۲ (۲۶) اشاره کرد. اخیراً روش‌های آماری که براساس روش پی‌سی‌ای هستند، به‌منظور تشخیص عیب در دستگاه‌های مکانیکی مورد استفاده قرار گرفته‌اند (۲۷-۲۹). در این مقاله پی‌ساز معرفی نحوه ثبت داده‌ها، پیش‌پردازش داده‌ها و ویژگی‌های استخراج شده از سیگنانل الکتریکی عضله‌ها، روش پی‌سی‌ای به صورت اجمالی مورد بررسی قرار گرفته‌اند. سپس، فرایند تشخیص بیماری به کمک این روش توضیح داده شده است. در انتها، ویژگی‌های استخراج شده، در حالت سالم برای آموزش و در حالت بیمار برای تشخیص بیماری به روش پی‌سی‌ای ارائه شده‌اند.

روش‌شناسی

جامعه آماری پژوهش حاضر را دانشجویان پسر رشته تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه فردوسی تشكیل دادند. از بین آنها ۳۰ نفر با دامنه سنی ۱۹-۲۴ و دامنه شاخص جرم توده بدن ۱۸-۲۵ انتخاب شدند. از این ۳۰ نفر ۱۵ نفر مبتلا به درد ساق پا (با میانگین سن ۱/۸۳ \pm ۰/۴۳ سال، قد ۶/۱۸ \pm ۰/۲ سانتی‌متر و وزن ۶۷/۶۶ کیلوگرم) و ۱۵ نفر سالم (با میانگین سن ۱/۳۵ \pm ۰/۱۹ سال، قد ۵/۹۷ \pm ۰/۲۰ سانتی‌متر و وزن ۷۵/۴۶ کیلوگرم) بودند. در این تحقیق، انتخاب افراد مبتلا به درد ساق پا بر اساس معیار یاتس^۳ و وايت^۴ بوده است. براساس این معیار، سندروم درد ساق پا دردی است که در طول لبه خلفی

1. scattering Index

2. Fishers Linear Discriminate Index,
FLD

3. Yates

4. White

داخلی ساق پا در طی ورزش بروز می‌کند و ناشی از اختلالات ایسکمیک یا شکستگی تنشی نیست. افرادی که ناهنجاری مادرزادی، سابقه جراحی یا صدمه ناشی از ضربه در طی شش ماه گذشته را داشتند از پژوهش حذف شدند. در ابتدا، از افرادی که درد ساق پا در پای غالب داشتند، به عنوان آزمودنی دعوت شد و کلیه آزمون‌ها در دو گروه جهت همانندسازی بروی پای غالب انجام شد. از دانشجویان داوطلب رضایت‌نامه کتبی برای مشارکت در مراحل اجرای پژوهش گرفته شد و سپس، با حضور افراد در آزمایشگاه تربیت بدنی دانشگاه فردوسی مشهد، الکترومایوگرافی^۱ عضلات ساق پای آنها اندازه‌گیری و ثبت شد. ضمناً درد ساق پای افراد حاضر در تحقیق فقط در هنگام تمرین بود و هیچ‌یک از این افراد در هنگام ثبت الکترومایوگرافی درد نداشتند. در پژوهش حاضر، جهت بررسی فعالیت الکتریکی عضلات ساق پا در دو گروه، سه عضله درشت‌نی قدامی، دوقلو داخلی و دوقلو خارجی انتخاب شدند. بدین منظور، از دستگاه الکترومایوگرافی سطحی شانزده کانالی مدل بیوویژن^۲ ساخت سوئیس استفاده شد.

در ابتدا، به منظور جلوگیری از ایجاد سروصدای اضافی و اختلال در اندازه‌گیری متغیرها و نیز آماده‌سازی پوست، موهای نواحی مورد نظر تراشیده شد و با استفاده از تکه‌ای پنهان آغشته به الکل، نقطه موردنظر تمیز شد. سپس، الکترودها (از جنس کلرید نقره) با فاصله مرکز کانونی دو سانتی‌متر و در راستای فیبرهای عضلانی روی پوست نصب شد. مکان قرارگرفتن الکترودهای ثبتو، نحوه آماده‌سازی پوست در محل قرارگرفتن الکترود، اندازه و فاصله بین الکترودها براساس استاندارد سینیام^۳ که استانداردی پرکاربرد در زمینه ثبت سیگنال‌های الکترومایوگرام است، مشخص شد. محل نصب الکترودها در شکل ۱ نشان داده شده است و مشخصات آن در جدول ۱ خلاصه شده است. به طور کلی، زمان اجرای هر آزمون ۱۰ ثانیه بود و پس از هر اجرای آزمون فرد ۳۰ ثانیه استراحت کرد. جهت ثبت فعالیت الکتریکی عضله تیبیالیس قدامی، آزمودنی‌ها به صورت ایستاده در وضعیت دورسی فلکشن و جهت ثبت فعالیت الکتریکی عضلات گاستروکنیوس داخلی و خارجی، آزمودنی‌ها به صورت ایستاده در وضعیت پلاتنار فلکشن قرار گرفتند. در حرکت دورسی فلکشن از فرد خواسته شد که روی پاشنه پا بایستد که در واقع حرکت قسمت پشتی پا به طرف جلوی ساق است و در حرکت پلاتنار فلکشن از فرد خواسته شد که روی پنجه پا بایستد که در واقع حرکت قسمت کف پایی به طرف پشت ساق پا است. سیگنال‌های ثبت شده از الکترومایوگرافی، پس از اینکه از صفر تا صدرصد در زمان مورد نظر هنگار شد، به وسیله نرم‌افزار متلب^۴ تجزیه و تحلیل و به داده‌های قابل استفاده تبدیل شد.

