

بررسی رفتار غیرخطی فعالیت عضلات اکستانسور کمر به دنبال بروز خستگی در زنان مبتلا به

کمر درد غیر اختصاصی

دکتر سعید طالبیان^۱، دکتر حسین باقری^۲، دکتر غلامرضا علیایی^۲، ناهید براتی^۳، مریم عباسزاده^۴

۱- دانشیار گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

۲- استاد گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

۳- کارشناس فیزیوتراپی

۴- کارشناس ارشد فیزیوتراپی

چکیده

زمینه و هدف: نقش عضلات پشتی-کمری در ثبات ستون فقرات مهم است. به دنبال خستگی ناشی از فعالیت مداوم، این عضلات رفتار کنترلی متفاوتی را نشان می‌دهند. میانه و میانگین طیف فرکانس فعالیت عضلانی، نسبت به گشتاور یا نیروی عضلانی، درصد کمتری تغییر می‌کنند. اگرچه این پارامترها در بسیاری از تحقیقات معتبر به عنوان بهترین شاخص شناخته می‌شوند، ولی پیچیدگی رفتار عصبی عضلانی و تغییرات کنترل حرکت و نیز نحوه پردازش سیگنال می‌تواند دامنه وسیعی از تغییرات اندازه و معیار را به محقق بدهند. با گسترش توانایی‌های پردازش اطلاعات و سیگنال‌های مختلف، مباحث کاربرد روش‌های ارزیابی غیر خطی سیگنال‌های بیولوژیک نیز مطرح شده است و امروزه مقالات متعددی در این زمینه وجود دارد. متغیرهای متعددی در این راستا وجود دارد که شامل درصد تکرار پذیری، درصد شناسایی، تحلیل انرژی و غیره است. این تحقیق به دنبال تعیین تغییرات تحلیل انرژی سیگنال به عنوان یک پارامتر غیر خطی در مقایسه با پارامترهای خطی در تعیین میزان بروز خستگی در عضلات اکستانسور کمر است.

روش بررسی: تعداد ۱۰ زن سالم و ۶ زن مبتلا به کمر درد مزمن غیر اختصاصی در محدوده سنی ۳۰-۲۰ سال در این تحقیق شرکت کردند. ثبت الکترومیوگرافی سطحی از عضلات ناحیه پشت (T12)، کمر (L3) و ران (دو سر رانی) در حین فعالیت ایزومتریک عضلات فوق از طریق قرار گرفتن فرد در روش Sorenson بدست آمد. شاخص‌های خستگی شامل میانه و متوسط طیف فرکانس، و پارامترهای غیرخطی شامل انترویی و ترند در محدوده زمانی یک ثانیه از فعالیت در قبل و محدوده بروز خستگی محاسبه شدند.

یافته‌ها: محاسبه متغیرهای مورد تحقیق برای سه عضله مختلف در گروه سالم نشان داد که میانه و متوسط طیف فرکانس، به دنبال خستگی کاهش معنی داری حدود ۱۲ تا ۲۰ درصد دارند ($p < 0.05$). در حالی که این کاهش در افراد مبتلا به کمر درد کمتر و بین ۴ تا ۲۰ درصد بود ($p < 0.05$). مقایسه انترویی و ترند بعد از بروز خستگی نشان داد که افزایش انترویی (۱۲۰ تا ۲۰۰ درصد) و کاهش ترند (۸۰۰ تا ۲۰۰۰ درصد) در گروه سالم اتفاق افتاده است ($p < 0.05$). در افراد کمر دردی نیز افزایش انترویی (۶۵ تا ۲۲۰ درصد) و کاهش ترند (۲۴۰ تا ۵۰۰ درصد) معنی داری بعد از خستگی به وجود آمد ($p < 0.05$). علی‌رغم عدم معنی داری میانه و متوسط طیف فرکانس در بین دو گروه، اختلاف انترویی و معنی دار شدن آن در بین دو گروه در قبل و بعد از خستگی در سه عضله مورد آزمایش به دست آمد ($p < 0.05$).

نتیجه‌گیری: خستگی در سه سطح از عضلات فوق، به دنبال قرار گرفتن در وضعیت استاتیک اتفاق می‌افتد که میزان آن برای ناحیه کمری بیشتر است. شاخص‌های متداول تعیین خستگی تفاوت خوبی را در هر دو گروه نشان دادند ولی در صد تغییرات آن در مقایسه با پارامترهای غیر خطی بسیار کمتر است. به نظر می‌رسد متغیرهای غیرخطی بویژه انترویی با حساسیت بیشتری این رفتار آشوبگونه را نشان می‌دهند.

کلید واژه‌ها: خستگی عضلانی، کمر درد، انترویی، الکترومیوگرافی سطحی.

(وصول مقاله: ۱۳۸۶/۸/۲۷ پذیرش مقاله: ۱۳۸۶/۱۰/۲۵)

نویسنده مسئول: تهران - خیابان انقلاب - پیچ شمیران - دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران، گروه فیزیوتراپی

e-mail: talebian@sina.tums.ac.ir

مقدمه

طولانی‌تر می‌باشد که با تغییرات شاخص‌های طیف فرکانس به صورت کاهش میانه و میانگین آن مغایر است. لذا بررسی سطح فعالیت عضلانی با معیارهایی نظیر Root Mean Square (RMS) و Average Rectified Value (ARV) و نظیر آن نمی‌تواند خیلی دقیق بوده و تعیین کننده میزان و یا بروز خستگی عضلانی باشد.

