

فعالیت الکترومیوگرافی عضلات نگهدارنده ستون مهره‌ای با استفاده از تصاویر

اولتراسوند و پروتکل SENIAM در بیماران اسکولیوز

مهری محمدی دانقرالو^۱، نادر فرهپور^۲، علی احسان صالح^۳، فرید بحریم^۴

چکیده

زمینه و هدف: بررسی فعالیت عضلانی در بیماران اسکولیوز اهمیت کلینیکی دارد. هدف از این مطالعه مقایسه اثر نحوه الکتروگذاری بر اساس توصیه‌های SENIAM با روش اولتراسوند بر میزان فعالیت ثبت شده در عضلات نگهدارنده ستون مهره‌ای بود. **روش‌شناسی:** تعداد ۱۰ دختر مبتلا به اسکولیوز نوجوانی ناشناخته با انحنای دوپل در این مطالعه شرکت کردند. در وظایف حرکتی سوپرن، ابداکشن بازو و Quadruped فعالیت الکترومیوگرافی عضلات نگهدارنده ستون مهره‌ای در سطوح مهره‌های ششم و دهم سینه‌ای، و سوم کمری با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی سطحی ۱۶ کاناله مدل BTS FREE EMG 300 ساخت کشور ایتالیا اندازه‌گیری شدند. راستای الکترودها در روش اول بر اساس توصیه‌های SENIAM و در روش دوم منطبق بر راستای فیبرهای عضلانی مشاهده شده در تصاویر التراسوند تعیین گردیدند.

یافته‌ها: در روش اولتراسوند جهت الکترودها نسبت به روش SENIAM حدود $22 \pm 13/3^\circ$ انحراف نشان داد، اما در هیچ یک از آزمون‌های حرکتی تفاوت معناداری در فعالیت الکترومیوگرافی عضلات مختلف ستون مهره‌ای هنگام اندازه‌گیری با این دو روش مشاهده نشد. در هر دو روش عضلات در سمت دست حرکت کننده، فعالیت بالاتری از عضلات سمت مخالف نشان دادند ($p < 0/05$). **نتیجه‌گیری:** جهت قرارگیری الکترودها در روش اولتراسوند نسبت به روش SENIAM تغییر معناداری داشتند، اما این تغییر در مقادیر اوج RMS تفاوتی ایجاد نکرد. به نظر می‌رسد برای اندازه‌گیری اوج فعالیت الکترومیوگرافی همسان‌سازی شده عضلات نگهدارنده ستون مهره‌ای در بیماران اسکولیوز ضرورتی برای استفاده از التراسوند وجود ندارد. هرچند که در سایر متغیرهای الکترومیوگرافی از جمله فرکانس و یا زمان شروع فعالیت عضلانی نیاز به بررسی بیشتر وجود دارد.

واژه‌های کلیدی: اسکولیوز نوجوانی ناشناخته، عضلات نگهدارنده ستون فقرات، اولتراسوند، فعالیت عضلانی، پروتکل سنیم

۱ دانشجوی دکتری، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه بوعلی سینا، همدان

۲ استاد گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه بوعلی سینا، همدان، (نویسنده مسئول) naderfarahpour1@gmail.com

۳ پزشک متخصص پرتونگاری، همدان

۴ استادیار گروه فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت مدرس تهران

مقدمه

اسکولیوز ناشناخته نوجوانی یک ناهنجاری پیچیده سه‌بعدی است که با انحراف جانبی از محور میانی، چرخش مهره‌ای و انحنای جانبی ستون مهره‌ای تعریف می‌شود (۱). شیوع این ناهنجاری در جمعیت نوجوانان بین ۲٪ تا ۳٪ بیان شده است (۲). علیرغم آن که دلیل مشخصی برای بروز این بیماری شناخته نشده است، اما عوامل متعددی را با این ناهنجاری مرتبط دانسته‌اند (۳). در میان عوامل احتمالی مرتبط با این بیماری، عامل عضلانی به عنوان یکی از عوامل مهم است (۳-۵).

در بیماران اسکولیوز، آناتومی عضلات دو سمت انحنای نامتقارن است (۶). همچنین فیبرهای عضلانی نوع دوم در دو سمت انحنای توزیع یکسانی برخوردار نیستند؛ به طوری که، در سمت محدب در صد تارهای نوع II به نوع I ۴۱/۳ درصد است، در حالی که در سمت مقعر این نسبت ۴۹/۶ درصد است (۷). همچنین عضلات سمت محدب دارای سطح مقطع کوچکتری نسبت به سمت مقعر می‌باشند (۸). اما این که آیا ناهنجاری‌های عضلات پاراورتبرال علت بروز اسکولیوز هستند و یا معلول آن، هنوز مشخص نیست (۳، ۴). محققین عوامل مختلفی را از جمله افزایش تارهای عضلانی نوع I در سمت محدب و تارهای نوع II در سمت مقعر (۹)، عدم تقارن اندازه عضلات در دو سمت (۸) و فعالیت عضلانی نامتقارن را با بروز و پیشرفت انحنای اسکولیوز مرتبط دانسته‌اند.

سیگنال‌های EMG یک رویکرد ارزشمند برای مطالعه انقباضات عضلانی است (۱۰). محققین، فعالیت الکترومیوگرافی عضلات بیماران اسکولیوز را در حین ارائه شتاب ناگهانی (۱۱)، وضعیت‌های ایستاده، نشسته (۶، ۱۲)، خوابیده به شکم (۱۳)، خم شدن جانبی تنه به راست و چپ (۱۴، ۱۵)، فلکشن و اکستنشن ایزومتریک (۱۳) و ایزوکنتریک تنه مورد بررسی قرار داده‌اند (۱۶). در بسیاری از این مطالعات معلوم شده است که در بیماران اسکولیوز، عضلات سمت محدب، فعالیت بیشتری از سمت مقعر دارند (۱۷). چانگ و همکاران^۱ (۲۰۰۵) نیز بین نسبت فعالیت عضلات سمت تحدب به تقعر در سطح مهره تحتانی انحنای پیشرفت انحنای اسکولیوز ارتباط معناداری گزارش کردند (۱۲). در مقابل یافته‌های فوق، اشمیت و همکاران^۲ (۲۰۱۰) فعالیت عضلات سمت مقعر را بیشتر از سمت محدب یافتند (۱۸).