1. Electromyography
4. Matlab

2. Biovision

3. SENIAM



شکل ۱. محل قرارگیری الکتروودها روی پا

جدول ۱. محل نصب الکتروودها براساس استاندارد سیام

محل الکتروودگذاری	عضله
یکسوم خط واصل بین نوک نازکنی و نوک قوزک داخلی مچ پا روی برجسته‌ترین قسمت عضله در فاصله یکسوم خط واصل بین سر نازک نی و پاشنه	تیبیالیس قدامی گاستروکنیبوس داخلی گاستروکنیبوس خارجی

برای ارائه تصویری واضح از داده‌های الکتروومایوگرافی و تفسیر اختلاف‌ها، بالاترین مقادیر الکتروومایوگرافی، در سه کوشش در دو وضعیت دورسی فلکشن و پلاتنتار فلکشن در افراد مبتلا به درد ساق پا با افراد سالم مقایسه شد. به منظور استفاده از سیگنال‌های الکتروومایوگرام، ابتدا با استی سیگنال‌های مورد نظر پیش‌پردازش شوند. ابتدا فیلتر میان‌گذر با باند عبور ۱۰ تا ۵۰۰ هرتز به سیگنال مورد نظر اعمال شد. واحد نمونه‌برداری سیگنال در مدار آنالوگ به دیجیتال یک کیلو هرتز است. پس از هنجارکردن سیگنال، بیشینه سیگنال محاسبه و دامنه سیگنال نسبت به بیشینه سیگنال هنجار شد. سپس، سیگنال یکسو شد و درنهایت از فیلتر متحرک^۱ گوسی ۴۰۰ نقطه‌ای عبور داده شد (۱۲).

استخراج ویژگی‌های سیگنال الکتروومایوگرام: به طور کلی، ویژگی‌ها در تحلیل سیگنال الکتروومایوگرام را می‌توان در سه گروه اصلی حوزه زمان، حوزه فرکانس و حوزه زمان-فرکانس تقسیم‌بندی کرد. در این مطالعه، صرفاً ویژگی‌های مربوط به دو گروه اول تحت بررسی قرار گرفته‌اند. مطالعه ویژگی‌های استخراج شده سیگنال الکتروومایوگرام در حوزه زمان و فرکانس در طبقه‌بندی سیگنال بسیار مهم و کاربردی است. در این مطالعه ۲۷ ویژگی از سیگنال الکتروومایوگرام استخراج شده است، که ۱۸ مورد از آنها در حوزه زمان (جدول ۲) و مابقی در حوزه فرکانس (جدول ۳) هستند. تعاریف ریاضی این ویژگی‌های در حوزه زمان و فرکانس به ترتیب در جداول ۲ و ۳ خلاصه شده‌اند. ویژگی‌ها در حوزه زمان را می‌توان به راحتی و سریع محاسبه کرد؛ زیرا برای به دست آوردن این ویژگی‌ها به هیچ‌گونه انتقال یا تبدیلی نیاز نیست. ویژگی‌ها در حوزه فرکانس معمولاً برای

1. Moving Average

مطالعه خستگی عضلات مورد استفاده قرار می‌گیرند. چگالی طیف توان^۱ نقش مهمی در تحلیل سیگنال در حوزه فرکانس دارد و برای محاسبه ویژگی‌های فرکانسی به کار می‌رود.

جدول ۲. تعریف ریاضی ویژگی‌های استخراج شده در حوزه زمان سیگنال الکترومایوگرام، در این جدول x_i بیانگر i امین مقدار سیگنال الکترومایوگرام، N بیانگر طول سیگنال الکترومایوگرام، w_i بیانگر تابع پنجه وزن دار است.

تعریف ریاضی	ویژگی استخراج شده
$IEMG = \sum_{i=1}^N x_i ,$	انتگرال قدر مطلق الکترومایوگرام (IEMG) ^۱
$MAV = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i ,$	مقدار میانگین مطلق (MAV) ^۲
$MAV1 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N w_i x_i , \quad w_i = \begin{cases} 1 & \text{if } 0.25N \leq i \leq 0.75N \\ 0.5 & \text{otherwise} \end{cases}$	مقدار میانگین مطلق اصلاح شده نوع ۱ (MAV1) ^۳
$MAV2 = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N w_i x_i , \quad w_i = \begin{cases} 1 & \text{if } 0.25N \leq i \leq 0.75N \\ 4i/N & \text{elseif } i < 0.25 N \\ 4(i - N)/N & \text{otherwise} \end{cases}$	مقدار میانگین مطلق اصلاح شده نوع ۲ (MAV2) ^۴
$SSI = \sum_{i=1}^N x_i^2,$	انتگرال مجدد ساده (SSI) ^۵
$VAR = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N x_i^2,$	واریانس الکترومایوگرام (VAR) ^۶
$TM3 = \left \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^3 \right ,$	مقدار مطلق ممان سوم (TM3) ^۷
$TM4 = \left \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^4 \right ,$	مقدار مطلق ممان چهارم (TM4) ^۸
$TM5 = \left \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^5 \right ,$	مقدار مطلق ممان پنجم (TM5) ^۹
$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2},$	ریشه میانگین مربعات (RMS) ^{۱۰}
$LOG = e^{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \log(x_i)},$	آشکار ساز Log (LOG) ^{۱۱}
$WL = \sum_{i=1}^{N-1} x_{i+1} - x_i ,$	طول شکل موج (WL) ^{۱۲}
$AAC = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N-1} x_{i+1} - x_i ,$	میانگین تغیر دامنه (AAC) ^{۱۳}
$DASDV = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} (x_{i+1} - x_i)^2},$	مقدار انحراف معیار (DASDV) ^{۱۴}
$ZCR = \sum_{i=1}^{N-1} \text{sgn}(-x_i x_{i+1}), \quad \text{sgn}(x) = \begin{cases} 1 & \text{if } x > 0 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$	تعداد دفعات عبور از صفر (ZCR) ^{۱۵}
$MYOP = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f(x_i), \quad f(x) = \begin{cases} 1 & \text{if } x > Threshold \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$	مقدار نرخ درصد MYOP Myopulse ^{۱۶}
$MAMP = \sum_{i=1}^{N-1} f(x_i - x_{i+1}), \quad f(x) = \begin{cases} 1 & \text{if } x > Threshold \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$	دامنه ویلسون (WAMP) ^{۱۷}
$SSC = \sum_{i=2}^{N-1} f[(x_{i-1} - x_i) \times (x_i - x_{i+1})], \quad f(x) = \begin{cases} 1 & \text{if } x > Threshold \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$	تغییر علامت شب (SSC) ^{۱۸}

جدول ۳. تعریف ریاضی ویژگی‌های استخراج شده در حوزه فرکانس سیگنال الکترومایوگرام؛ در این جدول f_j مقدار فرکانس مربوط به طیف فرکانسی، P_j دامنه طیف توان سیگنال الکترومایوگرام در فرکانس j و M نیز طول بازه فرکانسی جهت تعریف طیف فرکانسی است.