مطالعات مربوط به خستگی عضلات نشان می‌دهند که به دنبال ثبت الکترومیوگرافی سطحی از عضلات پایین ستون فقرات با استفاده از شاخص RMS، از محدوده زمانی ۲۰ تا ۴۰۰ میلی ثانیه به بعد، عضلات دچار یک رفتار ثابت از نظر سطح فعالیت به صورت plateau like می‌شوند. این خاصیت نشان دهنده وجود هم بستگی در سیگنال برای زمان‌های

خستگی و پارامترهای طیف SEMG به عنوان هدف و یک روش ارزیابی غیر تهاجمی قدرت عضلات می باشد.

اولین مطالعه مربوط به LBP توسط De Luca ارائه شد. او دریافت که افراد با LBP دارای تحمل کمتر و در نتیجه شیب MF کمتری در طول انقباض عضلات هستند (۲، ۳، ۴، ۵). اما بعدها در این خصوص نتایج متناقضی ارائه شد (۲، ۷، ۶). Humphrey گزارش کرد که شیب MF شانس بهتری در پیش بینی LBP افراد ندارد. بنابراین علی رغم تلاش قابل ملاحظه، ارتباط بین طیف کمیت ها و درد عصبی-عضلانی و اختلال عملکرد دشوار می باشد (۶).

چندین تحقیق دیگر کمیت های دیگر سیگنال های SEMG را مورد بررسی قرار دادند. برای مثال NG و همکاران، تغییرات آمپلی تود SEMG را در حین یک انقباض ممتد آزمایش کردند (۸).

مطالعه دیگر نشان داد که آمپلی تود در ارتباط با مشخصات واحدهای حرکتی می تواند به تفسیر EMG کمک کند (۹).

Ravier و همکارانش روش متفاوت دیگری را برای دست یابی به فرکانس مربوط به طیف فعالیت الکترومیوگرافی که شامل $p(f) \sim 1/f^a$ می باشد بیان کردند. در این معادله p پاور سیگنال f فرکانس و $a > 0$ می باشد (۱). چنین رفتاری به طور اصل از سیستم های self organized منتج شده است (۱۰).

این نتایج از آنالیز غیر خطی دوره های زمانی فیزیولوژیک به دست می آید (۱۱، ۱۰).

Costa و همکارانش مطرح کردند که رفتار پایدار یک سیستم فیزیولوژیک ارتباط نزدیکی با نوسانات بزرگتر در همان سیستم دارد (۱۲).

در این روش، سیستم فیزیولوژیکی می تواند با تغییرات ناگهانی که توسط تحریکات ایجاد می شود تطابق پیدا کند. وسعت نوسانات در سیگنال های فیزیولوژیکی می تواند توسط واحد اندازه گیری محاسبه شده دوره های زمانی به دست آید.

آنالیز غیر خطی دوره های زمانی SEMG از عضلات پایین کمر توسط Sung و همکارانش گزارش شده است. آنها حد واسط جابه جایی را از طریق عملکرد زمانی محاسبه کردند و در یافتند که mean square displacement پس از مدت کمی که افزایش می یابد (کمتر از ۳۰ میلی ثانیه) دچار یک کاهش ثبات در میزان و plateau value می شود. این تطابق

همچنین در بررسی های متعدد مشخص شده است که میانه و میانگین طیف فرکانس در آزمون های خستگی، نسبت به گشتاور یا نیروی عضلانی درصد کمتری تغییر می کنند. به عنوان مثال، در روش تعیین میزان بروز خستگی در حد ۵۰ درصد گشتاور یا حداکثر نیروی اولیه، درصد تغییرات میانه و میانگین طیف فرکانس عضلات درگیر در دامنه ۱۰ تا ۳۰ درصد می باشد. اگرچه این پارامترها در بسیاری از تحقیقات معتبر بعنوان بهترین شاخص شناخته می شوند، ولی به دلیل پیچیدگی رفتار عصبی-عضلانی و تغییرات کنترل حرکت و نیز نحوه پردازش سیگنال، می توانند دامنه وسیعی از جابجایی اندازه و معیار را به محقق بدهند. کلیه پارامترهای خطی به عنوان شاخصی برای قدرت عضلانی و نیز تعیین اندازه خستگی استفاده می شوند و کاربرد زیادی در تحقیقات دارند. در بسیاری از بررسی های جدید سعی شده است که این شاخص های کمی دقیق تر و قابل اعتمادتر شوند. نرمال کردن شاخص ها و ترکیب های خاص آنان سبب شده است که دقت این پارامترهای خطی افزایش یابد. با گسترش توانایی های پردازش اطلاعات و سیگنال های مختلف، مباحث کاربرد این روش ها در سیگنال های بیولوژیک نیز مطرح است و امروزه مقالات متعددی در این زمینه وجود دارد.