نتایج بدست آمده از مطالعات قبلی با یکدیگر همخوانی نداشته و در برخی موارد متناقض یکدیگرند. عوامل متعددی می‌تواند نتایج ناهمگون را توضیح دهد، از جمله این عوامل می‌توان به تفاوت در نوع و شدت انحنای اسکولیوز بیماران مورد مطالعه (۱۹)، بکارگیری نوع وظایف حرکتی مختلف (۶، ۱۱-۱۳، ۱۶) و ارزیابی‌های کیفی (۲۰) اشاره نمود. همچنین در اکثر مطالعات قبلی روش الکتروگذاری بر روی عضلات راست کننده ستون مهره-ای بر اساس توصیه‌های اروپایی الکترومیوگرافی^۳ (SENIAM) و به موازات تارهای عضلات صورت گرفته است. اما با توجه به اینکه در بیماران اسکولیوز بر اساس شکل انحنای اسکولیوز جهت تارهای عضلانی نیز تغییر می‌یابد و این تغییر در افراد مختلف با توجه به سیستم اسکلتی و شدت بیماری آنها متفاوت است. معلوم نیست که آیا راستای الکترودهای مورد استفاده دقیقاً منطبق با راستای فیبرهای عضلانی می‌باشد یا خیر؟ استفاده از اولتراسوند به عنوان یک تکنیک معتبر و غیر تهاجمی برای تعیین ویژگی‌های مورفولوژیک عضله شامل ضخامت عضله (۲۱)، جهت تارها (۲۲)، زاویه پری شکل عضله^۴ (۲۱) و سطح مقطع عضله (۲۳) مورد استفاده قرار گرفته است.

1 Cheung

2 Schmid

3 Surface EMG for A Non Invasive Assessment of Muscles (SENIAM)

4 Pennation angle

اما هنوز تعیین جهت دقیق تارهای عضلات بیماران اسکولیوز برای ثبت الکترومیوگرافی تا به حال صورت نگرفته است و هنوز مشخص نشده است که آیا الکتروگذاری بر مبنای تصاویر اولتراسوند می‌تواند اختلالات عضلانی بیماران اسکولیوز را بهتر نشان دهد؟

هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر استفاده از تصاویر اولتراسوند در تعیین محل و جهت الکتروود برای اندازه‌گیری فعالیت عضلات نگهدارنده ستون فقرات در بیماران مبتلا به اسکولیوز نوجوانی بود. فرضیه تحقیق عبارت بود از اینکه بین دو روش الکتروگذاری بر مبنای SENIAM و روش اولتراسوند در تعیین محل الکتروود برای اندازه‌گیری فعالیت عضلات نگهدارنده ستون فقرات در بیماران مبتلا به اسکولیوز نوجوانی ناشناخته تفاوت وجود دارد.

روش‌شناسی

آزمودنی‌ها

از میان ۷۰۰۰ دانش آموز دختر مدارس ابتدایی و راهنمایی شهرستان همدان بر اساس یک برنامه غربالگری دانش آموزانی را که دارای هامپ دنده‌ای، انحنای مشهود ستون مهره‌ای، برجستگی یک طرفی کتف، انحراف راستای ستون مهره‌ای از خط شاقول و افتادگی شانه بودند به پزشک ارتوپد معرفی شدند. رادیوگرافی ستون مهره‌ای قدامی- خلفی افراد معرفی شده مورد بررسی قرار گرفت و افرادی که دارای انحنای کاب بیش از ۱۰ درجه بودند و نیز هیچ دلیل خاص شناخته شده‌ای برای این ناهنجاری نداشتند به عنوان بیمار مبتلا به اسکولیوز نوجوانی ناشناخته انتخاب شدند. ۱۰ دختر نوجوان مبتلا به اسکولیوز نوجوانی ناشناخته در این مطالعه شرکت نمودند، به علت انصراف یک نفر از این بیماران تعداد ۹ آزمودنی با میانگین سن: $14/89 \pm 1/16$ (سال)، قد: $161/5 \pm 6/61$ (سانتی‌متر)، وزن: $46/83 \pm 4/23$ (کیلوگرم)، شاخص توده بدنی (BMI): $18/3 \pm 1/84$ (کیلوگرم بر متر مربع)، و زاویه کاب در ناحیه سینه‌ای: $12/8 \pm 28/67$ (درجه) و ناحیه کمری: $27/11 \pm 14/74$ (درجه) مورد مطالعه قرار گرفتند. بر اساس فرمول حجم نمونه کوکران تعداد ۹ آزمودنی کافی بود.

معیارهای ورود آزمودنی‌ها در تحقیق حاضر عبارت بودند از: وجود انحنای دوبل بیش از ۱۰ درجه در بخش سینه‌ای سمت راست و کمری سمت چپ، ناشناخته بودن علت اسکولیوز، نداشتن سابقه درمان فعال، ناهنجاری‌های ارتوپدیکی از جمله اختلاف طول پا (بیشتر از ۵ میلی‌متر) و نداشتن هر نوع سابقه بیماری‌های سیستم عصبی عضلانی. پروتکل تحقیق در کمیته اخلاق پزشکی دانشگاه علوم پزشکی همدان در تاریخ ۱۳۹۳/۰۱/۱۸ با شماره ۱۶/۳۵/۹/۵۸۵۳ پ مورد تایید قرار گرفت. همه داوطلبان قبل از شرکت در مطالعه حاضر فرم رضایت نامه کتبی را امضا نمودند.

