Downloaded from ioh.iums.ac.ir at 12:18 IRST on Thursday January 12th 2017

معرفی روش استفاده از سیگنال مکانومیوگرام در ارزیابی عملکرد عضلات

ناصر کلینی ممقانی[۱]، سید هاشم مسدد[۲]، محسن صفار دزفولی[۳]

چکیده

زمینه و هدف: هرگونه حرکت و فعالیت فیزیکی بدن در شرایط متفاوت، ناشی از فعالیت و انقباض عضلات مرتبط با آن حرکت می‌باشد. انقباض عضلانی با تولید سیگنالهای بیولوژیکی همراه است. تجهیزات بکارگرفته شده برای ثبت، اندازه‌گیری و تجزیه و تحلیل این سیگنالها و مقایسه نوع فعالیت و میزان کارکرد عضلات با تغییرات شاخصه های سیگنالها، روشهای علمی معتبری را برای ارزیابی و تخمین فعالیت عضلات بوجود آورده است. یکی از جدیدترین روشها، استفاده از سیگنال مکانومیوگرام (Mechanomyogram, MMG) میباشد.

روش بررسی: هنگامی‌که عضله منقبض می‌شود، ارتعاشاتی بسیار کوچک در فیبرهای عضلانی بوجود می‌آید. این پدیده به عنوان امواج مکانیکی‌ای در نظر گرفته شده، که با حرکت از داخل به سطح عضله توسط ترانسدیوسر مناسب قابل دریافت می‌باشند. مکانومیوگرافی اصطلاح علمی این سیگنال است. در حقیقت مکانومیوگرافی به خواص مکانیکی و الکترومیوگرافی به خواص الکتریکی واحد های حرکتی فعال شده عضلات در طی انقباض ارادی اشاره دارند.

یافته‌ها: تجزیه و تحلیل فرکانس سیگنال مکانومیگرام رابطه مستقیم بین شدت نیرو و فرکانس را نشان می‌دهد. هم چنین طیف توزیع قدرت فرکانس مکانومیگرام، قابلیت تشخیص و ترکیب انواع متفاوت فیبرهای عضلانی را امکان پذیر می‌کند. دامنه سیگنال مکانومیگرام هم به عنوان یک شاخصه قابل ارزش در تعیین و ارزیابی خستگی عضلانی برای انقباض ایزومتریک آرام و پایدار معرفی می‌شود.

نتیجه‌گیری: مکانومیوگرافی می‌تواند به عنوان یک روش علمی Non-invasive و هم چنین تکمیل کننده با ارزشی برای سیگنال الکترومیگرافی در افزایش توان و کیفیت ارزیابی عملکرد عضلات مورد استفاده پژوهشگران واقع شود.

کلید واژه‌ها: مکانومیوگرافی، ارتعاش و صدای انقباض عضلانی، الکترومیوگرافی، کار عضلانی، خستگی

مقدمه

به موازات ضبط فعالیت الکتریکی عضله‌ی منقبض شده که به آن الکترومیوگرافی (EMG) Electromyography میگویند، ارتعاشات بسیار کوچک تولید شده از مکانیزم انقباض، صدایی با فرکانس کوتاه در بالای عضله‌ی فعال شده بوجود می‌آورد که در سطح آن توسط یک ترانسدیوسر مناسب (Transducer) قابل شناسایی می‌باشد. این پدیده متجاوز از دو قرن میباشد که شناخته شده و در سال ۱۸۱۰ برای اولین بار گزارش شده است (۱). در گزارش مذکور، مؤلف با ساختن یک گوشی ابتدایی بطور مستقیم به صدای انقباض عضلات پایش گوش داد. با این وجود، بدلیل نبود ترانسدیوسرهای مناسب مطالعات آکادمیک و علمی این پدیده برای مدت زیادی نمود پیدا نکرد.

بواسطه پیشرفتهای چشمگیر در تجهیزات سنسورها (Sensors) و همچنین امکانات بکارگیری تکنیکهای تجزیه و تحلیل سیگنال، رشد نسبی قابل توجهی در مکتوبات علمی با موضوعیت فوق پدیدار

۱- نویسنده پاسخگو ،استادیار گروه طراحی صنعتی، دانشکده معماری و شهرسازی، دانشگاه علم و صنعت ایران (email:ri.ca.tsui@inielok)
۲و۳- استادیار گروه طراحی صنعتی، دانشکده معماری و شهرسازی، دانشگاه علم و صنعت ایران