یکی از این روش های جدید، آنالیز غیرخطی سیگنال های الکترومیوگرافی است که اخیرا گزارش هایی در این زمینه ارائه شده است. متغیرهای متعددی در این راستا وجود دارند که شامل درصد تکرار پذیری، درصد شناسایی، تحلیل انرژی و غیره است. اینکه یک فعالیت الکتریکی عضله چه میزان دارای اغتشاش و عدم تکرارپذیری، است می تواند معیاری برای تغییرات غیرخطی رفتار سیستم عصبی عضلانی باشد. معیار تحلیل انرژی سیگنال، مهمترین پارامتر این ارزیابی است. این تحقیق به دنبال تعیین تغییرات تحلیل انرژی سیگنال یا Entropy به عنوان یک پارامتر غیر خطی در مقایسه با پارامترهای خطی در تعیین میزان بروز خستگی در عضلات اکستانسور کمر است.

یکی از پارامترهای الکترومیوگرافی سطحی (sEMG) Surface Electromyography بررسی در حوزه فرکانس است، که شامل میانه و میانگین طیف فرکانس می شود. فرکانس میانه (MF) به عنوان فرکانسی است که در آن طیف فرکانس به دو قسمت برابر تقسیم می شود. محدوده MF بطور معمول از ۷۰ تا ۱۲۰ Hz است (۱، ۲). ارتباط بین

ناشی از کمر دردشان بررسی می‌شدند، به نحوی که شدت درد نباید از ۳۰ (مقیاس VAS ۱۰۰ میلی متری) و میزان ناتوانی از ۵ (مقیاس ۲۴ نمره ای پرسشنامه ناتوانی رولاند-موریس) بیشتر می‌بود. همچنین بیمارانی بودند که کمردرد آنها منجر به محدودیت فعالیت روزانه و تغییر شغل آنها نشده بود.

از دستگاه EMG Biometrics مدل DataLog

در این پژوهش استفاده شد. حساسیت ثبت بین ۱۰۰ تا ۲۰۰ میکروولت در محدوده فرکانسی بین ۲۰ تا ۴۵۰ هرتز با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز انتخاب شد. ثبت فعالیت عضلانی با استفاده از الکترومیوگرافی سطحی و همزمان با ثبت دامنه حرکت توسط دستگاه Data log انجام می‌شد. پوست ناحیه مورد نظر پس از آماده‌سازی جهت تعیین محل قرارگیری الکترودهای ثبات در سمت راست علامت گذاری می‌شد. از الکترودهای ثبات مدل SX230 با فاصله بین الکترودی ۲ سانتیمتر و قطر ۱۰ میلی‌متر برای هر یک از الکترودهای فعال و مرجع استفاده شد. الکترودهای فعال در سطح عضله مورد نظر (T12 و L3) در فاصله ۲ سانتیمتری از زوائد خاری مهره‌های پشتی و کمری قرار می‌گرفت. الکترودهای فعال برای عضله دوسر ران بر روی میانه خط بین برجستگی ایسکیال و سر استخوان فیویولا واقع می‌شد. الکترودهای مرجع به طور عمودی پایین تر از الکترودهای فعال قرار می‌گرفتند. الکترودهای زمین از نوع حلقوی مدل R200 بر روی مچ دست راست بسته می‌شد. جهت پردازش سیگنال و تعیین شاخص‌های خستگی و ارزیابی غیرخطی از نرم افزار MATLAB استفاده شد.

ارزیابی دامنه حرکتی، با گونیامتر دیجیتال Data log ساخت شرکت Biometrics انجام شد. الکترودهای مربوط به گونیامتر از نوع strain gauge با دقت (accuracy) ۰.۲ درجه و تکرارپذیری (repeatability) ۱ درجه و مدل SG110 بود. قسمت فوقانی (متحرک) الکترودهای گونیامتر ناحیه میانی خلف و پایین تنه و الکترودهای تحتانی (ثابت) بر روی ساکروم در خط میانی، با چسب مخصوص ثابت می‌شد. دامنه موجود در شرایط قرارگیری فرد بر روی تخت در حالت دمر خوابیده با تنظیم دستگاه صفر در نظر گرفته می‌شد و در حین حرکت هر افزایش دامنه‌ای بعنوان تخمینی از فلکشن یا اکستنشن تنه محاسبه می‌شد.

کلیه افراد پس از ارزیابی توسط فیزیوتراپیست در مراحل آزمایش به شرح زیر شرکت کردند. برای ایجاد خستگی از روش تست خستگی ایزومتریک مناسب شده سورنسون

در سیگنال سبب فقدان همبستگی در آن و یک رفتار غیر پایدار می‌شود (۱۳).

این مطالعه نشان داد که اندازه‌گیری طیف فرکانس برای نشان دادن تفاوت بین افراد کنترل و افراد مبتلا به LBP معیار خوبی است. همچنین بین واحدهای فیزیولوژیکی دوره‌های زمانی این انتظار وجود دارد که افراد مبتلا به کمردرد، انتروپی کمتری نسبت به گروه کنترل نشان دهند.

بررسی غیر خطی سیگنال‌های فیزیولوژیکی با توجه به ماهیت این سیگنال‌ها بسیار ارزشمند است. محققین زیادی این ارزیابیها را بر روی سیگنال الکتروکاردیوگرام و سایر سیگنال‌های بیولوژیکی انجام داده‌اند (۱۶، ۱۵، ۱۴).