ابزار و روش اجرا

برای ارزیابی فعالیت الکتریکی عضلانی، از دستگاه الکترومیوگرافی سطحی ۱۶ کاناله مدل (BTS FREEEMG) (300- BTS Bioengineering Corp 147 prince street suite 11, 11201 Brooklyn NY, Italy) و جفت الکتروود سطحی دو قطبی یک‌بار مصرف با قطر ۱۲ و فاصله مرکز تا مرکز ۲۵ میلی‌متر استفاده گردید. سیگنال‌های الکترومیوگرافی بافرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز، مقاومت ورودی ۱۰۰ مگا اهم و $CMRR > 110$ dB ثبت شدند. ثبت الکترومیوگرافی به دو روش انجام شد: الف) روش مبتنی بر پروتکل SENIAM و ب) روش الکتروگذاری مبتنی بر اولتراسوند. در روش الکتروگذاری بر مبنای پروتکل انجمن اروپایی الکترومیوگرافی (SENIAM)، قبل از شروع الکتروگذاری، ابتدا موهای زائد محل نصب الکتروودها تراشیده و با الکل ۷۰٪ تمیز

گردید. سپس الکترودها روی پوست در فاصله ۳ سانتی‌متری از زائده شوکی مهره‌ها در هر دو سمت ستون مهره-ای در راستای مهره ششم سینه‌ای (ES_{T6})^۱، مهره دهم سینه‌ای (ES_{T10})^۲ و مهره سوم کمری (ES_{L3})^۳ قرار گرفتند و کلیه توصیه‌های SENIAM در ثبت فعالیت الکترومیوگرافی رعایت شد (۱۱، ۲۴). در روش مبتنی بر اولتراسوند ابتدا زوائد شوکی مهره‌های (ES_{T6})، (ES_{T10}) و (ES_{L3}) و فاصله عرضی ۳ سانتی‌متری از این زوائد علامت‌گذاری شد. سپس متخصص رادیولوژی با استفاده از دستگاه اولتراسونوگرافی مدل MEDISON X8 ساخت کره جنوبی با پروب خطی ۷/۵ مگا هرتز و با قطر ۴ سانتی‌متری جهت تار عضله را تعیین می‌کرد. جهت تارها علامت‌گذاری می‌شد و الکترودها در محل و راستای تعیین شده نصب می‌شدند. برای وضوح بیشتر تصاویر از ژل اولتراسوند بین پروب و پوست استفاده شد (۲۵).

وضعیت‌های حرکتی و روش اجرای آن‌ها

شدت فعالیت الکتریکی عضلات ستون مهره‌های ES_{T6} ، ES_{T10} و ES_{L3} در چهار وضعیت مجزا اندازه‌گیری شدند: الف) سوپرمین: آزمودنی با شکم روی توپ قرار می‌گرفت، در حالی که کف هر دو پا در یک سطح برابر و با کمی فاصله از زمین به دیوار تکیه داشت، با در دست داشتن وزنه نیم کیلوگرمی در هر دو دست، دست‌های خود را از جلو بالا می‌آورد.

ب) *آبداکشن دو طرفه بازو در حالت ایستاده*: آزمودنی در وضعیت ایستاده قرار می‌گرفت بطوریکه پاها به اندازه عرض شانه از هم باز بود و در حالی که وزنه یک کیلوگرمی در هر دو دست داشت، دست‌های خود را از پهلو بالا می‌آورد تا دست‌ها در زاویه ۹۰ درجه آبداکشن قرار می‌گرفتند.

ج) وضعیت *Quadruped با بلند کردن دست راست و پای چپ*: فرد بصورت چهاردست و پا روی زمین قرار می‌گرفت، زانوها و دست‌هایش روی میز قرار داشت. دست راست و پای چپ خود را بطور همزمان بالا آورده و در امتداد بدن قرار می‌داد.

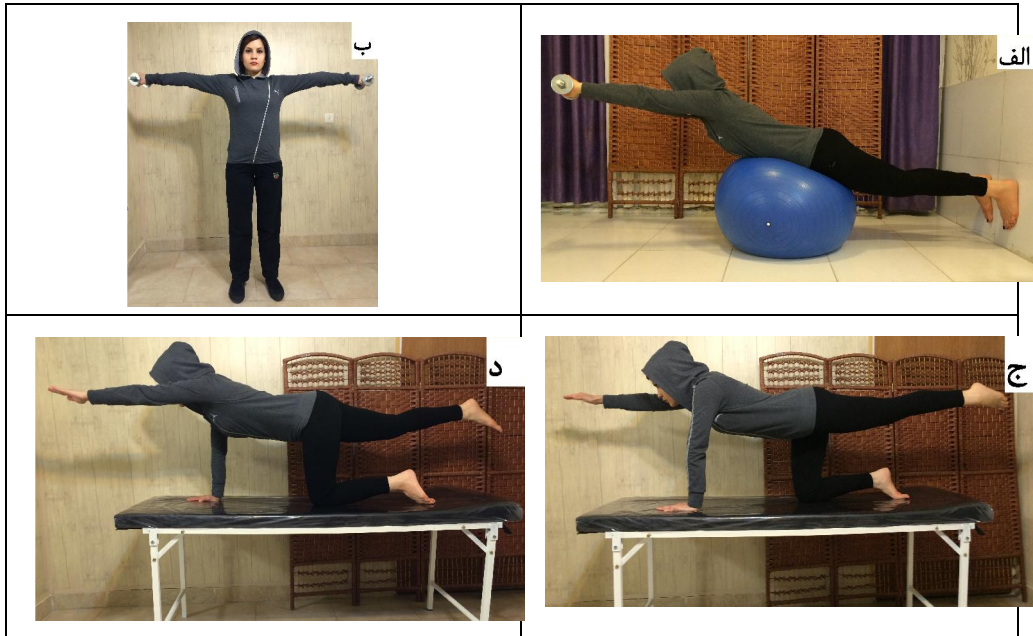
د) وضعیت *Quadruped با بلند کردن دست چپ و پای راست*: فرد بصورت چهاردست و پا روی زمین قرار می‌گرفت، زانوها و دست‌هایش روی میز قرار داشت. دست چپ و پای راست خود را بطور همزمان بالا آورده و در امتداد بدن قرار می‌داد. تصویر مربوط به هر وضعیت در نمودار ۱ آورده شده است. قبل از شروع آزمون‌گیری، جهت آشنایی با آزمون‌ها و اطمینان از صحت اجرای آنها آزمودنی‌ها، هر وضعیت را چند بار انجام می‌دادند. سپس برای آزمون اصلی، هر وضعیت سه بار تکرار می‌شد. بین هر دو وضعیت متوالی یک دقیقه استراحت داده می‌شد. در طول اجرای آزمون، آزمودنی وضعیت تعریف شده را تا ۷ ثانیه نگه می‌داشت و طی این مدت فعالیت EMG عضلات ثبت می‌شد. در پایان، آزمون حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC)^۴ در وضعیت سورنسن انجام شد. برای آزمون MVIC، آزمودنی به حالت دمر بر روی تخت طوری قرار می‌گرفت که خار خارصه قدامی فوقانی استخوان لگن در لبه تخت قرار گیرد. نواحی مفصل ران و ساق پا با نواری محکم و ثابت به تخت آزمایش بسته می‌شد. دست‌های آزمودنی بصورت ضربدر روی سینه قرار می‌گرفت و آنگاه از وی خواسته می‌شد تا در مقابل مقاومت اعمال شده توسط دست آزمونگر، سر و تنه خود را با حداکثر قدرت بالا بیاورد (نمودار ۲) (۲۶).