تعریف ریاضی	ویژگی استخراج شده
$MNF = \sum_{j=1}^M f_j P_j / \sum_{j=1}^M P_j,$	فرکانس میانگین (MNF) ^{۱۹}
$\sum_{j=1}^{MDF} P_j = \sum_{j=MDF}^M P_j = \frac{1}{2} \sum_{j=1}^M P_j,$	فرکانس میانه (MDF) ^{۲۰}
$PKF = \max(P_j), j = 1, \dots, M$	فرکانس پیک (PKF) ^{۲۱}
$MNP = \sum_{j=1}^M P_j / M,$	توان میانگین (MNP) ^{۲۲}
$TTP = SM0 = \sum_{j=1}^M P_j,$	توان کل (TTP) ^{۲۳}
$SM1 = \sum_{j=1}^M P_j f_j,$	ممان طیف اول (SM1) ^{۲۴}
$SM2 = \sum_{j=1}^M P_j f_j^2,$	ممان طیف دوم (SM2) ^{۲۵}
$SM3 = \sum_{j=1}^M P_j f_j^3,$	ممان طیف سوم (SM3) ^{۲۶}
$VCF = \frac{SM2}{SM0} - \left(\frac{SM1}{SM0} \right)^2,$	واریانس فرکانس مرکزی (VCF) ^{۲۷}

روش پی‌سی‌ای: این روش، روشی آماری است که در آن تعدادی متغیر همبسته^{۲۹} به مجموعه‌ای کوچک‌تر از متغیرهای ناهمبسته^{۳۰} منتقل می‌شود. بنابراین، یکی از انواع روش‌های تحلیل داده‌های چندمتغیره است که هدف اصلی آن تقلیل بعد مسئله مورد مطالعه است. با استفاده از آن می‌توان تعداد زیادی متغیر همبسته را با تعداد محدودی متغیر متعامد جدید جایگزین کرد. متغیرهای جدید مؤلفه‌های اصلی نامیده می‌شوند. به‌این‌ترتیب، بعد مسئله تقلیل می‌یابد. فرض کنید که $x \in \mathbf{R}^m$ ($x = [x_1 x_2 x_3 \dots x_m]^T$) برداری است که دارای m متغیر اصلی است و $\mathbf{X} \in \mathbf{R}^{n \times m}$ ماتریسی است که n نمونه برای هر متغیر را نیز شامل می‌شود. با استفاده از روش پی‌سی‌ای ماتریس \mathbf{X} به صورت زیر تجزیه می‌شود:

$$\mathbf{X} = \widehat{\mathbf{X}} + \mathbf{E} \quad (1)$$

$$\widehat{\mathbf{X}} = \widehat{\mathbf{T}} \widehat{\mathbf{P}}^T \quad (2)$$

$$\mathbf{E} = \widetilde{\mathbf{T}} \widetilde{\mathbf{P}}^T \quad (3)$$

در فرمول، $\widehat{\mathbf{X}}$ زیرفضای اجزای اصلی است که جهت اصلی بردارهای اندازه‌گیری شده را نشان می‌دهد. همچنین $\widehat{\mathbf{T}} \in \mathbf{E}$ زیرفضای باقی‌مانده و جهت اندازه‌گیری عیب است. $\widehat{\mathbf{T}}$ نشان‌دهنده ماتریس امتیاز^{۳۱} است ($\widehat{\mathbf{P}} \in \mathbf{R}^{m \times l}$). متغیر $\widehat{\mathbf{P}}$ ماتریس بارگذاری^{۳۲} است ($\widehat{\mathbf{P}} \in \mathbf{R}^{m \times l}$). l تعداد متغیرهای اصلی مدل است. ستون‌های ماتریس $\widehat{\mathbf{P}}$ شامل بردارهای ویژه مربوط به l تا از بزرگ‌ترین مقادیر ویژه λ ماتریس همبستگی^{۳۳} است و ستون‌های $\widetilde{\mathbf{P}}$ شامل $l - m$ بردار ویژه باقی‌مانده‌اند. لذا ماتریس‌های $[\widehat{\mathbf{T}} \widehat{\mathbf{T}}]$ و $[\widehat{\mathbf{P}} \widetilde{\mathbf{P}}]$ دارای خاصیت تعامل^{۳۴} هستند.

فرآیند مدل‌کردن روش پی‌سی‌ای: همانطور که در شکل ۲ نشان داده شده است، فرآیند مدل‌سازی روش پی‌سی‌ای دارای مراحل زیر است:

- ۱) مراحل فیلترسازی و هنجارکردن متغیرهای اصلی؛
- ۲) محاسبه ماتریس کواریانس^{۳۵}.

در روش پی‌سی‌ای، ابتدا بایستی ماتریس کواریانس محاسبه شود. اما ماتریس کواریانس همیشه در عمل نامعلوم است. این ماتریس معمولاً از روی نمونه متغیرها در وضعيت هنجار تخمین زده می‌شود. فرض کنید ماتریس $\mathbf{X} \in \mathbf{R}^{n \times m}$ شامل n نمونه (ردیف)، m متغیر (ستون) در شرایط نرمال به صورت زیر نشان داده شود.

