تشخیص بروز شین‌اسپلینت در ناحیهٔ 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 خوشرفتار یزدی[۳]، امیرحسین تلواری[۴]، هادی کلانی[۵]

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد برق، گروه مهندسی برق، دانشگاه فردوسی مشهد.

۲- استادیار، گروه مهندسی برق ، دانشگاه فردوسی مشهد.

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

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

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

۲، ۳و ۵- قطب علمی رایانش نرم و پردازش هوشمند اطلاعات، دانشگاه فردوسی مشهد.

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۳/۱۲/۱۲ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۴/۱۲/۴

چکیده

شین‌اسپلینت دردی شایع در بین دوندگان است که در ناحیهٔ قدامی ساق پا بروز می‌کند. این تحقیق بررسی فعالیت الکتریکی عضلات ساق پا در ورزشکاران سالم و مبتلا به شین‌اسپلینت است. از بین دانشجویان رشتهٔ تربیت بدنی، ۱۵ نفر سالم (قد: ۵/۹۷(±)۱۷۶/۲۰ سانتی‌متر و وزن: ۱۰/۴۷(±)۷۵/۴۶ کیلوگرم) و ۱۵ نفر مبتلا به شین‌اسپلینت (قد: ۶/۱۸(±)۱۷۶/۲سانتی‌متر و وزن: ۹/۱۸۷(±)۶۷/۶۶ کیلوگرم) با دامنهٔ سنی ۱۸تا ۲۵ سال در این تحقیق مشارکت کردند. فعالیت الکتریکی عضلات ساق پا در هر دو گروه و از سه عضلهٔ در شت‌نی قدامی،[۱] دوقلو داخلی[۲] و دوقلو خارجی[۳] ثبت شد. ۲۷ ویژگی (۱۸ ویژگی در حوزهٔ زمان و ۹ ویژگی در حوزهٔ فرکانس) برای هریک از سیگنال‌های الکترومایوگرام استخراج شد. در این مطالعهٔ از روش تحلیل مؤلفه‌های اصلی[۴] موسوم به روش پی سی‌ای برای پیداکردن تفاوت در فعالیت الکتریکی سه عضلهٔ مورد نظر در بین ورزشکاران سالم و مبتلا به شین‌اسپلینت استفاده شد. نتایج نشان دادند که می‌توان با استفاده از سیگنال‌های الکترومایوگرام و روش پی سی‌ای، 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 پی‌سی‌ای، برای شناسایی این تفاوت‌ها مؤثر و پذیرفتنی است.

کلیدواژه‌ها: شین‌اسپلینت، 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[1]., Naghavi, N[2]., Moghimi, S[2]., Khoshraftar Yazdi, N[3]., Talvari, A.H[4]., Kalani, H[5].

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(±)5/97 cm and weight: 75/46 (±) 10/47 kg) and fifteen male with shin splint (height: 176/2(±)6/18 cm and weight: 67/66 (±) 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)

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-04-24]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1395.14.11.7.4]
[DOI: 10.18869/acadpub.jsmt.14.11.77]

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، بیش‌ازهمه، 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 به‌وجود می‌آیند. حدود ۱۰درصد از آسیب‌های ناشی از پرکاری در ناحیهٔ ساق پا ایجاد می‌شوند. درد ساق پا اغلب با نام‌های سندروم فشار داخلی تیبیا،[1] پریوستیت[2] و درد پایین ساق پا مرتبط با ورزش شناخته می‌شود. برخی ورزشکاران شامل دوندگان، بالرین‌ها، ورزشکاران دبیرستانی و گروه‌های ویژهٔ سربازان جزو افرادی هستند که به‌طور طبیعی با اجرای بیش‌ازحد پرونیشن درمعرض خطر بیشتر قرار دارند (۱). این آسیب در ورزشکارانی مرسوم است که به نوعی بخشی از فعالیت ورزشی آنها به دویدن‌های مکرر اختصاص دارد (۲). درد مزمن ساق پا در ورزشکاران مشکلی ناامیدکننده 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 لبهٔ خلفی – داخلی درشت‌نی (تیبیا[3]) به‌دنبال تمرین رخ می‌دهد (۴). براساس تحقیقات انجام‌شده، برخی عوامل مانند افزایش چرخش داخلی لگن، افزایش پلانتار فلکشن، افتادگی ناویکولار، افزایش پرونیشن، بالابودن جرم شاخص تودهٔ بدن[4]، 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 شین‌اسپلینت هستند (۱۶–۵). ازسوی دیگر، برخی محققان ضعف عضلانی را یکی از عواملی دانسته‌اند که ممکن است در بروز شین‌اسپلینت دارد (۱۷). آنها معتقدند عضلهٔ ضعیف یا خسته نمی‌تواند نیروی واکنش زمین را به‌خوبیِ عضلهٔ قوی توزیع کند. دراین‌حالت، 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 (۱۹–۱۷). کلمنت (۲۰) بیان می‌کند که ضعف عضلات ساق پا به‌دلیل انتقال نیروی بیش‌ازحد به استخوان تیبیا افراد را مستعد سندرم فشار داخلی تیبیا می‌کند. کاهش قدرت عضلات اندام تحتانی به افزایش فشار روی تیبیا حین راه‌رفتن و دویدن منجر می‌شود؛ درنتیجه، بیماران با سندرم فشار داخلی تیبیا به کاهش فعالیت عضلات سولئوس[5] و تیبیالیس قدامی[6] تمایل دارند، که احتمالاً سازوکاری حفاظتی در برابر درد است. کلمنت همچنین بیان می‌کند که کاهش فعال‌سازی عضلات درحین 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

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-04-24]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1395.14.11.7.4]
[DOI: 10.18869/acadpub.jsmt.14.11.77]

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-04-24]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1395.14.11.7.4]

[DOI: 10.18869/acadpub.jsmt.14.11.77]

