

Research Paper

Patterns of Muscle Activity Measurement in Male Students With Forward Head Posture Compared to Healthy Peers During Running

*Amirali Jafarnezhadgero¹, Saeideh Heshmatizadeh², Somaye Salahi-Movasagh³, Farzaneh Saki⁴

1. Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
2. Master of Science Student of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
3. Master of Science Student of Sport Injuries, Department of Sport Injuries, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Allameh Tabatabaai, Tehran, Iran.
4. Assistant Professor of Sport Injuries, Department of Sport Injuries, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Bu Ali Sina University, Hamadan, Iran.



Citation: Jafarnezhadgero A, & Heshmatizadeh S. [The Timing Pattern of Selected Muscles in Male Children With Forward Head Posture Compared to Healthy Control Ones During Running (Persian)]. Journal of Sport Biomechanics. 2019; 5(1):38-49. <https://doi.org/10.32598/biomechanics.5.1.4>

<https://doi.org/10.32598/biomechanics.5.1.4>

**Article Info:****Received:** 12 Dec 2018**Accepted:** 25 Apr 2019**Available Online:** 01 Jun 2019**Key words:**

Running, Forward head posture, Muscular activity timing

ABSTRACT

Objective The aim of this study was to evaluate the muscular activity timing during running in male children with forward head posture compared to healthy control ones.

Methods 12 healthy male children with forward head posture (age: 11.7±1.4 years; height: 149.7±6.2 cm; Mass: 38.0±4.7 kg) and 16 healthy male children (age: 11.8±1.5 years; height: 148.2±6.6 cm; mass: 39.6±0.4 kg) were volunteered to participate in this study. The timing of muscular activity for erector spinae (cervical region), sternocleidomastoid, serratus anterior, upper and lower trapezius muscles of both right and left sides were evaluated during barefoot running. Muscular activity was recorded with a 16-channels electromyography system. Independent sample t-test was used for statistical analysis.

Results Finding did not demonstrate any significant differences in onset and offset of muscular activity during walking between both groups ($P>0.05$). The time duration of right erector spinae muscle in the healthy group was greater than that forward head group about 41 ms ($P=0.024$). Also, the time duration of left sternocleidomastoid in the healthy group was longer than that in the forward head group by 64 ms ($P=0.037$).

Conclusion In sum, these results could be used in rehabilitation protocols for children with forward head posture in clinical settings.

Extended Abstract**1. Introduction**

The head makes up 6% of the total body weight; the spine, neck, and other joints connect to the muscles through the kinematic chain. Keeping the cervical spine in a fixed

position for a long time could alter head posture. It could eventually lead to a weakening of the body, i.e. a Forward Head Posture (FHP), which is a deviation from the neutral or normal position [1, 2]. Normal position is defined as a line of gravity that passes through the external auditory canal of the spine and neck and from the front to the thoracic vertebrae [3]. This condition must be morphologically ac-

*** Corresponding Author:****Amirali Jafarnezhadgero, PhD.****Address:** Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.**Tel:** +98 (910) 5146214**E-mail:** amirali.jafarnezhad@gmail.com

ceptable. Besides, one must be able to maintain a state of discomfort and painlessness.

The FHP is among the most frequent abnormalities in patients with cervical disorders [4]. Studies have estimated its prevalence to be 66%-80% (5). The FHP refers to the anterior position of the head relative to the trunk concerning a vertical reference line [7,6]. However, the pattern of muscle activity measurement in people with anatomical abnormalities, especially in those with FHP complications during running, has rarely been studied.

The present study aimed to evaluate the measurement pattern of selective trunk and cervical muscles activity in high school students with anatomical abnormalities, compared to their healthy peers. The measurements were conducted during the onset and time of activity and muscle activity decline in running. Evaluating muscle activity based on the measurement variables of the mentioned cases can provide useful information for rehabilitation in these individuals.

2. Participants and Methods

This was a cross-sectional study. It was conducted using information from previous studies to estimate the sample size of ≥ 24 people to obtain statistical power of 0.8 at a significant level of $P < 0.05$ [21]. The study subjects included 16 healthy boys and 12 boys with FHP. The study participants' head angle was measured by goniometer.

Using a 16-channel Wireless Electromyography (EMG) (BTS FREEEMG300, BTS Bioengineering, Italy) with bipolar disposable surface electrodes, erector spinae (cervical part), sternocleidomastoid, upper trapezoid, anterior indentation, and upper and lower trapezius (right and left) were recorded while running. The center-to-center electrodes distance was equal to 2 cm [23].

The electrical signals were recorded at a sampling frequency of 1200 Hz. Low-pass filter 500 Hz and the high-pass filter 10 Hz and 60 Hz non-pass filter (to remove AC power noise) were used to filter raw Electromyography (EMG) data [26]. The machine's gain was set at 1000.

3. Results

The obtained findings suggested no statistically significant difference between the two groups in the onset of the muscle activity (erector spinae, sternocleidomastoid, upper and lower trapezius, left and right anterior indentation) ($P < 0.05$). The effect size values were in all cases, from small to medium (Table 1).

Furthermore, there was no statistically significant difference between the two groups in terms of the ending phase of muscle activity (erector spinae, sternocleidomastoid, upper and lower trapezoid, left and right anterior indentation) ($P < 0.05$). The effect size values were small to medium in all cases.

