

Electromyography Activity of Selected Muscles during Running in Boys (Aged Range between 10-12 Years) with Forward Head Posture during Running

Jafarnezhadgero A.A.¹, Somaye Salahi S², Heshmati S¹

Abstract

Purpose: Forward head posture is one of the most prevalent poor postures that cause neck injuries. The objective of this study was to investigate the electrical activity of selected muscles during running in an able-bodied control group and in boys with forward head posture.

Methods: Twenty eight boys were volunteered to participate in this study. The subjects divided into a healthy control group (n=16) and a group of boys with forward head posture (n=12). A portable EMG system was used to record the electrical activity of the bilateral serratus anterior, erector spinae (cervical part), sternocleidomastoid, and upper and lower trapezius muscles during barefoot running. For EMG analysis, the average root mean square (RMS) values of the three trials were calculated and then normalized based on the peak RMS obtained by the maximum isometric voluntary contraction. Independent sample t-test was used for between group comparisons. The significance level was set at $p < 0.05$ for all analyses.

Results: The findings indicated that running speed in boys with forward head (2.70 ± 0.09 m/s) was smaller than that in control group (2.91 ± 0.14 m/s) ($p < 0.001$). The activity level of all selected muscles were not statistically different between both groups ($p > 0.05$). However, asymmetry index of electrical activity of sternocleidomastoid muscle in control group was greater than that in forward head posture group by $8.3 \pm 1.5\%$ ($p = 0.045$).

Conclusion: In boys with forward head posture the running speed was reduced and the muscle activity was similar with respect to those in control group. This altered running speed and muscle activity is suggestive of a lower mechanical efficiency of running in boys with forward head posture that is consistent with literature.

Key words: Electromyography, Running, Forward head, Asymmetry

Received: 2017.11.16 Accepted: 2018.07.31

فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب در پسران ۱۰ تا ۱۲ سال دارای عارضه سر به جلو طی دویدن

امیرعلی جعفرنژادگرو^۱، سمیه صلاحی^۲، سعیده حشمتی^۳

هدف: عارضه سر به جلو یکی از شایع ترین وضعیت های قامتی ضعیف است که می تواند باعث آسیب در ناحیه گردن شود. هدف این مطالعه بررسی فعالیت الکتریکی عضلات منتخب طی دویدن در کودکان دارای عارضه سر به جلو در مقایسه با همتایان سالم می باشد.

روش بررسی: ۲۸ پسر با میانگین سنی برابر $11/8 \pm 1/3$ سال داوطلب شرکت در پژوهش شدند. آزمودنی ها در دو گروه شاهد (تعداد=۱۶ نفر) و سر به جلو (تعداد=۱۲ نفر) قرار گرفتند. یک سیستم الکترومایوگرافی ۱۶ کاناله بی سیم جهت ثبت فعالیت عضلات دندانهای قدامی، راست کننده ستون فقرات (ناحیه گردنی)، جناغی چنبری پستانی، و دوزنقه فوقانی و تحتانی در دو سمت بدن طی دویدن با پای برهنه استفاده شد. جهت تحلیل الکترومایوگرافی، مقادیر دامنه فعالیت هر عضله طی دویدن توسط بیشینه مقدار دامنه در حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک همسان سازی شد. از آزمون آماری تی مستقل جهت مقایسه بین گروهی استفاده شد. سطح معناداری برای تمام تحلیل ها برابر $p < 0/05$ قرار گرفت.

یافته ها: نتایج نشان داد که سرعت دویدن در پسران دارای عارضه سر به جلو ($2/70 \pm 0/09$ متر بر ثانیه) در مقایسه با گروه

کنترل ($2/91 \pm 0/14$ متر بر ثانیه) کمتر می باشد ($p < 0/001$). سطح فعالیت عضلات منتخب به لحاظ آماری بین دو گروه تفاوت معناداری را نشان نداد ($p > 0/05$). با وجود این، شاخص عدم تقارن فعالیت الکتریکی عضله جناغی چنبری پستانی در گروه کنترل در مقایسه با گروه سر به جلو حدود $1/5 \pm 0/3$ درصد بالاتر بود ($p = 0/045$).

نتیجه گیری: در پسران دارای عارضه ی سر به جلو سرعت دوییدن دچار کاهش شده است و دامنه فعالیت عضلانی در دو گروه مشابه بود. تغییر سرعت دوییدن و فعالیت عضلانی نشان دهنده کارآیی مکانیکی پایین تر دوییدن در کودکان دارای عارضه سر به جلو می باشد که با نتایج سایر پژوهش ها همسو می باشد.

کلمات کلیدی: الکترومایوگرافی، دوییدن، سر به جلو، عدم تقارن

نویسنده مسئول: امیرعلی جعفرنژادگرو، amiralijafarnezhad@gmail.com. ORCID: 0000-0002-2739-4340

آدرس: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی

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

۲- کارشناس ارشد گروه آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبایی تهران، تهران، ایران

۳- کارشناس ارشد گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

مقدمه

چنبری پستانی، و عضله بالابرنده کتف همراه می باشد (۸). این عارضه منجر به افزایش نیروی فشاری بر روی مفاصل ناحیه گردنی و قسمت پشتی مهره ها و تغییرات در افزایش یا کاهش طول بافت همبند، کاهش قدرت و در نتیجه درد می شود (۹). گزارش شده است که افراد مبتلا به درد گردن در مقایسه با همسالان سالم خود میزان ابتلا بیشتر به عارضه سر به جلو را دارا هستند (۱۰).