در نزدیک‌ترین تحقیق به موضوع مقالهٔ حاضر، راتلف و همکاران (۱۴) الگوهای فعال‌سازی عضلات دوقلو و نعلی را در فاز ایستای راه‌رفتن به‌وسیلهٔ الکترومایوگرافی سطحی در افراد مبتلا به شین‌اسپلینت بررسی کردند و به این نتیجه رسیدند که در افراد سالم سطح فعال‌شدن عضلهٔ درشت نی قدامی ۲۵درصد بالاتر از افراد مبتلا است. آنها بیان کردند که در افراد با سندرم فشار داخلی تیبیا، کاهش فعالیت عضلات نعلی و درشت‌نی قدامی، درواقع سازوکاری حفاظتی درمقابل درد است. پژوهش حاضر به بررسی ارتباط بین میزان فعالیت عضلات ساق پا با بروز سندرم فشار داخلی تیبیا با هدف دستیابی به ابزاری تشخیصی پرداخته است. در این زمینه، سیگنال‌های الکترومایوگرام عضلات ساق پا از ورزشکاران سالم و مبتلا به شین‌اسپلینت ثبت و ارزیابی شد. در حوزه‌های تحقیقاتی مختلف سیگنال الکترومایوگرام به‌صورت گسترده‌ای به‌منزلهٔ سیگنال کنترلی در نظرگرفته 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). سیگنال الکترومایوگرام دارای اطلاعات کافی دربارهٔ عضله است، اما این سیگنال دارای صداهای اضافی فراوانی دارد. بنابراین، تحلیل سیگنال الکترومایوگرام سخت و دشوار است. به‌کمک ویژگی‌های استخراج‌شده از سیگنال الکترومایوگرام می‌توان به اطلاعاتی که در این سیگنال پنهان شده‌اند دست یافت (۲۱،۲۳). بعضی از این ویژگی‌ها درمقابل صدا پایدارند. بنابراین، ویژگی‌های استخراج‌شده در طبقه‌بندی سیگنال‌های الکترومایوگرام کاربرد فراوانی دارد (۲۴). با توجه به مطالعات گذشته، روش‌های آماری زیادی برای بررسی ویژگی‌های استخراج‌شده معرفی شده‌اند، مثلاً می‌توان به شاخص دیویس-بولدین (۲۱،۲۵)، شاخص پراکندگی[1] (۲۴) و شاخص اف‌ال دی[2] (۲۶) اشاره کرد. اخیراً روش‌های آماری که براساس روش پی‌سی‌ای هستند، به‌منظور تشخیص عیب در دستگاه‌های مکانیکی مورد استفاده قرار گرفته‌اند (۲۹-۲۷). در این مقاله پس‌از معرفی نحوهٔ ثبت داده‌ها، پیش‌پردازش داده‌ها و ویژگی‌های استخراج‌شده از سیگنال الکتریکی عضله‌ها، روش پی‌سی‌ای به‌صورت اجمالی مورد بررسی قرار گرفته‌اند. سپس، فرایند تشخیص بیماری به‌کمک این روش توضیح داده شده‌است. در انتها، ویژگی‌های استخراج‌شده، درحالت سالم برای آموزش و درحالت بیمار برای تشخیص بیماری به‌روش پی‌سی‌ای ارائه شده‌اند.

روش‌شناسی

جامعهٔ آماری پژوهش حاضر را دانشجویان پسر رشتهٔ تربیت‌بدنی و علوم‌ورزشی دانشگاه فردوسی تشکیل دادند. از بین آنها ۳۰ نفر با دامنهٔ سنی ۲۴-۱۹ و دامنه شاخص جرم توده بدن ۲۵-۱۸ انتخاب شدند. از این ۳۰ نفر ۱۵ نفر مبتلا به درد ساق پا (با میانگین سن۱/۸۳(±)۲۰/۴۳ سال، قد ۶/۱۸(±)۱۷۶/۲ سانتی‌متر و وزن ۹/۱۸۷(±)۶۷/۶۶ کیلوگرم) و ۱۵ نفر سالم (با میانگین سن ۱/۳۵(±)۲۱/۱۹ سال، قد۵/۹۷ (±)۱۷۶/۲۰ سانتی‌متر و وزن ۱۰/۴۷(±)۷۵/۴۶ کیلوگرم) بودند. در این تحقیق، انتخاب افراد مبتلا به درد ساق پا بر اساس معیار یاتس[3] و وایت[4] بوده است. براساس این معیار، سندرم درد ساق پا دردی است که در طول لبهٔ خلفی

1. scattering Index
2. Fishers Linear Discriminate Index, FLD
3. Yates
4. White

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-04-24]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1395.14.11.7.4]

[DOI: 10.18869/acadpub.jsmt.14.11.77]

داخلی ساق پا در طی ورزش بروز می‌کند و ناشی از اختلالات ایسکمیک یا شکستگی تنشی نیست. افرادی که ناهنجاری مادرزادی، سابقهٔ جراحی یا صدمهٔ 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، به‌عنوان آزمودنی دعوت شد و کلیهٔ آزمون‌ها در دو گروه جهت همانندسازی بروی پای غالب انجام شد. از دانشجویان داوطلب رضایت‌نامهٔ کتبی برای مشارکت در مراحل اجرای پژوهش گرفته شد و سپس، با حضور افراد در آزمایشگاه تربیت بدنی دانشگاه فردوسی مشهد، الکترومایوگرافی[1] 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 عضلهٔ درشت‌نی قدامی، دوقلو داخلی و دوقلو خارجی انتخاب شدند. بدین‌منظور، از دستگاه الکترومایوگرافی سطحی شانزده‌کانالی مدل بیوویژن[2] ساخت سوئیس استفاده شد.