1 Erector Spinae at T6 vertebral level

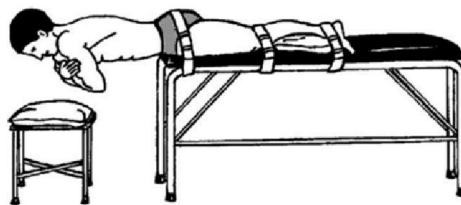
2 Erector Spinae at T10 vertebral level

3 Erector Spinae at L3 vertebral level

4 Maximum Voluntary Isometric Contraction



(نمودار ۱): وضعیت‌های حرکتی مختلف برای اندازه‌گیری شدت فعالیت عضلات ستون مهره‌ای ES_{T6} ، ES_{T10} و ES_{L3}



(نمودار ۲): آزمون MVIC در وضعیت سونرسن

روش پردازش سیگنال‌ها

سیگنال‌های به دست آمده با استفاده از نرم افزار EMG graphing مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفتند. برای پردازش سیگنال‌ها، ابتدا سیگنال‌ها با استفاده از فیلتر میان گذر ۱۰-۵۰ هرتز و ۵۰ هرتز برق شهری فیلتر شدند. سپس دو ثانیه اول و آخر سیگنال‌های ثبت شده حذف و ۳ ثانیه میانی برای تحلیل انتخاب گردید و پس از یکسوسازی سیگنال‌ها، RMS^1 آنها با پنجره زمانی ۲۰۰ میلی‌ثانیه محاسبه شد. با تقسیم RMS به دست آمده از این وضعیت‌های حرکتی بر حداکثر RMS به دست آمده از تکرارهای MVIC، داده‌ها همسان‌سازی شدند. پس از محاسبه RMS سیگنال‌ها، داده‌های به دست آمده با استفاده از نرم افزار SPSS و روش‌های آماری Repeated

^۱ Root Mean Square

Measure ANOVA در سطح معناداری ۵ درصد پردازش شدند. برای بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو ویلک^۱ استفاده شد و مشخص گردید که داده‌ها از توزیع نرمال برخوردارند.

یافته‌ها

نتایج هر یک از وضعیت‌های حرکتی به‌طور جداگانه ارائه شده‌اند. راستای الکترودها در روش تعیین جهت تارهای عضلانی با استفاده از اولتراسوند به ترتیب برای عضلات ES_{T6} ، ES_{T10} و ES_{L3} به ترتیب $8/62 \pm 9/66^\circ$ ، $9/17$ و $10/67^\circ \pm 6/86$ و $19/56^\circ \pm 6/86$ نسبت به روش توصیه شده SENIAM انحراف داشت ($p=0/026$).

وضعیت سوپرمین

جدول شماره ۱ مقادیر میانگین و انحراف معیار اوج فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ES_{T6} ، ES_{T10} و ES_{L3} را در دو روش SENIAM و روش الکتروگذاری با استفاده از اولتراسوند در وضعیت سوپرمین را نشان می‌دهد. تفاوت معناداری در فعالیت الکترومیوگرافی عضلات مختلف ستون مهره‌ای هنگام اندازه‌گیری با روش SENIAM و روش الکتروگذاری با استفاده از اولتراسوند مشاهده نشد.

در این وضعیت، در هر دو روش اندازه‌گیری عضله ES_{T6} ، بیشترین و عضله ES_{L3} کمترین شدت فعالیت را داشتند و بین عامل (عضله و روش الکتروگذاری) تاثیر متقابل معناداری مشاهده نگردید ($p=0/99$). در مجموع بین میانگین شدت فعالیت عضلات سمت راست و سمت چپ تفاوتی وجود نداشت ($p=0/35$). همچنین بین عامل‌های (سمت بدن و روش الکتروگذاری) و (عضله، سمت بدن و روش الکتروگذاری) تاثیر متقابل معنادار نبود.

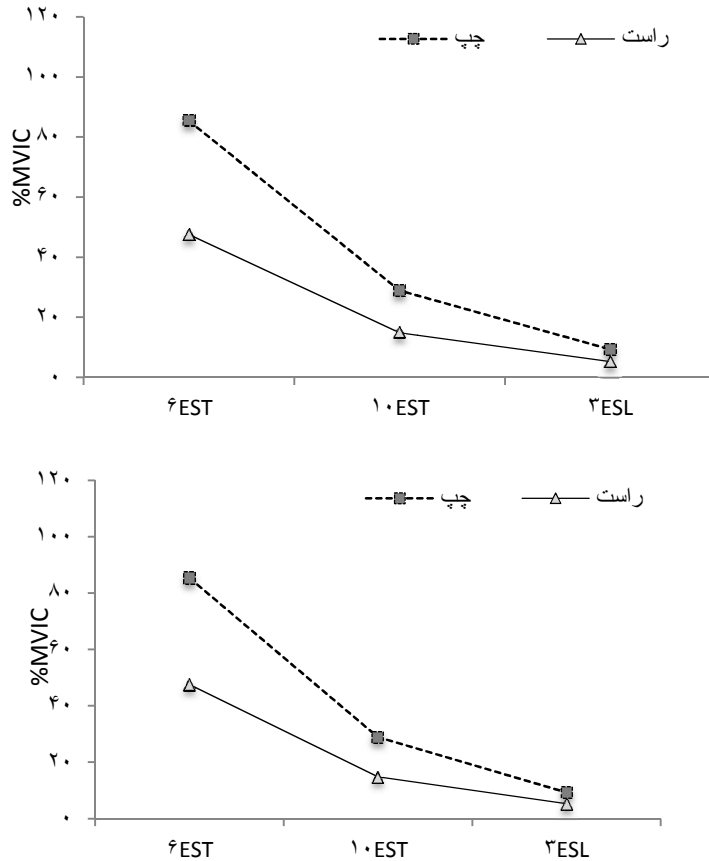
(جدول شماره ۱): میانگین و انحراف معیار شدت فعالیت عضلات ES_{T6} ، ES_{T10} و ES_{L3} در اجرای وضعیت-های حرکتی در دو روش الکتروگذاری SENIAM و با استفاده از اولتراسوند