درجه ای که سر در طول حرکت تثبیت می شود به طور عمده توسط فرکانس و سرعت حرکت سر (۱۱، ۱۲) تحت تاثیر قرار می گیرد. ویژگی های فرکانس سر تحت تاثیر حرکات اندام تحتانی همچون سرعت راه رفتن (۱۳، ۱۴)، نرخ گام برداری (۱۴، ۱۵)، طول گام (۱۵) و همچنین نوسانات دست و چرخش تنه، طی راه رفتن می باشد (۱۱، ۱۶). این تغییرات راه رفتن نیاز به تعدیل دامنه ی محتوای فرکانسی که از شوک ناشی از تماس پا با زمین به سر منتقل می شود، دارد (۱۲). این انتقال به این ترتیب صورت می پذیرد که ابتدا نیروی عکس العمل زمین به کف پا و اندام تحتانی و سپس تنه و گردن منتقل می شود، که منجر به نوسانات ناحیه سر طی حرکت می گردد. شوک ایجاد شده توسط نیروی عکس العمل زمین با پا در طول دوییدن به وسیله عوامل غیر فعال (مانند تغییر شکل کفش دهنده و لایه پاشنه کفش، رباط - ها، نوسان عضلانی، افزایش Flexion زانو، و Pronation پا) دچار کاهش می شود. شوک ناشی از

ناهنجاری سر به جلو به موقعیت قدامی^۱ سر نسبت به تنه در صفحه Sagittal اشاره دارد (۱، ۲). ناهنجاری سر به جلو یکی از شایع ترین حالت های غیرطبیعی در بیماران مبتلا به اختلالات گردنی است (۲). این وضعیت بدنی^۲ ضعیف می تواند سبب اختلالات اسکلتی عضلانی مانند سردرد، درد شانه، درد نیام گردنی و اختلالات ناحیه گیجگاهی همچون درد در این ناحیه شود (۳، ۴).

عملکرد اصلی مهره های گردنی، حفظ موقعیت سر جهت جلوگیری از افتادن آن در اثر نیروی گرانش است (۵). برخی از عضلات گردنی مانند جناغی چنبری پستانی^۳، راست کننده رأسی خلفی^۴، مورب رأسی فوقانی^۵ و نیم خاری رأسی^۶ عضلات مهمی هستند که وضعیت سر و گردن را کنترل می نمایند (۶). عارضه سر به جلو با باز شدن بیش از حد^۷ مهره های اول تا سوم گردن و Flexion مهره های چهارم تا هفتم گردن همراه است (۷). همچنین این عارضه با کوتاه شدن عضلات دوزنقه فوقانی^۸، بازکننده خلفی گردن^۹؛ عضلات جناغی

¹ Anterior

² Posture

³ Sternocleidomastoid

⁴ Rectus Capitis Posterior

⁵ Oblique Capitis Superior

⁶ Semi Spinalis Capitis

⁷ Hyperextension

⁸ Upper Trapezius

⁹ Posterior Cervical Extensors

¹ Levator Scapulae

شود (۲۶). معیارهای ورود به تحقیق حاضر عبارتند از تکمیل فرم رضایت نامه، برتر بودن اندام فوقانی و تحتانی سمت راست، دامنه سنی (۱۰-۱۵) سال بود. همچنین، شرکت کنندگان دارای زاویه مهره های گردنی کمتر از ۴۸ درجه در گروه دارای عارضه سر به جلو و شرکت-کنندگان با زاویه بیشتر از ۴۸ درجه در گروه شاهد قرار گرفتند (۲۷). میانگین زاویه کرانیوورترال در افراد دارای عارضه سر به جلو $42/7 \pm 1/5$ درجه و در گروه شاهد برابر $52/1 \pm 6/9$ درجه بود. معیارهای خروج از تحقیق عبارتند از وجود درد در ناحیه سرو گردن، سابقه آسیب دیدگی ناحیه سر و گردن و سایر اندام ها، سابقه جراحی ناحیه سر و گردن و شانه، داشتن مشکلات شدید بینایی و شنوایی و داشتن ناهنجاری های شدید ستون فقرات. قبل از اجرای تحقیق، نحوه اجرای آن و اندازه گیری متغیرها به طور کامل برای آزمودنی ها شرح داده شد. سپس، فرم رضایت نامه جهت شرکت در پژوهش توسط والدین آزمودنی ها تکمیل گردید.

روش اندازه گیری زاویه ی سر به وسیله گونیامتر به این صورت بود که از آزمودنی ها خواسته شد تا لباس های بالارنگ خود را خارج کنند تا محقق بتواند طی حرکت خم کردن گردن، مهره هفتم گردنی را با لمس کردن توسط انگشتان پیدا نماید. سپس در حالی که آزمودنی در حالت آماده ایستاده بود، وزن بدنش به طور مساوی بین دو پایش قرار داشت و رو به رو را نگاه می کرد، سه بار حرکت خم کردن و باز کردن گردن را انجام داد و سپس سر را در موقعیت طبیعی راحت نگه داشت. آزمون گر با قرار گرفتن در سمت راست آزمودنی بازوی ثابت گونیامتر را عمود بر زمین و بازوی متحرک را روی زائده خاری مهره ی هفتم گردن و تراگوس تنظیم کرده و زاویه بین بازوی متحرک و خط موازی با زمین که از مهره ی هفتم عبور می کرد را به عنوان زاویه سر به جلو ثبت گردید (۲۷) (شکل ۱).