در ابتدا، به‌منظور 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 پنبهٔ آغشته به الکل، نقطهٔ موردنظر تمیز شد. سپس، الکترودها (از جنس کلرید نقره) با فاصلهٔ مرکز کانونی دو سانتی‌متر و در راستای فیبرهای عضلانی روی پوست نصب شد. مکان قرارگرفتن الکترودهای ثبتی، نحوهٔ آماده‌سازی پوست در محل قرارگرفتن الکترود، اندازه و فاصلهٔ بین الکترودها براساس استاندارد سنیام[3] که استانداردی پرکاربرد در زمینهٔ 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. به‌طورکلی، زمان اجرای هر آزمون ۱۰ ثانیه بود و پس‌از هر اجرای آزمون فرد ۳۰ ثانیه استراحت کرد. جهت ثبت فعالیت الکتریکی عضلهٔ تیبیالیس قدامی، آزمودنی‌ها به‌صورت ایستاده در وضعیت دورسی فلکشن و جهت ثبت فعالیت الکتریکی عضلات گاستروکنمیوس داخلی و خارجی، آزمودنی‌ها به‌صورت ایستاده در وضعیت پلانتار فلکشن قرار گرفتند. در حرکت دورسی فلکشن از فرد خواسته شد که روی پاشنهٔ پا بایستد که درواقع حرکت قسمت پشتی پا به‌طرف جلوی ساق است و در حرکت پلانتارفلکشن از فرد خواسته شد که روی پنجهٔ پا بایستد که درواقع حرکت قسمت کف پایی به‌طرف پشت ساق پا است. سیگنال‌های ثبت‌شده از الکترومایوگرافی، پس‌از اینکه از صفر تا صددرصد در زمان مورد نظر هنجار شد، به‌وسیلهٔ نرم‌افزار متلب[4] تجزیه و تحلیل و به داده‌های قابل استفاده تبدیل شد.

1. Electromyography
2. Biovision
3. SENIAM
4. Matlab

شکل ۱. محل قرارگیری الکترودها روی پا

جدول ۱. محل نصب الکترودها براساس استاندارد سنیام

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

برای ارائهٔ تصویری واضح از داده‌های الکترومایوگرافی و تفسیر اختلاف‌ها، بالاترین مقادیر الکترومایوگرافی، در سه کوشش در دو وضعیت دورسی فلکشن و پلانتار فلکشن در افراد مبتلا به درد ساق پا با افراد سالم مقایسه شد. به‌منظور استفاده از سیگنال‌های الکترومایوگرام، ابتدا بایستی 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. پس‌از هنجارکردن سیگنال، بیشینهٔ سیگنال محاسبه و دامنهٔ سیگنال نسبت به بیشینهٔ سیگنال هنجار شد. سپس، سیگنال یک‌سو شد و درنهایت از فیلتر متحرک[1] گوسی ۴۰۰ نقطه‌ای عبور داده شد (۱۲).

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

1. Moving Average

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-04-24]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1395.14.11.7.4]
[DOI: 10.18869/acadpub.jsmt.14.11.77]

مطالعهٔ خستگی عضلات مورد استفاده قرار می‌گیرند. چگالی طیف توان[1] نقش مهمی در تحلیل سیگنال در حوزهٔ فرکانس دارد و برای محاسبهٔ ویژگی‌های فرکانسی به کار می‌رود.

جدول۲. تعریف ریاضی ویژگی‌های استخراج‌شده در حوزهٔ زمان سیگنال الکترومایوگرام. در این جدول x_i بیانگر i امین مقدار سیگنال الکترومایوگرام، N بیانگر طول سیگنال الکترومایوگرام، w_i بیانگر تابع پنجره وزن‌دار است.

ویژگی استخراج‌شده	تعریف ریاضی
انتگرال قدر مطلق الکترومایوگرام (IEMG)[2]	$\mathrm{IEMG} = \sum_{i=1}^{N} \lvert x_i \rvert,$
مقدار میانگین مطلق (MAV)[3]	$\mathrm{MAV} = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} \lvert x_i \rvert,$
مقدار میانگین مطلق اصلاح شده نوع ۱ (MAV1)[4]	$\mathrm{MAV1} = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} w_i \lvert x_i \rvert, \quad w_i = \begin{cases} 1 & \text{if } 0.25\mathrm{N} \le i \le 0.75\mathrm{N} \\ 0.5 & \text{otherwise} \end{cases}$
مقدار میانگین مطلق اصلاح شده نوع ۲ (MAV2)[5]	$\mathrm{MAV2} = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} w_i \lvert x_i \rvert, \quad w_i = \begin{cases} 1 & \text{if } 0.25\mathrm{N} \le i \le 0.75\mathrm{N} \\ 4i/N & \text{elseif } i < 0.25\ \mathrm{N} \\ 4(i-N)/N & \text{otherwise} \end{cases}$
انتگرال مجذور ساده (SSI)[6]	$\mathrm{SSI} = \sum_{i=1}^{N} x_i^2,$
واریانس الکترومایوگرام (VAR)[7]	$\mathrm{VAR} = \frac{1}{N-1}\sum_{i=1}^{N} x_i^2,$
مقدار مطلق ممان سوم (TM3)[8]	$\mathrm{TM3} = \left\lvert \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} x_i^3 \right\rvert,$
مقدار مطلق ممان چهارم (TM4)[9]	$\mathrm{TM4} = \left\lvert \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} x_i^4 \right\rvert,$
مقدار مطلق ممان پنجم (TM5)[10]	$\mathrm{TM5} = \left\lvert \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} x_i^5 \right\rvert,$
ریشه میانگین مربعات (RMS)[11]	$\mathrm{RMS} = \sqrt{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} x_i^2},$
آشکار ساز Log (LOG)[12]	$\mathrm{LOG} = e^{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} \log(\lvert x_i \rvert)},$
طول شکل موج (WL)[13]	$\mathrm{WL} = \sum_{i=1}^{N-1} \lvert x_{i+1} - x_i \rvert,$
میانگین تغییر دامنه (AAC)[14]	$\mathrm{AAC} = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N-1} \lvert x_{i+1} - x_i \rvert,$
مقدار انحراف معیار (DASDV)[15]	$\mathrm{DASDV} = \sqrt{\frac{1}{N-1}\sum_{i=1}^{N-1} (x_{i+1} - x_i)^2},$
تعداد دفعات عبور از صفر (ZCR)[16]	$\mathrm{ZCR} = \sum_{i=1}^{N-1} \mathrm{sgn}(-x_i x_{i+1}),\ \mathrm{sgn}(x) = \begin{cases} 1 & \text{if x} > 0 \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$
مقدار نرخ درصد Myopulse (MYOP)[17]	$\mathrm{MYOP} = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} f(x_i),\ f(x) = \begin{cases} 1 & \text{if x} > Threshold \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$
دامنه ویلسون (WAMP)[18]	$\mathrm{MAMP} = \sum_{i=1}^{N-1} f(\lvert x_i - x_{i+1} \rvert),\ f(x) = \begin{cases} 1 & \text{if x} > Threshold \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$
تغییر علامت شیب (SSC)[19]	$\mathrm{SSC} = \sum_{i=2}^{N-1} f[(x_{i-1} - x_i) \times (x_i - x_{i+1})],\ f(x) = \begin{cases} 1 & \text{if x} > Threshold \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$