Downloaded from ioh.iums.ac.ir at 12:18 IRST on Thursday January 12th 2017

گشت. در این راستا، در سال ۱۹۴۸ دو محقق با بکارگیری میکروفون پیزو الکتریک، سیگنال الکتریکی مرتبط با صدای ناشی از انقباض عضله را ضبط کردند (۲). آنها پیشنهاد کردند که تولید صدا بواسطه گشادگی جانبی فیبرهای عضلانی (Muscle fibers) فعال شده میباشد که یک موج فشاری قابل شناسایی در سطح عضله پدیدار میکند. همزمانی وجود دو پدیده‌ی صدا و الکتریسیته، آن دو محقق را به سمتی هدایت کرد که صدا را به عنوان خاصیت مکانیکی فیبرهای عضلانی واحدهای حرکتی (Motor unit) فعال، که به روش الکترومیوگرافی ضبط شده است در نظر بگیرند. در ادامه این مطالعات، اولین مقاله‌ی کاملی که نتایج تحقیقات آن به درستی تعیین مقدار شده است، به سال ۱۹۸۰ بر می‌گردد (۳). در مقاله‌ی فوق همچنین نشان داده است که صدای حاصل از انقباض عضلات نمیتواند ناشی از جریان خون و یا عوامل مصنوعی دیگر نظیر لرزه های فیزیولوژیکی و یا سایش میکروفون بر روی پوست باشد. در چند سال اخیر به تناسب توسعه در فناوری امکانات، تجهیزات تحقیقاتی و بخصوص افزایش فوق العاده‌ی کاربرد کامپیوتر در ضبط و آنالیز سیگنال، نتایج جدید و چشمگیری ارائه شده است (۵، ۴). اصطلاحات علمی گوناگونی همچون:

Accelerometermyogram, Vibromyogram, Phonomyogram, Soundmyogram, Muscle sound, and Acoustic myogram

برای نام گذاری این سیگنال توسط بسیاری از محققین پیشنهاد داده شده است (۹، ۸، ۷، ۶).

اخیراً به منظور اشاره‌ی شفاف‌تر به خصلت واقعی این سیگنال، از سوی یک پژوهشگر ایتالیایی اصطلاح مکانومیوگرام سطحی (MMG) Mechanomyogram بکارگرفته شده است (۱۰). این اصطلاح بسیار صحیح‌تر و مناسب‌تر از دیگر اسامی میباشد، به این خاطر که اصطلاح نامبرده تأکید بر ماهیت مکانیکی پدیده‌ی فوق دارد و مستقل از ویژگیهای ترانسدیوسر بکارگرفته شده می‌باشد. به احتمال زیاد، منشأ تولید سیگنال MMG از انتقال ارتعاشات مکانیکی رخ داده در رزنانس فرکانس عضله‌ی فعال شده میباشد. لازم به ذکر است که رزنانس فرکانس بستگی به عواملی نظیر طول، جرم، سفتی عضله (Muscle Stiffness) و تشریح موضعی عضله دارد که در طی یک انقباض ارادی ایزومتریک از بین این عوامل سفتی عضله نقش موثرتر و مهمتری در رزنانس فرکانس دارد.