با استفاده از دستگاه الکترومیوگرافی (BTS FREE BTS Bioengineering, Italy, EMG300) ۱۶ کاناله بی سیم و الکترودهای سطحی یکبار مصرف مدل دو قطبی (ساخت کشور کره) میزان فعالیت عضلات راست کننده ستون فقرات^۲ (ناحیه گردنی)، جناغی چنبری

برخورد پا با زمین در طول برخورد پاشنه با زمین همچنین می تواند از طریق مکانیسم فعال (مثلا افزایش فعال شدن عضله) در هر دو بخش بالایی (۱۷، ۱۱) و پایینی بدن (۱۷، ۱۱) جذب گردد. فرکانس پایین (۸-۴ هرتز) شتابدهی درشت نئی؛ شدت پایین حرکت را در مرحله استقرار نشان می دهد در حالی که شتاب در محدوده فرکانس بالا (۲۰-۱۰ هرتز) نشان دهنده کاهش سریع سرعت همراه با تماس اولیه پا با زمین است (۱۹)، قدرت این فرکانس ها با تغییرات دینامیکی طی اجرا و چگونگی تضعیف این فرکانس ها توسط استراتژی های موجود تحت تاثیر قرار می گیرد (۲۰).

یک مطالعه نشان داده است که طی دویدن انتقال فرکانس ناشی از شوک با طیف وسیعی تا ناحیه سر امتداد پیدا می نماید (۲۱). تغییرات بیومکانیکی در ناهنجاری سر به جلو موجب گشتاور ناشدن اضافی و انقباض دائمی عضلات خلفی گردن می شود (۲۲). این تغییرات بیومکانیکی ممکن است نتیجه تغییرات ضخامت عضلات گردنی و گسستن عملکرد آن ها باشد. مطالعات پیشین اختلال در کنترل قامتی را هنگامی که از شرکت کنندگان خواسته می شود با باز شدن بیش از حد سر بایستند، نشان داده است (۲۳، ۲۴). Kang و همکارانش (۲۵) پیشنهاد نمودند که ناهنجاری سر به جلو ممکن است با تغییرات کنترل وضعیت بدن همراه باشد. با وجود این، تاکنون پژوهشگر مطالعه ای را که به بررسی میزان فعالیت عضلات ناحیه تنه، کمر بند شانه ای و ناحیه ی گردنی در کودکان دارای عارضه سر به جلو در مقایسه با همسالان سالم طی حرکات دینامیکی همچون دویدن پرداخته باشد، مشاهده ننموده است. بنابراین، هدف پژوهش حاضر بررسی دامنه فعالیت عضلات منتخب در کودکان دارای عارضه سر به جلو در مقایسه همسالان با سالم طی دو فاز اتکا و نوسان دویدن می باشد.

روش بررسی

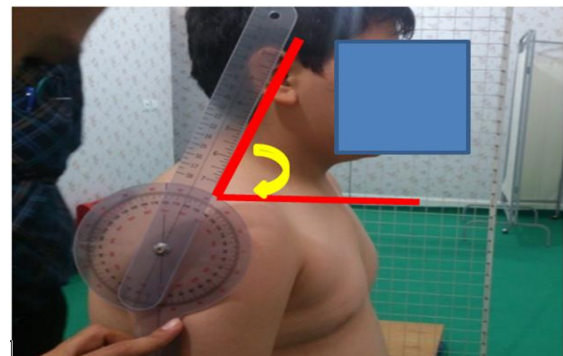
این پژوهش از نوع مقطعی- عرضی بود. با استفاده از نرم افزار G*Power، حجم نمونه حداقل ۲۴ نفر (۱۲ نفر در هر گروه) برآورد شد تا توان آماری ۰/۶ و اندازه اثر برابر ۰/۹ در سطح معنی داری ۰/۰۵ (آزمون t مستقل) حاصل

² Erector Spinae

¹ Tibial

سیگنال های الکتریکی با فرکانس نمونه برداری ۱۲۰۰ هرتز ثبت شدند. فیلترهای پایین گذر ۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰ هرتز و فیلتر برق شهری ۵۰ هرتز (برای حذف نویز برق شهری) جهت فیلتر کردن داده های خام الکترومایوگرافی مورد استفاده قرار گرفت (۳۱). بزرگ-نمایی^۱ دستگاه برابر با ۱۰۰۰ در نظر گرفته شد. در این تحقیق ثبت فعالیت از عضلات جناغی-چنبری پستانی، ارکتوراسپاینا در ناحیه گردنی، دندانان ای قدامی و دوزنقه فوقانی و تحتانی حین تکلیف دوییدن ثبت شد (جدول ۱). آزمودنی ها با فرمان "رو" سه بار مسیر مورد نظر را با سرعت خود انتخابی دویدند. میانگین ریشه مربع آسیگنال ها طی دو فاز اتکا و نوسان دوییدن محاسبه شد. فاز سکون آدویدن با استفاده از داده های نیروی عکس العمل ثبت شده به طور همزمان توسط دستگاه صفحه نیرو (کیستلر) معین گردید. به این ترتیب که فاز اتکا از لحظه بیشتر شدن نیروی عمودی عکس العمل زمین بیشتر از ۲۰ نیوتن و لحظه جدا شدن پنجه پا از زمین با کم شدن این عدد از ۲۰ نیوتن مشخص گردید. سپس میانگین فعالیت عضلات در فاز استانس و نوسان پس از نرمال - سازی با حداکثر انقباضی ارادی ایزومتریک ($MVIC$) به عنوان داده نهایی مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفت. جهت ثبت حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک عضله دندانان ای قدامی فرد در حالت عمود بر روی صندلی نشسته به نحوی که به پشتی صندلی تکیه نداشته و بازو در زاویه ۱۲۵ درجه Flexion نگه داشته می شد و مقاومتی توسط دست آزمون گر جهت جلوگیری از Flexion بر بالای آرنج و زاویه پائینی کتف به منظور جلوگیری از چرخش کتف اعمال می شد. در عضله دوزنقه فوقانی نیز فرد در حالت عمود بر روی صندلی نشسته به نحوی که به پشتی صندلی تکیه نداشته و بازو در زاویه ۹۰ درجه آبداکشن در حالی که گردن به سمت همان دست خم و چرخش به سمت مخالف داشته، نگه داشته می شد. در این حین مقاومتی نیز توسط دست آزمون گر به منظور جلوگیری از اکستنشن سر بر پشت سر و همچنین جهت جلوگیری از آبداکشن بر بالای آرنج اعمال