در بررسی به عمل آمده مشخص شد که تحقیق در خصوص ارزیابی روند خستگی با استفاده از پارامترهای غیرخطی سیگنال الکترومیوگرافی بسیار محدود و در حد گزارش روی چند یا یک مورد بوده است. لذا این ارزیابیها با توجه به ارزیابی میزان تکرار پذیری و تحلیل انرژی سیگنال می‌تواند بسیار تعیین کننده باشد.

روش بررسی

به علت تفاوت‌های جنسی و اختلاف در آمپلیتود EMG و MF، در این مطالعه فقط زنان بررسی شده‌اند. تعداد ۱۰ فرد سالم بدون سابقه کمردرد و ۶ فرد مبتلا به کمر درد مزمن غیر اختصاصی به طور داوطلبانه پس از تکمیل پرسشنامه و رضایت نامه و نداشتن کمر درد در زمان آزمایش، کوتاهی بارز عضلات همسترینگ، قرار نداشتن در زمان عادت ماهانه و نداشتن فعالیت حرفه‌ای ورزشی در این تحقیق شرکت کردند.

در گروه افراد سالم کلیه شرکت کنندگان دارای شرایط خاص نظیر عدم ابتلا به هر نوع کمردرد در ۶ ماه گذشته، عدم سابقه ابتلا به کمردردی که در مدت زندگی وی بیشتر از سه روز طول کشیده باشد به نحوی که وی مجبور به استراحت در منزل بیش از یک روز شده باشد و از کار خویش باز مانده باشد بودند.

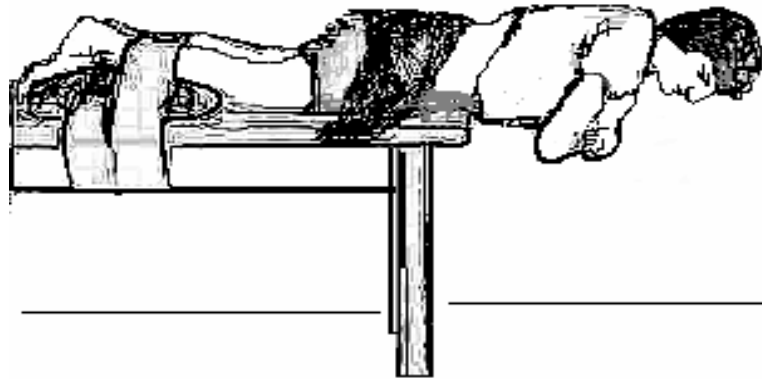
در گروه بیماران مبتلا به کمردرد، افراد می‌بایست دارای دردی مزمن از نوع مکانیکی با حداقل دو سال و به صورت دائم، متناوب یا عود کننده بودند. کمردردهای عود کننده به شرایطی اطلاق می‌شود که بیمار بایستی سابقه حداقل سه بار عود کمردرد در سال به مدت حداقل یک هفته را داشته باشد. این بیماران با تکمیل پرسشنامه شدت و ناتوانی

شناسایی می‌شد. اندام‌های فوقانی افراد در جلوی سینه قرار می‌گرفت. اندام تحتانی آنان توسط بندی در ناحیه مچ فیکس می‌شد. ساعدها به طور متقاطع روی سینه و دست‌ها مقابل هم گذاشته می‌شدند (شکل ۳-۱).

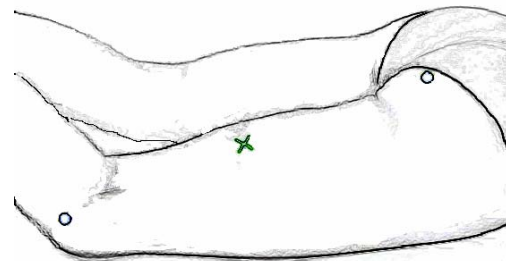
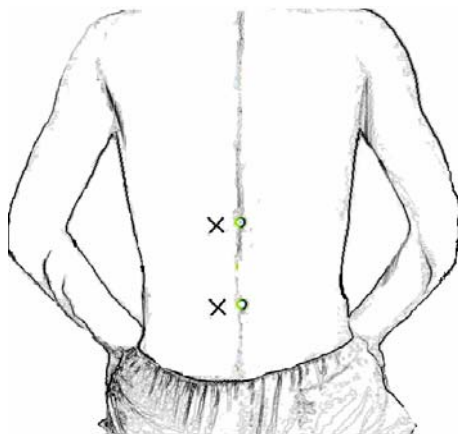
زمانی که فرد نمی‌توانست قرار گرفتن در وضعیت افقی را ادامه دهد، به وی اجازه داده می‌شد تغییر پوزیشن داده و آزمایش خاتمه می‌یافت. الکترودهای sEMG به طور دو طرفه روی عضلات ارکتور اسپاین در سطوح T12 و L3 و عضله بایسپس فموریس سمت راست گذاشته می‌شد (شکل ۳-۲).

(modified sorensen isometric fatigue test) که توسط Mayer و همکارانش گزارش شده استفاده شد (۱۷).

