

## مقایسه‌ی طیف فرکانس منتخبی از عضلات ناحیه‌ی تنه و گردن در کودکان پسر دارای ناهنجاری سربه‌جلو با همسالان سالم طی دویدن

امیرعلی جعفرنژادگرو<sup>۱\*</sup>، الهام سرخه<sup>۲</sup>، سمیه صلاحی موثق<sup>۳</sup>، فرزانه ساکی<sup>۴</sup>

### چکیده

**زمینه و هدف:** هدف از این مطالعه مقایسه میزان طیف فرکانس منتخبی از عضلات ناحیه‌ی تنه و گردن کودکان دارای ناهنجاری سربه‌جلو با همسالان سالم خود هنگام دویدن بود. **روش بررسی:** تعداد ۱۲ کودک پسر مبتلا به ناهنجاری سربه‌جلو (میانگین سنی:  $11/4 \pm$  سال،  $11/7$  سال، قد:  $149/7 \pm 6/2$  سانتی‌متر و وزن  $38/0 \pm 4/7$  کیلوگرم) و تعداد ۱۶ کودک پسر سالم (میانگین سنی:  $11/8 \pm 1/3$  سال، قد:  $148/2 \pm 6/3$  سانتی‌متر و وزن:  $39/6 \pm 5/4$  کیلوگرم) به طور در دسترس انتخاب شدند. فعالیت الکتریکی عضلات منتخب در دو سمت بدن هنگام دویدن ثبت گردید.

**یافته‌ها:** نتایج نشان داد که میزان فرکانس عضله دندان‌های قدامی سمت راست طی فاز اتکا دویدن در گروه سربه‌جلو حدود  $17/6$  درصد نسبت به گروه سالم بالاتر بود ( $P=0/048$ ). شاخص عدم تقارن عضله دوزنقه تحتانی طی فاز اتکا دویدن در گروه سربه‌جلو حدود  $10/5$  درصد نسبت به گروه سالم بالاتر بود ( $P=0/044$ ). همچنین شاخص عدم تقارن عضله دوزنقه فوقانی طی فاز نوسان دویدن در گروه سربه‌جلو حدود  $14/1$  درصد نسبت به گروه سالم بالاتر بود ( $P=0/005$ ).

**نتیجه‌گیری:** میزان فرکانس بالاتر عضله دندان‌های قدامی سمت راست طی فاز اتکا در گروه با ناهنجاری سربه‌جلو نسبت به افراد سالم می‌تواند نشان از ضعف این عضله در این افراد داشته باشد. با توجه به تفاوت در شاخص عدم تقارن عضله دوزنقه تحتانی طی فاز اتکا و عضله دوزنقه فوقانی طی فاز نوسان دویدن در گروه با ناهنجاری سربه‌جلو در مقایسه با افراد سالم، نیاز به طراحی تمریناتی جهت بهبود تقارن در میزان قدرت این عضلات در این افراد می‌باشد.

**واژه‌های کلیدی:** طیف فرکانس، ناهنجاری سربه‌جلو، دویدن، الکترومایوگرافی، عضلات گردن و تنه.

۱- استایار گروه بیومکانیک ورزشی.

۲- دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی.

۳- کارشناسی ارشد آسیب‌شناسی ورزشی.

۴- استادیار گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی.

۲- گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

۳- گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبایی تهران، تهران، ایران.

۴- گروه آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.

\*نویسنده مسؤول:

امیرعلی جعفرنژادگرو؛ گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

تلفن: ۰۰۹۸۹۱۰۵۱۴۶۲۱۴

Email:

amiralijafarnezhad@gmail.com

## مقدمه

ناهنجاری سربه جلو یکی از ناهنجاری‌های پاسچری شایع می‌باشد (۱، ۲). در مطالعات مختلف میزان شیوع این ناهنجاری ۶۶ درصد (۲) تا ۸۰ درصد (۳) تخمین زده شده است. پاسچر سربه جلو به موقعیت جلو آمدن قدامی سر نسبت به تنه در حالت ایستاده اشاره دارد (۴، ۵). یک پاسچر بدنی مطلوب، نه تنها از نظر پیکرشناسی باید قابل قبول باشد، بلکه فرد باید توانایی حفظ حالت خود را بدون ناراحتی و درد دارا باشد. یک مقاله مروری اخیرا بیان نموده است که عارضه سر به جلو می‌تواند به تنهایی یا همزمان با شانه جلو افتاده و کایفوز پشتی و یا به تنهایی در افراد وجود داشته باشد (۶). ناهنجاری سربه جلو با هایپراکستنشن ستون فقرات ناحیه‌ی گردن و با کوتاه شدن عضله ذوزنقه فوقانی، و همچنین عضلات اکستنسوری خلفی ستون فقرات همچون (عضله‌ی نیمه‌خاری راسی، عضله جناغی-چنبری-پستانی و عضله بالاکشنده‌ی کتف) همراه است (۷). بروز این ناهنجاری باعث افزایش نیروهای جاذبه بر روی سر، اکستنشن بیش از حد سر بر روی ناحیه‌ی گردن، خم شدن ناحیه‌ی گردنی و همچنین عقب رفتن آن در مفاصل گردنی بوده و باعث ناکارایی عضلات فلکسوری عمقی گردن می‌شود (۴). از جهات دیگر با تغییر پاسچر سربه طرف جلو، اثر نیروهای جاذبه روی سر افزایش می‌یابد که در طی زمان منجر به تغییرات مخرب در مفصل‌های ستون فقرات گردنی و همچنین باعث آسیب دیسک‌های بین مهره‌ای می‌شود (۸). با این حال اظهار شده‌است که عارضه سربه جلو ممکن است با تغییراتی در کنترل عصبی و فعالیت عضلانی مرتبط باشد (۹). یکی از روش‌های متداول بررسی چگونگی عملکرد عضلات استفاده از ثبت و تحلیل فعالیت الکترومایوگرافی عضلات می‌باشد.

پارامترهای مختلفی را می‌توان از سیگنال الکترومایوگرافی برای اندازه‌گیری فعالیت عضلانی بدست آورد (۱۰). تجزیه و تحلیل طیف و تخمین دامنه فعالیت

عضلانی معمولا برای بدست آوردن تفاوت‌ها در فرآیندهای فیزیولوژیکی و بیومکانیکی عضلات در افراد سالم و افراد دارای ناهنجاری‌ها طی تکالیف مختلف حرکتی مورد استفاده قرار می‌گیرد (۱۱-۱۳). ویژگی‌های دامنه اغلب به‌عنوان شناسایی میزان فعالیت عضلات استفاده می‌شود (۱۱، ۱۴). با این حال، هنگام بررسی سطح نیرو و یا سرعت انقباض عضله، دامنه الکترومایوگرافی می‌تواند تحت تأثیر فاکتورهایی (مانند شکل موج پتانسیل عمل واحد حرکتی) قرار گیرد که با تولید نیرو مرتبط نیستند (۱۵، ۱۶). علاوه بر این، رابطه غیرخطی بین اندازه پاسخ و دامنه سیگنال الکترومایوگرافی و سیگنال الکترومایوگرافی فیلترشده وجود دارد (۱۷، ۱۸)، و دامنه سیگنال به دلیل فیلترهای انجام شده تغییر می‌کند (۱۹، ۲۰)، امکان استفاده از دامنه الکترومایوگرافی به‌عنوان یک پارامتر برای نشان دادن ویژگی‌های خاصی بین عضلات افراد سالم و دارای ناهنجاری محدود می‌شود.

