Arch Scientific Journal of Rehabilitation Medicine

June, July 2021 Vol 10. Num 2

Research Paper

Effect of a Corrective Exercise Program on the Electrical Muscle Activity in Children With Forward Head Posture during Typing

*Amirali Jafarnezhadgro[1], Jaber Khodapanah Ajirlou[1], Arefeh Mokhtari Malekabadi[1], Aydin Valizadeh Orang[2]

1. Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
2. Department of Exercise Physiology, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Use your device to scan and read the article online

Citation Jafarnezhadgro A, Khodapanah Ajirlou J, Mokhtari Malekabadi A, Valizadeh Orang A. [Effect of a Corrective Exercise Program on the Electrical Muscle Activity in Children With Forward Head Posture during Typing (Persian)]. Scientific Journal of Rehabilitation Medicine. 2021; 10(2):306-319. https://doi.org/10.32598/sjrm.10.2.11

https://doi.org/10.32598/sjrm.10.2.11

CC BY NC

Received: 14 Dec 2019
Accepted: 15 Jul 2020
Available Online: 01 Jun 2021

Keywords:
Forward head, Electromyography, Children, Typing task

ABSTRACT

Background and Aims Forward Head Posture (FHP) is one of the causes of cervical injury. The present study aims to evaluate the effect of a corrective exercise program on the electrical muscle activity in children with PHP during typing.

Methods This quasi-experimental study was conducted on 30 children with FHP aged 11-13 years (Mean ±SD height=153.38±1.51 cm, Mean ±SD weight= 52.51±40.1 kg). To record the electrical activity of the muscles, a electromyography system was used. For statistical analysis, the two-way ANOVA was used. For all statistical analyses, the significance level was set at 0.05.

Results In the exercise group, the post-test frequency spectrum in the levator scapulae and middle deltoid over the first and last 10 seconds of typing and in the sternocleidomastoid muscle in the final 10 seconds of typing were significantly different compared to the pre-test score.

Conclusion The corrective exercise program can affect the frequency spectrum of the electrical muscle activity in children with FHP, which can prevent from early fatigue in the muscles.

Extended Abstract

1. Introduction

A suitable posture is a position in which the activity of the musculoskeletal system is balanced and protect the body's structures during activity and rest against injury or deformation, regardless of body posture. In this condition, muscle activity is at its best state [1]. Deviation from the desired posture, in addition to being unpleasant in appearance, has a negative effect on muscle function and predisposes a person to musculoskeletal abnormalities and neurological disorders. If the body be in an inappropriate and unfavorable position for a long time, some muscles will be shortened and some will be stretched [2]. Normally, the neck is a lordotic curve with a slight extension at the top and bottom [3]. Forward head posture (FHP) refers to a posture of the body in which the position of the head is forward relative to the normal and upright position of the body and the upper vertebrae of the neck and head are extended and the lower vertebrae are flexed [2].

Due to the biomechanical changes made during activities such as typing, it is necessary to find treatments to prevent the progression of injury in people with FHP. One of the

* *Corresponding Author:*
Amirali Jafarnezhadgro, PhD.
Address: Department of Sport Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.
Tel: +98 (45) 31505654
E-Mail: amiralijafarnezhad@gmail.com

www.SID.ir

non-invasive treatment methods is to use a corrective exercise program [7]. Clinical experts recommend corrective exercises to treat the FHP which includes stretching movements in shortened muscles and strengthening weakened muscles in the opposite part [2]. Positive reports have been presented on the effect of corrective exercises that have been evaluated in different ways [8]. Isometric and stabilizing exercises of the neck have been reported to improve FHP and reduce pain and disability [4]. Despite studies on the frequency spectrum of muscle activity in people with postural deformity, especially the FHP under various motor tasks, the question arises whether regular corrective movements are effective in improving or preventing the progression of the FHP? ? Therefore, this study aims to investigate the effect of a corrective exercise program on the frequency spectrum of the electrical muscle activity in children with FHP during typing.