از افراد خواسته می‌شد تا در وضعیت دمر خوابیده روی تخت، طوری قرار بگیرند که کمرست ایلیک آنان در لبه میز باشد و تنه خود را بر خلاف جاذبه به طور افقی قرار داده و با حداکثر توان خویش تا بروز خستگی نگه دارند، یک شاقول جهت باز خورد برای نگه داری تنه تا زمان بروز خستگی بر روی پشت فرد قرار داده می‌شد. با نصب یک گونیامتر دیژیتال بر روی انتهای کمر تا ناحیه ساکرم که بطور دائم زاویه فلکشن کمر را نشان می‌داد و در حالت شروع آزمایش در صفر قرار داشت، زمان بروز اولین خم شدگی تنه به دلیل خستگی عضلات اکستانسور کمر



شکل ۳-۱) انجام آزمون خستگی به روش سورنسون



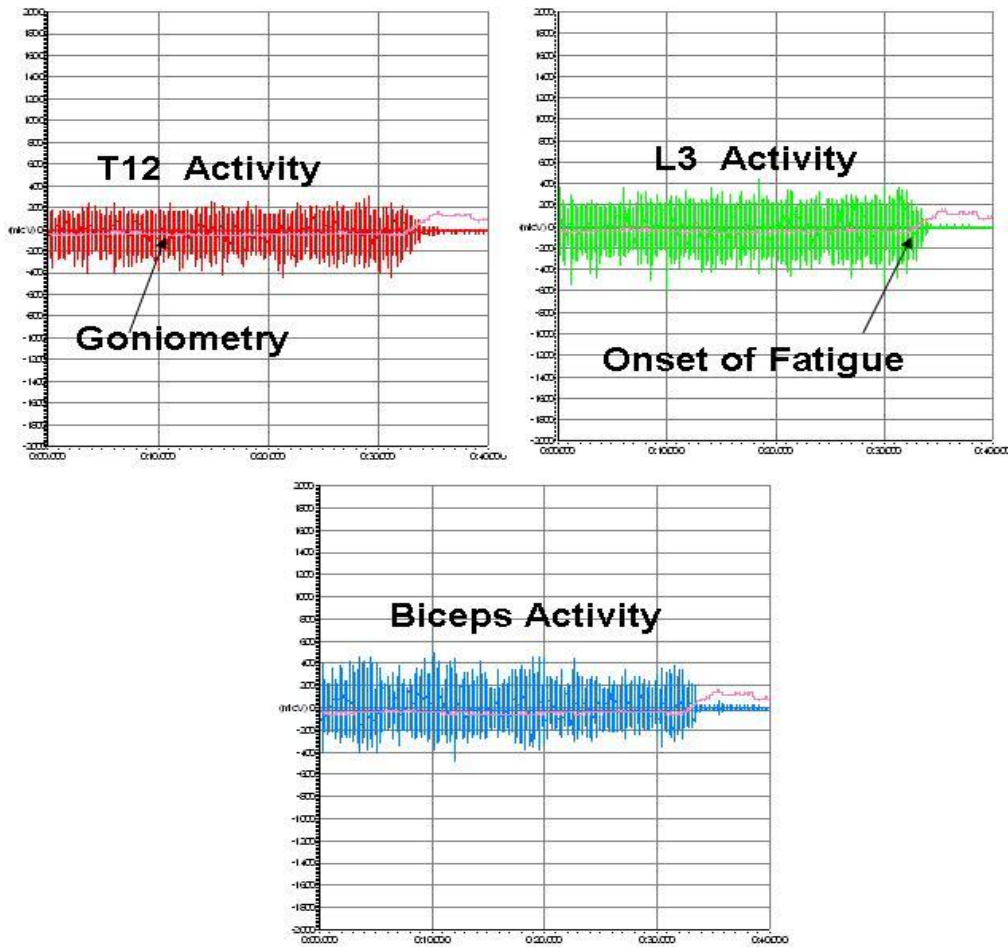
شکل ۳-۲) محل قرار گیری الکترودهای سطحی

فعالیت برحسب میکرو ولت با شاخص RMS، میزان میانه طیف فرکانس یا Median Frequency، میزان میانگین طیف فرکانس یا Mean Frequency و متغیرهای غیر خطی

پس از ثبت فعالیت الکترومیوگرافی سطحی (شکل ۳-۳)، یک ثانیه فعالیت عضلانی در قبل و بعد از خستگی شناسایی و پارامترهای تحقیق در دو قسمت متغیرهای خطی شامل مقدار

خستگی مورد مقایسه قرار گرفتند.

شامل تحلیل انرژی سیگنال یا انتروپی (Entropy) و ثبات سیگنال یا ترند (Trend) با نرم افزار VRA ، در قبل و بعد از



شکل ۳-۳) ثبت از سه عضله در محل‌های مختلف. جایجایی تنه به دنبال خستگی همراه با تغییرات گونیامتر زمان بروز خستگی را نشان می‌دهد.

ناپارامتری Mann-Whitney جهت مقایسه بین دو گروه مورد تجزیه تحلیل آماری قرار گرفتند.