Table 1. The time of the muscle activity onset during the running phase in two groups of healthy boys and with FHP complications

Side	Muscle	Mean \pm SD		Significant Size	Effect Level
		Healthy	FHP		
Wright	Erector spinae	-149.1 \pm 267.3	-99.1 \pm 33.8	0.527	0.332
	Sternocleidomastoid	-95.8 \pm 129.4	-109.2 \pm 151.2	0.802	0.09
	Upper trapezoid	-87.3 \pm 66.4	-135.4 \pm 115.2	0.175	0.264
	Anterior indentation	-94.1 \pm 131.3	-61.8 \pm 16.7	0.345	0.436
	Lower trapezoid	-90.9 \pm 68.8	-194.8 \pm 344.8	0.248	0.502
Left	Erector spinae	-93.2 \pm 37.6	-63.9 \pm 39.2	0.223	0.673
	Sternocleidomastoid	-91.9 \pm 111.4	-75.3 \pm 22.6	0.616	0.247
	Upper trapezoid	-75.6 \pm 121.1	-87.7 \pm 32.8	0.741	0.157
	Anterior indentation	-112.9 \pm 123.6	-79.6 \pm 37.8	0.377	0.206
	Lower trapezoid	-71.7 \pm 18.3	-73.5 \pm 27.9	0.848	0.077

*Significance level: $P < 0.05$

4. Discussion

The present study evaluated the timing pattern of trunk and neck muscles in male students with FHP disorder, compared to their healthy peers during running. Besides, there was no statistically significant difference between the two groups at the beginning and end of the selected muscle activity.

A study compared shoulder muscle memory in patients with idiopathic neck pain and a healthy group. The relevant data indicated that the anterior indentation muscle delayed the onset and duration of shorter activity during dynamic movements [27]. They also found no significant difference in the onset and duration of trapezius muscle activity between patients with idiopathic neck pain and the healthy group [27]. Cools et al. reported no significant difference in the time of activity in the upper trapezius muscle between the controls and the group with shoulder pain syndrome during running [19]. Some researchers argued that people with musculoskeletal disorders have more muscle activity than healthy individuals, especially in the trapezius muscles [28, 29]. These changes in neck posture can lead to abnormal movement patterns in this area [12]. Some studies have documented that changes in muscle activity were associated with changes in muscle frequency [30].

5. Conclusion

The onset and end of the selective trunk and neck muscle activity in the running phase demonstrated no statistically significant difference between the healthy individuals and those with FHP disorder. However, the activity duration of the erector spinae muscles of the right side and sternocleidomastoid of the left side were greater in the healthy group, compared to the FHP group. Additionally, more activity in these muscles was attributed to their weaker muscles. These findings could be used in the rehabilitation of people with FHP in therapeutic settings.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

All ethical principles were considered in this article. The participants were informed about the purpose of the research and its implementation stages; they were also assured about the confidentiality of their information; Moreover, They were allowed to leave the study whenever they wish, and if desired, the results of the research would be available to them.

Funding

This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

Authors' contributions

All authors contributed equally in preparing all parts of the research.

Conflicts of interest

The authors declared no conflict of interest.

الگوی زمان بندی فعالیت عضلات منتخب در دانش آموزان پسر دارای عارضه سر به جلو در مقایسه با همسالان سالم طی دویدن

*امیرعلی جعفرنژادگرو^۱، سعیده حشمتی زاده^۲، سمیه صلاحی موثق^۳، فرزانه ساکی^۴

۱. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روان شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
۲. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روان شناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
۳. دانشجوی کارشناس ارشد آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه علامه طباطبائی، تهران، ایران.
۴. استادیار آسیب شناسی ورزشی، گروه آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران.

حکیده

هدف: از این مطالعه بررسی الگوی زمان بندی فعالیت عضلات منتخب طی دویدن در دانش آموزان پسران دارای عارضه سر به جلو در مقایسه با همسالان سالم خود بود.

روش ها: ۱۲ نفر کودک پسر دارای عارضه سر به جلو (با میانگین و انحراف معیار سن: $11/7 \pm 1/4$ سال، قد: $149/7 \pm 6/2$ سانتی متر، وزن: $38/0 \pm 4/7$ کیلوگرم و ۱۶ نفر کودک پسر سالم (با میانگین و انحراف معیار سن: $11/8 \pm 1/3$ سال، قد: $148/2 \pm 6/6$ سانتی متر، وزن: $39/6 \pm 0/4$ کیلوگرم) داوطلب شرکت در پژوهش شدند. زمان بندی فعالیت عضلات راست کننده ستون فقرات (ناحیه گردنی)، جناغی چنبری پستانی، دندانهای قدامی، دوزنقه فوقانی و تحتانی سمت چپ و راست بدن طی دویدن با پای برهنه بررسی شدند. فعالیت عضلانی با استفاده از یک سیستم الکترومایوگرافی ۱۶ کاناله بی سیم ثبت شد. از آزمون تی مستقل جهت تحلیل آماری داده ها استفاده شد.

یافته ها: یافته های پژوهش هیچ گونه اختلاف معناداری را در شروع و پایان فعالیت عضلات طی فاز اتکا دویدن بین دو گروه نشان نداد ($P > 0/05$). مدت زمان فعالیت عضلات راست کننده ستون فقرات سمت راست در گروه سالم نسبت به گروه سر به جلو حدود ۴۱ میلی ثانیه بزرگ تر بود ($P = 0/024$). همچنین مدت زمان فعالیت عضله جناغی چنبری پستانی سمت چپ در گروه سالم در مقایسه با گروه سر به جلو حدود ۶۴ میلی ثانیه بزرگ تر بود ($P = 0/037$).

نتیجه گیری: در مجموع، از این یافته ها می توان در برنامه توان بخشی افراد دارای عارضه سر به جلو در محیط های درمانی استفاده کرد.