پستانی، دوزنقه فوقانی، دندانان ای قدامی، دوزنقه فوقانی و تحتانی (سمت راست و چپ) طی دوییدن ثبت شد (جدول ۱؛ شکل ۲). فاصله مرکز تا مرکز الکترودها ۲۰ میلی متر بود (۲۸). این الکترودها از طریق یک واسط ژل مانند جهت کاهش مقاومت پوست، امواج را از روی پوست دریافت می نمودند. 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 می شدند.



شکل ۱: روش اندازه گیری زاویه سر به جلو با استفاده از گونیامتر. آزمون گر با قرار گرفتن در سمت راست آزمودنی بازوی ثابت گونیامتر را عمود بر زمین و بازوی متحرک را روی زانده خاری مهره ی هفتم گردن و تراگوس تنظیم کرده و زاویه بین بازوی متحرک و خط موازی با زمین که از مهره ی هفتم عبور می کرد را به عنوان زاویه سر به جلو ثبت گردید.



شکل ۲: محل نصب الکترودها بر روی عضلات منتخب

¹ Gain

² Root Mean Square (RMS)

³ Stance

⁴ Maximum voluntary Isometric Contraction

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 پستانی تا بریدگی جناغی) (۲۹)
راست کننده ستون فقرات (ناحیه گردنی)	سطح مهره چهارم گردن در فاصله ۱/۵ سانتی‌متر خارج نسبت به خار مهره‌ای این اندام (۳۰).
دندانه ای قدامی	به صورت عمودی در راستای خط زیربغلی در سطح دنده های ۶ و ۸ (۳۰)
دوزنقه فوقانی	محل قرارگیری الکترودها در نیمه خطی است که از زائده آخرومی به ستون فقرات در مهره هفتم گردنی تصور می‌شود (۳۰).
دوزنقه تحتانی	محل قرارگیری الکترودها در دو سوم خطی خواهد بود که از گوشه زیرین کتف (به هشتمین مهره پشتی تصور می‌شود (۳۰).

$$\text{عدم تقارن} = \frac{|X_L - X_R|}{2|X_L + X_R|}$$

X_R و X_L ، مقادیر ویژگی های پارامترهای گسسته است که به ترتیب از اندام چپ و راست اندازه‌گیری می‌شود. در این پژوهش، داده‌ها به وسیله نرم افزار SPSS ورژن ۲۲ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت، برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شد. مقادیر اندازه اثر از طریق رابطه دی کوهن محاسبه شد. جهت مقایسه میزان فعالیت عضلات بین دو گروه از آزمون تی مستقل در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها

آزمودنی های پژوهش حاضر، شامل ۱۶ نفر کودک پسر سالم با میانگین سن، قد و وزن به ترتیب برابر $11/8 \pm 3/1$ سال، $148/2 \pm 6/6$ سانتی متر و $39/6 \pm 5/4$ کیلوگرم و ۱۲ نفر کودک پسر دارای عارضه سر به جلو با میانگین سن، قد و وزن به ترتیب برابر $11/7 \pm 1/4$ سال، $149/7 \pm 6/2$ سانتی متر و $38/0 \pm 4/7$ کیلوگرم بود.

یافته های پژوهش حاضر نشان داد که سرعت دویدن در گروه سر به جلو ($2/70 \pm 0/09$) به طور معناداری کمتر از سرعت دویدن در گروه شاهد ($2/91 \pm 0/14$) می باشد ($p < 0/001$). میزان فعالیت عضله راست کننده ستون فقرات سمت راست طی فاز اتکای دویدن بین دو گروه اختلاف معناداری را به لحاظ آماری نشان نداد ($p = 0/113$)، با وجود این میزان اندازه اثر در سطح بالایی ($0/80 \sim$) قرار داشت. فعالیت عضلات جناغی-چنبری پستانی، دوزنقه فوقانی و تحتانی و دندانه‌ای قدامی بین