2. Methods

This is a quasi-experimental study. Participants were 30 eligible students with FHP aged 11-13 years with a mean height of 153.38±1.50 cm and a mean weight of 52.17±1.40 kg. They were randomly divided into two groups of exercise (n=15) and control (n=15). Inclusion criterion was having a forward head angle less than 48 degrees. Observation of pathological symptoms related to the history of fracture, surgery or diseases of the spine, having any pain in the neck or upper extremities, and not completing the exercise program (absence of more than three sessions) were the exclusion criteria. An 8-channel wireless electromyography device and bipolar surface electrodes (made in England) were used. To record the electrical activity of the muscles of the neck and shoulder girdle, 7 electrodes were placed on upper, middle, and lower trapezius, serratus anterior, levator scapulae, middle deltoid, and sternocleidomastoid. DataLITE biometrics analysis software and frequency spectrum method were used to evaluate the frequency spectrum of muscle electrical activity. All the obtained data was recorded in Excel software. The normality of the data was evaluated using Shapiro-Wilk test. Two-way ANOVA was used for statistical analysis, and paired t-test was used as a post hoc test to compare the pre- and post-test scores. All analyses were performed in SPSS v. 25 software considering the significance level at 0.05.

3. Results

The results showed no significant difference between the pre-test scores of the control and exercise groups in the frequency spectrum of the electrical activity of any muscles. The post-test frequency spectrum of levator scapulae electrical activity was significantly reduced compared to its pre-test score in the exercise group. The effect of time factor on the frequency spectrum of the electrical activity of levator scapulae showed a significant difference between the two groups. In the exercise group, a significant decrease was observed between the pre-test and post-test scores of middle deltoid frequency spectrum. Moreover, the post-test frequency spectrum of the electrical activity of sternocleidomastoid muscle showed a significant increase compared to the pre-test score in the exercise group. Regarding the frequency spectrum of this muscle, a significant difference was also reported between the two groups. Comparison of forward head angle in the exercise group between pre-test and post-test showed a significant increase.

4. Discussion and Conclusion

The frequency spectrum of the electrical activity of levator scapulae and middle deltoid showed a significant decrease after performing corrective exercises in children with FHP. This decrease can be attributed to better recall of motor units after exercise. Selected corrective exercises can prevent premature fatigue in the muscles of FHP children. The results of the present study did not show any difference in the frequency spectrum values of upper, and lower trapezius activity in children. In a study, electromyographic activity of the upper and lower part of the trapezius muscles during isometric shoulder flexion with FHP showed a significant decrease [31]. Studies have also shown that people with musculoskeletal disorders have more muscle activity than healthy people, especially in the trapezius muscles. Harman et al., however, did not show a significant difference in the electrical activity of the trapezius muscle in people with FHP compared to healthy individuals which is consistent with our results. It may be necessary to add other exercises to the corrective exercise program in future studies in order to improve the frequency of upper and lower trapezius activity. The exercise program used in this study was effective in improving the forward head angle.

Ethical Considerations

Compliance with ethical guidelines

This study was approved by the ethics committee of the Ardabil University of Medical Sciences (Code: IR.ARUMS.REC.1397.136). Research ethics were observed at all stages in accordance with the Helsinki Declaration. Written consent was obtained from their parents to participate in the study due to the age of the participants.

Funding

The paper was extracted from the MSc. thesis of the second author at the Department of Sport Management and

www.SID.ir

Biomechanics Faculty of Educational Sciences and Psychology University of Mohaghegh Ardabili.

Authors' contributions

Conceptualization and Supervision: AmirAli Jafarnezhadgero and Aydin Valizadeh Orang; Methodology: Arefeh Mokhtari Malekabadi; Investigation, Writing – original draft, and Writing – review & editing, funding acquisition, and resources: All authors; Data collection and Data analysis: Jaber Khodapanah Ajirlou.

Conflict of interest

The authors declared no conflict of interest.

Acknowledgements

We would like to thank the education staff of District 1 of Ardabil, the principal of Imam Hassan Mojtaba Elementary School (AS) and all the students who helped the researchers during the present study.

www.SID.ir

مقاله پژوهشی

اثر یک دوره آزمایش اصلاحی بر طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات در کودکان دارای عارضه سربه‌جلو طی تایپ کردن

*امیرعلی جعفرنژادگرو[۱]، جابر خداپناه اجیرلو[۱]، عارفه مختاری ملک‌آبادی[۱]، آیدین ولی‌زاده اورنج[۲]

۱. گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.
۲. گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

تاریخ دریافت: ۲۳ آذر ۱۳۹۸
تاریخ پذیرش: ۲۵ تیر ۱۳۹۹
تاریخ انتشار: ۱۱ خرداد ۱۴۰۰

کلیدواژه‌ها:
سربه‌جلو،
الکترومایوگرافی،
کودکان، تایپ کردن

چکیده

اهداف عارضه سربه‌جلو یکی از دلایل ایجاد آسیب در ناحیه گردنی است. هدف پژوهش حاضر، بررسی اثر یک دوره آزمایش اصلاحی بر طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات در کودکان دارای عارضه سربه‌جلو طی تایپ کردن است.