ES_{L3}		ES_{T10}		ES_{T6}			
چپ	راست	چپ	راست	چپ	راست		
۴۳/۴ ± ۱۵/۷	۴۷/۶ ± ۱۷/۳	۵۸/۴ ± ۱۷/۴	۶۰/۲ ± ۲۰/۹	۸۴/۹ ± ۲۰/۶	۹۳/۷ ± ۳۰/۶	روش اولتراسوند	سوپرمین
۴۳/۳ ± ۱۶/۳	۴۳/۱ ± ۱۱/۱	۵۷ ± ۱۴	۵۷/۸ ± ۱۹/۶	۸۶/۳ ± ۱۲/۴	۸۶/۳ ± ۱۳/۸	روش SENIAM	
۰/۹۸	۰/۴۲	۰/۷۸	۰/۶۹	۰/۸۹	۰/۵۸	P_value	
۳/۹ ± ۱/۵	۵/۴ ± ۱/۷	۱۴/۶ ± ۶/۶	۱۴/۶ ± ۶	۴۱/۲ ± ۲۲/۹	۵۱/۳ ± ۲۱/۷	روش اولتراسوند	پلاکشن دو طرفه بازو
۴/۳ ± ۱/۸	۵ ± ۱	۱۳/۶ ± ۵/۴	۱۵ ± ۶/۲	۳۴/۴ ± ۱۶/۷	۴۳/۸ ± ۱۷/۹	روش SENIAM	
۰/۹۸	۰/۴۲	۰/۵۱	۰/۷	۰/۵۲	۰/۴	P_value	
۲۳/۳ ± ۴/۳	۳۴ ± ۸/۵	۳۷/۹ ± ۱۴/۴	۴۴/۴ ± ۱۸/۶	۱۴/۷ ± ۹/۴	۸۴/۳ ± ۲۰/۵	روش اولتراسوند	Quadrant راست و پای چپ
۲۹/۳ ± ۸/۳	۲۸/۵ ± ۸/۳	۲۸/۴ ± ۱۲/۳	۴۴/۳ ± ۲۲/۵	۲۳ ± ۱۶/۷	۷۹ ± ۲۳/۸	روش SENIAM	
۰/۰۸	۰/۱۶	۰/۸۹	۰/۹۸	۰/۱۴	۰/۶۵	P_value	
۲۰/۷ ± ۱۰/۶	۲۸/۳ ± ۸/۱	۴۱/۷ ± ۱۴/۵	۲۳/۴ ± ۷/۸	۷۴/۴ ± ۲۰/۳	۱۳/۰۱ ± ۸/۵	روش اولتراسوند	Quadrant یا دست چپ
۳۴/۱ ± ۱۱/۸	۲۶ ± ۵/۹	۴۳/۳ ± ۱۳/۹	۲۵/۶ ± ۹/۷	۷۰/۵ ± ۱۶/۲	۸/۶ ± ۳	روش SENIAM	
۰/۴۴	۰/۳۱	۰/۷۳	۰/۴۹	۰/۴۱	۰/۱۳	P_value	
۳۰/۸ ± ۹/۸/۶	۳۰/۸ ± ۵/۸/۳	۲۳/۴ ± ۱۰/۶/۵	۲۰/۵/۷ ± ۱۱/۴	۳۲۰/۹ ± ۱۷/۱/۶	۳۳۷ ± ۱۲/۴/۳	روش با اولتراسوند	سوپرمین
۳۱/۴ ± ۷/۲۱/۱	۲۱/۵/۸ ± ۵/۴/۲	۲۵/۴/۳ ± ۱۶/۰/۶	۲۰/۱/۷ ± ۱۲/۰	۲۹۶/۹ ± ۱۳/۷/۶	۴۱۵/۴ ± ۲۳/۰/۴	روش SENIAM	
۰/۸۷	۰/۵۹	۰/۵۶	۰/۸۰	۰/۵۱	۰/۲۴	P_value	

۱ Shapiro-Wilk test

وضعیت آبداکشن دوطرفه بازو در حالت ایستاده

در این وضعیت نیز مشابه با آزمون قبلی، ES_{T6} بیشتر از دو عضله دیگر و عضله ES_{T10} بیشتر از عضله ES_{L3} فعالیت داشت. روش الکتروگذاری اثری در شدت فعالیت عضلانی نداشت ($p > 0.05$) (جدول شماره ۱).
 بین عامل‌های (عضله و روش الکتروگذاری) و نیز عامل‌های (عضله، روش الکتروگذاری و سمت بدن) تاثیر متقابل معناداری مشاهده نگردید ($p > 0.04$). بین عامل‌های (سمت بدن و عضله) تاثیر متقابل معناداری مشاهده شد ($p = 0.03$)، به این معنی که در حین اجرای تست آبداکشن دوطرفه بازو اختلاف بین شدت فعالیت عضلات در سمت راست و چپ در عضله ES_{T6} بیشتر از عضلات ES_{T10} و ES_{L3} بود (نمودار ۳).