می شد. برای عضله دوزنقه تحتانی فرد در حالت خوابیده بر روی شکم روی تخت قرار می گرفت، بازو را بالای سر و در جهت فیبرهای دوزنقه تحتانی نگه می داشت و مقاومتی توسط دست آزمون گر به منظور جلوگیری از بالا بردن بر بالای آرنج و به منظور جلوگیری از جدا شدن فرد از سطح تخت بر روی کمر اعمال می شد. در عضلات ارکتور اسپاینا، فرد به حالت دمر بر روی تخت دراز کشیده در حالی که تنه از تخت بیرون است، دست ها به صورت ضربدری جلوی سینه قرار دارد و پاها توسط تسمه به تخت ثابت شده اند. سپس از فرد خواسته می شد که تنه خود را موازی با سطح زمین نگه دارد. جهت ثبت MVIC برای عضله جناغی چنبری پستانی حرکت Flexion گردن همراه با چرخش به سمت مخالف در برابر مقاومت انجام شد (۳۲). این مراحل یک مرتبه به افراد آموزش داده می شد. برای اجرای هر حرکت به فرد گفته می شد که بعد از اعلام شروع انقباض توسط آزمون گر با حداکثر توان بر خلاف نیروی وارد شده، نیرو وارد کند و در طول انقباض، آزمون گر با گفتن "بیشتر" فرد را تشویق می کرد که با حداکثر توان انقباض را نگه دارد. هر حرکت ۷ ثانیه اجرا می شد و ۳ تکرار انجام می‌گرفت و بین هر تکرار یک دقیقه استراحت به فرد داده می شد و در این مدت فرد عضلات را کاملاً شل می کرد. در صورتی که در بین هر یک از آزمون ها فرد نمی توانست انقباض را حفظ کند و یا از سایر اندام ها کمک می‌گرفت، حرکت قطع می شد و بعد از استراحت مجدداً تکرار می شد.

شاخص عدم تقارن دویدن از طریق رابطه زیر محاسبه

شد:

دو گروه طی فاز اتکای دوییدن اختلاف معنی‌داری را نشان نداد ($p > 0.05$) (جدول ۲).

فعالیت عضلات ارکترواسپاینا (بخش گردنی)، جناغی-چنبری پستانی، دوزنقه فوقانی و تحتانی، دندان‌های قدامی بین دو گروه طی فاز نوسان دوییدن اختلاف معنی‌داری را نشان نداد ($p > 0.05$) (جدول ۲). مقادیر اندازه اثر در ارتباط با میزان اختلاف فعالیت بین دو گروه شاهد و سر به جلو در محدوده پایین تا متوسط بود (جدول ۳). میزان شاخص عدم تقارن دامنه فعالیت عضله جناغی چنبری پستانی در گروه شاهد در مقایسه با گروه سر به جلو به میزان حدود $8/3$ درصد طی فاز اتکا بالاتر بود ($p = 0.045$ ، اندازه اثر = $1/22$) (جدول ۳). شاخص عدم تقارن در بین دو گروه در سایر عضلات به لحاظ آماری اختلاف معنی‌داری را طی فاز اتکا نشان نداد ($p > 0.05$) (جدول ۳). شاخص عدم تقارن در بین دو گروه در تمامی عضلات مورد مطالعه به لحاظ آماری اختلاف معنی‌داری را طی فاز نوسان نشان نداد ($p > 0.05$) (جدول ۳).

بحث و نتیجه‌گیری

هدف پژوهش حاضر بررسی دامنه و شاخص عدم تقارن فعالیت عضلات منتخب در کودکان دارای عارضه سر به جلو در مقایسه همسالان با سالم طی دو فاز اتکا و نوسان دوییدن بود.

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که فعالیت عضلات ارکترواسپاینا (بخش گردنی)، جناغی-چنبری پستانی، دوزنقه فوقانی و تحتانی، و دندان‌های قدامی بین دو گروه طی هر دو فاز اتکا و نوسان دوییدن اختلاف معنی‌داری را دارا نمی‌باشد. میزان فعالیت عضله ارکترو اسپاینا سمت راست طی فاز اتکای دوییدن بین دو گروه اختلاف معناداری را به لحاظ آماری نشان نداد، با وجود این میزان اندازه اثر در سطح بالایی ($80/0 \sim$) قرار داشت. عارضه سر به جلو منجر به افزایش لوردوز گردنی، افزایش اکستنشن ناحیه میانی مهره‌های گردنی می‌شود (۳۳). این تغییرات در پاسچر گردن می‌تواند منجر به الگوهای حرکتی غیر-طبیعی در ناحیه گردن شود که می‌تواند منجر به عدم تعادل در عضلات ناحیه گردنی گردد (۳۴). عارضه سر به جلو با ضعف عضلات فلکسور عمقی گردن و کوتاهی عضلات اکستنسوری گردن مرتبط است (۳). این عدم

تعادل عضلات گردنی می‌تواند منجر به اختلالات عضلانی اسکلتی و درد گردنی شود (۳). یک مطالعه قبلی نشان داد که افزایش دامنه سر به جلو با کاهش زاویه کرانیوورترال (Cervical vertebra angle; CVA) همراه است (۳۵). علاوه بر این، Yoo و همکاران دریافتند، عارضه سر به جلو همراه با وضعیت نشسته ضعیف با دامنه حرکتی محدود گردنی مرتبط است (۳۴). یافته‌های پژوهش نشان داد که برخلاف سرعت دوییدن در گروه سر به جلو پائین تر بود، با وجود این میزان فعالیت عضلات در دو گروه یکسان بود. این یافته‌ها در پژوهش حاضر نشان دهنده این است که برای انجام کار کمتر (سرعت دوییدن پایین‌تر) در گروه سر به جلو میزان فعالیت مشابه با همسالان سالم مورد نیاز است که نشان-دهنده کارایی پایین و صرف انرژی بیشتر در این افراد می‌باشد (۲۸). به علاوه، کاهش فعال شدن عضلات خم-کننده عمقی گردن در طی تکلیف فلکشن کرانیوسرویکال با افزایش فعالیت عضلات سطحی همچون عضله جناغی چنبری پستانی و نردبانی قدامی، در بیماران مبتلا به درد گردن مرتبط است (۳۰). علاوه بر این، افزایش فعالیت عضلات بازکننده سطحی مانند رأسی خاری اغلب در بیماران مبتلا به درد گردن مشاهده شده است (۳۶). این نتایج با نتایج پژوهش حاضر در ارتباط با فعالیت عضلات سطحی در طی تکلیف دوییدن در افراد دارای عارضه سر به جلو همسو می‌باشد.