مواد و روش‌ها پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی بود. شرکت‌کنندگان شامل دانش‌آموزان (۱۳–۱۱ سال) با میانگین قد ۱/۵۰±۱۵۳/۳۸ سانتی‌متر و جرم ۴۰/۱±۵۲/۲۵ کیلوگرم بودند. برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات از دستگاه الکترومایوگرافی استفاده شد. برای تحلیل آماری از آزمون آنالیز واریانس دوسویه استفاده شد. تحلیل‌های آماری در سطح معناداری ۰/۰۵ انجام شد.

یافته‌ها مقدار میانه طیف فرکانس عضله گوش‌های و دلتوئید میانی طی ۱۰ ثانیه ابتدایی و انتهایی فعالیت تایپ کردن و عضله جناغی چنبری پستانی طی ۱۰ ثانیه انتهایی تایپ کردن در گروه آزمایش طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون اختلاف معناداری را نشان داد.

نتیجه‌گیری با توجه به نتایج پژوهش حاضر، آزمایشات اصلاحی منتخب تأثیر معناداری را بر تغییرات طیف فرکانس فعالیت الکتریکی کودکان سربه‌جلو نشان داد که می‌تواند از خستگی زودهنگام در این عضلات جلوگیری کند.

مقدمه

وضعیت قامتی مناسب و مطلوب وضعیتی است که در آن فعالیت سیستم اسکلتی عضلانی متعادل باشد و باعث مراقبت از ساختارهای حفاظتی بدن هنگام فعالیت و استراحت در برابر آسیب و یا تغییر شکل و دفورمیتی، بدون توجه به حالت بدن شود. در این موقعیت فعالیت عضلات در بهترین حالت ممکن است [۱].

انحراف از وضعیت قامتی مطلوب، علاوه بر اینکه از نظر ظاهری ناخوشایند است، بر عملکرد عضلات هم تأثیر منفی می‌گذارد و فرد را مستعد ابتلا به ناهنجاری‌های اسکلتی عضلانی و اختلالات عصبی می‌کند. در صورت قرارگیری بدن برای مدت طولانی در وضعیت نامناسب و نامطلوب قامتی، برخی از عضلات دچار کوتاهی و برخی دچار کشیدگی می‌شوند [۲].

در حالت نرمال، گردن یک انحنای لوردتیک است که در قسمت فوقانی و تحتانی آن کمی اکستنشن وجود دارد [۳]. عارضه سربه‌جلو به حالتی از وضعیت قامتی بدن اطلاق می‌شود که در آن موقعیت سر نسبت به حالت طبیعی و ایستاده بدن رو به جلو بوده و مهره‌های بالایی گردن و سر به حالت اکستنشن و مهره‌های پایینی به وضعیت فلکشن می‌روند [۲].

همچنین در این وضعیت، مرکز ثقل سر رو به جلو و میزان گشتاور فلکسوری افزایش می‌یابد و به طور کلی، میزان فعالیت و طول عضلات نواحی سر و گردن دچار تغییر می‌شوند [۴]. این ناهنجاری یکی از شایع‌ترین وضعیت نامناسب است که بالغ بر ۶۰ درصد بیماران دارای اختلالات ناحیه گردن و شانه درگیر آن هستند [۲].

میزان شیوع این عارضه در مطالعات مختلف ۶۶ تا ۸۰ درصد

* نویسنده مسئول:
دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو
نشانی: اردبیل، دانشگاه محقق اردبیلی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، گروه بیومکانیک ورزشی.
تلفن: ۳۱۵۰۵۶۵۴ (۴۵) ۹۸+
رایانامه: amiralijafarnezhad@gmail.com

www.SID.ir

گزارش شده است [۵]. در این عارضه، قوس ستون فقرات گردنی صاف، قسمت فوقانی گردن دارای یک خم‌شدگی رو به عقب و در قسمت تحتانی جابه‌جایی رو به جلو مشاهده می‌شود [۲].

ناهنجاری سربه‌جلو در اغلب موارد با ناهنجاری قوس ناحیه سینه‌ای (هایپرکایفوزیس) و شانه جلوآمده همراه است. به مجموع این سه ناهنجاری سندرم متقاطع فوقانی گفته می‌شود که میزان شیوع آن از ۱۱ تا ۶۰ درصد گزارش شده است [۶].