جدول۳. تعریف ریاضی ویژگی‌های استخراج‌شده در حوزهٔ فرکانس سیگنال الکترومایوگرام؛ در این جدول f_j مقدار فرکانس مربوط به طیف فرکانسی، P_j دامنهٔ طیف توان سیگنال الکترومایوگرام در فرکانس j و M نیز طول بازهٔ فرکانسی جهت تعریف طیف فرکانسی است.

ویژگی استخراج‌شده	تعریف ریاضی
فرکانس میانگین (MNF)[20]	$\mathrm{MNF} = \sum_{j=1}^{M} f_j P_j / \sum_{j=1}^{M} P_j,$
فرکانس میانه (MDF)[21]	$\sum_{j=1}^{MDF} P_j = \sum_{j=MDF}^{M} P_j = \frac{1}{2}\sum_{j=1}^{M} P_j,$
فرکانس پیک (PKF)[22]	$\mathrm{PKF} = \max(P_j),\ j = 1, \dots, M$
توان میانگین (MNP)[23]	$\mathrm{MNP} = \sum_{j=1}^{M} P_j / M,$
توان کل (TTP)[24]	$\mathrm{TTP} = \mathrm{SM0} = \sum_{j=1}^{M} P_j,$
ممان طیف اول (SM1)[25]	$\mathrm{SM1} = \sum_{j=1}^{M} P_j f_j,$
ممان طیف دوم (SM2)[26]	$\mathrm{SM2} = \sum_{j=1}^{M} P_j f_j^2,$
ممان طیف سوم (SM3)[27]	$\mathrm{SM3} = \sum_{j=1}^{M} P_j f_j^3,$
واریانس فرکانس مرکزی (VCF)[28]	$\mathrm{VCF} = \frac{\mathrm{SM2}}{\mathrm{SM0}} - \left(\frac{\mathrm{SM1}}{\mathrm{SM0}}\right)^2,$

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-04-24]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1395.14.11.7.4]
[DOI: 10.18869/acadpub.jsmt.14.11.77]

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-04-24]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1395.14.11.7.4]

[DOI: 10.18869/acadpub.jsmt.14.11.77]

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 مسئلهٔ 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 X به‌صورت زیر تجزیه می شود:

$$\mathbf{X} = \widehat{\mathbf{X}} + \mathbf{E} \quad (۱)$$

$$\widehat{\mathbf{X}} = \widehat{\mathbf{T}}\widehat{\mathbf{P}}^T \quad (۲)$$

$$\mathbf{E} = \widetilde{\boldsymbol{T}}\widetilde{\boldsymbol{P}}^{\boldsymbol{T}} \quad (۳)$$

در فرمول، $\widehat{\mathbf{X}}$ زیرفضای اجزای اصلی است که جهت اصلی بردارهای اندازه‌گیری‌شده را نشان می‌دهد. همچنین $\mathbf{E}$ زیرفضای باقی‌مانده و جهت اندازه‌گیری عیب است. $\widehat{\mathbf{T}}$ نشان‌دهندهٔ ماتریس امتیاز[۳۱] است ($\widehat{\mathbf{T}} \in \mathbf{R}^{n \times l}$ و $\widehat{\mathbf{T}} = \mathbf{X}\widehat{\mathbf{P}}. \widehat{\mathbf{P}}$). 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_i ماتریس همبستگی[۳۳] است و ستون‌های $\widetilde{\mathbf{P}}$ شامل $m - l$ بردار ویژهٔ باقی‌مانده‌اند. لذا ماتریس‌های $[\widehat{\mathbf{P}}\widetilde{\mathbf{P}}]$ و $[\widehat{\mathbf{T}}\widetilde{\mathbf{T}}]$ دارای خاصیت تعامد[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) محاسبهٔ ماتریس کواریانس[۳۵] $\mathbf{S}$.

در روش پی سی‌ای، ابتدا باید ستی ماتریس کواریانس محا سبه شود. اما ماتریس کواریانس همیشه در عمل نامعلوم است. این ماتریس معمولاً از روی نمونهٔ متغیرها در وضعیت هنجار تخمین زده می شود. 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.