به‌طور کلی، تغییر فرکانس به تغییر در به‌کارگیری و هماهنگ‌سازی واحدهای حرکتی مرتبط می‌باشد (۲۱). همچنین این متغیر به نوع واحدهای حرکتی به‌کارگیری شده (۲۲)، نوع تارها (۲۳، ۲۴) و همچنین به ضخامت تارها حساس می‌باشد (۲۵). در مقادیر فرکانس، فرکانس میانه و میانگین فرکانس دو پارامتر از عملکرد طیف فرکانس هستند که می‌توانند به آسانی برای ارائه‌ی معیارهای مفید از طیف فرکانس الکترومایوگرافی مورد استفاده قرار گیرند. با این حال، مزیت فرکانس میانه این است که کمتر تحت تأثیر نویزهای تصادفی (به‌خصوص در نویزهای فرکانس بالا طیف فرکانس الکترومایوگرافی) قرار می‌گیرد (۲۶). علاوه بر این، می‌توان از فرکانس میانه به‌عنوان یک شاخص برای شناسایی استراتژی‌های کنترل به‌کارگیری عضلات مختلف در طی سطوح نیروی مختلف استفاده نمود (۲۱). با این حال، فرکانس میانه یک اندازه‌گیری کلی از عملکرد طیف فرکانس

کوکان دارای ناهنجاری سربه‌جلو در مقایسه با همسالان سالم خود طی دو فاز اتکا و نوسان دوییدن می‌باشد. سنجش فعالیت عضله بر اساس متغیرهای طیف فرکانس می‌باشد. طیف فرکانس با خستگی زودرس عضلات و کاهش تحمل آن‌ها مرتبط بوده و در درمان‌های توانبخشی بر مبنای افزایش قابلیت تحمل می‌تواند مفید باشد.

### روش بررسی

#### آزمودنی‌ها

این پژوهش از نوع مقطعی - عرضی می‌باشد. با استفاده از اطلاعات مربوط به تحقیقات پیشین، حجم نمونه حداقل ۲۴ نفر برآورد شد تا توان آماری ۰/۸ در سطح معنی‌داری  $p < ۰/۰۵$  حاصل شود (۳۸). آزمودنی پژوهش حاضر، شامل ۱۶ نفر کودک پسر سالم با میانگین سن، قد و وزن به ترتیب برابر  $۱۱/۳ \pm ۱۱/۸$  سال،  $۱۴۸/۲ \pm ۶/۶$  سانتی‌متر و  $۵/۴ \pm ۳۹/۶$  کیلوگرم و ۱۲ نفر کودک پسر دارای ناهنجاری سربه‌جلو با میانگین سن، قد و وزن به ترتیب برابر  $۱۱/۷ \pm ۱۱/۷$  سال،  $۱۴۹/۷ \pm ۶/۲$  سانتی‌متر و  $۳۸/۰ \pm ۴/۷$  کیلوگرم بود. معیارهای ورود به تحقیق حاضر عبارت‌اند از تکمیل فرم رضایت‌نامه، برتر بودن اندام فوقانی و تحتانی سمت راست، دامنه سنی (۱۵-۱۰) سال بود. همچنین شرکت‌کنندگان دارای زاویه کرانیوورتربرال کمتر از ۴۸ درجه در گروه دارای ناهنجاری سربه‌جلو و شرکت‌کنندگان با زاویه کرانیوورتربرال بیشتر از ۴۸ در گروه سالم قرار گرفتند (۳۹). میانگین زاویه کرانیوورتربرال در افراد دارای ناهنجاری سربه‌جلو  $۴۲/۷ \pm ۱/۵$  درجه و در گروه سالم برابر  $۵۲/۶ \pm ۱/۹$  درجه بود. معیارهای خروج از تحقیق عبارت‌اند از وجود درد در ناحیه سر و گردن، سابقه آسیب‌دیدگی ناحیه سر و گردن و سایر اندام‌ها، سابقه جراحی ناحیه سر و گردن و شانه، داشتن مشکلات شدید بینایی و شنوایی، و داشتن ناهنجاری‌های شدید ستون

الکترومایوگرافی (محدود به یک مقدار فرکانس واحد) می‌باشد. بنابراین، برخی مطالعات نشان داده‌اند که تجزیه و تحلیل فرکانس می‌تواند اطلاعات مربوط به تغییرات فیزیولوژیکی در طیف توان را نشان دهد (۲۷-۳۲). به‌طور کلی، با استفاده از تجزیه و تحلیل فرکانس محقق می‌تواند اطلاعات دقیق‌تری در مورد مشارکت‌های انجام شده توسط فرکانس خاص سیگنال الکترومایوگرافی را به‌دست آورد. به‌عنوان مثال، فرکانس ۵۰-۲۰ هرتز به‌عنوان یک شاخص از میزان خسته شدن یا "خستگی" در عضلات پشتی در رابطه با طیف فرکانس میانه توصیف شده‌است (۲۷). میانه طیف فرکانس، فرکانسی می‌باشد که در آن طیف فرکانس به دو نیمه مساوی تقسیم می‌شود. میانه فرکانس بطور معمول از ۷۰ تا ۱۲۰ هرتز می‌باشد (۳۳، ۳۴). طیف فرکانس تحت تاثیر متغیرهای زیر قرار می‌گیرد: هم‌زمانی فعالیت واحدهای حرکتی، تغییر سرعت هدایت پتانسیل عمل در فیبرهای عضلانی، به‌کارگیری واحدهای حرکتی. هر دوی فرکانس‌های میانگین و میانه با میانگین سرعت هدایت پتانسیل عمل در فیبرهای عضلانی دارای رابطه‌ی خطی می‌باشند و در طی انقباضات مکرر به صورت تابعی از زمان کاهش خواهند یافت (۳۵). مطالعات گذشته نشان داده‌اند که ضخامت عضله جناغی چنبری پستانی در افراد دارای عارضه سربه‌جلو نسبت به همسالان سالم بزرگتر است (۳۶). همچنین افزایش فعالیت الکترومایوگرافی بخش فوقانی و تحتانی عضله ذوزنقه و همچنین کاهش معنادار دامنه فعالیت الکترومایوگرافی عضله دندان‌ای قدامی در طی فلکشن ایزومتریک شانه همراه با قرارگیری موقعیت سر به جلو مشاهده گردید (۳۷).

با وجود این، طیف فرکانس فعالیت عضلانی در افراد دارای ناهنجاری قامتی به‌ویژه در افراد دارای عارضه سربه‌جلو طی تکالیف مختلف حرکتی همچون دوییدن به لحاظ علمی مورد بررسی قرار نگرفته‌است. هدف پژوهش حاضر مقایسه طیف فرکانس منتخبی از عضلات ناحیه تنه و گردنی در

(ساخت کشور کره) میزان فعالیت عضلات ارتکرواسپاینا (ناحیه گردنی)، جناغی چنبری پستانی، دوزنقه فوقانی، دندانهای قدامی، دوزنقه فوقانی و تحتانی (سمت راست و چپ) طی دویدن ثبت شد (جدول ۱). فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲۰ میلی‌متر بود (۱۰). این الکترودها از طریق یک واسط رسانا ژل مانند، امواج را از روی پوست دریافت می‌نمودند. سطح تماس الکتریکی این الکترودها یک سانتی متر مربع و ضد حساسیت بود، به راحتی به پوست چسبیده و به راحتی نیز از آن جدا می‌شدند.