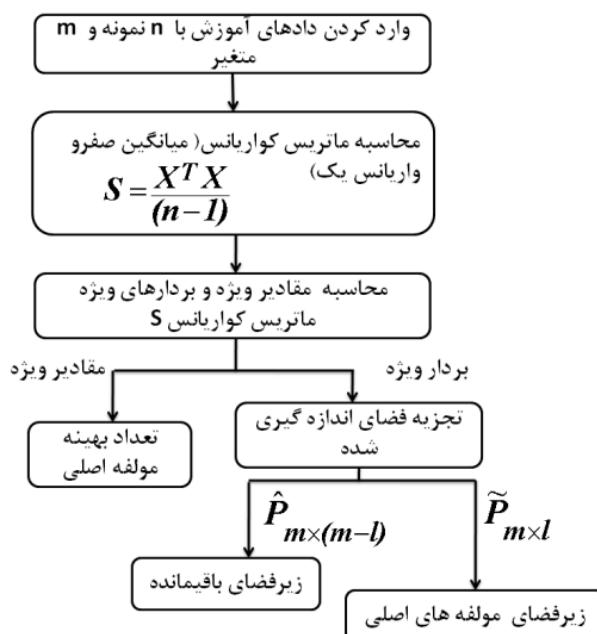
1. Power Spectral Density	10. Absolute Value of the 5th Temporal Moment	22. Peak Frequency
2. Integrated EMG	11. Root Mean Square	23. Mean Power
3. Mean Absolute Value	12. Log Detector	24. Total Power
4. Modified Mean Absolute Value Type 1	13. Waveform Length	25. 1st Spectral Moments
5. Modified Mean Absolute Value Type 2	14. Average Amplitude Change	26. 2nd Spectral Moments
6. Simple Square Integral	15. Difference Absolute Standard Deviation Value	27. 3rd Spectral Moments
7. Variance of EMG	16. Zero Crossing	28. Variance of Central Frequency
8. Absolute Value of the 3th Temporal Moment	17. Myopulse Percentage Rate	29. Correlated Variable
9. Absolute Value of the 4th Temporal Moment	18. Willison Amplitude	30. Uncorrelated Variable
	19. Slope Sign Change	31. Score Matrix
	20. Mean Frequency	32. Loading Matrix
	21. Median Frequency	33. Correlation Matrix
		34. Orthogonal
		35. Covariance Matrix

$$\mathbf{X} = [X_1 \ X_2 \ X_3 \ \dots \ X_n]^T \\ = \begin{bmatrix} x_{11} & \dots & x_{1m} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ x_{n1} & \dots & x_{nm} \end{bmatrix} \quad (4)$$

با توجه به اصول آماری، ماتریس \mathbf{S} به صورت زیر تخمین زده می‌شود:

$$S = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (\mathbf{x}_i - \bar{\mathbf{x}})(\mathbf{x}_i - \bar{\mathbf{x}})^T \quad (5)$$

برای راحتی در محاسبه، ستون‌های ماتریس \mathbf{X} با میانگین صفر و واریانس یک هنجارسازی می‌شوند. با این کار، میانگین مقدار \mathbf{X} صفر می‌شود؛ یعنی $\bar{\mathbf{x}} = \mathbf{0}$ لذا معادله (5) به این صورت بازنویسی می‌شود:



شکل ۲. نمودار مدل‌سازی روش پی‌سی‌ای

$$S = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (\mathbf{x}_i)(\mathbf{x}_i)^T = \frac{1}{n-1} \mathbf{X}^T \mathbf{X} \quad (6)$$

(۳) تجزیه مقادیر ویژه ماتریس کواریانس \mathbf{S} . برای محاسبه m مقدار ویژه $\lambda_1 \geq \lambda_2 \dots \geq \lambda_m$ و بردارهای ویژه ماتریس \mathbf{P}

(۴) تعیین تعداد یک مؤلفه اصلی.

(۵) انتخاب و تعیین ماتریس بارگذاری $\widehat{\mathbf{P}}$ براساس l تا از مؤلفه‌های اصلی.

بعد از آنکه مدل پی‌سی‌ای ساخته شد، آن می‌توان برای وجود تفاوت استفاده کرد.

۳-۳-تشخیص توسط روش پی‌سی‌ای: با استفاده از روش پی‌سی‌ای، بردار نمونه جدید \mathbf{X} می‌تواند به دو قسمت تجزیه شود:

$$\mathbf{x} = \hat{\mathbf{x}} + \tilde{\mathbf{x}} \quad (9)$$

$$\hat{\mathbf{x}} = \mathbf{Cx} \quad (10)$$

$$\tilde{\mathbf{x}} = \tilde{\mathbf{C}}\mathbf{x} \quad (11)$$

در فرمول، $\hat{\mathbf{x}}$ تصویر بردار نمونه \mathbf{X} در فضای مؤلفه‌های اصلی است و $\tilde{\mathbf{x}}$ تصویر بردار نمونه \mathbf{X} در فضای باقی‌مانده است. به‌طورکلی و در وضعیت عادی داده‌های هنجار در $\hat{\mathbf{x}}$ و داده‌های دارای عیب در $\tilde{\mathbf{x}}$ اتفاق می‌افتد. با وجود عیب، تغییرات غیرعادی در $\tilde{\mathbf{x}}$ رخ می‌دهد که درنتیجه آن تصویر در فضای باقی‌مانده افزایش می‌یابد. بنابراین، اندازه بزرگی تصویر یک مقدار اندازه‌گیری شده \mathbf{X} در فضای باقی‌مانده می‌تواند برای تشخیص وضعیت غیرعادی مورد استفاده قرار گیرد.