اطلاعات مقاله:

تاریخ دریافت: ۲۱ آذر ۱۳۹۷
تاریخ پذیرش: ۰۵ اردیبهشت ۱۳۹۸
تاریخ انتشار: ۱۱ خرداد ۱۳۹۸

کلیدواژه ها:

دویدن، عارضه سر به جلو، زمان بندی فعالیت عضلانی

مقدمه

از نظر پیکرشناسی قابل قبول باشد، بلکه باید فرد، توانایی حفظ حالت بدون ناراحتی و درد را داشته باشد. عارضه سر به جلو^۱، یکی از شایع ترین حالت های غیرطبیعی در بیماران مبتلا به اختلالات گردنی است [۴]. برخی مطالعات میزان شیوع آن را ۶۶ تا ۸۰ درصد تخمین زده اند [۵]. وضعیت سر به جلو به موقعیت قدامی سر نسبت به تنه در ارتباط با یک خط مرجع عمودی اشاره می کند [۶، ۷].

عملکرد اصلی مهره های گردنی، حفظ سر در برابر نیروی گرانش است [۸]. برخی از عضلات مهمی که وضعیت سر و گردن را کنترل می کنند، شامل طویل رأسی، جناغی چنبری پستانی، راست کننده رأسی خلفی، مورب رأسی فوقانی، نیم خاری رأسی

سر شش درصد از وزن کل بدن را تشکیل می دهد که ستون فقرات گردن و دیگر مفاصل از طریق زنجیره سینماتیک به کمک عضلات مختلف به آن مرتبط می شوند. اگر مهره های گردن برای مدت طولانی در موقعیتی نگه داشته شوند، می تواند منجر به تغییر در وضعیت سر و در نهایت منجر به ضعف بدن به عنوان موقعیت سر به جلو شناخته شود، که به نظر می رسد یک انحراف از حالت خنثی یا عادی است [۱، ۲]. وضعیت عادی به این صورت تعریف می شود که خطی از گرانش^۱ از طریق فرایند شنوایی-خارجی ستون فقرات گردن و آکرومیون و از جلو به مهره های قفسه سینه عبور می کند [۳]. این وضعیت نه تنها باید

2. Forward Head Posture (FHP)

1. Line of gravity (LOG)

* نویسنده مسئول:

دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو

نشانی: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روان شناسی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی.

تلفن: ۵۱۴۶۲۱۴ (۹۱۰) ۹۸+

پست الکترونیکی: amiralijafarnezhad@gmail.com

شده‌اند. هدف از پژوهش حاضر بررسی الگوی زمان‌بندی فعالیت منتخبی از عضلات ناحیه تنه و گردنی در دانش‌آموزان پسر دارای ناهنجاری سربه‌جلو در مقایسه با همسالان سالم خود طی شروع و زمان فعالیت و افت فعالیت عضلات در فاز اتکای دویدن است. سنجش فعالیت عضله بر اساس متغیرهای زمان‌بندی موارد گفته‌شده، می‌تواند اطلاعات مفیدی را برای توان‌بخشی در این افراد فراهم آورد.

روش‌شناسی

آزمودنی‌ها

این پژوهش از نوع مقطعی عرضی است که با استفاده از اطلاعات مربوط به تحقیقات پیشین، حجم نمونه حداقل ۲۴ نفر برآورد شد تا توان آماری ۰/۸ در سطح معنی‌داری ($P < ۰/۰۵$) به دست آید [۲۱]. آزمودنی‌های پژوهش حاضر، شامل ۱۶ نفر کودک پسر سالم و ۱۲ نفر کودک پسر دارای ناهنجاری سربه‌جلو بود. معیارهای ورود به این تحقیق عبارت‌اند از: تکمیل فرم رضایت‌نامه، دامنه سنی (۱۵-۱۰) سال و نیز برتر بودن اندام فوقانی و تحتانی سمت راست. همچنین، شرکت‌کنندگان دارای زاویه کرانیوورتربرال کمتر از ۴۸ درجه در گروه دارای ناهنجاری سربه‌جلو و شرکت‌کنندگان با زاویه کرانیوورتربرال بیشتر از ۴۸ درجه در گروه سالم قرار گرفتند.

میانگین و انحراف معیار زاویه کرانیوورتربرال در افراد دارای عارضه 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 فقرات. قبل از اجرای تحقیق، نحوه اجرای آن و اندازه‌گیری متغیرها به‌طور کامل برای آزمودنی‌ها شرح داده شد. سپس، فرم رضایت‌نامه جهت شرکت در پژوهش توسط والدین آزمودنی‌ها تکمیل شد.

ابزار و روش اجرا

روش اندازه‌گیری زاویه سر به وسیله گونیامتر اندازه‌گیری شد، به این صورت که از آزمودنی خواسته شد لباس‌های بالاتنه خود

می‌شود [۹]. عارضه سربه‌جلو منجر به افزایش لوردوز گردنی، افزایش اکستنشن ناحیه میانی مهره‌های گردنی و افزایش فلکشن مهره‌های ناحیه تحتانی گردن (کوتاه‌شدن عضله ذوزنقه فوقانی) [۱۰] و همچنین عضلات اکستنسوری خلفی ستون فقرات مانند (عضله جناغی چنبری پستانی، عضله نیم‌خاری راسی و عضله گوشه‌ای) [۱۱] می‌شود. این پوسچر ضعیف سبب اختلالات اسکلتی عضلانی و تعادل نداشتن در عضلات ناحیه گردنی می‌شود [۱۲]. سیستم عصبی عضلانی از طریق به‌کارگیری دو مکانیسم فیدفوراردی و فیدبکی نقش بسزایی در فعال‌سازی عضلات و پیشگیری از بروز آسیب دارد. مکانیسم فیدفوراردی به این صورت است که طی آن سیستم عصبی عضلانی، عضلات را قبل از وارد شدن محرک فعال می‌کند و سیستم عصبی بر اساس تجربیات قبلی خود، عضلات را از قبل فعال کرده و از برهم خوردن تعادل و ایجاد آسیب جلوگیری می‌کند [۱۳]. افراد مبتلا به درد گردن در مقایسه با گروه کنترل غالباً عارضه سربه‌جلو را نشان می‌دهند [۱۴]. عارضه سربه‌جلو باعث تغییرات ضخامت عضلات گردنی و گسستن عملکرد آن‌ها می‌شود که ممکن است باعث تغییرات بیومکانیکی در انقباض دائمی عضلات خلفی گردن و گشتاور فلکسور اضافی در آن‌ها شود [۱۵].