میزان شاخص عدم تقارن دامنه فعالیت عضله جناغی چنبری پستانی در گروه شاهد در مقایسه با گروه سر به جلو به میزان حدود $8/3$ درصد طی فاز اتکا بالاتر بود. شاخص عدم تقارن در بین دو گروه در سایر عضلات به لحاظ آماری اختلاف معنی‌داری را طی فاز اتکا و نوسان نشان نداد. با این حال مطالعه ای توسط پژوهشگر مشاهده نشد که به بررسی شاخص عدم تقارن فعالیت عضلانی در افراد دارای عارضه سر به جلو در مقایسه با افراد سالم پرداخته باشد، به همین دلیل امکان مقایسه مستقیم نتایج پژوهش حاضر با سایر مطالعات وجود نداشت. برای بهبود عارضه سر به جلو، تمریناتی با هدف تقویت عضلات فلکسور عمقی گردن و کشش عضلات اکستنسور ناحیه بالایی گردن به طور عمومی مورد استفاده می‌شود (۳۷). Jull و همکارانش (۳۸) پیشنهاد

جدول ۲: بررسی دامنه فعالیت عضلات طی فاز اتکا و نوسان دوییدن دارای عارضه سر به جلو

فاز	سمت	عضله	گروه شاهد (میانگین ± انحراف معیار)	گروه سر به جلو (میانگین ± انحراف معیار)	p- مقدار	اندازه اثر
فاز اتکا	راست	راست کننده ستون فقرات	۵۳/۱۲±۵/۳	۷۶/۰±۴/۲	۰/۱۱۳	۰/۷۹۶
		جناغی چنبری پستانی	۵۳/۱۶±۸/۷	۵۹/۱۹±۵/۸	۰/۴۲۴	۰/۳۱۲
	چپ	دوزنقه فوقانی	۵۲/۱۴±۳/۲	۴۵/۱۷±۷/۲	۰/۲۴۲	۰/۴۲
		دندانهای قدامی	۶۱/۱۸±۹/۲	۵۷/۲۳±۳/۴	۱/۵۵۹	۰/۲۲
فاز نوسان	راست	دوزنقه تحتانی	۵۶/۳۰±۹/۹	۶۱/۱۹±۱/۶	۰/۶۸۴	۰/۱۶۶
		راست کننده ستون فقرات	۷۶/۴۳±۰/۷	۵۴/۲۲±۶/۷	۰/۳۸۰	۰/۶۴۴
	چپ	جناغی چنبری پستانی	۵۲/۲۴±۷/۸	۶۰/۱۹±۱/۴	۰/۳۸۶	۰/۳۳۴
		دوزنقه فوقانی	۴۰/۳±۲۶/۶	۴۹/۱۷±۷/۸	۰/۲۴۳	۰/۴۲۳
فاز نوسان	راست	دندانهای قدامی	۶۸/۵±۱۵/۰	۵۳/۲۶±۷/۶	۰/۱۰۲	۰/۷۱۱
		دوزنقه تحتانی	۶۴/۴±۳/۳	۶۲/۱±۱۴/۹	۰/۶۰۰	۰/۲۵۲
	چپ	راست کننده ستون فقرات	۵۳/۲±۱۷/۵	۴۹/۲±۲۴/۳	۰/۶۳۰	۰/۱۹۱
		جناغی چنبری پستانی	۵۸/۶±۱۶/۳	۵۲/۹±۲۱/۵	۰/۴۵۱	۰/۳۰۱
فاز نوسان	راست	دوزنقه فوقانی	۵۰/۲۱±۰/۶	۴۶/۱۵±۸/۴	۰/۲۵۶	۰/۲۱۶
		دندانهای قدامی	۵۷/۲۱±۲/۱	۴۲/۲۴±۹/۶	۰/۱۲۳	۰/۶۲۵
	چپ	دوزنقه تحتانی	۴۵/۲۰±۱/۲	۴۵/۲۱±۵/۰	۰/۹۵۵	۰/۰۱۹
		راست کننده ستون فقرات	۶۳/۲۶±۸/۴	۴۶/۲۵±۵/۱	۰/۰۹۱	۰/۶۷۱
فاز نوسان	چپ	جناغی چنبری پستانی	۴۱/۱۹±۹/۰	۵۲/۱۸±۶/۷	۰/۱۵۰	۰/۵۶
		دوزنقه فوقانی	۴۶/۱۸±۸/۸	۴۷/۱۹±۵/۲	۰/۹۳۰	۰/۰۳
	راست	دندانهای قدامی	۵۷/۱۹±۳/۲	۴۸/۲۸±۶/۱	۰/۳۶۹	۰/۳۶
		دوزنقه تحتانی	۵۳/۶±۳/۷	۶۲/۲۴±۱/۹	۰/۲۶۲	۰/۵۵

*سطح معناداری ۰/۰۵ < P، آزمون آماری تی مستقل، فاز اتکا: لحظه تماس پا با زمین. فاز نوسان: لحظه بلندشدن پا از زمین تا برخورد همان پا با زمین.