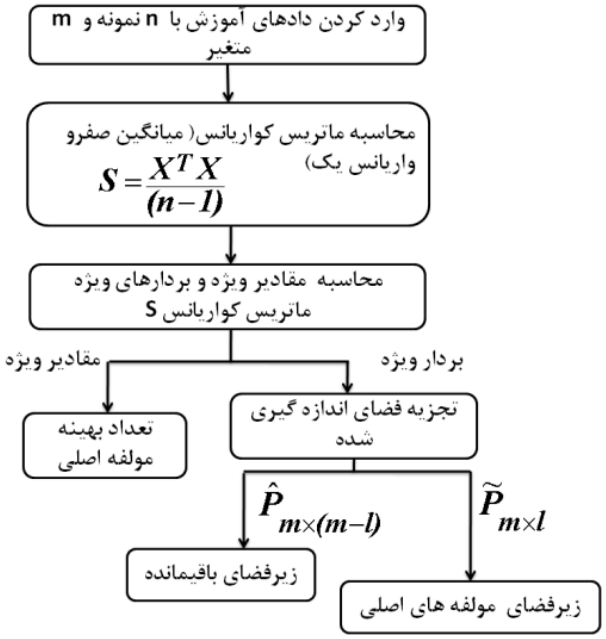
1. Power Spectral Density
2. Integrated EMG
3. Mean Absolute Value
4. Modified Mean Absolute Value Type 1
5. Modified Mean Absolute Value Type 2
6. Simple Square Integral
7. Variance of EMG
8. Absolute Value of the 3th Temporal Moment
9. Absolute Value of the 4th Temporal Moment
10. Absolute Value of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

$$\mathbf{X} = [\boldsymbol{X_1}\ \boldsymbol{X_2}\ \boldsymbol{X_3}\ \dots\ \boldsymbol{X_n}]^{\mathrm{T}} = \begin{bmatrix} x_{11} & \cdots & x_{1m} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ x_{n1} & \cdots & x_{nm} \end{bmatrix} \quad (۴)$$

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

$$S = \frac{1}{n-1}\sum_{i=1}^{n}(\mathbf{x}_i - \bar{\mathbf{x}})\,(\mathbf{x}_i - \bar{\mathbf{x}})^T \quad (۵)$$

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 معادلهٔ (۵) به‌این‌صورت بازنویسی می‌شود:



شکل۲. نمودار مدل‌سازی روش پی‌سی‌ای

$$S = \frac{1}{n-1}\sum_{i=1}^{n}(\mathbf{x}_i)\,(\mathbf{x}_i)^T = \frac{1}{n-1}\mathbf{X}^T\mathbf{X} \quad (۶)$$

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

۴) تعیین تعداد یک مؤلفهٔ اصلی.

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

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-04-24]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1395.14.11.7.4]
[DOI: 10.18869/acadpub.jsmt.14.11.77]

۶) محاسبهٔ ماتریس تصویر[1] $\mathbf{C}$ و $\tilde{\mathbf{C}}$ با استفاده از ماتریس $\hat{\mathbf{P}}$. برای این منظور از معادلات (۷ – ۸) استفاده می شود. لذا فضای اصلی m بعدی داده‌ها با l مؤلفه اصلی و $m-l$ باقی‌مانده جایگزین می‌شود و در نتیجه همبستگی متغیرها از بین می‌رود.

$$\mathbf{C} = \hat{\mathbf{P}}.\hat{\mathbf{P}}^T \quad (۷$$

$$\tilde{\mathbf{C}} = \tilde{\mathbf{P}}.\tilde{\mathbf{P}}^T = (\mathbf{I} - \mathbf{C}) \quad (۸$$

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 نمونهٔ جدید $\mathbf{x}$ می‌تواند به دو قسمت تجزیه شود:

$$\mathbf{x} = \hat{\mathbf{x}} + \tilde{\mathbf{x}} \quad (۹$$

$$\hat{\mathbf{x}} = \mathbf{C}\mathbf{x} \quad (۱۰$$

$$\tilde{\mathbf{x}} = \tilde{\mathbf{C}}\mathbf{x} \quad (۱۱$$

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 می‌افتند. با وجود عیب، تغییرات غیرعادی در $\tilde{\mathbf{X}}$ رخ می‌دهد که درنتیجهٔ آن تصویر در فضای باقی‌مانده افزایش می‌یابد. بنابراین، اندازهٔ بزرگی تصویر یک مقدار اندازه‌گیری‌شده X در فضای باقی‌مانده می‌تواند برای تشخیص وضعیت غیرعادی مورد استفاده قرار گیرد.

کمیت اس‌پی‌ای[2] که کیو استاتیک[3] هم نامیده می‌شود، نشان‌دهندهٔ جمع مربعات اختلاف بین $\mathbf{x}$ و مؤلفه‌های اصلی در مدل پی‌سی‌ای است و از معادلهٔ ۱۲ به‌دست می‌آید.

$$\mathrm{Q-statistics} = \mathrm{SPE}(\mathbf{x}) = \|\tilde{\mathbf{x}}\|^2 = \|\tilde{\mathbf{C}}\mathbf{x}\|^2 = \mathbf{x}^T(\mathbf{I}-\mathbf{C})\mathbf{x} \quad (۱۲)$$

همان‌طور که در معادلهٔ 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 شدهٔ $\mathbf{x}$ محاسبه می‌شود. کمیت Q_α حد آستانه و محدودهٔ اطمینان[4] برای اس‌پی‌ای را نشان می‌دهد که از معادلهٔ ۱۳ محاسبه می‌شود.