پارامترهای مختلفی را می‌توان از سیگنال الکترومایوگرافی برای اندازه‌گیری فعالیت عضلانی به دست آورد که روش متداول مورد استفاده توسط محققان و پزشکان، الکترومیوگرافی سطحی (SEMG) است. پارامترهایی را که توسط الکترومیوگرافی (EMG) می‌توان مطالعه کرد، شامل دامنه، زمان‌بندی، سرعت هدایت، خستگی و فرکانس است [۱۶]. یک روش سنجش کارایی الگوی حرکت مقایسه الگوهای فعال‌سازی عضله (MAPS) در کنترل و آزمایش آزمودنی‌هاست [۱۷، ۱۸]. کولس ۱۰ درصد بیشینه دامنه را به‌عنوان آستانه بیان کرده است [۱۹]. مورایس و همکاران زمان شروع فعالیت عضله را نقطه‌ای تعریف کرده‌اند که سیگنال الکترومایوگرافی با دو انحراف استاندارد از خط پایه بالاتر می‌رود [۲۰].

با وجود این، الگوی زمان‌بندی فعالیت عضلانی در افراد دارای ناهنجاری قامتی به‌خصوص در افراد دارای عارضه سربه‌جلو طی تکلیف حرکتی همچون دویدن، به‌ندرت بررسی

3. Electromyography

جدول ۱. ویژگی‌های جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها

آزمودنی	تعداد	سن (سال)	قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)	میانگین \pm انحراف معیار
گروه سالم	۱۶	۱۱/۸ \pm ۱/۳	۱۴۸/۲ \pm ۶/۶	۳۹/۶ \pm ۴	
گروه سربه‌جلو	۱۶	۱۱/۷ \pm ۱/۴	۱۴۹/۷ \pm ۶/۲	۳۸/۴ \pm ۰/۷	

مجله بیومکانیک ورزشی



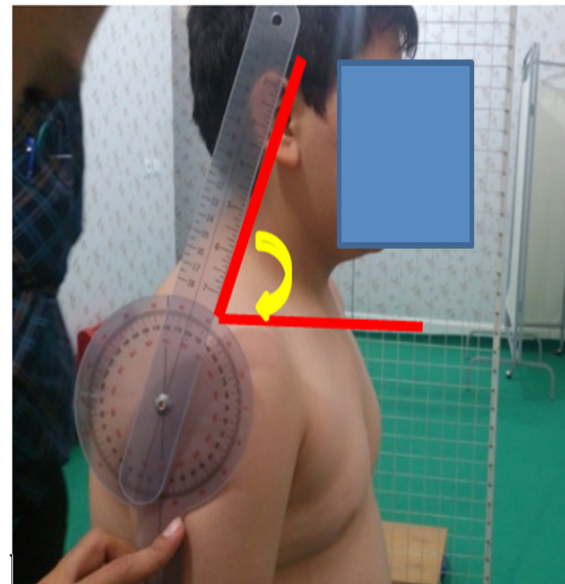
مجله بیومکانیک ورزشی

تصویر ۲. محل نصب الکترودها بر روی عضلات منتخب

و آشنایی آن‌ها با نحوه انجام آزمون از آن‌ها خواسته شد پنج دقیقه حرکات کششی را انجام دهند و چند بار مسیر مدنظر را با دویدن طی کنند. مسیر مدنظر شامل مسیری ۱۸ متری بود که از آزمودنی‌ها خواسته شد آن را با سرعت انتخابی خود بدوند.

با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی^۴ ۱۶ کاناله بی‌سیم و الکترودهای سطحی یک‌بار مصرف مدل دوقطبی (ساخت کشور کره) میزان فعالیت عضلات ارکترو اسپاینا (ناحیه گردنی)، جناغی چنبری پستانی، دوزنقه فوقانی، دندانهای قدامی، دوزنقه فوقانی و تحتانی (سمت راست و چپ) طی دویدن ثبت شد (جدول شماره

4. BTS FREE EMG300, BTS Bioengeneri, Italy



مجله بیومکانیک ورزشی

تصویر ۱. روش اندازه‌گیری زاویه سر به جلو با استفاده از گونیامتر

را درآورد تا محقق بتواند مهره هفتم گردنی را با لمس کردن توسط انگشتان پیدا کند. سپس در حالی که آزمودنی در حالت ریلکس ایستاده بود و وزن بدنش به‌طور مساوی بین دو پایش قرار داشت و روبه‌رو 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 قرار داده و بازوی متحرک را روی زائده خاری مهره هفتم گردن و تراگوس تنظیم کرده و زاویه بین بازوی متحرک و خط موازی با زمین که از مهره هفتم عبور می‌کرد را به عنوان زاویه سر به جلو ثبت کرده است (تصویر شماره ۱) [۲۲].

بعد از اندازه‌گیری وزن و قد آزمودنی‌ها (جدول شماره ۱)

جدول ۲. موقعیت قراردادن 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) [۲۴]
راست‌کننده ستون فقرات (ناحیه گردنی)	سطح مهره چهارم گردن در فاصله ۱/۵ سانتی‌متر خارج نسبت به خار مهره‌ای این اندام [۲۵]
دوزنقه فوقانی	محل قرارگیری الکترودها در نیمه خطی است که از آکرومیون به ستون فقرات در مهره هفتم گردنی (CV) تصور می‌شود.
دوزنقه تحتانی	محل قرارگیری الکترودها در دوسوم خطی خواهد بود که از Trigonum Spinae (TS) به هشتمین مهره پشتی (T8) تصور می‌شود.
دندانهای قدامی	به صورت عمودی در راستای خط زیربغلی در سطح دنده‌های ۶ و ۸

مجله بیومکانیک ورزشی



مجله بیومکانیک ورزشی

برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو-ویلک استفاده شد. جهت مقایسه میزان فعالیت عضلات بین دو گروه از آزمون تی مستقل در سطح معنی‌داری ($P < 0.05$) استفاده شد. داده‌ها به وسیله نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۲ تجزیه و تحلیل شدند.