جدول ۳: بررسی شاخص عدم تقارن دامنه فعالیت عضلات طی فاز اتکا و نوسان دوییدن دارای عارضه سر به جلو

فاز	عضله	گروه شاهد (میانگین ± انحراف معیار)	گروه سر به جلو (میانگین ± انحراف معیار)	p- مقدار	اندازه اثر
فاز اتکا	راست کننده ستون فقرات	۹/۹±۱/۷	۹/۹±۰/۹	۰/۹۷۳	۰/۰۱۰
	جناغی چنبری پستانی	۱۳/۹±۲/۵	۴/۴±۹/۰	*۰/۰۴۵	۱/۲۲
	دوزنقه فوقانی	۱۲/۱۲±۲/۱	۱۲/۱۳±۷/۴	۰/۹۱۴	۰/۱۹
	دندانهای قدامی	۹/۷±۸/۹	۸/۹±۰/۶	۰/۵۹۰	۰/۱۰۲
فاز نوسان	دوزنقه تحتانی	۱۱/۱۲±۶/۳	۱۲/۱۳±۵/۷	۰/۸۵۸	۰/۰۳۴
	راست کننده ستون فقرات	۸/۷±۰/۶	۱۰/۳±۶/۰	۰/۳۸۹	۰/۳۳۸
	جناغی چنبری پستانی	۱۱/۱۲±۰/۶	۶/۹±۴/۵	۰/۲۳۹	۰/۴۷۹
	دوزنقه فوقانی	۸/۸±۰/۰	۱۳/۹±۱۰/۸	۰/۱۳۲	۰/۶۲۷
فاز نوسان	دندانهای قدامی	۱۰/۰±۷/۲	۱۴/۸±۱۶/۰	۰/۳۵۲	۰/۴۱۳
	دوزنقه تحتانی	۱۰/۹±۱۲/۲	۱۰/۳±۸/۰	۰/۸۸۳	۰/۰۲۷

*سطح معناداری ۰/۰۵ < P، آزمون آماری تی مستقل، فاز اتکا: لحظه تماس پا با زمین. فاز نوسان: لحظه بلندشدن پا از زمین تا برخورد همان پا با زمین.

منابع

1. Kendall Peterson F, McCreary Kendall E, Provance Geise P, et al. *Muscles: Testing and Function, with posture and pain*. Lippincott Williams & Wilkins, Baltimore, MD; 2005; 74(11): 124-27
2. 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.
3. Raine S, Twomey LT. Head and shoulder posture variations in 160 asymptomatic women and men. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 1997; 78(11): 1215- 23.
4. Kamper SJ, Henschke N, Hestbaek L, Kate M, et al. *Musculoskeletal pain in children and adolescents*. *Brazilian journal of physical therapy* 2016; 20(3): 84-275
5. Falla D, O'Leary S, Fagan A, Jull G. Recruitment of the deep cervical flexor muscles during a postural-correction exercise performed in sitting. *Manual therapy* 2007; 12(2): 139-43.
6. Ishida H, Suehiro T, Kurozumi C, Ono K, et al. Correlation between neck slope angle and deep cervical flexor muscle thickness in healthy participants. *Journal of bodywork and movement therapies* 2015; 19(4): 717-21.
7. Ohmure H, Miyawaki S, Nagata J, Ikeda K, et al. Influence of forward head posture on condylar position. *Journal of oral rehabilitation* 2008; 35(11): 795-800.
8. Lynch SS, Thigpen CA, Mihalik JP, Prentice WE, et al. 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.
9. Silva AG, Punt TD, Sharples P, Vilas-Boas JP, et al. Head posture and neck pain of chronic nontraumatic origin: a comparison between patients and pain-free persons. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 2009; 90(4): 669-74.
10. Silva AG, Sharples P, Johnson MI. Studies comparing surrogate measures for head posture in

می‌کنند که تمرینات Flexion کرانیوسروویکال با بار کم به طور موثری عضلات عمقی گردن را در مراحل اولیه توانبخشی به ویژه در بیمارانی که در هنگام اجرای تمرین با بار بالا از درد رنج می‌برند، مفید می‌باشد (۳۸). با توجه به یافته‌های پژوهش حاضر پیشنهاد می‌شود که تمرینات اصلاحی برای کودکان دارای عارضه سر به جلو بر شاخص عدم تقارن فعالیت عضلانی این افراد نیز تمرکز نمایند تا در طی تکالیفی همچون دویدن، شاخص عدم تقارن فعالیت عضلات در افراد دارای عارضه سر به جلو به همسالان سالم نزدیکتر گردد همچنین پیشنهاد می‌شود مطالعه حاضر بر روی جوانان و نوجوان با عارضه سر به جلو انجام شود. پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان به نبودن کودکان دختر در نمونه آماری اشاره نمود. همچنین در پژوهش حاضر تنها فعالیت عضلات سطحی مورد بررسی قرار گرفت، حال آنکه عضلات عمقی ناحیه گردن نقش مهمی را در عارضه سر به جلو ایفا می‌نمایند. همچنین در این پژوهش تنها فعالیت الکترومایوگرافی عضلات مورد بررسی قرار گرفت و نیاز به مطالعات بیشتر در زمینه کینماتیک^۱ و کینتیک^۲ ناحیه گردن در طی تکالیفی همچون دویدن در افراد دارای عارضه سر به جلو می‌باشد.