سیگنال‌های الکتریکی با فرکانس نمونه‌برداری ۱۲۰۰ هرتز ثبت شدند. فیلترهای پایین‌گذر ۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰ هرتز و ناچ فیلتر ۶۰ هرتز (برای حذف نویز برق شهری) جهت فیلترینگ داده‌های خام الکترومایوگرافی مورد استفاده قرار گرفت (۴۰). GAIN دستگاه برابر با ۱۰۰۰ در نظر گرفته شد. همچنین، میزان CMRR برابر ۵ دسی‌بل بود. در این تحقیق ثبت فعالیت از عضلات حین تکلیف دویدن ثبت شد. آزمودنی‌ها با فرمان "رو" سه بار مسیر مورد نظر را با سرعت انتخابی خود دویدند. مقادیر میانه‌ی فرکانس سیگنال‌ها طی دو فاز اتکا و نوسان دویدن محاسبه شد (شکل ۱). جهت مشخص نمودن دو فاز اتکا و نوسان دویدن از دستگاه صفحه‌نیرو کیستلر با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز که با داده‌های الکترومایوگرافی سینک گردید، استفاده شد. به این ترتیب که لحظه تماس پاشنه توسط تعیین اولین نقطه داده نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بالاتر از ۱۰ نیوتن و لحظه بلند شدن پنجه از آخرین نقطه داده نیروی عمودی عکس-العمل زمین بزرگتر از ۱۰ نیوتن مشخص شد.

برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها از آزمون Shapiro-Wilk استفاده شد. جهت مقایسه میزان فعالیت عضلات بین دو گروه از آزمون t مستقل در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ < P استفاده شد. داده‌ها به وسیله نرم‌افزار SPSS ورژن ۲۲ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

فقرات بود. قبل از اجرای تحقیق، نحوه اجرای آن و اندازه-گیری متغیرها به طور کامل برای آزمودنی‌ها شرح داده شد. سپس، فرم رضایت‌نامه جهت شرکت در پژوهش توسط والدین آزمودنی‌ها تکمیل گردید.

#### ابزار و روش اجرا

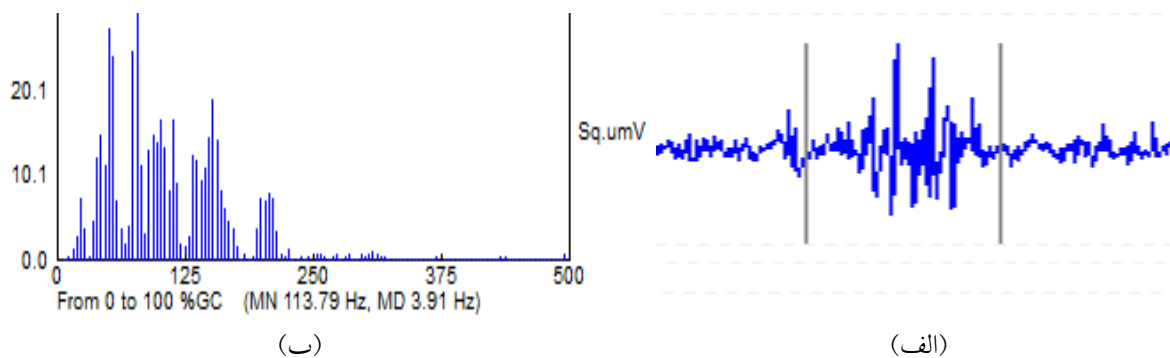
روش اندازه‌گیری زاویه‌ی سر به وسیله گونیامتر به این صورت بود که از آزمودنی خواسته شد لباس‌های بالاتنه خود را درآورده تا محقق بتواند مهره هفتم گردنی را با لمس کردن توسط انگشتان پیدا نماید. سپس در حالی که آزمودنی در حالت ریلکس ایستاده بود، وزن بدنش به طور مساوی بین دو پایش قرار داشت و رو به رو را نگاه می‌کرد، سه بار حرکت فلکشن و اکستنشن گردن را انجام داد و سپس سر را در موقعیت طبیعی راحت نگه داشت. آزمون‌گر با قرار گرفتن در سمت راست آزمودنی بازوی ثابت گونیامتر را عمود بر زمین و بازوی متحرک را روی زائده خاری مهره‌ی هفتم گردن و تراگوس تنظیم کرده و زاویه بین بازوی متحرک و خط موازی با زمین که از مهره‌ی هفتم عبور می‌کرد را به عنوان زاویه سر به جلو ثبت گردید (۳۹).

بعد از اندازه‌گیری وزن و قد آزمودنی‌ها و آشنایی آن‌ها با نحوه‌ی انجام آزمون از آن‌ها خواسته شد ۵ دقیقه حرکات کششی را انجام دهند و چند بار مسیر مورد نظر را با دویدن طی نمایند. مسیر مورد نظر شامل یک مسیر ۱۸ متری بود که از آزمودنی خواسته شد آن را با سرعت انتخابی خود بدون دست‌گاز صفحه‌نیرو در بخش میانی مسیر راه رفتن قرار داشت و جداسازی فاز اتکا و نوسان توسط این دستگاه انجام گردید. علت جداسازی دو فاز اتکا و نوسان وجود فعالیت عضلانی متفاوت در دو فاز بود.

با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی (BTS FREE (EMG300, BTS Bioengineering, Italy) ۱۶ کاناله بی‌سیم و الکترودهای سطحی یکبار مصرف مدل دو قطبی

جدول ۱: موقعیت قرار دادن الکترودها بر روی هر عضله

عضله	محل نصب الکترودها
جناغی - چنبری - پستانی	روی سر جناغی و بر روی برجسته‌ترین ناحیه آن، در یک سوم تحتانی ابتدا و انتهای عضله (از زائده ماستوئید تا بریدگی جناغی) (۴۱)
راست‌کننده ستون فقرات (ناحیه گردنی)	سطح مهره چهارم گردن در فاصله ۱/۵ سانتی‌متر خارج نسبت به خار مهره‌ای این اندام (۴۲).
دندان‌های قدامی	به‌صورت عمودی در راستای خط زیربغلی در سطح دنده های ۶ و ۸
دوزنقه فوقانی	محل قرارگیری الکترودها در نیمه خطی است که از آکرومیون به ستون فقرات در مهره هفتم گردنی (C7) تصور می‌شود.
دوزنقه تحتانی	محل قرارگیری الکترودها در دو سوم خطی خواهد بود که از Trigonum Spinae (TS) به هشتمین مهره پشتی (T8) تصور می‌شود.



شکل ۱: نمونه‌ای از سیگنال خام (الف) و محاسبه طیف فرکانس آن (ب) طی فاز اتکای دویدن

## یافته‌ها

سالم نشان نداد. مقادیر فرکانس در سایر عضلات (عضله راست‌کننده ستون فقرات سمت راست، عضله راست‌کننده ستون فقرات سمت چپ، عضله جناغی-چنبری-پستانی سمت راست، عضله دندان‌های قدامی سمت چپ، عضله دوزنقه فوقانی سمت راست، عضله دوزنقه فوقانی سمت چپ، عضله دوزنقه تحتانی سمت چپ) بین دو گروه اختلاف معناداری را نشان نداد ( $P > 0.05$ ) (جدول ۲).