کمیت اس‌پی‌ای^۲ که کیو استاتیک^۳ هم نامیده می‌شود، نشان‌دهنده جمع مربعات اختلاف بین \mathbf{x} و مؤلفه‌های اصلی در مدل پی‌سی‌ای است و از معادله ۱۲ به‌دست می‌آید.

$$Q - \text{statistics} = \text{SPE}(\mathbf{x}) = \|\tilde{\mathbf{x}}\|^2 = \|\tilde{\mathbf{C}}\mathbf{x}\|^2 = \mathbf{x}^T (\mathbf{I} - \mathbf{C}) \mathbf{x} \quad (12)$$

همان‌طور که در معادله ۱۲ نشان داده شده است، پارامتر اس‌پی‌ای برای تعیین فضای باقی‌مانده استفاده می‌شود. لذا، کمیت اس‌پی‌ای به‌طور مستقیم از روی مدل پی‌سی‌ای و بردار اندازه‌گیری شده \mathbf{X} محاسبه می‌شود. کمیت Q_α حد آستانه و محدوده اطمینان^۴ برای اس‌پی‌ای را نشان می‌دهد که از معادله ۱۳ محاسبه می‌شود.

$$Q_\alpha^2 = \theta_1 \left[\frac{c_\alpha \sqrt{2\theta_2 h_0^2}}{\theta_1} + 1 + \frac{\theta_2 h_0 (h_0 - 1)}{\theta_1^2} \right]^{\frac{1}{h_0}} \quad (13)$$

$$\theta_1 = \sum_{j=l+1}^m \lambda_j \quad \theta_2 = \sum_{j=l+1}^m \lambda_j^2 \quad \theta_3 = \sum_{j=l+1}^m \lambda_j^3 \quad (14)$$

$$h_0 = 1 - \frac{2\theta_1 \theta_3}{3\theta_2^2} \quad (15)$$

1. Projection Matrix
4.. Confidence Limit

2. SPE

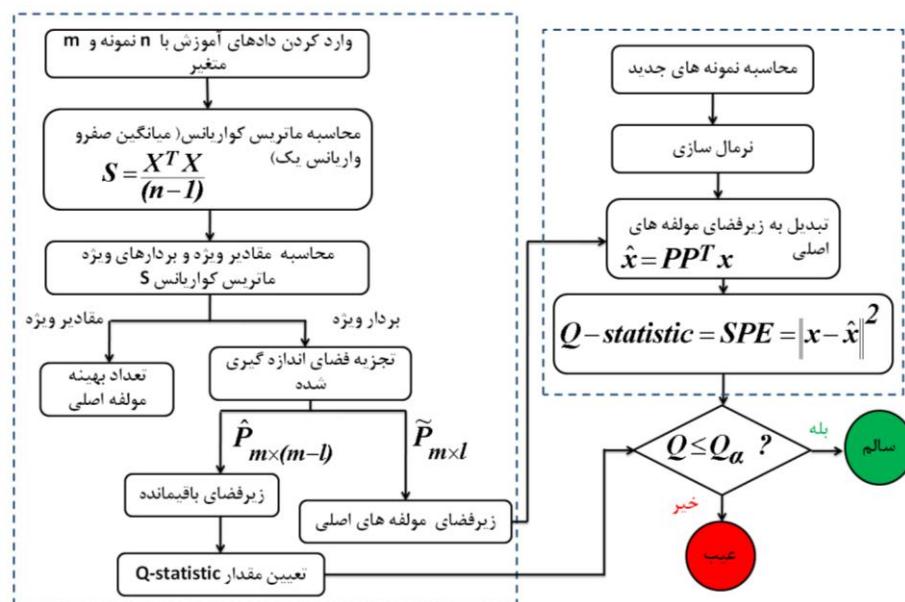
3. Q-Statistic

در این معادله c_α حد اطمینان در توزیع عادی است. λ نیز مقادیر ویژه ماتریس کواریانس S است. هنگامی که $SPE(\mathbf{x}) \leq Q_\alpha^2$ باشد، سیستم در وضعیت عادی و سالم است. اما وقتی که $SPE(\mathbf{x}) \geq Q_\alpha^2$ باشد، سیستم در وضعیت غیرعادی است.

تعیین تعداد مؤلفه‌های اصلی یکی از مهم‌ترین قسمت‌ها در روش پی‌سی‌ای است. از پارامتر واریانس درصد انباشتگی^۱ برای تعیین این کمیت استفاده می‌شود. تعداد l از روی مشخصه سی‌پی‌وی^۲ طوری حساب می‌شود که مقدار سی‌پی‌وی تعداد l تا از بزرگ‌ترین مقادیر ویژه، به یک حد ازیش تعیین شده (برای مثال $CPV_\alpha = 95\%$) برسد. به عبارت دیگر داریم:

$$CPV(l) = \frac{\sum_{j=1}^l \lambda_j}{\sum_{j=1}^m \lambda_j} \times 100\% \geq CPV_\alpha \quad (16)$$

شکل ۳ نمودار استفاده از روش پی‌سی‌ای در عیب‌یابی (تشخیص) را نمایش می‌دهد.