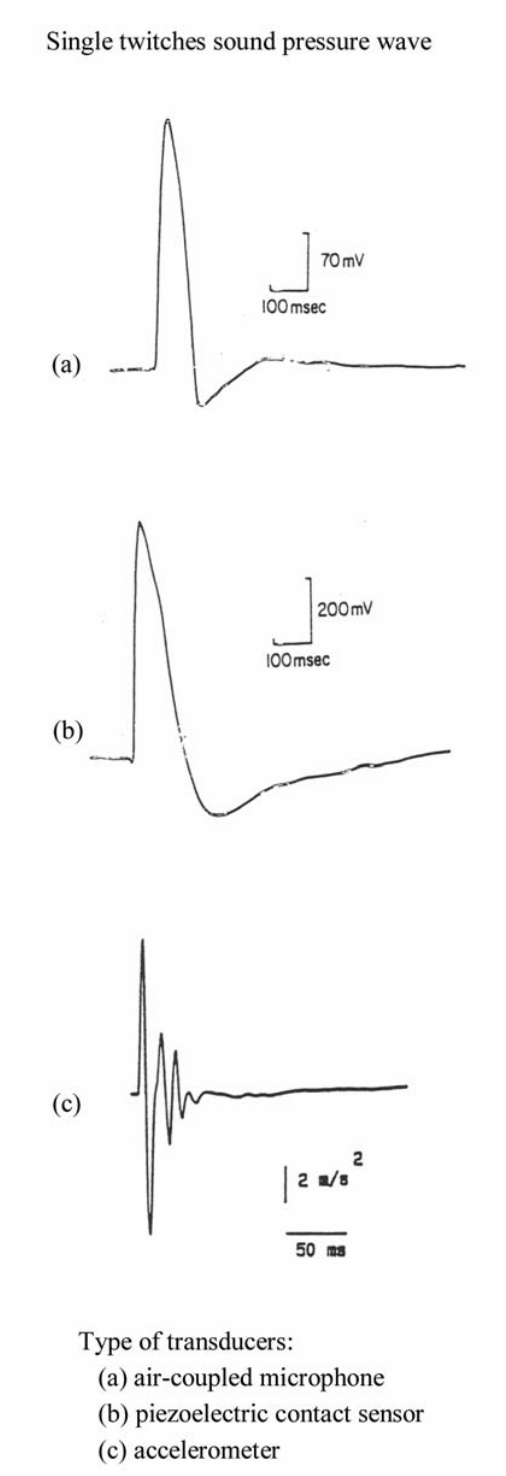
سیگنال MMG برای ارزیابی ظواهر گوناگون عملکرد عضلات پیشنهاد و استفاده می‌شود، که از آن جمله میتوان به ویژگیهایی نظیر خستگی عضلانی، الگوی نوع فیبرهای عضلانی، تغییرات در عملکرد اجرایی عضلات بواسطه تغییر در سن انسانها، لاغری عضلات و صدمات سیستم عصبی عضلانی اشاره کرد. دریافت و ضبط سیگنال MMG در وضعیتهای خاصی که استفاده از سیگنال EMG امکان پذیر نباشد از جمله محیطهایی که در آن چند کار مختلف بطور همزمان با هم ترکیب شده و یا محیطهایی که فضای آن آلوده از امواج الکترومغناطیس سنگین و شدید بوده میتواند بسیار سودمند باشد.

روش بررسی

الف- اندازه گیری و ضبط

ترانسدیوسر نصب شده بر روی سطح پوست، MMG حاصل از انقباض عضله را دریافت و سپس با عبور از یک تقویت کننده مناسب (Bio-amplifier)، سیگنال را تقویت می‌کند. در ادامه، سیگنال توسط A/D کنورتور (Converter) از آنالوگ به دیجیتال تبدیل و در انتها در کامپیوتر علاوه بر ذخیره شدن براحتی در صفحه نمایشگر آن قابل کنترل می‌باشد. سیگنال ثبت شده در کامپیوتر با بکارگیری برنامه های پیشرفته در دو شاخصه اصلی سیگنال (فرکانس و دامنه) قابل تجزیه و تحلیل می‌باشد. چهار ترانسدیوسر متداول (۱۱، ۵) که برای ضبط سیگنال MMG به کار گرفته شده عبارت است از: شتاب سنج (Accelerometers)، سنسور ارتباطی پیزو الکتریکی (Piezoelectric contact sensors) و دو نوع متفاوت میکروفون: خازنی و Air-coupled. با توجه به خصوصیات سیگنال MMG، ترانسدیوسرها می‌باید از نظر پاسخ دهی به فرکانس با مشخصات قطع فرکانس کم بین ۱ تا ۲ هرتز، و قطع فرکانس بالا زیر ۱۰۰ هرتز باشند. از میان ترانسدیوسرهای فوق، شتاب سنج به چند دلیل نسبت به ترانسدیوسرهای دیگر مناسب‌تر بنظر می‌رسد. قابلیت مطالعه بر روی

شکل ۱- تفاوت در شکل موج حاصل از سه ترانسدیوسر بکار گرفته شده برای ضبط سیگنال MMG(۱۰)



عضلات بسیار کوچک، وزن بسیار کم، راحتی در انجام محاسبات و ارائه کردن واحد سیگنال بر مبنای شاخصه‌ی فیزیولوژیکی (m/s) از جمله ویژگی‌های برتر این نوع ترانسدیوسر می‌باشد.

ب- مشکلات فنی

به این نکته‌ی مهم باید دقت نظر داشت که در سیگنالهای ارائه شده‌ی MMG با استفاده از هر یک از ترانسدیوسرها تفاوت آشکاری در کیفیت سیگنال خروجی مشاهده می‌شود. این تفاوت در ترانسدیوسر شتاب سنج نسبت به دیگر ترانسدیوسرها بوضوح دیده می‌شود. در شکل ۱ اختلاف در ویژگیهای امواج صوتی پدیدار شده برای یک توییچ (Twitch) منفرد توسط سه ترانسدیوسر متفاوت نشان داده شده است. ویژگیهای ساختاری ترانسدیوسرها، وزنشان و همچنین روش ثابت نگه داشتن ترانسدیوسر بر روی سطح پوست از نکات بسیار مهم فنی می‌باشند که در هنگام ضبط سیگنال باید مورد ملاحضه قرار گیرند.