$$Q_\alpha^2 = \theta_1\left[\frac{c_\alpha\sqrt{2\theta_2 h_0^2}}{\theta_1} + 1 + \frac{\theta_2 h_0(h_0-1)}{\theta_1^2}\right]^{\frac{1}{h_0}} \quad (۱۳$$

$$\theta_1 = \sum_{j=l+1}^{m}\lambda_j\,\theta_2 = \sum_{j=l+1}^{m}\lambda_j^2\,\theta_3 = \sum_{j=l+1}^{m}\lambda_j^3 \quad (۱۴$$

$$h_0 = 1 - \frac{2\theta_1\theta_3}{3\theta_2^2} \quad (۱۵$$

1. Projection Matrix
2. SPE
3. Q-Statistic
4. . Confidence Limit

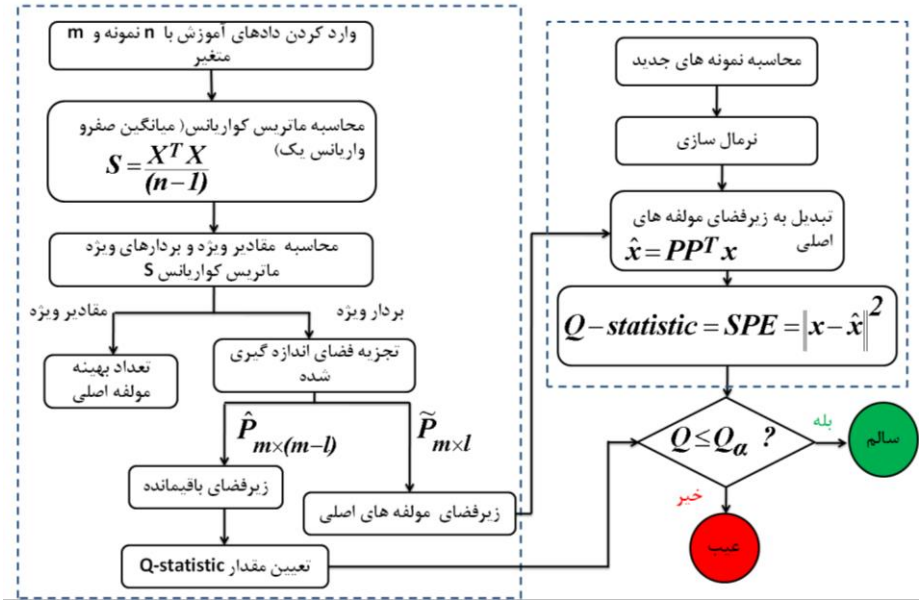
[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-04-24]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1395.14.11.7.4]
[DOI: 10.18869/acadpub.jsmt.14.11.77]

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

تعیین تعداد مؤلفه‌های اصلی یکی از مهم‌ترین قسمت‌ها در روش پی‌سی‌ای است. از پارامتر واریانس درصد انباشتگی[1] برای تعیین این کمیت استفاده می‌شود. تعداد l از روی مشخصهٔ سی‌پی‌وی[2] طوری حساب می‌شود که مقدار سی‌پی‌وی تعداد l تا از بزرگ‌ترین مقادیر ویژه، به یک حد ازپیش‌تعیین‌شده (برای مثال $CPV_\alpha = 95\%$) برسد. به عبارت دیگر داریم:

$$CPV(l) = \frac{\sum_{j=1}^{l} \lambda_j}{\sum_{j=1}^{m} \lambda_j} \times 100\% \geq CPV_\alpha \qquad (۱۶$$

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



شکل۳. نمودار تشخیص به‌کمک روش پی‌سی‌ای

ماتریس کواریانس $\mathbf{S}$ با استفاده از ویژگی‌های افراد سالم به‌دست می‌آید. سپس تجزیهٔ مقادیر مشخص ماتریس کواریانس انجام می‌شود تا ماتریس بردار ویژه $\mathbf{P}$ به‌دست آید. در مرحله بعد، مشخصهٔ سی‌پی‌وی محاسبه می‌شود و تعداد l مولفهٔ اصلی به‌دست می‌آید. در این مقاله مقدار l محاسبه‌شده برابر ۳ است. پس‌از محاسبهٔ تعداد بهینهٔ مؤلفهٔ اصلی، ماتریس بارگذاری $\hat{\mathbf{P}}$ و درنتیجه ماتریس‌های تصویر $\mathbf{C}$ و $\tilde{\mathbf{C}}$ قابل محاسبه هستند. بدین‌ترتیب، مدل پی‌سی‌ای برای افراد سالم ساخته می‌شود. در این مطالعهٔ حد آستانه Q_α^2 برای اس‌پی‌ای با توجه به سطح اطمینان ۹۵درصد محاسبه شده است، که برابر با ۰/۵۸۴ بدست آمده است.

1. Cumulative Percent Variance (CPV)
2. CPV

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-04-24]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1395.14.11.7.4]
[DOI: 10.18869/acadpub.jsmt.14.11.77]