کلیه متغیرهای تحقیق پس از پردازش و استخراج، توسط نرم افزار آماری SPSS ویرایش ۱۰ و با استفاده از آزمون

یافته‌ها

این آزمایشات نشان داد که تفاوت بارز و مشخصی بین میزان تحلیل انرژی سیگنال یا Entropy و همچنین ثبات سیگنال یا Trend در قبل و بعد از خستگی در هر یک از دو گروه وجود دارد. همچنین مقایسه بین دو گروه از افراد مشخص کرد تفاوت مهمی در پارامترهای غیر خطی به ویژه انتروپی سیگنال وجود دارد (جداول ۲ و ۳).

افراد شرکت کننده در این تحقیق دارای میانگین سنی ۲۳/۴۵ سال، متوسط قد ۱۶۹/۲۰ سانتیمتر، وزن ۶۵/۶۵ کیلوگرم و شاخص جرم بدن معادل ۲۲/۸۰ بودند.

نتایج نشان داد که تفاوت معنی داری بین میانه و متوسط طیف فرکانس در قبل و محدوده بروز خستگی در مدت زمان ۱ ثانیه در هریک از گروه‌ها وجود دارد در حالیکه در بین دو گروه هیچ تفاوتی در قبل و بعد از خستگی ملاحظه نشد (جدول ۱).

جدول ۱ - مقایسه متوسط و میانه طیف فرکانس فعالیت الکترومیوگرافی عضلات شرکت کننده در قبل و بعد از خستگی برحسب هرترز

P value	بعد از خستگی		قبل از خستگی		وضعیت	عضله	متوسط
	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین			
۰/۰۰۹	۲۱/۵۴	۸۹/۶۱	۲۱/۲۶	۱۰۳/۷۹	سالم	(T12) ۱	متوسط
۰/۰۲۸	۸/۵۱	۷۵/۵۳	۱۱/۰۵	۷۹/۶۹	بیمار		
۰/۰۰۸	۲۰/۱۵	۹۷/۱۹	۲۲/۹۱	۱۱۳/۹۹	سالم	(L3) ۲	
۰/۰۲۸	۱۲/۹۰	۷۴/۹۵	۵/۷۶	۹۶/۴۹	بیمار		
۰/۰۲۵	۲۴/۷۵	۷۷/۶۳	۳۱/۰۲	۸۸/۶۶	سالم	(Bic. Fem.) ۳	
۰/۰۲۸	۱۱/۷۹	۸۲/۲۷	۱۳/۳۶	۹۱/۱۷	بیمار		
۰/۰۰۵	۱۹/۳۸	۷۴/۰۰	۲۱/۸۳	۸۵/۹۵	سالم	(T12) ۱	میانه
۰/۰۲۸	۸/۴۹	۶۱/۲۳	۹/۴۸	۶۸/۴۰	بیمار		
۰/۰۰۸	۱۷/۸۳	۷۳/۸۰	۲۲/۱۱	۹۳/۵۰	سالم	(L3) ۲	
۰/۰۲۸	۷/۱۲	۶۳/۶۰	۷/۲۹	۸۰/۵۸	بیمار		
۰/۰۲۵	۲۲/۰۹	۶۳/۴۷	۲۹/۵۵	۷۴/۳۷	سالم	(Bic. Fem.) ۳	
۰/۰۲۸	۱۷/۱۰	۷۸/۶۵	۱۵/۸۳	۸۶/۹۷	بیمار		

تفاوت معنی داری بین دو گروه در آنالیز غیرخطی انتروپی سیگنال در قبل و بعد از خستگی وجود دارد.

$$(* ** * = p < ۰/۰۰۵ \text{ و } * * * * = p < ۰/۰۰۵)$$

جدول ۲ - مقایسه تحلیل انرژی سیگنال (Entropy) فعالیت الکترومیوگرافی عضلات شرکت کننده در قبل و بعد از خستگی

P value	بعد از خستگی		قبل از خستگی		وضعیت	عضله
	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین		
۰/۰۰۵	۰/۹۳	۲/۵۶	۰/۱۹	۰/۸۱	سالم	(T12) ۱
۰/۰۲۸	۰/۱۲	* * * * ۰/۸۳	۰/۰۴	* * * * ۰/۵۰	بیمار	
۰/۰۰۵	۰/۷۲	۲/۴۹	۰/۲۷	۰/۷۵	سالم	(L3) ۲
۰/۰۲۸	۰/۲۴	* * * * ۰/۹۱	۰/۰۵	* * * * ۰/۲۹	بیمار	
۰/۰۱۲	۱/۲۱	۳/۵۵	۰/۶۵	۱/۵۶	سالم	(Bic. Fem.) ۳
۰/۰۲۸	۰/۴۲	* * * ۱/۹۵	۰/۱۰	۰/۸۴	بیمار	

جدول ۳- مقایسه ثبات سیگنال (Trend) فعالیت الکترومیوگرافی عضلات شرکت کننده در قبل و بعد از خستگی

P value	بعد از خستگی		قبل از خستگی		میانگین	انحراف معیار
	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین		
۰/۰۰۵	۵۴/۱۶	-۸۰/۹۳	۱۵/۱۴	-۴/۳۵	سالم	عضله ۱ (T12)
۰/۰۲۸	/	** - /	/	/	بیمار	
۰/۰۲۸	۲۳/۳۰	-۳۸/۴۳	۱۲/۰۰	-۴/۹۷	سالم	عضله ۲ (L3)
۰/۰۲۸	/	* - /	/	* /	بیمار	
۰/۰۴۶	۲۳/۳۰	-۸۱/۱۲	۳۳/۸۸	-۱۵/۴	سالم	عضله ۳ (Bic. Fem.)
۰/۰۲۸	۶/۱۰	** -۱۸/۳۲	/	* /	بیمار	

در مقایسه ترند رفتار سیگنال در بین دو گروه به خصوص بعد از خستگی در عضلات پشتی کمتری تفاوت مهمی ملاحظه شد ($p < 0.05$ و $p < 0.001$)

دارند. که این امر تاثیر بروز خستگی بر رفتار فعالیت اغتشاشی الکترومیوگرافی را نشان می‌دهد (جدول ۴).