شکل ۳. نمودار تشخیص به کمک روش پی‌سی‌ای

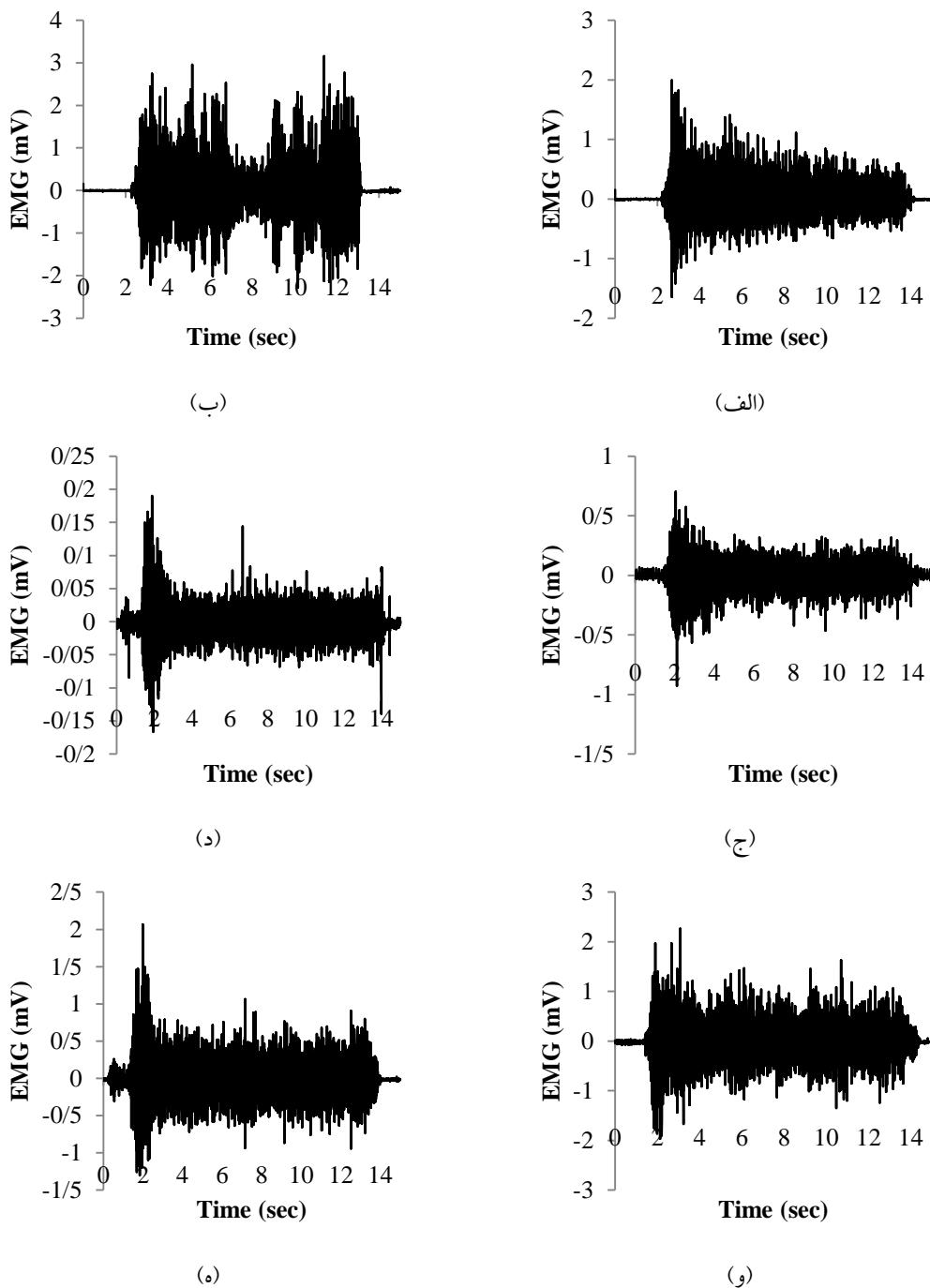
ماتریس کواریانس S با استفاده از ویژگی‌های افراد سالم به دست می‌آید. سپس تجزیه مقادیر مشخص ماتریس کواریانس انجام می‌شود تا ماتریس بردار ویژه P به دست آید. در مرحله بعد، مشخصه سی‌پی‌وی محاسبه می‌شود و تعداد l مؤلفه اصلی به دست می‌آید. در این مقاله مقدار l محاسبه شده برابر ۳ است. پس از محاسبه تعداد بعینه مؤلفه اصلی، ماتریس بارگذاری \hat{P} و درنتیجه ماتریس‌های تصویر C و \tilde{C} قابل محاسبه هستند. بدین ترتیب، مدل پی‌سی‌ای برای افراد سالم ساخته می‌شود. در این مطالعه حد آستانه Q_α^2 برای اس‌پی‌ای با توجه به سطح اطمینان ۹۵ درصد محاسبه شده است، که برابر با ۰/۵۸۴ بوده است.