یافته‌های این تحقیق نشان داد که میزان فرکانس عضله دندان‌های قدامی سمت راست طی فاز اتکا دویدن در گروه سربه‌جلو حدود ۱۷/۶ درصد نسبت به گروه سالم بالاتر بود ( $P = 0.048$ ; اندازه اثر متوسط). همچنین میزان فرکانس در عضلات جناغی-چنبری-پستانی سمت چپ ( $P = 0.052$ ؛ حدود ۱۳/۶ اندازه اثر بالا) و عضله دوزنقه تحتانی سمت راست ( $P = 0.051$ ؛ حدود ۹/۲ درصد؛ اندازه اثر متوسط) اختلاف معناداری را در گروه سربه‌جلو در مقایسه با گروه

در ادامه یافته‌های این تحقیق نشان داد که شاخص عدم تقارن عضله دوزنقه تحتانی طی فاز اتکا دوییدن در گروه سربه‌جلو حدود ۱۰۵ درصد نسبت به گروه سالم بالاتر بود ( $P=0/044$ ؛ حدود ۱۰۵ درصد؛ اندازه اثر متوسط). در مقادیر شاخص عدم تقارن سایر عضلات (عضله راست‌کننده ستون فقرات، عضله جناغی-چنبری-پستانی، عضله دندان‌های قدامی و عضله دوزنقه فوقانی) بین دو گروه اختلاف معناداری یافت نشد ( $P>0/05$ ) (جدول ۴).

یافته‌های این تحقیق نیز در شاخص عدم تقارن عضله دوزنقه فوقانی طی فاز نوسان دوییدن در گروه سربه‌جلو حدود ۱۴۱ درصد نسبت به گروه سالم بالاتر بود ( $P=0/005$ ؛ حدود ۱۴۱ درصد؛ اندازه اثر بالا). در مقادیر شاخص عدم تقارن سایر عضلات (عضله راست‌کننده ستون فقرات، عضله جناغی-چنبری-پستانی، عضله دندان‌های قدامی و عضله دوزنقه تحتانی) بین دو گروه اختلاف معناداری یافت نشد ( $P>0/05$ ) (جدول ۵).

یافته‌های تحقیق نشان داد که میزان فرکانس عضله جناغی-چنبری-پستانی سمت چپ ( $P=0/056$ ؛ حدود ۱۰/۲ درصد؛ اندازه اثر بالا) و عضله دندان‌های قدامی سمت چپ ( $P=0/057$ ؛ حدود ۱۵/۹ درصد؛ اندازه اثر متوسط) و عضله دوزنقه تحتانی سمت راست ( $P=0/079$ ؛ حدود ۱۲/۵ درصد؛ اندازه اثر متوسط) طی فاز نوسان دوییدن و همچنین میزان فرکانس عضله دوزنقه فوقانی سمت چپ ( $P=0/091$ ؛ حدود ۱۳/۹ درصد؛ اندازه اثر متوسط) در دو گروه سربه‌جلو و گروه سالم اختلاف معنی‌داری را دارا نمی‌باشد. مقادیر فرکانس سایر عضلات (عضله راست‌کننده ستون فقرات سمت راست، عضله راست‌کننده ستون فقرات سمت چپ، عضله جناغی-چنبری-پستانی سمت راست، عضله دندان‌های قدامی سمت راست، عضله دوزنقه فوقانی سمت راست، عضله دوزنقه تحتانی سمت راست، عضله دوزنقه تحتانی سمت چپ) نیز بین دو گروه اختلاف معناداری را نشان نداد ( $P>0/05$ ) (جدول ۳).

جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد فرکانس عضلانی طی فاز اتکای دوییدن در دو گروه سالم و سربه‌جلو

عضلات	افراد سربه‌جلو	افراد سالم	سطح معناداری	اندازه اثر
راست‌کننده سمت راست	۸۹/۹۳±۲۳/۲۴	۸۲/۷۸±۱۶/۰۷	۰/۳۴۴	۰/۳۶
راست‌کننده سمت چپ	۹۶/۴۴±۱۴/۱۳	۸۸/۹۰±۲۰/۳۸	۰/۲۸۳	۰/۴۳
جناغی-چنبری-پستانی سمت راست	۸۶/۶۹±۱۳/۱۸	۸۱/۴۳±۱۳/۵۰	۰/۳۱۲	۰/۳۹
جناغی-چنبری-پستانی سمت چپ	۹۲/۰۲±۱۱/۵۹	۸۱/۰۲±۱۵/۸۱	۰/۰۵۲	۰/۸۰
دندان‌های قدامی سمت راست	۱۰۱/۶۳±۲۴/۶۴	۸۶/۳۸±۱۳/۹۲	*۰/۰۴۸	۰/۷۹
دندان‌های قدامی سمت چپ	۷۵/۳۸±۱۹/۸۰	۸۱/۱۶±۱۷/۱۵	۰/۴۱۶	۰/۳۱
دوزنقه فوقانی سمت راست	۷۵/۱۳±۵/۲۰	۷۲/۱۸±۱۳/۹۸	۰/۴۹۵	۰/۳۰
دوزنقه تحتانی سمت راست	۸۲/۴۵±۱۴/۳۵	۷۵/۴۵±۵/۴۶	۰/۰۵۱	۰/۷۰
دوزنقه فوقانی سمت چپ	۷۹/۶۳±۱۴/۶۷	۷۷/۰۲±۱۲/۷	۰/۶۱۹	۰/۱۹۰
دوزنقه تحتانی سمت چپ	۷۵/۱۵±۱۱/۸۱	۷۱/۵۷±۵/۲۲	۰/۲۸۸	۰/۴۲

\*سطح معناداری  $P<0/05$

جدول ۳: میانگین و انحراف استاندارد فرکانس عضلانی طی فاز نوسان دوییدن در دو گروه سالم و سربه‌جلو

عضلات	افراد سربه‌جلو	افراد سالم	سطح معناداری	اندازه اثر
راست‌کننده سمت راست	۹۵/۵۰±۲۴/۲۸	۹۰/۲۴±۱۵/۴۷	۰/۴۹۱	۰/۲۶
راست‌کننده سمت چپ	۸۶/۵۹±۳۰/۵۱	۹۱/۰۱±۱۷/۲۹	۰/۶۳۱	۷/۴۳
جناغی-چنبری-پستانی سمت راست	۹۶/۴۲±۲۱/۸۹	۸۸/۳۶±۱۴/۹۷	۰/۲۵۷	۰/۱۶
جناغی-چنبری-پستانی سمت چپ	۹۴/۳۶±۱۴/۶۷	۸۵/۵۷±۸/۴۲	۰/۰۵۶	۰/۸۶
دندان‌های قدامی سمت راست	۹۴/۹۹±۲۹/۰۶	۸۲/۰۵±۱۴/۱۴	۰/۱۳۱	۰/۵۹
دندان‌های قدامی سمت چپ	۹۵/۳۷±۱۸/۸۱	۸۲/۲۳±۱۶/۰۴	۰/۰۵۷	۰/۷۵
دوزنقه فوقانی سمت راست	۷۰/۶۰±۴/۹۴	۷۲/۲۹±۱۰/۷۳	۰/۵۸۴	۰/۲۱
دوزنقه تحتانی سمت راست	۸۰/۹۲±۱۴/۵۸	۷۱/۹۳±۸/۵۸	۰/۰۷۹	۰/۷۷
دوزنقه فوقانی سمت چپ	۸۱/۸۸±۱۶/۰۴	۷۱/۸۷±۱۴/۱۱	۰/۰۹۱	۰/۶۶
دوزنقه تحتانی سمت چپ	۷۸/۹۴±۱۱/۴۶۷	۷۶/۵۳ ±۳/۲۲	۰/۴۲۹	۰/۳۲