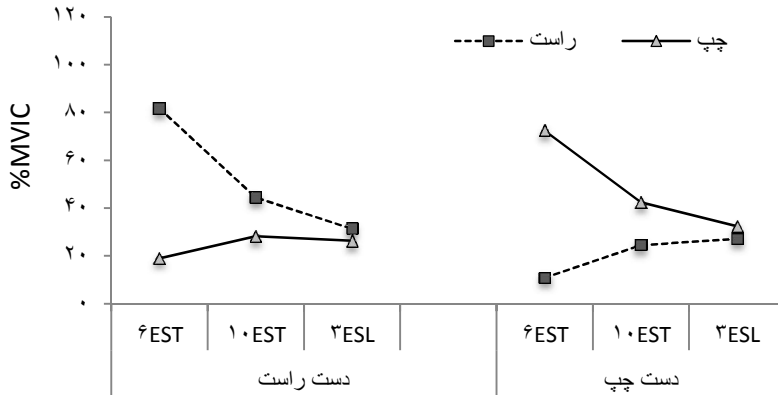


(نمودار ۳): تاثیر متقابل بین عامل عضله و سمت بدن در وضعیت آبداکشن دوطرفه بازو در حالت ایستاده

وضعیت Quadruped

نتایج فعالیت عضلانی برای وضعیت Quadruped در جدول شماره ۱ نشان داده شده اند. هنگام اجرای وضعیت Quadruped با دست راست و پای چپ در هیچیک از عضلات شدت فعالیت عضلات راست کننده ستون مهره-ای در سطوح مختلف در روش SENIAM و روش اولتراسوند از نظر آماری تفاوتی وجود نداشت ($p > 0.05$).

هنگام اجرای حرکت فوق با دست چپ و پای راست نیز به همین صورت بود ($p > 0.05$). اجرای این وضعیت با دست راست تفاوتی با دست چپ از نظر شدت فعالیت عضلات سمت دست و پای بلند شده نداشت ($p = 0.06$). بین دو عامل (جهت حرکت دست و عضله) تاثیر متقابل معنادار مشاهده شد ($p = 0.30$). به طوری که در کل فعالیت عضله ES_{T6} در وضعیت Quadruped با بلند کردن دست راست بیشتر از وضعیت Quadruped با بلند کردن دست چپ بود (نمودار ۴).



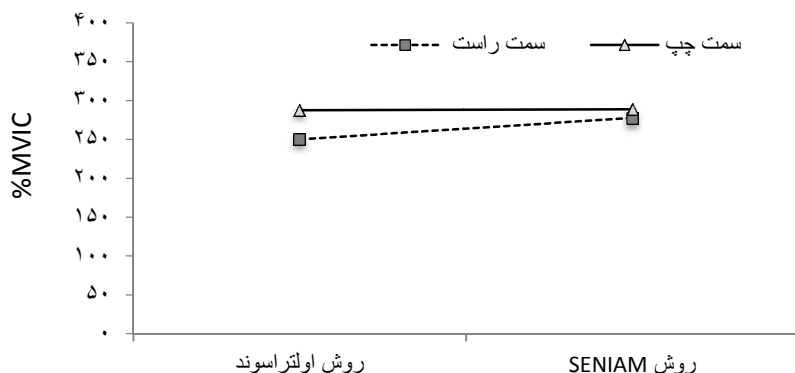
(نمودار ۴): تاثیر متقابل بین سه عامل سمت بدن، جهت حرکت دست و عضله

تعامل معناداری بین سه عامل (سمت بدن، جهت حرکت دست و عضله) وجود داشت ($p = 0.001$). در این وضعیت همواره عضله ES_{T6} سمت دست بلند شده بیش از سمت مخالف بود. در عضله ES_{T10} نیز الگوی فعالیت به همین ترتیب بود. اما میزان اختلاف بین دو سمت کمتر بود. اما در عضله ES_{L3} فعالیت عضلات دو سمت تقریباً مشابه بود (نمودار ۳). تعامل معناداری بین سه عامل (روش الکتروگذاری، جهت حرکت دست و سمت بدن) وجود نداشت ($p = 0.26$).

وضعیت سورنسن

نتایج فعالیت عضلانی برای وضعیت سورنسن در جدول شماره ۱ نشان داده شده‌اند. در این وضعیت نیز تفاوت معناداری در فعالیت عضلات مختلف ستون مهره‌ای هنگام اندازه‌گیری با روش SENIAM و روش الکتروگذاری با استفاده از اولتراسوند مشاهده نشد ($p > 0.05$).

اما نتایج تحلیل عاملی نشان داد هنگام اجرای وضعیت سورنسن، بین عامل (روش الکتروگذاری و سمت بدن) در بیماران اسکولیوز تاثیر متقابل معناداری وجود داشت ($p = 0.32$). به این معنی که در روش اولتراسوند میانگین کل فعالیت عضلانی در سمت چپ بیشتر از سمت راست بود. اما در روش SENIAM فعالیت عضلانی هر دو سمت بدن مشابه بود (نمودار ۵).



(نمودار ۵): تاثیر متقابل بین عامل سمت بدن و روش الکترونگذاری

در مجموع شدت فعالیت عضلات نگهدارنده ستون مهره‌ای در بیماران اسکولیوز هنگام وضعیت سوپرن بیشترین مقدار و در وضعیت ابداکشن دو طرفه بازو در حالت ایستاده کمترین مقدار بود. در هیچیک از حرکات انجام شده فعالیت نامتقارن مشاهده نشد.