1. Cumulative Percent Variance
(CPV)

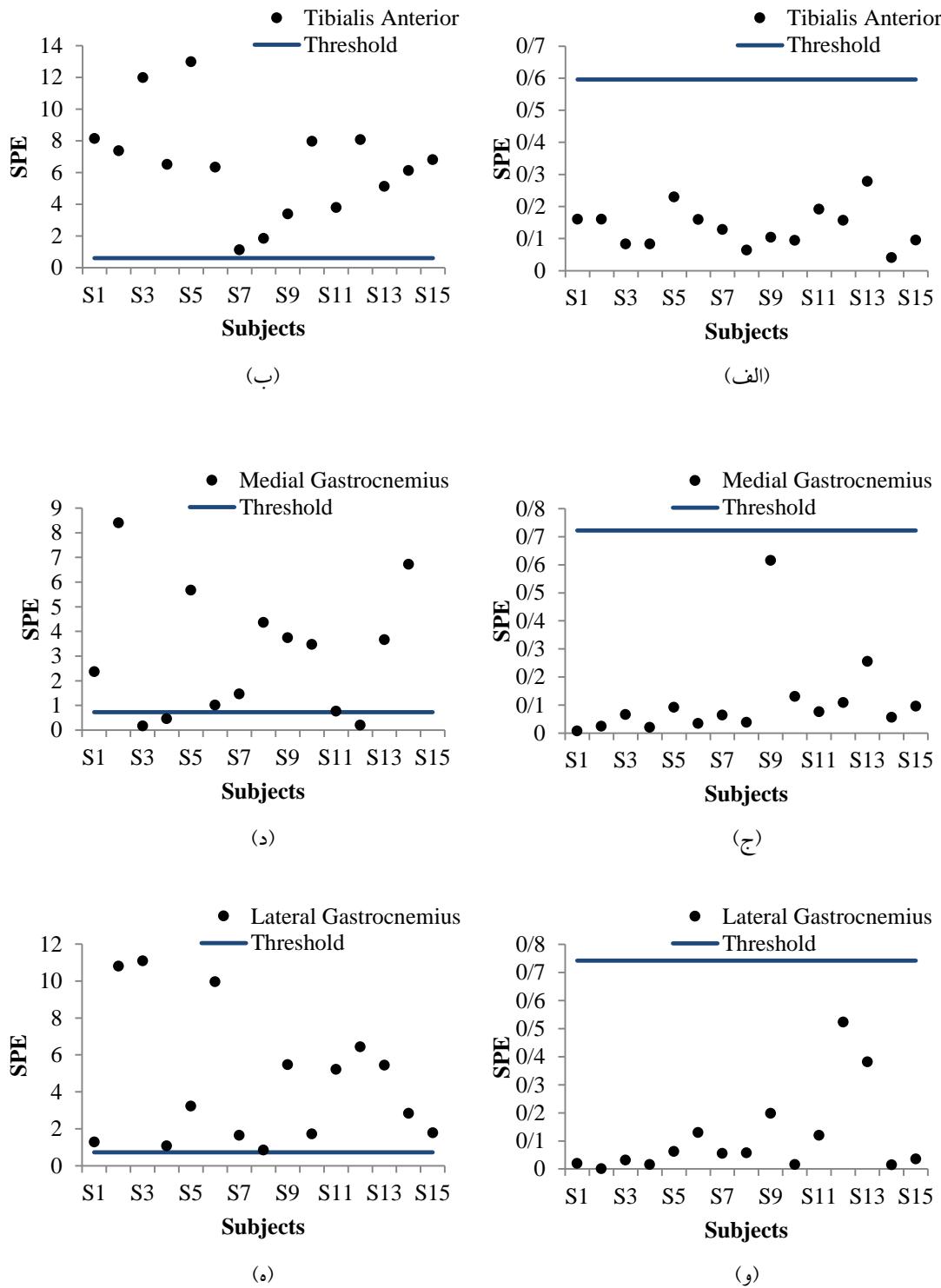
2. CPV

یافته‌ها

شکل ۴، سیگنال ثبت شده از سه عضله ذکر شده برای فرد سالم و فرد بیمار را نشان می‌دهد. به طور کلی، زمان اجرای هر آزمون ۱۰ ثانیه است و پس از هر بار اجرای آزمون فرد ۳۰ ثانیه استراحت کرده است.



شکل ۴. سیگنال خام الکترومایوگرام: (الف) عضله درشت‌نی قدامی داوطلب سالم، (ب) عضله درشت‌نی قدامی داوطلب بیمار عضله، (ج) عضله دوقلو داخلی داوطلب سالم، (د) عضله دوقلو داخلی داوطلب بیمار، (ه) عضله دوقلو خارجی داوطلب سالم و (و) عضله دوقلو خارجی داوطلب بیمار



شکل ۵. نمودار اس بی ای در روش پی سی ای: (الف) عضله درشت‌نی قدامی داوطلب سالم، (ب) عضله درشت‌نی قدامی داوطلب بیمار عضله، (ج) عضله دوقلو داخلی داوطلب سالم، (د) عضله دوقلو داخلی داوطلب بیمار، (و) عضله دوقلو خارجی داوطلب سالم و (ه) عضله دوقلو خارجی داوطلب بیمار

شکل ۵ مقدار اس‌پی‌ای داده‌ها برای ۱۵ فرد سالم و ۱۵ داوطلب بیمار را نشان می‌دهد. همان‌طور که از این شکل پیداست، مقدار اس‌پی‌ای تمام داوطلبان سالم از حد آستانه کمتر است. در صورتی که برای داوطلبان بیمار این مقدار از حد آستانه بالاتر است. این مسئله نشان می‌دهد که بین ویژگی‌های استخراج شده تفاوت معناداری وجود دارد و روش پی‌سی‌ای توانسته به خوبی این تفاوت را آشکار کند. با توجه به نتایج نشان داده شده در شکل ۵ می‌توان نتیجه گرفت که بیشترین تفاوت در عضله‌های درشت‌نی قدامی و دوقلوی خارجی وجود دارد. همچنین، می‌توان دریافت که روش پی‌سی‌ای تفاوت سیگنال الکترومايوگرام افراد سالم و بیمار را برای عضله‌های درشت‌نی قدامی و دوقلوی خارجی ۱۰۰ درصد و برای عضله دوقلوی داخلی ۸۰ درصد تشخیص می‌دهد. نتایج به دست آمده در این تحقیق نشان می‌دهد که می‌توان از روش پی‌سی‌ای برای تشخیص بیماری یا سلامت استفاده کرد و در واقع تفاوت معناداری بین ویژگی‌های افراد سالم و افراد مبتلا به شین‌اسپلیت وجود دارد.

بحث

هدف اصلی این پژوهش تشخیص بیماری شین‌اسپلیت از روی سیگنال الکترومايوگرام عضله‌های درشت‌نی قدامی، دوقلو داخلی و دوقلو خارجی است. در واقع، پژوهش حاضر با هدف بررسی ارتباط بین میزان فعالیت عضلات ساق پا با بروز بیماری شین‌اسپلیت با هدف دستیابی به ابزاری تشخیصی انجام شد. در این خصوص، سیگنال‌های الکترومايوگرام عضلات ساق پا از ورزشکاران سالم و مبتلا به شین‌اسپلیت ثبت شد و مورد ارزیابی قرار گرفت. در این پژوهش ۲۷ ویژگی (۱۸ ویژگی در حوزه زمان و مابقی در حوزه فرکانس) از سیگنال‌های الکترومايوگرام ثبت شده برای تشخیص بیماری شین‌اسپلیت استخراج شد. سپس، از روش پی‌سی‌ای به منظور پیداکردن تفاوت بین ویژگی‌های استخراج شده از سیگنال الکترومايوگرام افراد سالم و بیمار استفاده شد. برای ساخت مدل پی‌سی‌ای و محاسبه اس‌پی‌ای از ویژگی‌های افراد سالم استفاده شده است. حد آستانه برای اس‌پی‌ایی با توجه به سطح اطمینان ۹۵ درصد محاسبه شده است، که برابر با ۰/۵۸۴ به دست آمده است. معیار تشخیص این گونه انتخاب شد که هنگامی که مقدار اس‌پی‌ای، بالای حد آستانه قرار گیرد، فرد مورد نظر مبتلا است و در حالتی که در زیر حد آستانه باشد، داوطلب سالم است و مبتلا به بیماری شین‌اسپلیت نیست.