\*سطح معناداری  $P < 0/05$ 

جدول ۴: میانگین و انحراف استاندارد شاخص عدم تقارن مقادیر فرکانس عضلانی طی فاز اتکا دوییدن در دو گروه سالم و سربه‌جلو

عضلات	افراد سربه‌جلو	افراد سالم	سطح معناداری	اندازه اثر
راست‌کننده	۵/۶۹±۳/۷۰	۵/۶۶±۴/۶۷	۰/۹۸۵	۰/۰۰۷
جناغی-چنبری-پستانی	۳/۵۲±۲/۸۸	۴/۶۴±۵/۰۹	۰/۴۷۰	۰/۲۸۱
دندان‌های قدامی	۹/۲۰±۵/۳۸	۶/۹۰±۴/۳۲	۰/۲۳۸	۰/۴۷۴
دوزنقه فوقانی	۳/۹۵±۳/۲۹	۴/۲۳±۲/۷۳	۰/۸۱۶	۰/۰۹۱
دوزنقه تحتانی	۴/۳۴±۳/۸۴	۲/۱۱ ±۱/۵۰	*۰/۰۴۴	۰/۴۱۷

\*سطح معناداری  $P < 0/05$ 

جدول ۵: میانگین و انحراف استاندارد شاخص عدم تقارن مقادیر فرکانس عضلانی طی فاز نوسان دوییدن در دو گروه سالم و سربه‌جلو

عضلات	افراد سربه‌جلو	افراد سالم	سطح معناداری	اندازه اثر
راست‌کننده ستون فقرات	۸/۸۷±۱۰/۵۶	۴/۵۱±۳/۱۴	۰/۱۹۱	۰/۶۳۶
جناغی-چنبری-پستانی	۴/۱۸ ±۴/۵۹	۳/۶۴ ±۳/۱۲	۰/۶۴۸	۰/۱۴۰
دندان‌های قدامی	۷/۶۹±۵/۷۶	۶/۸۲ ±۴/۴۴	۰/۶۶۲	۰/۱۷۰
دوزنقه فوقانی	۲۴/۰۴ ±۱۱/۶۹	۹/۹۷ ±۱۲/۰۹	*۰/۰۰۵	۱/۱۸۳
دوزنقه تحتانی	۱۶/۰۸ ±۱۵/۳۵	۱۵/۶۰ ±۱۲/۵۹	۰/۹۳۰	۰/۰۳۴

\*سطح معناداری  $P < 0/05$

## بحث

عملکرد ستون فقرات در مقابل استرس‌های وارده موثر می‌باشد (۴۹-۵۱). همچنین در مطالعات نشان داده است که افراد مبتلا به اختلالات اسکلتی عضلانی، به ویژه در عضلات دوزنقه، در مقایسه با افراد سالم، فعالیت عضلانی بیشتری را داشته‌اند (۵۲-۵۴). ناهنجاری سربه‌جلو در طولانی مدت ممکن است سبب ایجاد سندرم درد شانه‌ای در ارتباط با قرار گرفتن در معرض کار یا فرایند تفریحی طولانی مدت به علت اختلال در فعالیت عضلات دندان‌های قدامی در طی تکالیف شامل حرکات دست در بالا سر می‌شود (۵۵). ناهنجاری سربه‌جلو ممکن است باعث تیلت قدامی کتف به دلیل اختلال در فعالیت عضلات دندان‌های قدامی در طی کار اضافی یا بلند کردن ابزار شود. بنابراین ناهنجاری سربه‌جلو ممکن است در ایجاد سندرم گیرافتادگی شانه یا درد گردن و شانه نقش داشته باشد (۳۷). افزایش قابل توجهی در فعالیت دوزنقه فوقانی و تحتانی و اختلال قابل توجه فعالیت عضله دندان‌های قدامی با ناهنجاری سربه‌جلو طی بارگذاری فلکشن ایزومتریک شانه در صفحه ساجیتال دیده شده است (۳۷).

دیاب و همکاران نقش موقعیت سر بر پارامترهای سه-بعدی ستون فقرات را مورد بررسی قرار دادند و گزارش دادند که بهبود پاسچر سر در بهبود پاسچر ستون فقرات در بازسازی آن در صفحات عرضی، فرونتال و ساجیتال موثر می‌باشد (۵۶). این نتایج در راستای توافق با مطالعات نوروفیزیولوژیکی است که یک نظریه‌ی عصب شناختی از وضعیت استاتیک انسان را مطرح کرده است که عمدتاً وابسته به پاسچر سر و در نتیجه فرایند روند طبیعی پاسچر می‌باشد (۵۷، ۵۸). همچنین در مطالعاتی دیگر بیان کرده‌اند که نتایج فعالیت الکترومایوگرافی عضلات دوزنقه‌ای فوقانی و تحتانی در افراد با ناهنجاری سر به جلو با افراد سالم متفاوت می‌باشد (۵۹). در خصوص ناهنجاری سر به جلو کندال و همکاران بیان کردند که کوتاهی عضلات خلفی گردن توانایی افراد مبتلا به ناهنجاری سربه‌جلو را برای داشتن

هدف پژوهش حاضر مقایسه‌ی طیف فرکانس منتخبی از عضلات ناحیه‌ی تنه و گردن در کودکان دارای ناهنجاری سربه‌جلو در مقایسه با همسالان سالم طی دویدن بود. یافته‌های این تحقیق نشان داد که میزان فرکانس عضله دندان‌های قدامی سمت راست طی فاز اتکا دویدن در گروه سربه‌جلو نسبت به گروه سالم بالاتر بود. همچنین میزان فرکانس در عضلات جناغی-چنبری-پستانی سمت چپ و عضله دوزنقه‌ای تحتانی سمت راست اختلاف معناداری را در گروه سربه‌جلو در مقایسه با گروه سالم نشان نداد. در ناهنجاری سربه‌جلو فشرده شدن مفاصل گردن و همچنین جسم مهره‌ای رخ می‌دهد و عضلات قدامی ناحیه‌ی گردن کشیده و عضلات خلفی گردن کوتاه می‌شوند (۳۷، ۴۳). افزایش فعالیت عضلانی برای حفظ پاسچر طبیعی می‌تواند منجر به خستگی عضلات موضعی شود و ممکن است علائم آسیب‌های تکراری در ناحیه گردن و شانه را بدتر کند (۴۴). انقباض عضلانی طولانی مدت به صورت سندرم درد مزمن گردن و شانه گزارش شده‌است (۴۵). ناهنجاری سربه‌جلو باعث عوارضی همچون: درد در مفصل شانه، درد در ناحیه‌ی گردن، درد در مفاصل کتف، درد جمجمه، درد شدید در پوست سر، اختلالات مفصل گیجگاهی-فکی، سندرم خروجی قفسه سینه، دامنه حرکتی محدود در ستون فقرات گردن و ناحیه گردن و دیسکینزی شانه می‌شود (۳۷، ۴۶-۴۸). افزایش فشرده‌گی مفاصل ناحیه‌ی گردن می‌تواند منجر به ایجاد تغییرات مخرب و همچنین باعث فشار بر روی اعصاب شود (۴۷). بعلاوه، پژوهش حاضر افزایش معناداری را در میزان فرکانس عضله دندان‌های قدامی و تمایل به افزایش معنادار در میزان فرکانس عضله دوزنقه تحتانی سمت راست در گروه سربه‌جلو نشان داد. استوک و همکاران در بررسی‌های خود در مورد نقش گروه‌های مختلف عضلانی در ایجاد ثبات ستون فقرات به نتیجه رسیدند که برقراری ثبات ستون فقرات توسط ساختارهای عضلانی بر افزایش