ج- مشکلات فیزیولوژیکی

در این مقوله دو مورد می‌تواند مطرح شود: پدیده تداخل بین عضلات مورد مطالعه (موقعیت آناتومیکالی عضله و مشترک بودن نورونهای حرکتی)، و وجود صفحات لایه‌ای بین عضله و ترانسدیوسر (قرارگرفته بر روی سطح پوست). قابل توجه است که مورد دوم می‌تواند به نوعی نقش فیلتر عبوری کوتاه برای امواج مکانیکی که از داخل عضله به سوی سطح آن حرکت می‌کنند را ایفا کند. توجه به دو مشکل فوق (فنی و فیزیولوژیکی) در اندازه گیری، ضبط، آنالیز و تجزیه و تحلیل سیگنال MMG از نکات بسیار مهم می‌باشد.

یافته ها

سیگنالهای بیولوژیکی ثبت شده در شرایط مختلف آزمایشی مطالعاتی به عنوان یافته های اولیه و خام، عمدتاً در حیطه دو شاخصه مهم سیگنال (فرکانس و دامنه) تجزیه و تحلیل شده و تغییرات این دو شاخصه با در نظر گرفتن عوامل دیگر شرایط آزمایشی مورد بررسی، تحلیل و تفسیر واقع می‌شوند.

Downloaded from ioh.iums.ac.ir at 12:18 IRST on Thursday January 12th 2017

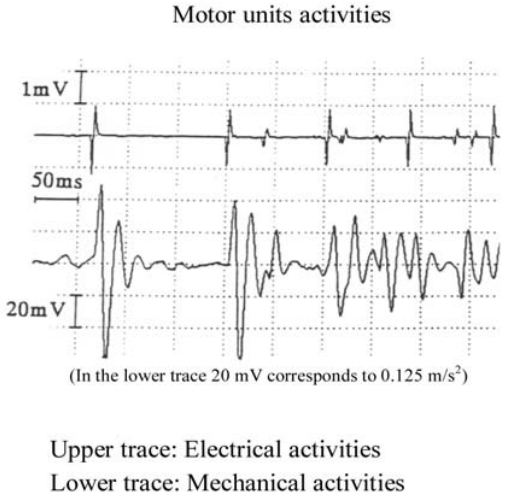
Downloaded from ioh.iums.ac.ir at 12:18 IRST on Thursday January 12th 2017

الف- آنالیز فرکانس MMG

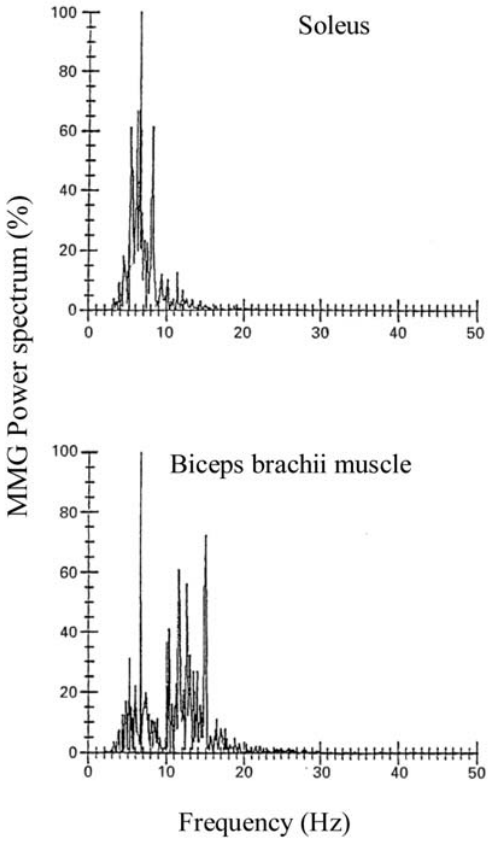
فرکانس کوتاه ارتعاشات تولید شده بوسیله فیبرهای عضلانی بطور خیلی واضح با فرکانس EMG قابل تشخیص هستند زیرا که MMG و EMG اختلافات اساسی را در ویژگی های فرکانس از خود نمایش می‌دهند. این مطلب بخوبی در شکل ۲ نشان داده شده است. فرکانس سیگنال MMG حدوداً بین ۱۰ تا ۴۰ هرتز واقع شده است. سیگنال MMG یک عضله‌ی منفرد از دو جزء تشکیل شده است: الف) فرکانس بلند، متاثر از رزنانس فرکانس عضله و تعداد واحد های حرکتی فعال شده؛ ب) فرکانس کوتاه بواسطه حرکت تنه عضله در طی انقباض دفعتی یا تویچ (۱۲). در رابطه با سیگنال EMG، تغییرات فرکانس در حین انقباض ایزومتریک پایدار به عنوان یکی از شاخصه هایی که دلالت برخستگی عضلات دارد به خوبی به اثبات رسیده است (۱۴، ۱۳). به این صورت که با بروز خستگی عضلات، فرکانس سیگنال EMG به فرکانسهای کوتاه تبدیل می شود، اما برای سیگنال MMG در طی زمان انقباض ارادی ایزومتریک پایدار، تغییرات فرکانس از نقطه نظر تحلیل آماری مهم محسوب نمی‌شوند، ولی به محض آنکه در میزان نیرو تغییر حاصل شود، در فرکانس MMG نیز تغییرات مهمی رخ می‌دهد. این بدان معنی است که تغییرات در فرکانس MMG رابطه‌ی مستقیم با تغییر در میزان مطلق نیرو دارد و از پدیده خستگی عضلات بی تأثیر می‌باشد.