کودکان پسر دارای عارضه سر به جلو با سرعت پائین تر و با فعالیت عضلانی مشابهی تکلیف دویدن را در مقایسه با همسالان سالم خود اجرا می‌نمایند. همچنین طی فاز اتکای دویدن شاخص عدم تقارن فعالیت عضله جناغی-چنبری پستانی در گروه شاهد بالاتر از گروه سر به جلو بود.

سپاسگزاری

محققین از تمامی آزمودنی‌ها جهت شرکت در این پژوهش کمال تقدیر و تشکر را دارند. پژوهش حاضر با کد اخلاق شماره (IR-ARUMS-REC-1397.136) در دانشگاه علوم پزشکی اردبیل مورد تایید قرار گرفت.

¹ Kinematic

² Kinetic

- individuals with and without neck pain. *Physical Therapy Reviews* 2010; 15(1): 12-22.
11. Cromwell RL, Newton RA, Carlton LG. Horizontal plane head stabilization during locomotor tasks. *Journal of motor behavior* 2001; 33(1): 49-58.
 12. Grossman GE, Leigh RJ, Abel L, et al. Frequency and velocity of rotational head perturbations during locomotion. *Experimental brain research* 1988; 70(3): 470-6.
 13. Hirasaki E, Moore ST, Raphan T, Lanska DJ, et al. Effects of walking velocity on vertical head and body movements during locomotion. *Experimental brain research* 1999; 127(2): 117-30.
 14. Latt MD, Menz HB, Fung VS, Lord SR. Walking speed, cadence and step length are selected to optimize the stability of head and pelvis accelerations. *Experimental Brain Research* 2008; 184(2): 201-9.
 15. Holt KG, Jeng SF, Ratcliffe R, Hamill J. Energetic cost and stability during human walking at the preferred stride frequency. *Journal of motor behavior* 1995; 27(2): 164-78.
 16. Cromwell R, Schurter J, Shelton S, Vora S. Head stabilization strategies in the sagittal plane during locomotor tasks. *Physiotherapy Research International* 2004; 9(1): 33-42.
 17. Kavanagh J, Barrett R, Morrison S. The role of the neck and trunk in facilitating head stability during walking. *Experimental brain research* 2006; 172(4): 445.
 18. Edwards WB, Derrick TR, Hamill J. Musculoskeletal attenuation of impact shock in response to knee angle manipulation. *Journal of applied biomechanics* 2012; 28(5): 502-10.
 19. Hamill J, Derrick T, Holt K. Shock attenuation and stride frequency during running. *Human movement science* 1995; 14(1): 45-60.
 20. Simon SR, Paul IL, Mansour J, Murno M, et al. Peak dynamic force in human gait. *Journal of biomechanics* 1981; 14 (12): 21-28.
 21. Gruber AH, Boyer KA, Derrick TR, Hamill J. Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running. *Journal of sport and health science* 2014; 3(2): 113-21.
 22. Edmondston SJ, Sharp M, Symes A, Alhabib N, et al. Changes in mechanical load and extensor muscle activity in the cervico-thoracic spine induced by sitting posture modification. *Ergonomics* 2011; 54(2): 179-86.
 23. Kogler A, Lindfors J, Ödkvist L, Ledin T. Postural stability using different neck positions in normal subjects and patients with neck trauma. *Acta otolaryngologica* 2000; 120(2): 151-5.
 24. Vuillerme N, Rougier P. Effects of head extension on undisturbed upright stance control in humans. *Gait & posture* 2005; 21(3): 318-25.
 25. Kang J-H, Park R-Y, Lee S-J, Kim JY, et al. 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.
 26. 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.
 27. Salahzadeh Z, Maroufi N, Ahmadi A, Behtash H, et al. Assessment of forward head posture in females: observational and photogrammetry methods. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation* 2014; 27 (2): 131-9.
 28. Winter DA. *Biomechanics and motor control of human movement*: John Wiley & Sons; 2009; 124-136.
 29. 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* 2004; 157(1): 43-8.
 30. 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.

31. 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; 35(1): 2-7.
32. Hamill J, Knutzen KM. *Biomechanical basis of human movement*: Lippincott Williams & Wilkins; 2006; 32(1): 754- 61
33. Harman K, Hubley-Kozey CL, Butler H. Effectiveness of an exercise program to improve forward head posture in normal adults: a randomized, controlled 10-week trial. *Journal of Manual & Manipulative Therapy* 2005; 13(3): 163-76.
34. Yoo W-G, An D-H. The relationship between the active cervical range of motion and changes in head and neck posture after continuous VDT work. *Industrial Health* 2009; 47 (2): 183-8.
35. Quek J, Pua Y-H, Clark RA, Bryant AL, et al. Effects of thoracic kyphosis and forward head posture on cervical range of motion in older adults. *Manual therapy* 2013; 18(1): 65-71.
36. Kumar S, Narayan Y, Prasad N, Shuaib A, et al. Cervical electromyogram profile differences between patients of neck pain and control Spine. 2007; 32(8): 246-53.
37. Roddey TS, Olson SL, Grant SE. The effect of pectoralis muscle stretching on the resting position of the scapula in persons with varying degrees of forward head/rounded shoulder posture. *Journal of Manual & Manipulative Therapy* 2002; 10(3): 124-8.
38. Jull G, Falla D, Vicenzino B, Hodges PW. The effect of therapeutic exercise on activation of the deep cervical flexor muscles in people with chronic neck pain. *Manual therapy* 2009; 14(6): 696-701.