بافت که در ابتدا واحدهای حرکتی کوچک و آستانه پایین I) نوع) فعال هستند، وابسته باشند (۶۷). با این حال، نتایج دامنه و تجزیه و تحلیل فرکانس الکترومایوگرافی الگوهای عملکرد بین دو طرف متفاوتی را نشان می‌دهد (۶۲). با توجه به نتایج پژوهش حاضر در ارتباط با مقادیر شاخص عدم تقارن فرکانس بخش فوقانی و تحتانی عضله دوزنقه در افراد دارای عارضه سربه جلو نیاز به طراحی برنامه تمرینی توانبخشی یا ابزارهای ارتودیک مناسب برای این افراد می‌باشد تا این وضعیت به افراد سالم نزدیکتر گردد.

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از جمله نوع طراحی مطالعه حاضر (مطالعه مقطعی-عرضی) بود. نتایج تحقیق حاضر نمی‌تواند نشان دهد که آیا عدم تقارن عضلانی علت ناهنجاری سربه جلو است یا ناهنجاری سربه جلو باعث عدم تقارن در فعالیت عضلات می‌شود. از سوی دیگر تمام آزمودنی‌ها در پژوهش حاضر زن بودند بنابراین امکان تعمیم نتایج به کودکان پسر نمی‌باشد. همچنین از محدودیت‌های این تحقیق این است که سایر متغیرهای کینماتیکی و کینماتیکی به ویژه در ناحیه ستون فقرات و ناحیه گردنی مورد بررسی قرار نگرفته است. مطالعات بیشتر در این زمینه‌های توصیه می‌شود.

### نتیجه‌گیری

در طی دویدن، افراد دارای ناهنجاری سربه جلو در عضله دندان‌ای قدامی سمت راست طی فاز اتکا میزان فرکانس بیشتری از افراد سالم نشان دادند. شاخص عدم تقارن عضله دوزنقه تحتانی طی فاز اتکا و عضله دوزنقه فوقانی طی فاز نوسان در افراد با ناهنجاری سربه جلو نسبت به گروه سالم بالاتر بود.

یک پاسچر مناسب کاهش می‌دهد. این عضلات به نوبه‌ی خود از عضلات مخالف خود قویتر می‌باشند و باعث عدم تعادل عضلانی و همچنین پاسچر ناردست می‌شود. این در حالی است که عضلات ضعیف یا کشیده شده در قسمت قدامی گردن نیز توانایی اصلاح و حفظ راستای مناسب به منظور داشتن پاسچر مطلوب را ندارند (۶۰). یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که شاخص عدم تقارن عضله دوزنقه تحتانی طی فاز اتکا دویدن و عضله‌ی دوزنقه فوقانی طی فاز نوسان دویدن در گروه سربه‌جلو نسبت به گروه سالم بالاتر بود. دامنه‌ی کم EMG در عضله‌ی دوزنقه سمت راست در طی نیروهای کم، در مقایسه با مقادیر نیروی بالا، منعکس-کننده‌ی فعالیت واحدهای حرکتی نوع I و به کارگیری این نوع تارهای عضلانی می‌باشد (۶۱). هاگبرگ و همکاران اظهار داشتند که اختلاف معنی‌داری بین سطوح نیروی بالا و پایین برای عضله دوزنقه سمت چپ مشاهده نشده است (۶۲). بنابراین نسبت بالای تارهای نوع I در عضلات دوزنقه سمت راست می‌تواند دلیل تفاوت بین عضلات سمت راست و چپ باشد. گزارشات مربوط به ویژگی‌های مورفولوژیکی قسمت فوقانی عضله دوزنقه در زنان نشان‌دهنده‌ی غالب بودن تارهای نوع I بوده است (۶۳). در مطالعات مقادیر نیروی حداکثر در واحد نیوتن بین دو سمت عضله دوزنقه تفاوت معناداری را نشان نداده است، با این حال، در طی بارهای زیر سطح بیشینه، الگوهای عملکردی بین عضلات سمت راست و چپ دوزنقه تفاوت را نشان داده است (۶۳). با این حال، گزارش‌هایی وجود دارد که در آن مقادیر میانگین فرکانس توان به نیروی تولیدی وابسته نیست (۶۴، ۶۵). مقادیر میانگین فرکانس توان پایین برای عضله سمت راست در مقایسه با سمت چپ در مطالعات منعکس‌کننده‌ی فعالیت تارهای نوع I در عضله سمت راست دوزنقه می‌باشد (۶۶). مقادیر میانگین فرکانس توان کم می‌تواند به اثر تأخیر فعالیت