نتیجه‌گیری

نتایج نشان داد که بیشترین تفاوت بین افراد سالم و بیمار در عضله‌های درشت‌نی قدامی و دوقلوی است می‌باشد. همچنین نتایج نشان می‌دهند که استفاده از روش پی‌سی‌ای می‌تواند گام مناسبی برای تشخیص بیماری شین‌اسپلیت تا حد مطلوب و مقبول باشد.

تشکر و قدردانی

نویسنده‌گان این مقاله بر خود واجب می‌دانند که از کارکنان آزمایشگاه تربیت‌بدنی دانشگاه فردوسی مشهد و تمام افرادی که در گروه تجربی و کنترل یاری‌بخش ما در این پژوهش بودند کمال تشکر و قدردانی را به جا آورند.

منابع

- Moen, M.H., Bongers, T., Bakker, E.W., Zimmermann, W.O., Weir, A., Tol, J.L., Backx, F.J. (2012). Risk factors and prognostic indicators for medial tibial stress syndrome. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 22(1): 34-9.
- Banerjee, P., McLean, C. (2011). Chronic exertional compartment syndrome with medial tibial stress syndrome in twins. *Orthopedics*. 34(6): 219-21.
- Tweed, J.L., Campbell, J.A., Avil, S.J. (2008). Biomechanical risk factors in the development of medial tibial stress syndrome in distance runners. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 98(6): 436-44.
- Yates, B., White, S. (2004). The incidence and risk factors in the development of medial tibial stress syndrome among naval recruits. *The American Journal of Sports Medicine*. 32(3): 772-80.
- Hubbard, T., Carpenter, E., Cordova, M. (2009). Contributing factors to medial tibial stress syndrome; a prospective investigation. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 41(3): 490-6.
- Willems, T.M., Witvrouw, E., Cock, A.D., Clercq, D.D. (2007). Gait-related risk factors for exercise-related lower-leg pain during shod running. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 39(2): 330-9.
- Moen, M., Tol, J., Weir, A., Steunebrink, M., Winter, D. (2009). Medial tibial stress syndrome: A critical review. *Sports Medicine*. 39(7): 523-46.
- Richie, D., Kelso, S.F., Bellucci, P.A. (1985). Aerobic dance injuries: a retrospective study of instructors and participants. *Physician Sportsmedicine Journal*. 13: 130-40.
- Stacy, R.J., Hungerford, R.L. (1984). A method to reduce workrelated injuries during basic recruits training in the New Zealand Army. *Military Medicine*. 149(6): 318-20.
- Myburgh, K.H., Grobler, N., Noakes, T.D. (1988). Factors associated with shin soreness in athletes. *Physician and Sportsmedicine*. 16(4): 129-34.
- http://seniam.org/sensor_location.htm
- Hashemi, J., Morin, E., Mousavi, P., Katherine, M., Hashtrudi-Zaad, K. (2012). EMG-force modeling using parallel cascade identification. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 22(3): 469-77.
- Konrad, P. (2005). The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography. Version 1.0, Noraxon. U.S.A. Inc.
- Rathleff, M.S., Samani, A., Olesen, C.G., Kersting, U.G., Madeleine, P. (2011). Inverse relationship between the complexity of midfoot kinematics and muscle activation in patients with medial tibial stress syndrome. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 21(4): 638-44.
- Yuksel, O., Ozgurbuz, C., Ergun, M., Islegen, C., Taskiran, E., Denerel, N., Ertat, A. (2011). Inversion/Eversion strength dysbalance in patients with medial tibial stress syndrome. *Journal of Sports Science and Medicine*. 10(4): 737-42.
- Sokhangouei, Y., Afsharmand, Z. (2012). Biomechanics and pato Biomechanics muscle (Persian). Sports Publication.
- Leetun, D., Ireland, M., Wilson, J., Ballantyne, B., Davis, I. (2004). Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 36(6): 926-34.
- Couture, D., Karlson, K. (2002). Tibial stress injuries: decisive diagnosis and treatment of "shin splints". *The Physician Sportsmedicine*. 30(6): 29-37.
- Biering-Sorensen, F. (1984). Physical measurements as risk factors for low-back trouble over a one year period. *Spine*. 9(2):106-19.
- Clement, D. (1974). Tibial stress syndrome in athletes. *The American Journal of Sports Medicine*. 2(2): 81-5.
- Zardoshti-Kermani, M., Wheeler, B.C., Badie, K., Hashemi, R.M. (1995). EMG feature evaluation for movement control of upper extremity prostheses. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 3(4): 324-33.
- Han-Pang, H., Chun-Yen, C. (1999). Development of a myoelectric discrimination system for a multi-degree prosthetic hand, *Int. Conf. Robotics and Automation*. 3: 2392-7.
- Boostani, R., Moradi, M. (2003). Evaluation of the forearm EMG signal features for the control of a prosthetic hand. *Physiological Measurement*. 24(2): 309-19.
- Oskoei, M., Hu, H. (2008). Support vector machine based classification scheme for myoelectric control applied to upper limb. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 55(8): 1956-65.
- Wang, G., Wang, Z., Chen, W. (2006). Classification of surface EMG signals using optimal wavelet packet method based on Davies- Bouldin criterion. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 44(10): 865-72.
- Oskoei, M.A., Hu, H. (2006). GA-based Feature Subset Selection for Myoelectric Classification. *IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*. 1465-70.
- Wang, S., Xiao, F. (2004). AHU sensor fault diagnosis using principal component analysis method. *Energy and Buildings*. 36(2): 147-60.
- Wang, S., Zhou, Q., Xiao, F. (2010). A system-level fault detection and diagnosis strategy for HVAC systems involving sensor faults. *Energy and Buildings*. 42(4): 477-90.
- Xiao, F., Wang, S., Xu, X., Ge, G. (2009). An isolation enhanced PCA method with expert-based multivariate decoupling for sensor FDD in air-conditioning systems. *Applied Thermal Engineering*. 29(4): 712-22.