نتایج

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که در شروع فعالیت عضلات بررسی شده (ارکترو اسپاینا، جناغی چنبری پستانی، دوزنقه فوقانی و تحتانی، دندانهای قدامی در دو سمت چپ و راست بدن) بین دو گروه اختلاف معناداری به لحاظ آماری وجود ندارد ($P > 0.05$)؛ مقادیر اندازه اثر در تمامی موارد در محدوده کوچک تا متوسط بود (جدول شماره ۳).

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که در مقادیر پایان فعالیت عضلات بررسی شده (ارکترو اسپاینا، جناغی چنبری پستانی، دوزنقه فوقانی و تحتانی، دندانهای قدامی در دو سمت چپ و راست بدن) بین دو گروه اختلاف معناداری به لحاظ آماری وجود



تصویر ۳. زمان شروع حرکت و زمان شروع به فعالیت الکترومایوگرافی

۲؛ تصویر شماره ۲). فاصله مرکز تا مرکز الکترودها دو سانتی‌متر بود [۲۳]. این الکترودها از طریق یک واسط رسانای ژل‌مانند، امواج را از روی پوست دریافت می‌کردند. سطح تماس الکتریکی این الکترودها یک سانتی‌متر مربع و ضدحساسیت بود و به راحتی به پوست چسبیده و به راحتی نیز از آن جدا می‌شدند [۲۵، ۲۶].

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 استفاده شد. بزرگ‌نمایی دستگاه برابر با ۱۰۰۰ در نظر گرفته شد. در این تحقیق ثبت فعالیت از عضلات جناغی چنبری پستانی، ارکترو اسپاینا در ناحیه گردنی، دندانهای قدامی و دوزنقه فوقانی و تحتانی حین تکلیف دویدن صورت گرفت. آزمودنی‌ها با فرمان "رو" سه بار مسیر مدنظر را با سرعت انتخابی خود دویدند. مقادیر زمان‌بندی سیگنال‌ها طی شروع فعالیت، مدت زمان فعالیت و اکتاف فعالیت در فاز اتکای دویدن محاسبه شد (تصویر شماره ۳).

جدول ۳. زمان شروع فعالیت عضلات طی فاز اتکای دویدن در دو گروه سالم و دارای عارضه سر به جلو

سمت	عضله	میانگین \pm انحراف معیار		سطح معنی‌داری	اندازه اثر
		گروه سالم	گروه سر به جلو		
	ارکترو اسپاینا	-۱۴۹/۲۶۷ \pm ۱/۳	-۹۹/۱ \pm ۳۳/۸	۰/۵۲۷	۰/۳۳۲
	جناغی چنبری پستانی	-۹۵/۱۲۹ \pm ۸/۴	-۱۰۹/۲ \pm ۱۵۱/۲	۱/۸۰۲	۰/۰۹
راست	دوزنقه فوقانی	-۸۷/۶۶ \pm ۳/۴	-۱۳۵/۴ \pm ۱۱۵/۲	۰/۱۷۵	۰/۲۶۴
	دندانهای قدامی	-۹۴/۱۳۱ \pm ۱/۳	-۶۱/۸ \pm ۱۶/۷	۰/۳۴۵	۰/۴۳۶
	دوزنقه تحتانی	-۹۰/۶۸ \pm ۹/۸	-۱۹۴/۸ \pm ۳۴۴/۸	۰/۳۴۸	۰/۵۰۲
	ارکترو اسپاینا	-۹۳/۳۷ \pm ۲/۶	-۶۲/۹ \pm ۳۹/۲	۰/۲۲۳	۰/۶۷۳
	جناغی چنبری پستانی	-۹۱/۱۱۱ \pm ۹/۴	-۷۵/۳ \pm ۲۲/۶	۰/۶۱۶	۰/۳۴۷
چپ	دوزنقه فوقانی	-۷۵/۱۲۱ \pm ۶/۱	-۸۷/۷ \pm ۳۲/۸	۰/۷۴۱	۰/۱۵۷
	دندانهای قدامی	-۱۱۲/۱۲۳ \pm ۹/۶	-۷۹/۶ \pm ۳۷/۸	۰/۳۷۷	۰/۲۰۶
	دوزنقه تحتانی	-۷۱/۱۸ \pm ۷/۳	-۷۳/۵ \pm ۲۷/۹	۰/۸۴۸	۰/۰۷۷

مجله بیومکانیک ورزشی

جدول ۴. دامنه پایان فعالیت عضلات طی پایان فاز اتکای دویدن در دو گروه سالم و دارای عارضه سر به جلو