یکی از موارد بسیار جالب که در ارتباط با تحلیل فرکانس MMG مطرح شده، قابلیت تشخیص فیبرهای عضلانی به کمک طیف توزیع قدرت (Power spectrum distribution) از سیگنال MMG می‌باشد. بطور کلی در عضلات دو نوع متفاوت فیبر عضلانی وجود دارد: الف) فیبر تویچ آرام (نوع یک، Type I) با ویژگی مقامت زیاد در برابر خستگی عضلات، واقع در عمق عضله با خاصیت آرام رسیدن به اوج کشش (Low peak tension)؛ ب) فیبر تویچ سریع (نوع دو، Type II) با ویژگی تولید قدرت فراوان و توزیع شده در سطوح نزدیکتر به سطح عضله نسبت به فیبر نوع یک، با خاصیت سریع رسیدن به اوج کشش

شکل ۲- نمودار ضبط فعالیت الکتریکی (سیگنال بالا) و مکانیکی (سیگنال پایین) واحدهای حرکتی عضله باز کننده کوتاه انگشتان پا
(Foot extensor digitorum bervis muscle)



شکل ۳- طیف قدرت در فرکانس سیگنال MMG عضله نعلی (بالا) (Soleus muscle) شامل حدودا ۸۰٪ فیبر عضلانی آرام (نوع یک) و عضله دو سر بازو (پایین) (Biceps Brachii muscle) با نسبت تقریبا مساوی از هر دو نوع فیبر آرام و سریع (نوع دو) (۱۵)



Downloaded from ioh.iums.ac.ir at 12:18 IRST on Thursday January 12th 2017

(High peak tension). عضلات مختلف در بدن انسان هر یک به نسبت خاصی دارای هر دو نوع فیبر عضلانی هستند. توان اجرایی هر عضله در رابطه با نوع فعالیت، دقیقاً در رابطه‌ی مستقیم با درصد دارا بودن عضله از هر یک از فیبرهای عضلانی می‌باشد. این مطلب به خوبی به اثبات رسیده است که آنالیز طیف توزیع قدرت سیگنال MMG هر عضله می‌تواند نشانگر ترکیب و توزیع فیبرها در آن عضله باشد. این مورد برای دو عضله‌ی نعلی و دو سر بازو که از نظر درصد دارا بودن فیبرهای عضلانی، کاملاً متفاوت هستند به خوبی در شکل ۳ نمایان می‌باشد. این ویژگی سیگنال MMG در زمینه مطالعات بر روی ویژگیهای ساختار درونی عضلات، به عنوان یک روش Non-invasive مطرح شده است (۱۵).

بخشی از مطالعات سیگنال MMG به رابطه‌ی بین فرکانس و نیرو پرداخته است. تحقیقات نشان داده است که با افزایش نیرو، و در نتیجه افزایش شدت انقباض عضله، فرکانس سیگنال MMG به فرکانسهای بلند تغییر پیدا می‌کند. علت حاصل شدن چنین تغییراتی افزایش نقش فیبرهای عضلانی نوع دوم بواسطه افزایش تولید نیرو در انقباض عضله مطرح شده است.