- 1-Brockman D. Forward head posture. *Chiropractic*. 2003;4:13-7.
- 2-Griegel-Morris P, Larson K, Mueller-Klaus K, Oatis CA. Incidence of common postural abnormalities in the cervical, shoulder, and thoracic regions and their association with pain in two age groups of healthy subjects. *Physical therapy*. 1992;72(6):425-31.
- 3-Williams R. Heads up on more reason your back hurts. *Sports Medicine*, November/December. 2006;8(2):119-22.
- 4-Larsen BT. Muscles: Testing and function with posture and pain. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 2005;37(8):1447.
- 5-Yip CHT, Chiu TTW, Poon ATK. The relationship between head posture and severity and disability of patients with neck pain. *Manual therapy*. 2008;13(2):148-54.
- 6-Singla D, Veqar Z. Association Between Forward Head, Rounded Shoulders, and Increased Thoracic Kyphosis: A Review of the Literature. *Journal of chiropractic medicine*. 2017;16(3):220-9.
- 7-Lynch SS, Thigpen CA, Mihalik JP, Prentice WE, Padua D. The effects of an exercise intervention on forward head and rounded shoulder postures in elite swimmers. *British journal of sports medicine*. 2010;44(5):376-81.
- 8-Fernández-de-las-Peñas C, Cuadrado M, Pareja J. Myofascial trigger points, neck mobility and forward head posture in unilateral migraine. *Cephalalgia*. 2006;26(9):1061-70.
- 9-Kang J-H, Park R-Y, Lee S-J, Kim J-Y, Yoon S-R, Jung K-I. The effect of the forward head posture on postural balance in long time computer based worker. *Annals of rehabilitation medicine*. 2012;36(1):98-104.
- 10-Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons; 2009.
- 11-De Felício CM, Mapelli A, Sidequersky FV, Tartaglia GM, Sforza C. Mandibular kinematics and masticatory muscles EMG in patients with short lasting TMD of mild-moderate severity. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2013;23(3):627-33.
- 12-Lauriti L, Motta LJ, de Godoy CHL, Biasotto-Gonzalez DA, Politti F, Mesquita-Ferrari RA, et al. Influence of temporomandibular disorder on temporal and masseter muscles and occlusal contacts in adolescents: an electromyographic study. *BMC musculoskeletal disorders*. 2014;15(1):123.
- 13-Lauriti L, da Costa Silva PF, Politti F, Biasotto-Gonzalez DA, Fernandes KPS, Mesquita-Ferrari RA, et al. Pattern of electromyographic activity in mastication muscles of adolescents with temporomandibular disorder. *Journal of physical therapy science*. 2013;25(10):1303-7.
- 14-De Felício CM, Ferreira CLP, Medeiros APM, Da Silva MAMR, Tartaglia GM, Sforza C. Electromyographic indices, orofacial myofunctional status and temporomandibular disorders severity: a correlation study. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2012;22(2):266-72.
- 15-De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics*. 1997;13(2):135-63.
- 16-Farina D, Mesin L, Martina S, Merletti R. A surface EMG generation model with multilayer cylindrical description of the volume conductor. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2004;51(3):415-26.
- 17-Hamm TM, Roscoe DD, Reinking RM, Stuart DG. Detection of synchrony in the discharge of a population of neurons. I. Development of a synchronization index. *Journal of neuroscience methods*. 1985;13(1):37-50.
- 18-Baker SN, Lemon RN. Non-linear summation of responses in averages of rectified EMG. *Journal of neuroscience methods*. 1995;59(2):175-81.
- 19-Farina D, Cescon C, Negro F, Enoka RM. Amplitude cancellation of motor-unit action potentials in the surface electromyogram can be estimated with spike-triggered averaging. *Journal of neurophysiology*. 2008;100(1):431-40.
- 20-Keenan KG, Farina D, Merletti R, Enoka RM. Amplitude cancellation reduces the size of motor unit potentials averaged from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*. 2006;100(6):1928-37.
- 21-Solomonow M, Baten C, Smit J, Baratta R, Hermens H, D'Ambrosia R, et al. Electromyogram power spectra frequencies associated with motor unit recruitment strategies. *Journal of Applied Physiology*. 1990;68(3):1177-85.
- 22-Wakeling JM, Rozitis AI. Spectral properties of myoelectric signals from different motor units in the leg extensor muscles. *J Exp Biol*. 2004;207(14):2519-28.
- 23-Kupa E, Roy S, Kandarian S, De Luca C. Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *Journal of Applied Physiology*. 1995;79(1):23-32.
- 24-Larsson B, Kadi F, Lindvall B, Gerdle B. Surface electromyography and peak torque of repetitive maximum isokinetic plantar flexions in relation to aspects of muscle morphology. *Journal of electromyography and kinesiology*. 2006;16(3):281-90.
- 25-Bilodeau M, Goulet C, Nadeau S, Arsenault AB, Gravel D. Comparison of the EMG power spectrum of the human soleus and gastrocnemius muscles. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1994;68(5):395-401.

- 26-Stulen FB, De Luca CJ. Frequency parameters of the myoelectric signal as a measure of muscle conduction velocity. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 1981 (7):515-23.
- 27-Cardozo AC, Gonçalves M, Dolan P. Back extensor muscle fatigue at submaximal workloads assessed using frequency banding of the electromyographic signal. *Clinical biomechanics*. 2011;26(10):971-6.
- 28-Dolan P, Mannion A, Adams M. Fatigue of the Erector Spinae Muscles: A Quantitative Assessment Using "Frequency Banding" of the Surface Electromyography Signal. *Spine*. 1995;20(2):149-59.
- 29-Ferrari D, Kuriki HU, Silva CR, Alves N, de Azevedo FM. Diagnostic accuracy of the electromyography parameters associated with anterior knee pain in the diagnosis of patellofemoral pain syndrome. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2014;95(8):1521-6.
- 30-Kwon M, Baweja HS, Christou EA. Ankle variability is amplified in older adults due to lower EMG power from 30–60Hz. *Human movement science*. 2012;31(6):1366-78.
- 31-Neto OP, Baweja HS, Christou EA. Increased voluntary drive is associated with changes in common oscillations from 13 to 60 Hz of interference but not rectified electromyography. *Muscle & nerve*. 2010;42(3):348-54.
- 32-Roman-Liu D, Konarska M. Characteristics of power spectrum density function of EMG during muscle contraction below 30% MVC. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009;19(5):864-74.
- 33-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. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2005;15(2):210-21.
- 34-Sung PS. Multifidi muscles median frequency before and after spinal stabilization exercises. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2003;84(9):1313-18.
- 35-Sbriccoli P, Bazzucchi I, Rosponi Aea, Bernardi M, De Vito G, Felici F. Amplitude and spectral characteristics of biceps Brachii sEMG depend upon speed of isometric force generation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2003;13(2):139-147.
- 36-Bokae F, Rezasoltani A, Manshadi FD, Naimi SS, Baghban AA, Azimi H. Comparison of cervical muscle thickness between asymptomatic women with and without forward head posture. *Brazilian journal of physical therapy*. 2017;21(3):206-11.
- 37-Weon J-H, Oh J-S, Cynn H-S, Kim Y-W, Kwon O-Y, Yi C-H. Influence of forward head posture on scapular upward rotators during isometric shoulder flexion. *Journal of Bodywork and movement therapies*. 2010;14(4):367-74.
- 38-Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G\* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior research methods*. 2007;39(2):175-91.
- 39-Salahzadeh Z, Maroufi N, Ahmadi A, Behtash H, Razmjoo A, Gohari M, et al. Assessment of forward head posture in females: observational and photogrammetry methods. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*. 2014;27(2):131-9.
- 40-Murley GS, Menz HB, Landorf KB. Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Journal of foot and ankle research*. 2009;2(1):35.
- 41-Falla D, Jull G, Hodges P. Feedforward activity of the cervical flexor muscles during voluntary arm movements is delayed in chronic neck pain. *Experimental brain research*. 2009;16(1):43-53.
- 42-Hermens HJ, Hutten MM. Muscle activation in chronic pain: its treatment using a new approach of myofeedback. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 2002;30(4):325-36.
- 43-Silva AG, Punt TD, Sharples P, Vilas-Boas JP, Johnson MI. Head posture assessment for patients with neck pain: Is it useful? *International Journal of Therapy and Rehabilitation*. 2009;16(1):43-53.
- 44-McLean L. The effect of postural correction on muscle activation amplitudes recorded from the cervicobrachial region. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2005;15(6):527-35.
- 45-Sluiser JK, Rest KM, Frings-Dresen MH. Criteria document for evaluating the work-relatedness of upper-extremity musculoskeletal disorders. *Scandinavian journal of work, environment & health*. 2001;1-102.
- 46-Neumann DA. *Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for physical rehabilitation*. St. Louis, MO: Mosby. Inc; 2002.
- 47-Gadotti IC. *Measurement properties of the sagittal craniocervical posture photogrammetry*. 2010.
- 48-Patwardhan AG, Havey RM, Khayatizadeh S, Muriuki MG, Voronov LI, Carandang G, et al. Postural consequences of cervical sagittal imbalance: a novel laboratory model. *Spine*. 2015;40(11):783-92.
- 49-Bakhtiary A, Hajjhasani A, Hedaiati R, Aminianfar A. Investigation on the effect of stabilizer exercises on the forward head posture correction. *Ann Mil Health Sci Res*. 2012;10(2):111-7.
- 50-Wilke H-J, Wolf S, Claes LE, Arand M, Wiesend A. Stability Increase of the Lumbar Spine With Different Muscle Groups: A Biomechanical In Vitro Study. *Spine*. 1995;20(2):192-7.