اندازه اثر	سطح معنی داری	میانگین \pm انحراف معیار		عضله	سمت
		گروه سر به جلو	گروه سالم		
۰/۵۶۰	۰/۲۷۰	-۱۷۶/۳۱ \pm ۲/۹	-۲۳۴/۱۷۵ \pm ۳/۵	ارکترو اسپاینا	
۰/۲۳۹	۰/۵۶۲	-۱۸۵/۱۵۵ \pm ۹/۲	-۱۶۲/۴۴ \pm ۰/۴	جناغی چنبری پستانی	
۰/۴۵۵	۰/۳۲۰	-۲۰۹/۶۸ \pm ۱/۳	-۲۸۹/۲۶۵ \pm ۳/۹	دو زنگه فوقانی	راست
۰/۰۰۲	۰/۹۷۷	-۱۵۶/۱۵۲ \pm ۰/۹	-۱۵۷/۵۴ \pm ۳/۲	دندانهای قدامی	
۰/۵۲۹	۰/۲۷۰	-۱۵۶/۹۳ \pm ۰/۰	-۲۷۲/۳۴۷ \pm ۸/۹	دو زنگه تحتانی	
۰/۰۱۲	۰/۹۴۸	-۲۴۱/۲۴۰ \pm ۳/۵	-۲۳۶/۱۴۵ \pm ۵/۴	ارکترو اسپاینا	
۰/۶۰۳	۰/۲۱۱	-۱۶۳/۲۹ \pm ۲/۶	-۲۰۶/۱۱۳ \pm ۴/۵	جناغی چنبری پستانی	
۰/۳۰۲	۰/۹۳۳	-۴۲۹/۷۶۰ \pm ۰/۹	-۴۱۰/۳۹۷ \pm ۶/۰	دو زنگه فوقانی	چپ
۰/۴۳۳	۰/۴۲۷	-۲۹۵/۴۷۲ \pm ۰/۱	-۱۸۲/۴۷۲ \pm ۲/۸	دندانهای قدامی	
۰/۰۶۸	۰/۹۱۱	-۱۲۹/۸۰ \pm ۶/۸	-۱۲۹/۶۳ \pm ۶/۷	دو زنگه تحتانی	

مجله بیومکانیک ورزشی

معنی داری وجود نداشت ($P > 0.05$).

بحث

هدف پژوهش حاضر بررسی الگوی زمان بندی عضلات تنه و گردن در دانش آموزان پسر دارای عارضه سر به جلو در مقایسه با همسالان سالم خود طی فاز اتکای دویدن بود.

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که در شروع و اتمام فعالیت عضلات منتخب، بین دو گروه به لحاظ آماری اختلاف معناداری وجود ندارد. یک مطالعه بر روی زمان فراخوانی عضلات ناحیه

ندارد ($P > 0.05$)؛ مقادیر اندازه اثر در تمامی موارد در محدوده کوچک تا متوسط بود (جدول شماره ۴).

مدت زمان فعالیت عضلات ارکترو اسپاینا سمت راست در گروه سالم نسبت به گروه سر به جلو حدود ۴۱ میلی ثانیه بزرگ تر بود ($P = 0.024$)؛ اندازه اثر (۱/۱۱). همچنین مدت زمان فعالیت عضله جناغی چنبری پستانی سمت چپ در گروه سالم، در مقایسه با گروه سر به جلو حدود ۶۴ میلی ثانیه بزرگ تر بود ($P = 0.037$)؛ اندازه اثر (۰/۵۴)؛ (جدول شماره ۵). در مدت زمان فعالیت سایر عضلات بین دو گروه به لحاظ آماری اختلاف

جدول ۵. میزان فعالیت عضلات طی فاز اتکای طی دویدن در دو گروه سالم و دارای عارضه سر به جلو

اندازه اثر	سطح معنی داری	میانگین \pm انحراف معیار		عضله	سمت
		گروه سر به جلو	گروه سالم		
۱/۱۱	۰/۰۲۳۰	۷۷/۲۶ \pm ۰/۳	۱۱۸/۴۵ \pm ۰/۵	ارکترو اسپاینا	
۰/۷۵۹	۰/۰۷۹	۷۶/۳۳ \pm ۷/۲	۱۱۲/۶۲ \pm ۱/۶	جناغی چنبری پستانی	
۰/۳۱۸	۰/۳۴۲	۱۵۳/۲۷ \pm ۰/۶	۲۰۱/۲۳۳ \pm ۹/۳	دو زنگه فوقانی	راست
۰/۲۸۴	۰/۶۲۰	۱۴۳/۱۲۲ \pm ۴/۱	۱۱۶/۷۰ \pm ۱/۲	دندانهای قدامی	
۰/۰۴۳	۰/۹۱۴	۳۵۰/۲۶۵ \pm ۸/۳	۳۶۳/۳۲۸ \pm ۸/۳	دو زنگه تحتانی	
۰/۰۸۳	۰/۸۲۷	۱۷۷/۲۶۴ \pm ۴/۱	۱۵۹/۱۶۸ \pm ۴/۲	ارکترو اسپاینا	
۰/۵۴۶	۰/۰۳۷۰	۸۷/۲۵ \pm ۹/۲	۱۵۱/۱۰۹ \pm ۶/۰	جناغی چنبری پستانی	
۰/۰۱۲	۰/۹۷۷	۳۴۱/۷۴۱ \pm ۸/۹	۳۳۴/۳۳۳ \pm ۹/۱	دو زنگه فوقانی	چپ
۰/۳۴۸	۰/۵۱۲	۲۱۵/۴۸۳ \pm ۴/۴	۱۲۰/۶۱ \pm ۳/۹	دندانهای قدامی	
۰/۹۴۴	۰/۴۰۷	۹۳/۵۳ \pm ۳/۰	۵۷/۲۲ \pm ۸/۲	دو زنگه تحتانی	

مجله بیومکانیک ورزشی

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که می‌توان به نبود جنسیت زن در پژوهش و همچنین ثبت نکردن فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی اشاره کرد. همچنین نمونه پژوهش حاضر شامل افراد بدون نشان درد بود، انجام پژوهش بر روی افراد دارای عارضه سر به جلو و دارای درد ممکن است نتایج متفاوتی را نشان دهد. از این یافته‌ها می‌توان در توان بخشی افراد دارای عارضه سر به جلو در محیط‌های درمانی استفاده کرد.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

همه اصول اخلاقی در این مقاله رعایت شده است. شرکت کنندگان اجازه داشتند هر زمان که مایل بودند از پژوهش خارج شوند. همچنین همه شرکت کنندگان در جریان روند پژوهش بودند. اطلاعات آن‌ها محرمانه نگه داشته شد.