ب- آنالیز دامنه MMG

از آنجایی که سیگنال MMG منتج از فعالیت مکانیکی می‌باشد، دامنه‌ی آن میتواند برای ارزیابی خستگی عضلات سودمند باشد. عموماً مقدار دامنه را به صورت درصدی از دامنه‌ی تولید شده بر اثر انقباض ارادی حداکثر عضله Contraction Maximum Voluntary)، (MVC که خود به روش استانداردی بدست می‌اید ارزیابی و بررسی می‌کنند. پژوهشگران بطور کلی بر این اعتقادند که دامنه‌ی سیگنال MMG بطور مستقیم متأثر از ورود مجدد واحدهای حرکتی در مکانیزم انقباض عضله میباشد. لازم به ذکر است که عواملی همچون: ۱) خواص ساختاری لایه های بین عضله و ترانسدیوسر که بر روی سطح پوست واقع شده است، ۲) جرم و طول عضله، ۳) معماری عضله (چگونگی جهت‌گیری امتداد فیبرهای عضلانی با محور طولی عضله) نیز میتوانند تأثیرات مهم و قابل توجه‌ای بر دامنه‌ی سیگنال MMG بگذارند.

ارتعاش تولید شده درنتیجه انقباض عضلانی حاصل از دو نوع حرکت متفاوت میباشد که بطور همزمان در فیبرهای عضلانی رخ میدهد (۱۶). این دو حرکت عبارتند از حرکت جانبی که باعث گشادگی عضله شده، و حرکت در امتداد طولی که باعث کوتاه شدن عضله میگردد. در عضله‌ی دوکی شکل (Fusiform)، امتداد فیبرهای عضلانی به موازات محور طولی عضله می‌باشد، در حالی که در عضله‌ی پرمانند (Penniform)، امتداد فیبرهای عضلانی با محور طولی عضله دارای زاویه‌ی مشخصی می‌باشد. در عضلات دوکی شکل فقط حرکتهای جانبی توسط ترانسدیوسر به ثبت میرسد، در حالی که برای عضله‌ی پرمانند، علاوه بر حرکت جانبی، حرکت در امتداد طولی نیز توسط ترانسدیوسر به ثبت می‌رسد. به علاوه تحقیقات نشان داده است که دامنه‌ی سیگنال MMG بواسطه زاویه‌ی بین امتداد فیبرهای عضلانی و محور اصلی ترانسدیوسر میتواند قابل بررسی و ارزیابی باشد (۱۵). مواردی که در بالا به آن اشاره شد به میزان قابل توجه‌ای در دامنه‌ی سیگنال ضبط شده MMG اثر مستقیم میگذارد و به همین دلیل در هنگام تجزیه و تحلیل سیگنال عضلات مختلف، باید به ساختار معماری عضله نیز دقت نظرکافی داشت.

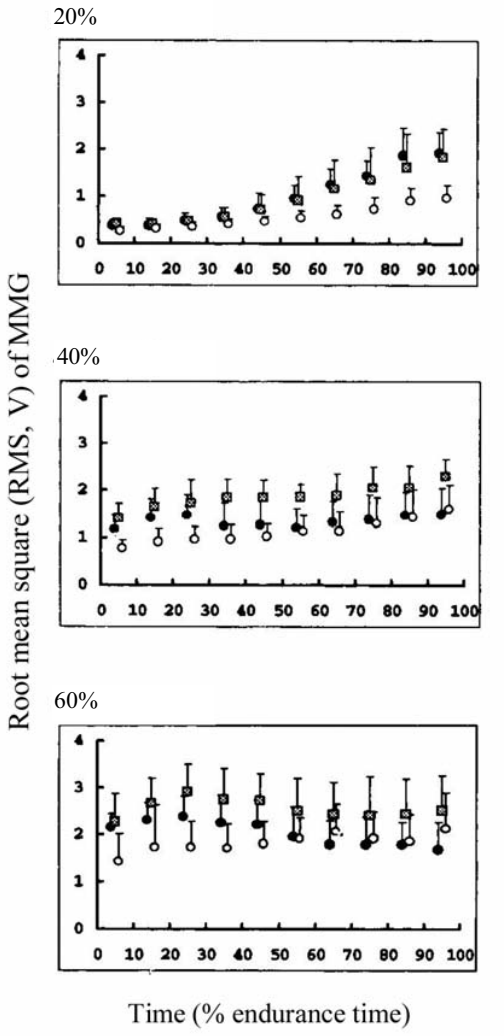
بطور کلی رابطه بین دامنه‌ی سیگنال MMG و نیرو، افزایش دامنه، همراه با افزایش شدت انقباض عضله گزارش شده است. باید دانست که کیفیت این رابطه برای عضلات مختلف از یک شکل واحد برخوردار نمی‌باشد. به عنوان مثال این رابطه برای عضله‌ی دو سر بازوئی (Biceps Brachii) تا ۸۰٪MVC سهمی شکل و بعد از آن نزولی، برای عضله چهارسر ران (Quadriceps) خطی، برای عضله‌ی راست کننده فقرات (Erector spina) معادله درجه‌ی دوم، و برای عضله‌ی نزدیک کننده شست (Adductor pollicis)منحنی میباشد (۱۰).