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از اجرای این پژوهش، مقایسه فعالیت عضلات ستون مهره‌ای در دو روش الکترونگذاری الف) با روش SENIAM و ب) با روش اولتراسوند بود. نتایج نشان دادند که در وضعیت‌های سوپرن، ابداکشن دو طرفه بازو در حالت ایستاده و وضعیت Quadruped، بین میانگین شدت فعالیت عضلات نگهدارنده ستون مهره‌ای در هر دو سمت راست و چپ بیماران اسکولیوز با روش SENIAM و روش اولتراسوند تفاوت معناداری وجود نداشت. در تایید یافته‌های حاضر، زینیگا و همکاران^۱ (۲۰۱۰) نیز بین فرکانس توان میانه (MPF)^۲ مطلق و نرمال‌سازی شده عضله دوسربازویی هنگام قرارگیری الکترودها به صورت موازی و عمودی هیچ تفاوتی پیدا نکردند (۲۷). زدکا و همکاران^۳ (۱۹۹۷) نیز بین RMS، توان و فرکانس میانه عضلات نگهدارنده ستون مهره‌ای در شرایط موازی و عمودی تفاوت معناداری نیافتند (۲۸). بیدرمن و همکاران^۴ (۱۹۹۱) نیز نشان دادند در صورتی که جهت قرارگیری الکترودها نسبت به جهت تارهای عضلانی با خطا همراه باشد اثر بسیار اندکی بر ثبت EMG دارد (۲۹). ویر و همکاران^۵ (۱۹۹۹) گزارش کردند که MPF تحت تاثیر جهت الکترونگذاری قرار می‌گیرد در حالی که دامنه الکترومیوگرافی (EMG) به تغییرات جهت الکترونگذاری حساسیت کمتری دارد (۳۰). همسو با یافته‌های ویر و همکاران، در مطالعات دیگر، اندرسون و همکاران^۶ (۱۹۷۸)، ویگرو و همکاران^۷ (۱۹۷۹) و کامیک و همکاران^۸ (۲۰۱۰) بین مقادیر MPF و دامنه الکترومیوگرافی در روش الکترونگذاری موازی و عمودی تفاوت معناداری گزارش کردند (۳۱-۳۳). کامیک و همکاران (۲۰۱۰) نشان دادند که اختلاف بین دو روش الکترونگذاری موازی و

1 Zuniga

۲ Mean Power Frequency

3 Zedka

4 Biedermann

5 Weir

6 Andreassen

7 Vigreux

8 Camic

عمود بر جهت تارها پس از همسان‌سازی تا حدود زیادی حذف می‌شود (۳۳). نتایج این تحقیقات نشان می‌دهد که جهت اتصال الکتروود روی پوست در کم و کیف سیگنال‌های ثبت شده اثر (MPF) دارد. در تحقیق حاضر علت عدم وجود تفاوت در اوج دامنه فعالیت عضلات بین دو روش الکتروودگذاری را می‌توان این‌گونه تفسیر نمود که ممکن است در حقیقت در روش SENIAM، الکتروودها دقیق و صحیح و هم جهت با راستای تار عضلانی پیشنهاد شده‌اند و بنابر این با روش مبتنی بر اولتراسوند منطبق است. از طرفی میزان انحنای ستون مهره‌ای آن قدر زیاد نبوده است که موجب تفاوت آناتومی و جهت تارهای عضلات ستون مهره‌ای گردد. همچنین حتی اگر فرض شود که جهت تارها در بیماران تغییر می‌یابند، این تغییر در آزمون‌های اصلی حرکتی و در MVIC یکسان وجود دارد، در نتیجه پس از همسان‌سازی اثر افت سیگنال خام ممکن است هم در آزمون‌های اصلی و هم در MVIC با یک ضریب کم یا زیاد شود و در نتیجه پس از همسان‌سازی این اثر از بین می‌رود. از جمله محدودیت‌های اصلی این مطالعه این است که مقایسه دو نوع روش الکتروودگذاری در یک حرکت کاملاً یکسان امکان پذیر نبود. هرچند که آزمودنی‌ها یک تمرین کاملاً یکسانی را که دارای یک الگوی حرکتی بود اجرا کردند اما کینماتیک اندام‌ها و تنه قابل تنظیم صددرصد نبود و تفاوت‌های ریز بین کینماتیک اندام‌ها و یا انقباضات ارادی افراد قابل کنترل نبود. با توجه به اینکه در مطالعه حاضر حجم جامعه و نمونه آماری کم بود و در برخی موارد نتایج نزدیک به سطح معنی‌داری بودند، احتمالاً افزایش حجم نمونه باعث نتایج دقیق‌تری شود. بنابر این توصیه می‌شود مطالعه مشابه با حجم نمونه بزرگتر انجام شود تا این نتیجه هرچه بهتر اثبات شود. جهت قرارگیری الکتروودها در روش اولتراسوند نسبت به روش SENIAM تغییر معناداری داشتند، اما این تغییر در مقادیر اوج RMS تفاوتی ایجاد نکرد. به نظر می‌رسد برای اندازه‌گیری اوج فعالیت الکترومائیوگرافی همسان‌سازی شده عضلات نگهدارنده ستون مهره‌ای در بیماران اسکولیوز ضرورتی برای استفاده از التراسوند وجود ندارد. هرچند که در سایر متغیرهای الکترومائیوگرافی از جمله فرکانس و یا زمان شروع فعالیت عضلانی نیاز به بررسی بیشتر وجود دارد.

سپاسگزاری

این مقاله بخشی از نتایج پایان نامه دکتری می‌باشد. بدینوسیله از تمامی آزمودنی‌های شرکت کننده در این پژوهش که همکاری صمیمانه داشتند کمال تشکر و سپاسگزاری را می‌نمایم.

References:

1. Ocaña L, Zhao C, Reed JA, Ebenezer ND, Brice G, Morley T, et al. 2008. Assignment of two loci for autosomal dominant adolescent idiopathic scoliosis (AIS) to chromosomes 9q31. 2-q34. 2 and 17q25. 3-qtel. *Journal of medical genetics*. 45(2): 87-92.
2. Weinstein SL, Dolan LA, Spratt KF, Peterson KK, Spoonamore MJ, Ponseti IV. 2003. Health and function of patients with untreated idiopathic scoliosis: a 50-year natural history study. *Journal of the American Medical Association*. 289(5):559-567.
3. Veldhuizen AG, Wever DJ, Webb PJ. 2000. The aetiology of idiopathic scoliosis: biomechanical and neuromuscular factors. *European Spine Journal*. 9(3):178-84.
4. Diab AA. 2012. The role of forward head correction in management of adolescent idiopathic scoliotic patients: a randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation Journal*. 26(12):1123-1132.