بررسی درصد تغییرات در شاخص‌های بروز خستگی نشان داد که متغیرهای غیر خطی تفاوت بسیار زیادی را نسبت به شاخص‌های طیف فرکانس و میزان فعالیت عضلانی به همراه

جدول ۴- میانگین و انحراف معیار در درصد تغییرات شاخص‌های خستگی

عضله ۳ (Bic. Fem.)		عضله ۲ (L3)		عضله ۱ (T12)		میانگین	انحراف معیار
انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	میانگین		
۵/۴۳	۱۱/۷۲	۱۱/۲۸	۱۴/۰۶	۷/۱۲	۱۳/۹۲	سالم	میانگین طیف فرکانس
۵/۳۶	۹/۶۲	۱۱/۱۸	۲۲/۴۷	۳/۴۴	۴/۹۲	بیمار	
۱۱/۴۶	۱۲/۵۴	۱۴/۱۵	۲۰/۰۵	۷/۴۴	۱۳/۷۴	سالم	میانگین طیف فرکانس
۵/۴۶	۹/۹۷	۴/۵۱	۲۱/۱۲	۵/۰۱	۱۰/۳۵	بیمار	
۱۷۷/۵۳	۱۶۹/۶۲	۱۰۴/۳۶	۲۵۲/۵۸	۱۲۴/۷۰	۲۲۳/۰۱	سالم	تحلیل انرژی
۵/۵۹	۱۳۲/۴۶	۱۳/۶۴	۲۱۹/۷۳	۳/۷۴	۶۵/۰۹	بیمار	
۲۰۸۳/۰۱	-۱۳۳۸/۲۴	۹۳۲/۷۴	-۸۶۲/۲۸	۲۷۵۹/۳۹	-۲۰۷۸/۳۱	سالم	ثبات سیگنال
۷۱/۴۷	-۲۴۳/۴۴	۱۶۵/۱۸	-۴۸۶/۰۲	۷۳/۵۰	-۳۹۹/۴۴	بیمار	

بحث

برای این پارامترها به دست آمد. مقالات زیادی در این خصوص وجود دارد که تایید می‌کند میانه و میانگین فرکانس به دنبال خستگی کاهش می‌یابد.

این یافته در گروه بیماران مبتلا به کمردرد غیراختصاصی نیز با کاهش در میانه و متوسط طیف فرکانس در بعد از خستگی همراه بود ولی این کاهش در عضلات پشت بین ۴ تا ۱۰ درصد برای متوسط و میانه فرکانس بود. این افراد حدود ۲۰ درصد و تقریباً شبیه به افراد سالم، کاهش در متوسط و میانه طیف فرکانس برای عضله ناحیه کمری داشتند. همچنین کمتر از ۱۰ درصد کاهش را در شاخص‌های طیف فرکانس برای عضله بایسپس فمورس نشان دادند. طبیعی

انجام انقباضات ایزومتریک در عضلات ناحیه مورد نظر تا بروز خستگی در این تحقیق نشان داد که در افراد سالم تفاوت معنی‌داری در پارامترهای متداول نظیر میانه و میانگین طیف فرکانس به وجود می‌آورد. به نحوی که در خصوص عضلات ناحیه پشت نزدیک به ۱۴ درصد کاهش و در عضلات کمری بین ۱۴ تا ۲۰ درصد به ترتیب برای میانگین و میانه طیف فرکانس داشتیم. همچنین عضلات ناحیه خلف ران (بایسپس فمورس) نیز حدود ۱۲ درصد خستگی در هر دو شاخص میانه و میانگین را نشان داد. به عبارت دیگر در طول مدت انجام آزمایش، خستگی بالای ۱۰ درصد در تمام عضلات مشاهده شد. این در حالی است که سطح معنی‌داری خوبی نیز

است این اختلاف اندک با افراد سالم تفاوت آماری را نیز به همراه نداشته باشد. به عبارت دیگر سابقه کمردرد بدون یک علت مشخص نمی تواند تاثیر مهمی در کاهش شاخص های طیف فرکانس به دنبال بروز رفتار خستگی زا به وجود بیاورد.