در صورت ثابت و پایدار بودن میزان شدت انقباض(Sustained isometric contraction)، رفتار تغییرات دامنه‌ی سیگنال MMG در طول زمان (متناسب با میزان شدت انقباض عضله)، متفاوت خواهد بود(۱۷). در انقباض با شدت آرام (۲۰٪MVC) دامنه‌ی سیگنال MMG بطور پیوسته و مداوم از ابتدای شروع انقباض تا زمان حد تحمل

Downloaded from ioh.iums.ac.ir at 12:18 IRST on Thursday January 12th 2017

(Exhaustion)، زمانی که عضله دیگر توان ادامه دادن انقباض و تولید نیرو را نداشته باشد و کاملاً خسته شده است) بطور چشمگیری روند صعودی دارد. در حالی که تغییرات دامنه برای انقباض با شدت متوسط و بالا رفتار متفاوت با نوع رفتار در شدت انقباض آرام خواهد داشت (شکل ۴). بویژه تحقیقات و مطالعات نشان داده است که برای عضله‌ی دو سر بازویی دامنه‌ی سیگنال MMG برای شدت انقباض بالاتر از ۸۰٪ MVC به جای افزایش، برعکس سیر نزولی

شکل ۴- تغییرات دامنه‌ی سیگنال MMG عضله‌ی براکیورادیال (Brachioradialis) در طی انقباض ایزومتریک پایدار در سه شدت متفاوت از درصد حداکثر انقباض ارادی (Maximum Voluntary Contraction: MVC) و در سه زاویه متفاوت آرنج: ۱۲۰ (دایره سیاه)، ۹۰ (مربع) و ۶۰ (دایره سفید) درجه (۱۷)



خواهد داشت (۹). از خصوصیات دیگر دامنه‌ی سیگنال MMG همچنین میتوان به این مورد اشاره کرد که برای یک عضله مشخص در انقباض با شدت ثابت و آرام درصد افزایش مقدار دامنه‌ی سیگنال MMG در زمان انتهایی حد تحمل نسبت به مقدار دامنه در ابتدای شروع انقباض، بطور تقریب ده برابر همان نسبت برای سیگنال EMG عضله‌ی فوق مشاهده شده است (۱۷). این نتایج نشان می‌دهد که در انقباض با شدت آرام، دامنه‌ی سیگنال MMG در برابر پدیده خستگی به مراتب حساستر از سیگنال EMG می‌باشد.

بحث

در طی فعالیت عضلانی با شرایط ثابت بودن میزان نیرو (انقباض ایزومتریک)، علی رغم ایجاد خستگی، فرکانس سیگنال MMG از پدیده خستگی تاثیر نمی‌پذیرد، در حالی که تغییر در میزان شدت نیروی انقباض، اثر مستقیم بر فرکانس سیگنال MMG خواهد گذاشت. بنابراین برای مطالعات در زمینه‌ی فعالیت عضلانی از نقطه نظر ارزیابی نیرو، بکارگیری این خصوصیت سیگنال MMG به عنوان یک روش اندازه‌گیری دقیق پیشنهاد شده است.

– نمودار توزیع طیف قدرت در سیگنال MMG یک عضله به جهت دارا بودن قابلیت تشخیص و ترکیب فیبرهای عضلانی به عنوان یک روش علمی مورد قبول پژوهشگران به منظور مطالعه در ساختار عضلات مطرح میشود. این ویژگی سیگنال MMG بخصوص برای تحقیقات در زمینه ارتقاء عملکرد ورزشکاران حرفه‌ای در زمینه فیزیولوژی ورزش بسیار سودمند میباشد.