5. Polanczyk G, de Lima MS, Horta BL, Biederman J, Rohde LA. The worldwide prevalence of ADHD: a systematic review and metaregression analysis. 2007. *American journal of psychiatry*. 164(6):942-948.
6. Cheung J, Veldhuizen AG, Halberts JP, Sluiter WJ, Van Horn JR. 2006. Geometric and electromyographic assessments in the evaluation of curve progression in idiopathic scoliosis. *The Spine Journal*. 31(3):322-329.
7. Paz A, Brandao I, Silveira E, Gomes C. 2015. Morphological and Morphometric Analysis of Paraspinal and Intercostal Musculature on Adolescent Idiopathic Scoliosis. *The Spine Journal*. 4(206):2.
8. Zoabli G, Mathieu PA, Aubin C-É. 2007. Back muscles biometry in adolescent idiopathic scoliosis. *The Spine Journal*. 7(3):338-344.
9. Mannion AF, Meier M, Grob D, Müntener M. 1998. Paraspinal muscle fibre type alterations associated with scoliosis: an old problem revisited with new evidence. *European Spine Journal*. 7(4):289-293.
10. Merletti R, Parker PA. 2004. *Electromyography: physiology, engineering, and non-invasive applications*. John Wiley & Sons. Vol 11.
11. Farahpour N, Ghasemi S, Allard P, Saba MS. 2014. Electromyographic responses of erector spinae and lower limb's muscles to dynamic postural perturbations in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 24(5):645-651.
12. Cheung KM, Wang T, Poon AM, Carl A, Tranmer B, Hu Y, et al. 2005. The effect of pinealectomy on scoliosis development in young nonhuman primates. *Spine*. 30(18):2009-2013.
13. Weiss H. 1993. Imbalance of electromyographic activity and physical rehabilitation of patients with idiopathic scoliosis. *European Spine Journal*. 1(4):240-243.
14. Feipel V, Aubin C-E, Ciolofan O, Beausejour M, Labelle H, Mathieu P. 2002. Electromyogram and kinematic analysis of lateral bending in idiopathic scoliosis patients. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 40(5):497-505.
15. Farahpour N, Younesian H, Bahrpeyma F. 2015. Electromyographic activity of erector spinae and external oblique muscles during trunk lateral bending and axial rotation in patients with adolescent idiopathic scoliosis and healthy subjects. *Clinical Biomechanics*. 30(5):411-417.
16. Tsai Y-T, Leong C-P, Huang Y-C, Kuo S-H, Wang H-C, Yeh H-C, et al. 2010. The electromyographic responses of paraspinal muscles during isokinetic exercise in adolescents with idiopathic scoliosis with a Cobb's angle less than fifty degrees. *Chang Gung Medical Journal*. 33(5):540-450.
17. Chwała W, Płaszewski M, Kowalski P. 2012. Variations in bioelectric activity during symmetric loading and asymmetric stretching of paraspinal extensors in young adult women with mild single curve scoliosis. *Studies in health technology and informatics*. 176:129-132.
18. Schmid AB, Dyer L, Böni T, Held U, Brunner F. 2010. Paraspinal muscle activity during symmetrical and asymmetrical weight training in idiopathic scoliosis. *Journal of Sport Rehabilitation*. 19(3):315-327.
19. Soucacos PN, Zacharis K, Gelalis J, Soultanis K, Kalos N, Beris A, et al. 1998. Assessment of curve progression in idiopathic scoliosis. *European Spine Journal*. 7(4):270-277.
20. Mahaudens P, Banse X, Mousny M, Detrembleur C. 2009. Gait in adolescent idiopathic scoliosis: kinematics and electromyographic analysis. *European Spine Journal*. 18(4):512-521.

21. Cuesta-Vargas AI, González-Sánchez M. 2014. Prediction of maximal surface electromyographically based voluntary contractions of erector spinae muscles from sonographic measurements during isometric contractions. *Journal of Ultrasound in Medicine*. 33(3):399-404.
22. Miyoshi T, Kihara T, Koyama H, Yamamoto S-I, Komeda T. 2009. Automatic detection method of muscle fiber movement as revealed by ultrasound images. *Medical engineering & physics*. 31(5):558-564.
23. Kanehisa H, Ikegawa S, Tsunoda N, Fukunaga T. 1995. Strength and cross-sectional areas of reciprocal muscle groups in the upper arm and thigh during adolescence. *International journal of sports medicine*. 16(01):54-60.
24. Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. 1999. European recommendations for surface electromyography. *Roessingh Research and Development*. 8(2):13-54.
25. Guo J-Y, Zheng Y-P, Xie H-B, Chen X. 2010. Continuous monitoring of electromyography (EMG), mechanomyography (MMG), sonomyography (SMG) and torque output during ramp and step isometric contractions. *Medical engineering & physics*. 32(9):1032-1042.
26. Vera-Garcia FJ, Moreside JM, McGill SM. 2010. MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 20(1):10-16.
27. Zuniga J, Housh T, Camic C, Hendrix C, Mielke M, Schmidt R, et al. 2010. The effects of parallel versus perpendicular electrode orientations on EMG amplitude and mean power frequency from the biceps brachii. *Electromyography & Clinical Neurophysiology*. 50(2):87.
28. Zedka M, Kumar S, Narayan Y. 1997. Comparison of surface EMG signals between electrode types, interelectrode distances and electrode orientations in isometric exercise of the erector spinae muscle. *Electromyography and clinical neurophysiology*. 37(7):439-447.
29. Biedermann HJ, DeFoa JL, Forrest WJ. 1991. Muscle fibre directions of iliocostalis and multifidus: male-female differences. *Journal of anatomy*. 179:163.
30. Weir JP, Mahoney KP, Haan KG, Davis A. 1999. Influence of electrode orientation on electromyographic fatigue indices of the vastus lateralis. *Journal of Exercise Physiology online*. 2(3):15-22.
31. Andreassen S, Rosenfalck A. 1978. Recording from a single motor unit during strong effort. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. (6):501-508.
32. Vigreux B, Cnockaert J, Pertuzon E. 1979. Factors influencing quantified surface EMGs. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*. 41(2):119-129.
33. Camic C, Housh T, Zuniga J, Hendrix R, Mielke M, Johnson G, et al. 2010. The influence of electrode orientation on the electromyographic amplitude and mean power frequency versus isometric torque relationships for the vastus lateralis. *Journal of Exercise Physiology Online*. 13(1):10-21.