حامی مالی

این پژوهش هیچگونه کمک مالی از سازمانیهای دولتی، خصوصی و غیرانتفاعی دریافت نکرده است.

مشارکت نویسندگان

تمام نویسندگان در آماده‌سازی این مقاله مشارکت داشته‌اند.

تعارض منافع

تمام نویسندگان در آماده‌سازی این مقاله مشارکت داشته‌اند.

شانه در بیماران مبتلا به درد گردن ایدئوپاتیک در مقایسه با گروه سالم نشان داد که عضله دندان‌های قدامی با تأخیر در شروع و مدت زمان فعالیت کوتاه‌تری در طول حرکات دینامیک به فعالیت می‌پردازد [۲۷]. همچنین هیچ تفاوت معناداری در شروع و مدت زمان فعالیت عضلات دوزنقه‌ای، بین بیماران مبتلا به درد گردن ایدئوپاتیک و گروه سالم یافت نشد [۲۷]. کولس و همکاران هیچ تفاوت معناداری در زمان شروع به فعالیت در عضله دوزنقه فوقانی در دو گروه کنترل و گروه دارای عارضه سندرم درد شانه طی تکلیف دوییدن نشان ندادند [۱۹]. برخی مطالعات نشان داده‌اند که افراد مبتلا به اختلالات اسکلتی-عضلانی در مقایسه با افراد سالم، فعالیت عضلانی بیشتری به خصوص در عضلات دوزنقه داشته‌اند [۲۸، ۲۹]. این تغییرات در پاسخگر گردن می‌تواند منجر به الگوهای حرکتی غیرطبیعی در ناحیه گردن شود [۱۲]. برخی مطالعات نشان داده‌اند که تغییر در زمان فعال‌سازی عضلات با تغییر در فرکانس عضلانی همراه است [۳۰].

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که مدت زمان فعالیت عضلات آرکترو اسپاینا سمت راست و جناغی چنبری پستانی سمت چپ در افراد دارای عارضه سر به جلو نسبت به افراد سالم کمتر بود. کویک و همکاران نشان دادند که کایفوز پشتی در بیماران مبتلا به درد گردن در ارتباط با عارضه سر به جلو است [۳۱]. سر به جلو بیش از حد منجر به آزادی حرکت چرخاننده‌ها و خم‌کننده‌های گردن می‌شود [۱۲، ۳۲]. گودرزی و همکاران با مقایسه ضخامت اکستنسورهای گردنی در افراد با و بدون عارضه سر به جلو نشان دادند که اختلاف معناداری در ضخامت این عضلات (مانند دوزنقه فوقانی) بین دو گروه وجود ندارد [۳۳]. بکائی و همکاران اظهار کردند که در ضخامت عضله جناغی چنبری پستانی بین زنان سالم و دارای عارضه سر به جلو تفاوت معناداری وجود ندارد [۳۴]. جوانشیر و همکاران طی مطالعاتی بیان کرده‌اند که نتایج فعالیت الکترومایوگرافی عضلات دوزنقه فوقانی و تحتانی در افراد دارای عارضه سر به جلو با افراد گروه کنترل متفاوت است [۳۵]. در افراد دارای عارضه، حرکت‌هایی مانند لیفت باعث کاهش فعالیت عضله دندان‌های قدامی می‌شود [۳۶]. جاندا، تأخیر در شروع فعالیت عضلانی را دلیل ضعف عضلانی می‌داند و معتقد است که تأخیر در شروع فعالیت عضلانی، باعث ایجاد الگوی حرکتی نادرست می‌شود [۳۷].

نتیجه‌گیری نهایی

شروع و پایان فعالیت منتخبی از عضلات ناحیه تنه و گردن طی فاز اتکای دوییدن بین دو گروه سالم و گروه سر به جلو اختلاف معناداری را به لحاظ آماری نشان نداد. با وجود این، مدت زمان فعالیت دو عضله آرکترو اسپاینا سمت راست و جناغی چنبری پستانی سمت چپ گروه سالم نسبت به گروه سر به جلو بزرگ‌تر بود که فعالیت بیشتر در این عضلات را به ضعیف‌تر بودن این عضلات نسبت می‌دهند.