با توجه به تغییرات مهمی که دامنه‌ی سیگنال MMG نسبت به سیگنال EMG بواسطه بروز خستگی عضلانی در انقباض ایزومتریک پایدار (فقط برای انقباض با شدت آرام، حدود ۲۰ درصد حداکثر نیروی انقباض ارادی) از خود نشان میدهد، در شرایط انجام فعالیتهای آرام و طولانی که تولید نیرو در سطح پایین می‌باشد جهت مطالعه و تحقیق در کارکرد عضلات از نقطه نظر خستگی استفاده از دامنه‌ی سیگنال MMG توصیه میشود.

نتیجه گیری

در پایان، تحقیق حاضر نشان می‌دهد که سیگنال MMG می‌تواند به عنوان تکمیل کننده با ارزشی برای سیگنال EMG در افزایش توان ارزیابی عملکرد عضلات در حوزه مهندسی عوامل انسانی، ارگونومی، طراحی صنعتی، مهندسی صنایع، فیزیولوژی، سلامت کار، بهداشت حرفه ای، و مهندسی پزشکی مطرح شود. بویژه این تکنیک به عنوان یک روش Non-invasive در مطالعه، تحقیق و اندازه‌گیری متغیرهای فیزیولوژیکی انسان مورد استفاده قرار می‌گیرد.

منابع

1. **Wollaston H**. On the duration of muscle action. Philos Trans R Soc, 1810, 100: 1-5.

2. **Gordon G., and Holbourn A**., The sounds from single motor units in a contracting muscle. J Physiol, 1948, 107: 456-464.

3. **Oster G., and Jaffe S**. Low frequency sounds from sustained contraction of human skeletal muscle. Biophys J, 1980, 30: 119-127.

4. **Rodriques AA., Agre JC., Knudtson ER., Franke TM**. Acoustic myography compared to electromyography during isometric fatigue and recovery. Muscle Nerve, 1993, 16: 188-192.

5. **Ioi H., Kawakatsu M., Nakata S., Nakasima A., Counts A**. Mechanomyogram and electromyogram analysis for investigating human masseter muscle fatigue. Ortho waves, 2006, 65: 15-20.

6. **Barry DT., Geiringer SR., Ball RD**. Acoustic myography: a noninvasive monitor of motor fatiguing. Muscle Nerve, 1985, 8: 189-194.

7. **Keidel M., and Keidel WD**., The computer vibromyoraphy as a biometric progress in studying muscle function. Biomedizische Technik, 1989, 34: 107-116.

8. **Maton B., Petitjean M., Cnockaert JC**. Phonomyogram and electromyogram relationships with isometric force reinvestigated in man. Eur J Appl Physiol, 1990

9. **Orizio C., Perini R., Veicsteinas A**. Muscular sound and force relationship during isometric contraction in man. Eur J Appl Physiol, 1989, 58: 528-533.

10. **Orizio C**. Muscle sound: Bases for the introduction of mechanomyographic signal in muscle studies. Crit Rev Bimed Eng, 1993, 21 (3): 201-243.

11. **Orizio C., Liberati D., Locatelli C., De Grandis D., Veicsteinas A**. Surface mechanomyogram reflects muscle fibers twitches summation. J Biomech, 1996, 29: 475-481.

12. **Barry DT., and Cole NM**. Muscle sounds are emitted at the resonant frequencies of skeletal muscle. IEEE Trans Biomed Eng, 1990, 37: 525-531.

13. **Koleini Mamaghani N., Shimomura Y., Iwanaga K., and Katsuura T**. An Ergonomic Evaluation of Physical Workload in Holding a Portable Device with and without the Use of Strap Support: A Surface Electromyography Study Application. The XVth Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK2004); 2004 June 18-21, Boston University, Boston, MA, USA.

14. **Koleini Mamaghani N., Shimomura Y., Iwanaga K., and Katsuura T**. Changes in surface EMG and acoustic myogram parameters during static fatiguing contractions until exhaustion: Influence of elbow joint angles. J Physiol Anthropol, 2001, 20 (2).

15. **Mealing D., Long G., and McCarty PW**. Vibromyographic recording from human muscles with known fiber composition differences. Br J Sports Med, 1996, 30: 27-31.

16. **Akataki K., Mita K., and Itoh Y**. Relationship between mechanomyogram and force during voluntary contractions reinvestigated using spectral decomposition. Eur J Appl Physiol, 1999, 80: 173-179.

17. **Koleini Mamaghani N., Shimomura Y., Iwanaga K., and Katsuura T**. Mechanomyogram and electromyogram responses of upper limb during sustained isometric fatigue with varying shoulder and elbow postures. J Physiol Anthropol, 2002, 21 (1): 29-43.

Downloaded from ioh.iums.ac.ir at 12:18 IRST on Thursday January 12th 2017