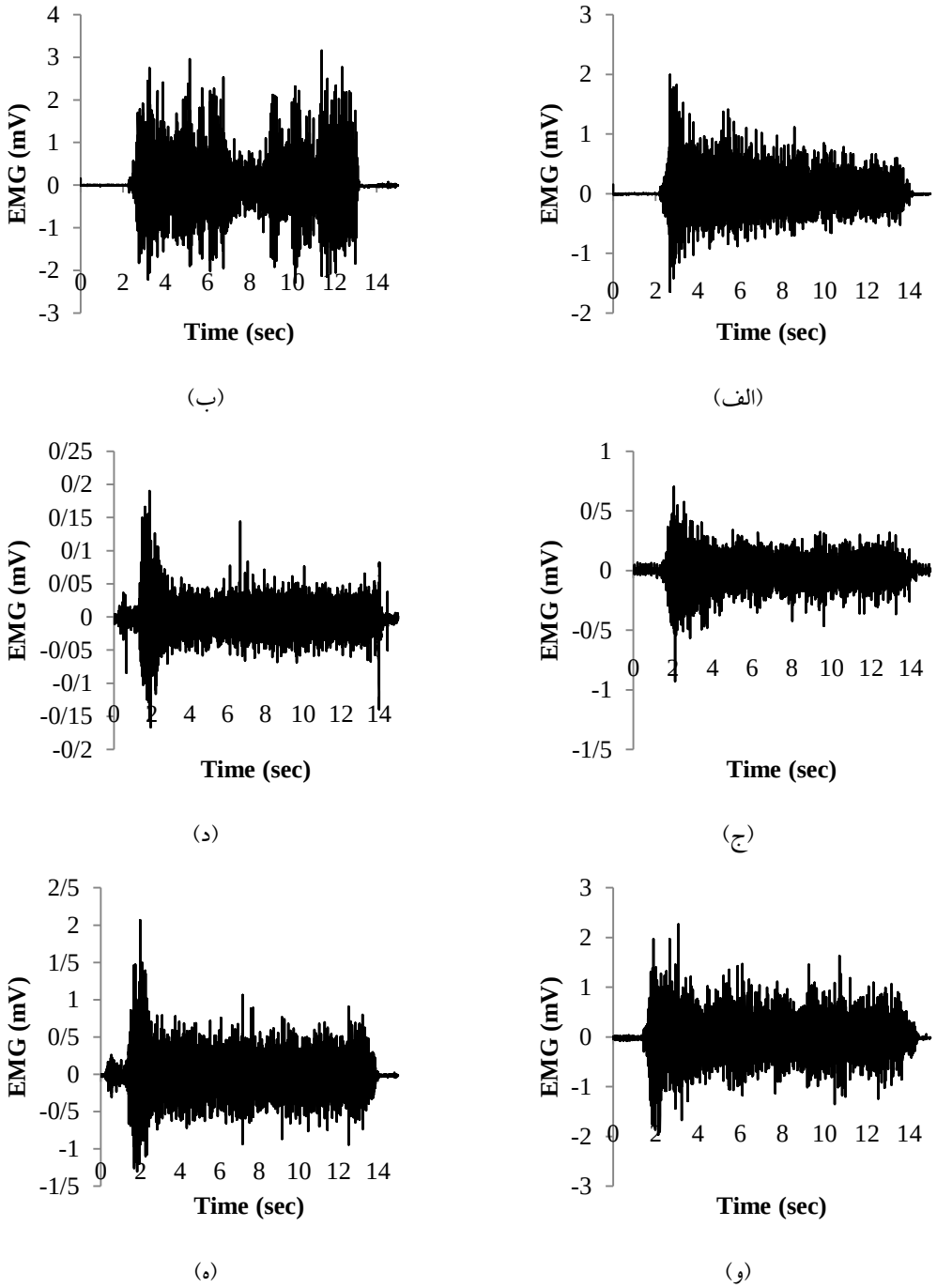
[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-04-24]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1395.14.11.7.4]

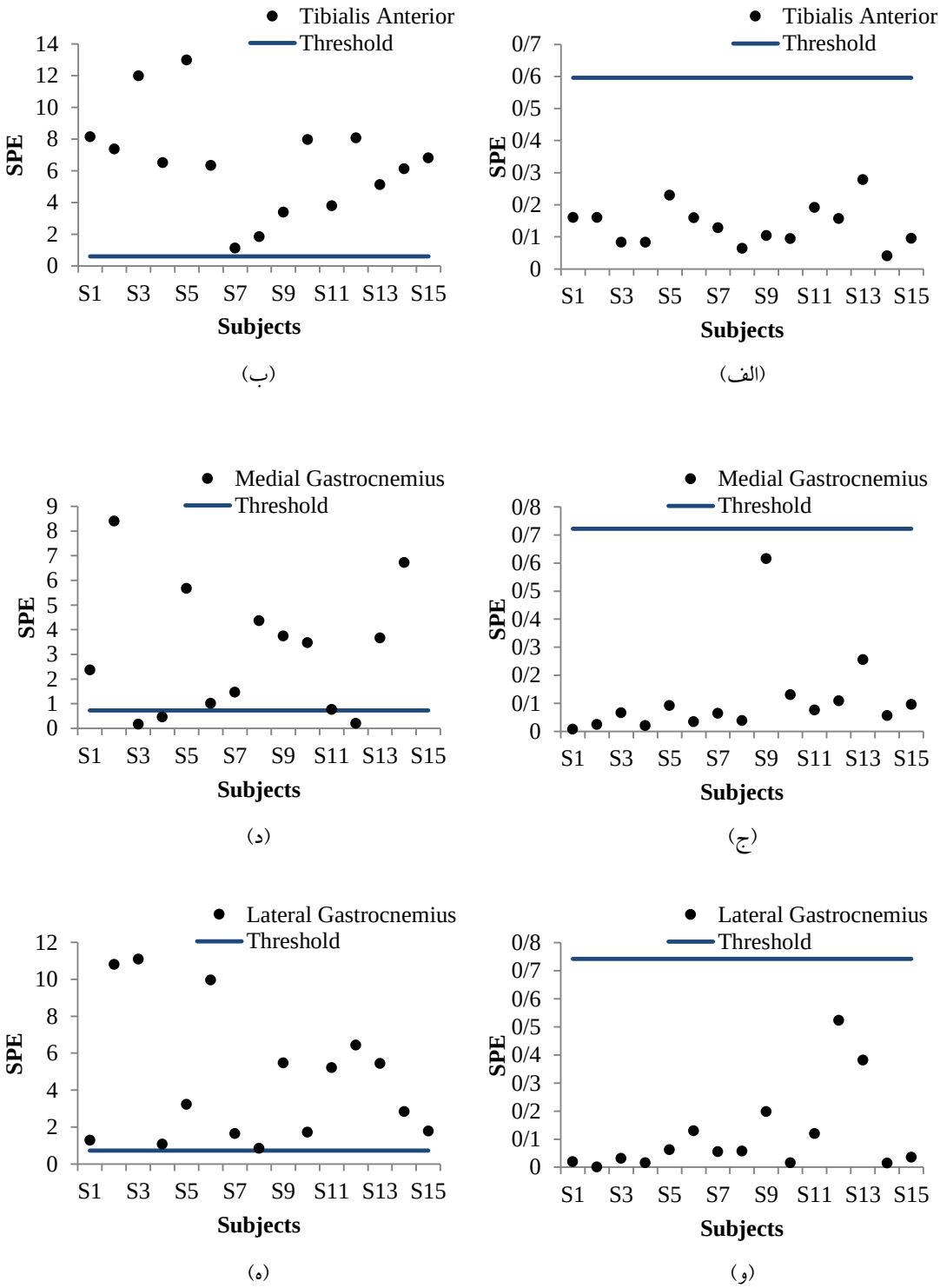
[DOI: 10.18869/acadpub.jsmt.14.11.77]