- 51-Park H-C, Kim Y-S, Seok S-H, Lee S-K. The effect of complex training on the children with all of the deformities including forward head, rounded shoulder posture, and lumbar lordosis. *Journal of exercise rehabilitation*. 2014;10(3):172.
- 52-Veiersted KB, Westgaard RH, Andersen P. Electromyographic evaluation of muscular work pattern as a predictor of trapezius myalgia. *Scandinavian journal of work, environment & health*. 1993;284-90.
- 53-Waersted M, Bjørklund R, Westgaard R. Shoulder muscle tension induced by two VDU-based tasks of different complexity. *Ergonomics*. 1991;34(2):137-50.
- 54-Veiersted K, Westgaard R, Andersen P. Pattern of muscle activity during stereotyped work and its relation to muscle pain. *International archives of occupational and environmental health*. 1990;62(1):31-41.
- 55-Kent BE. Functional anatomy of the shoulder complex. A review. *Physical therapy*. 1971;51(8):947.
- 56-Diab AA. The role of forward head correction in management of adolescent idiopathic scoliotic patients: a randomized controlled trial. *Clinical rehabilitation*. 2012;26(12):1123-32.
- 57-Ledin T, Hafström A, Fransson P-A, Magnusson M. Influence of neck proprioception on vibration-induced postural sway. *Acta oto-laryngologica*. 2003;123(5):594-9.
- 58-Karnath H, Konczak J, Dichgans J. Effect of prolonged neck muscle vibration on lateral head tilt in severe spasmodic torticollis. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*. 2000;69(5):658-60.
- 59-Javanshir K, Mohseni M, Amiri M, Rezasoltani A, Rahgozar M. The comparison of muscle dimensions longuscolli by ultrasonography in patients with non-specific chronic neck pain and healthy individuals. *J Gorgan Univ Med Sci*. 2010;12(1):33-7.
- 60-Fuentes JP, Armijo Olivo S, Magee DJ, Gross DP. Effectiveness of interferential current therapy in the management of musculoskeletal pain: a systematic review and meta-analysis. *Physical therapy*. 2016;90(9):1219-38.
- 61-Troiano A, Naddeo F, Sosso E, Camarota G, Merletti R, Mesin L. Assessment of force and fatigue in isometric contractions of the upper trapezius muscle by surface EMG signal and perceived exertion scale. *Gait & posture*. 2008;28(2):179-86.
- 62-Hagberg C, Hagberg M. Surface EMG amplitude and frequency dependence on exerted force for the upper trapezius muscle: a comparison between right and left sides. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 1989;58(6):641-5.
- 63-Hartgens F, Van Straaten H, Fideldij S, Rietjens G, Keizer H, Kuipers H. Misuse of androgenic-anabolic steroids and human deltoid muscle fibers: differences between polydrug regimens and single drug administration. *European journal of applied physiology*. 2002;86(3):233-9.
- 64-Kaiser E, Petersen I. Frequency analysis of muscle action potentials during tetanic contraction. *Electromyography*. 1962;3:5-17.
- 65-Petrofsky JS, Lind AR. Frequency analysis of the surface electromyogram during sustained isometric contractions. *European journal of applied physiology and occupational physiology*. 2004;51(2):325-32.
- 66-Lindstrom L. Muscular fatigue and action potential conduction velocity changes studied with frequency analysis of EMG signals. *Electromyography*. 1970;10(4):341-56.
- 67-Goldstein EA, Heaton JT, Kobler JB, Stanley GB, Hillman RE. Design and implementation of a hands-free electrolarynx device controlled by neck strap muscle electromyographic activity. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2004;51(2):325-32.

## A Comparison of Frequency Domain of the Selected Trunk and Neck Muscles in Male Children with Forward Head and Healthy Control Ones during Running

AmirAli Jafarnejadagro <sup>1\*</sup>, Elham Sorkheh <sup>2</sup>, Somayeh Salahi Moushegh <sup>3</sup>, Farzaneh Saki <sup>4</sup>

1-Assistant Professor of Physical Education and Sport Sciences.

2-Graduate Student of Physical Education and Sport Sciences.

3-MSc in Sports Pathology.

4-Assistant Professor of Sport Pathology and Corrective Movement.

1,2-Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Science and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

3-Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Allameh Tabatabai University, Tehran, Iran.

4-Department of Sport Pathology and Reformative Movement, Faculty of Sport Sciences, University of Bu-Ali Sina, Hamedan, Iran.

\*Corresponding author:

AmirAli Jafarnejadagro; Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Science and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Tel: +989105146214

Email:

amiralijafarnejad@gmail.com

### Abstract

**Background and Objective:** The aim of this study was to compare the frequency domain of selected trunk and neck muscles in children with forward head posture and healthy control ones during running.

**Subjects and Methods:** twelve available male children with forward head (age:  $11.7 \pm 1.4$  years, height:  $149.7 \pm 6.2$  cm, weight:  $38.0 \pm 4.7$  kg) and 16 healthy male children (age:  $11.8 \pm 1.3$  years, height:  $148.7 \pm 6.3$  cm, weight:  $39.6 \pm 5.4$  kg) volunteered to participate in this study. The electrical activity of the selected muscles on the both sides of the body were recorded during running.

**Results:** The frequency amplitude of right serratus anterior muscle in forward head group was higher than the healthy group by 17.6% during stance phase of running. The lower trapezius muscle asymmetry index in the forward head group was higher than that in the healthy group by 105%. Upper trapezius muscle asymmetry index in the forward head group was higher than that in the healthy group by 141% during swing phase of running ( $P=0.005$ ).

**Conclusion:** Higher frequency content of the right stratus anterior muscle in the forward head group during stance phase of running may be due to weakness of this muscle. Because of the higher asymmetry index in the lower and upper trapezius muscle asymmetry indices during stance and swing phases of running in children with forward head posture compared to healthy ones, it is necessary to design a training protocol for improving the strength symmetry in these muscles in these children.

**Keywords:** Frequency spectrum, Forward head posture, Running, Electromyography, Cervical and trunk muscles.

►Please cite this paper as:

Jafarnejadagro AA, Sorkheh E, Salahi Moushegh S, Saki F. A Comparison of Frequency Domain of the Selected Trunk and Neck Muscles in Male Children with Forward Head and Healthy Control Ones during Running. *Jundishapur Sci Med J* 2018; 17(2):145-157.

Received: Dec 12, 2017

Revised: May 12, 2018

Accepted: May 20, 2018