مطالعات غیر خطی این تحقیق نشان داد که درصد تغییرات دو متغیر تحلیل انرژی و ثبات فعالیت، بسیار بالا بوده و این دو شاخص در رفتارهای آشوبگونه سیگنال به خوبی تغییر می یابند. به نحوی که انتروپی (تحلیل انرژی) در افراد سالم و در هر سه عضله حدود ۱۲۰ تا ۲۵۰ درصد افزایش نشان داد که ناشی از اغتشاش و به هم ریختگی سیگنال نسبت به قبل از خستگی بوده است. همچنین trend (ثبات فعالیت) نیز با کاهش زیاد بین ۸۰۰ تا ۲۰۰۰ درصد برای عضلات ناحیه مورد نظر مواجه بود. در افراد با سابقه کمردرد، ملاحظه شد که روند تغییرات بسیار شبیه به افراد سالم است و در افزایش انتروپی و کاهش ترند به دنبال خستگی، الگوی مشابهی را دارند، با این تفاوت که درصد تغییرات آن کمتر می باشد، به نحوی که برای انتروپی افزایشی حدود ۶۰ تا ۲۰۰ درصد و برای ترند کاهششی در محدوده ۲۴۰ تا ۵۰۰ درصد را داشتند.

نکته بسیار مهم، حساسیت انتروپی در تعیین تفاوت های بین دو گروه و فرایند بعد از خستگی است که با سطح معنی داری بسیار بالایی آن را نشان داد و در مقایسه با سایر شاخص های تحقیق، توانست علی رغم عدم تفاوت در میانه و متوسط طیف فرکانس سه عضله مورد نظر، اختلاف موجود در فعالیت و به کارگیری واحدهای حرکتی را در بین دو گروه و در داخل هر یک از دو گروه به خوبی نمایان سازد به ویژه اینکه در مقایسه با ترند، از انحراف معیار کمتری نیز برخوردار است.

لذا به نظر می رسد ارزیابی های متداول در تعیین شاخص های خستگی و فعالیت های عضلانی می بایست با بعضی از پارامترهای غیر خطی نیز همراه شوند تا نگرش بهتری را به محقق در تحلیل یافته های خویش بدهند.

REFERENCES

1. Ravier P, Buttelli O, Jennane R, Couratier P. An EMG fractal indicator having different sensitivities to changes in force and muscle fatigue during voluntary static muscle contractions. *J Electromyogr Kinesiol* 2005; 15(2): 210-221.
2. Sung PS. Multifidi muscles median frequency before and after spinal stabilization exercises. *Arch Phys Med Rehabil* 2003; 84(9): 1313-1318.
3. Mannion AF, Connolly B, Wood K, Dolan P. The use of surface EMG power spectral analysis in the evaluation of back muscle function. *J Rehabil Res Dev* 1997; 34(4): 427-439.
4. DeLuca CJ. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Crit Rev Biomed Eng* 1984; 11(4): 251-279.
5. Roy SH, De Luca CJ, Emley M, Oddsson LI, Buijs RJ, Levins JA, Newcombe DS, Jabre JF. Classification of back muscle impairment based on the surface electromyographic signal. *J Rehabil Res Dev* 1997; 34(4): 405-414.
6. Humphrey AR, Nargol AV, Jones AP, Ratcliffe AA, Greenough CG. The value of electromyography of the lumbar paraspinal muscles in discriminating between chronic-low-back-pain sufferers and normal subjects. *Eur Spine J* 2005; 14(2): 175-184.
7. Mannion AF, Müntener M, Taimela S, Dvorak J. Comparison of three active therapies for chronic low back pain: results of a randomized clinical trial with one-year follow-up. *Rheumatol(Oxford)* 2001; 40(7): 772-778.
8. Ng JK, Richardson CA, Jull GA. Electromyographic amplitude and frequency changes in the iliocostalis lumborum and multifidus muscles during a trunk holding test. *Phys Ther* 1997; 77(9): 954-961.
9. Dimitrova NA, Dimitrov GV. Amplitude-related characteristics of motor unit and M-wave potentials during fatigue. A simulation study using literature data on intracellular potential changes found in vitro. *J Electromyogr Kinesiol* 2002; 12(5): 339-349.
10. Mandelbrot BB. *The fractal geometry of nature*. San Francisco(CA): Freeman; 1982.
11. West BJ. *Fractal physiology and chaos in medicine*. Singapore: World Scientific; 1990.
12. Costa MG, Goldberger AL, Peng CK. Multiscale entropy analysis of biological signals. *Phys Rev E Stat Nonlin Soft Matter Phys* 2005; 71(2 Pt 1)
13. Sung PS, Zurcher U, Kaufman M. Nonlinear analysis of electromyography time series as a diagnostic tool for low back pain. *Med Sci Monit* 2005; 11(1): CS1-5.
14. Chen SW. A new algorithm developed based on a mixture of spectral and nonlinear techniques for the analysis of heart rate variability. *J Med Engin & Tech* 2007; 31(3): 210-219.
15. Mir AH.. Fuzzy entropy based interactive enhancement of radiographic images. *J Med Engin & Tech*. 2007; 31(3): 220-231.
16. Singh D, Vinod K Saxena SC. Sampling frequency of the RR interval time series for spectral analysis of heart rate variability. *J Med Engin & Tech* 2004; 28(6): 263- 272.
17. Mayer TG, Kondraske G, Mooney V, Carmichael TW, Butsch R. Lumbar myoelectric spectral analysis for endurance assessment. A comparison of normals with deconditioned patients. *Spine* 1989; 14(9): 986-991.