یافته‌ها

شکل ۴، سیگنال ثبت‌شده از سه عضلهٔ ذکرشده برای فرد سالم و فرد بیمار را نشان می‌دهد. به‌طورکلی، زمان اجرای هر آزمون ۱۰ ثانیه است و پس‌از 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، و) عضله دوقلو خارجی داوطلب سالم و ه) و) عضله دوقلو خارجی داوطلب بیمار



شکل ۵. نمودار اس‌پی‌ای در روش پی‌سی‌ای: 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

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-04-24]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1395.14.11.7.4]
[DOI: 10.18869/acadpub.jsmt.14.11.77]

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. درصورتی‌که برای داوطلبان بیمار این مقدار از حد آستانه بالاتر است. این مسئله نشان می‌دهد که بین ویژگی‌های استخراج‌شده تفاوت معناداری وجود دارد و روش پی‌سی‌ای توانسته به‌خوبی این تفاوت را آشکار کند. با توجه به نتایج نشان‌داده‌شده 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 الکترومایوگرام افراد سالم و بیمار را برای عضله‌های درشت‌نی قدامی و دوقلوی خارجی ۱۰۰ درصد و برای عضلهٔ دوقلوی داخلی ۸۰ درصد تشخیص می‌دهد. نتایج به‌دست‌آمده در این تحقیق نشان می‌دهد که می‌توان از روش پی‌سی‌ای برای تشخیص بیماری یا سلامت استفاده کرد و درواقع تفاوت معناداری بین ویژگی‌های افراد سالم و افراد مبتلا به شین‌اسپلینت وجود دارد.

بحث

هدف اصلی این پژوهش تشخیص بیماری شین‌اسپلیت از روی سیگنال الکترومایوگرام عضله‌های درشت‌نی قدامی، دوقلو داخلی و دوقلو خارجی است. درواقع، 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 الکترومایوگرام عضلات ساق پا از ورزشکاران سالم و مبتلا به شین اسپلینت ثبت شد و مورد ارزیابی قرار گرفت. در این پژوهش ۲۷ ویژگی (۱۸ ویژگی در حوزهٔ زمان و مابقی در حوزهٔ فرکانس) از سیگنال‌های الکترومایوگرام ثبت‌شده برای تشخیص بیماری شین‌اسپلیت استخراج شد. سپس، از روش پی‌سی‌ای به‌منظور پیداکردن تفاوت بین ویژگی‌های استخراج‌شده از سیگنال الکترومایوگرام افراد سالم و بیمار استفاده شد. برای ساخت مدل پی‌سی‌ای و محاسبهٔ اس‌پی‌ای از ویژگی‌های افراد سالم استفاده شده است. حد آستانه برای اس‌پی‌ایی با توجه به سطح اطمینان ۹۵درصد محاسبه شده است، که برابر با ۰/۵۸۴ به‌دست آمده است. معیار تشخیص این‌گونه انتخاب شد که هنگامی که مقدار اس‌پی‌ای، بالای حد آستانه قرار گیرد، فرد مورد نظر مبتلا است و درحالتی‌که 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.

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-04-24]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1395.14.11.7.4]
[DOI: 10.18869/acadpub.jsmt.14.11.77]

تشکر و قدردانی

نویسندگان 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 به‌جاآورند.

منابع

1. 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.
2. Banerjee, P., McLean, C. (2011). Chronic exertional compartment syndrome with medial tibial stress syndrome in twins. Orthopedics. 34(6): 219-21.
3. 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.
4. 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.
5. 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.
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.
7. Moen, M., Tol, J., Weir, A., Steunebrink, M., Winter, D. (2009). Medial tibial stress syndrome: A critical review. Sports Medicine. 39(7): 523-46.
8. Richile, D., Kelso, S.F., Bellucci, P.A. (1985). Aerobic dance injuries: a retrospective study of instructors and participants. Physician Sportsmedicine Journal. 13: 130-40.
9. 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.
10. Myburge, K.H., Grobler, N., Noakes, T.D. (1988). Factors associated with shin soreness in athletes. Physician and Sportsmedicine. 16(4): 129-34.
11. http: //seniam.org/sensor_location.htm
12. 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.
13. Konrad, P. (2005). The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography. Version 1.0, Noraxon. U.S.A. Inc.
14. 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.
15. 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.
16. Sokhangouei, Y., Afsharmand, Z. (2012). Biomechanics and pato Biomechanics muscle (Persain). Sports Publication.
17. 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.
18. Couture, D., Karlson, K. (2002). Tibial stress injuries: decisive diagnosis and treatment of “shin splints. The Physician Sportsmedicine. 30(6): 29-37.
19. Biering-Sorensen, F. (1984). Physical measurements as risk factors for low-back trouble over a one year period. Spine. 9(2):106-19.
20. Clement, D. (1974). Tibial stress syndrome in athletes. The American Journal of Sports Medicine. 2(2): 81-5.
21. 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.
22. 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.
23. 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.
24. 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.
25. 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.
26. Oskoei, M.A., Hu, H. (2006). GA-based Feature Subset Selection for Myoelectric Classification. IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics. 1465-70.
27. Wang, S., Xiao, F. (2004). AHU sensor fault diagnosis using principal component analysis method. Energy and Buildings. 36(2): 147-60.
28. 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.
29. 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.

[Downloaded from c4i2016.khu.ac.ir on 2024-04-24]
[DOR: 20.1001.1.22520708.1395.14.11.7.4]
[DOI: 10.18869/acadpub.jsmt.14.11.77]