References

- [1] Neumann DA. Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for physical rehabilitation. St. Louis: Mosby; 2002.
- [2] Thigpen CA, Padua DA, Michener LA, Guskiewicz K, Giuliani C, Keener JD, et al. Head and shoulder posture affect scapular mechanics and muscle activity in overhead tasks. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2010; 20(4):701-9. [DOI:10.1016/j.jelekin.2009.12.003] [PMID]
- [3] Clarkson HM. Joint motion and function assessment: A research-based practical guide. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2005.
- [4] 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. [DOI:10.1093/ptj/72.6.425] [PMID]
- [5] Williams R. Heads up on more reason your back hurts. *Sports Medicine*. 2006; 8(2):119-22.
- [6] Peterson-Kendall F, Kendall-McCre Provan P, McIntyre-Rodgers M, Romani W. Muscles testing and function with posture and pain. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2005.
- [7] Yip CH, Chiu TT, Poon AT. The relationship between head posture and severity and disability of patients with neck pain. *Manual Therapy*. 2008; 13(2):148-54. [DOI:10.1016/j.math.2006.11.002] [PMID]
- [8] Kamper SJ, Henschke N, Hestbaek L, Dunn KM, Williams CM. Musculoskeletal pain in children and adolescents. *Brazilian Journal of Physical Therapy*. 2016; 20(3):275-84. [DOI:10.1590/bjpt-rbf.2014.0149] [PMID] [PMCID]
- [9] Ishida H, Suehiro T, Kurozumi C, Ono K, Ando S, Watanabe S. 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. [DOI:10.1016/j.jbmt.2015.04.001] [PMID]
- [10] 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. [DOI:10.1179/106698105790824888]
- [11] 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. [DOI:10.1136/bjism.2009.066837] [PMID]
- [12] Yoo WG, An DH. 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. [DOI:10.2486/indhealth.47.183] [PMID]
- [13] Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: A review. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*. 2012; 36(1):162-76. [DOI:10.1016/j.neubiorev.2011.05.009] [PMID]
- [14] Silva AG, Sharples P, Johnson MI. Studies comparing surrogate measures for head posture in individuals with and without neck pain. *Physical Therapy Reviews*. 2010; 15(1):12-22. [DOI:10.1179/174328810X12647087218631]
- [15] Edmondston SJ, Sharp M, Symes A, Alhabib N, Allison GT. Changes in mechanical load and extensor muscle activity in the cervico-thoracic spine induced by sitting posture modification. *Ergonomics*. 2011; 54(2):179-86. [DOI:10.1080/00140139.2010.544765] [PMID]
- [16] Schulte E, Kallenberg L, Christensen H, Disselhorst-Klug C, Hermens HJ, Rau G, et al. Comparison of the electromyographic activity in the upper trapezius and biceps brachii muscle in subjects with muscular disorders: A pilot study. *European Journal of Applied Physiology*. 2006; 96(2):185-93. [DOI:10.1007/s00421-004-1291-2] [PMID]
- [17] Hodges PW, Richardson CA. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1999; 80(9):1005-12. [DOI:10.1016/S0003-9993(99)90052-7]
- [18] O'Sullivan P, Twomey L, Allison G, Sinclair J, Miller K, Knox J. Altered patterns of abdominal muscle activation in patients with chronic low back pain. *Australian Journal of Physiotherapy*. 1997; 43(2):91-8. [DOI:10.1016/S0004-9514(14)60403-7]
- [19] Cools AM, Witvrouw EE, Declercq GA, Danneels LA, Cambier DC. Scapular muscle recruitment patterns: Trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. *The American Journal of Sports Medicine*. 2003; 31(4):542-9. [DOI:10.1177/03635465030310041101] [PMID]
- [20] Moraes GF, Faria CD, Teixeira-Salmela LF. Scapular muscle recruitment patterns and isokinetic strength ratios of the shoulder rotator muscles in individuals with and without impingement syndrome. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 2008; 17(1):S48-S53. [DOI:10.1016/j.jse.2007.08.007] [PMID]
- [21] Faul F, Erdfelder E, Lang AG, 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. [DOI:10.3758/BF03193146] [PMID]
- [22] 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. [DOI:10.3233/BMR-130426] [PMID]
- [23] Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. Hoboken: John Wiley & Sons; 2009. [DOI:10.1002/9780470549148]
- [24] 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. [DOI:10.1007/s00221-003-1814-9] [PMID]
- [25] 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. [DOI:10.1016/S0169-8141(02)00134-8]
- [26] 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; 2:35. [DOI:10.1186/1757-1146-2-35] [PMID] [PMCID]
- [27] Helgadottir H, Kristjansson E, Einarsson E, Karduna A, Jonsson H. Altered activity of the serratus anterior during unilateral arm elevation in patients with cervical disorders. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2011; 21(6):947-53. [DOI:10.1016/j.jelekin.2011.07.007] [PMID]
- [28] 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; 19(4):284-90. [DOI:10.5271/sjweh.1472] [PMID]
- [29] 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. [DOI:10.1007/BF00397846] [PMID]

- [30] Farley CT, Gonzalez O. Leg stiffness and stride frequency in human running. *Journal of Biomechanics*. 1996; 29(2):181-6. [DOI:10.1016/0021-9290(95)00029-1]
- [31] Quek J, Pua YH, Clark RA, Bryant AL. Effects of thoracic kyphosis and forward head posture on cervical range of motion in older adults. *Manual Therapy*. 2013; 18(1):65-71. [DOI:10.1016/j.math.2012.07.005] [PMID]
- [32] Ro H, Gong W, Ma S. Correlations between and absolute rotation angle, anterior weight bearing, range of flexion, and extension motion in cervical herniated nucleus pulposus. *Journal of Physical Therapy Science*. 2010; 22(4):447-50. [DOI:10.1589/jpts.22.447]
- [33] Goodarzi F, Karimi N, Rahnama L, Khodakarim S. Differences in cervical extensor muscles thickness on subjects with normal head posture and forward head posture; an ultrasonography study. *Journal of Rehabilitation Sciences and Research*. 2015; 2(2):23-6. [DOI:10.30476/JRSR.2015.41069]
- [34] Bokaee 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. [DOI:10.1016/j.bjpt.2017.04.003] [PMID] [PMCID]
- [35] Javanshir Kh, Mohseni-Bandpei MA, Amiri M, Rezasoltani A, Rahgozar M. [The comparison of Longus colli muscle size and shape ratio between healthy subjects and chronic neck pain patients using ultrasonography (Persian)]. *J Gorgan Univ Med Sci*. 2010; 12(1):33-7.
- [36] Weon JH, Oh JS, Cynn HS, Kim YW, Kwon OY, Yi CH. Influence of forward head posture on scapular upward rotators during isometric shoulder flexion. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2010; 14(4):367-74. [DOI:10.1016/j.jbmt.2009.06.006] [PMID]
- [37] Janda V. Muscle weakness and inhibition (pseudoparesis) in back pain syndromes. In: Grieve GP, editor. *Modern Manual Therapy of the Vertebral Column*. London: Churchill-Livingstone; 1986.

This Page Intentionally Left Blank