ناهنجاری‌های مهره‌های گردنی مانند سربه‌جلو با کوتاهی عضلات طویل‌شونده پشتی گردن و کشیدگی عضلات قدامی گردن و همچنین عضلات شانه بر عملکرد و موقعیت کتف مؤثر است. از سوی دیگر، این گونه بیان شده که سربه‌جلو به دلیل تغییر در ترکیب حرکتی کتف و عملکرد عضلانی باعث افزایش فشار بر مجموعه شانه و به دنبال آن درد شانه و همچنین ناتوانی در اجرای فعالیت می‌شود [۲].

با توجه به تغییرات بیومکانیکی ایجادشده در طی فعالیت‌هایی همچون تایپ کردن، پیدا کردن شیوه‌های درمانی جهت جلوگیری از پیشرفت آسیب در این افراد ضروری است. یکی از روش‌های درمانی غیرتهاجمی برای جلوگیری از پیشرفت و حتی بهبود عارضه سربه‌جلو در این افراد استفاده از برنامه آزمایشات اصلاحی است [۷].

متخصصین بالینی شیوه درمانی غیرتهاجمی آزمایشات اصلاحی را جهت درمان عارضه سربه‌جلو برای افراد مبتلا توصیه می‌کنند که شامل حرکات کششی در عضلات کوتاه‌شده و تقویت عضلات ضعیف‌شده در بخش مقابل است [۲].

گزارشات مثبتی درخصوص تأثیر آزمایشات اصلاحی (آزمایشات تقویتی برای عضلات ضعیف‌شده و آزمایشات کششی برای گروه عضلات کوتاه‌شده) ارائه شده است که با شیوه‌های مختلفی بررسی شده‌اند [۸].

مطابق پژوهش‌های گذشته، آزمایشات ایزومتریک و ثباتی گردن در بهبود وضعیت قامتی و همچنین کاهش درد و ناتوانی گزارش شده است [۴]. همچنین در پژوهش دیگری که آزمایشات دینامیک عضلانی به افراد دارای ناهنجاری سربه‌جلو داده شده بود، به این نتیجه رسیدند که این روش بر دیگر روش‌های متداول مزیتی ندارد [۹].

در مطالعه‌ای تأثیر برنامه آزمایشی (شامل اکتیو کردن عضلات عمقی و تقویت دینامیک عضلات گردن) داده‌شده به افراد سربه‌جلو نسبت به گروه کنترل تأثیر بهتری مشاهده شد [۱۰].

در بین افرادی که با رایانه کار می‌کنند، کوتاهی عضلانی همراه با درد در نواحی گردن شیوع زیادی دارد که در طولانی‌مدت منجر به وضعیت نادرست سر و گردن می‌شود [۱۱]. از عمده‌ترین عوارض ناشی از کار با رایانه ابتلا به مشکلات اسکلتی عضلانی است که علاوه بر هزینه‌های اقتصادی سنگین، بر کیفیت زندگی جوامع نیز مؤثر است.

کاربرانی که برای تایپ کردن و دیگر فعالیت‌ها از رایانه استفاده می‌کنند، ممکن است ساعات زیادی را در طول روز در وضعیتی با گردن خم‌شده بگذرانند تا دکمه‌های صفحه کلید رایانه را بتوانند ببینند [۱۲]. قرارگیری در این وضعیت نامطلوب و غلط در درازمدت می‌تواند موجب اختلالات و ناهنجاری‌های اسکلتی عضلانی و همچنین دردهای مزمن شود.

برای بررسی چگونگی عملکرد عضلات می‌توان از ثبت و تحلیل فعالیت الکتریکی و الکترومایوگرافی عضلات استفاده کرد. از سیگنال‌های الکترومایوگرافی پارامترهای مختلفی را برای اندازه‌گیری فعالیت عضلانی می‌توان به دست آورد [۱۳].

برای به دست آوردن تفاوت در فرایندهای بیومکانیکی و فیزیولوژیکی عضلات در افراد سالم و افراد دارای ناهنجاری‌ها طی تکالیف مختلف حرکتی، از تجزیه و تحلیل طیف فرکانس استفاده می‌شود [۱۴]. ویژگی‌های دامنه اغلب به عنوان شناسایی میزان فعالیت عضلات استفاده می‌شود [۱۵].

تغییر در به‌کارگیری واحدهای حرکتی با تغییر فرکانس مرتبط است، همچنین فرکانس به نوع تارها، ضخامت تارها [۱۶] و نوع واحد حرکتی به‌کارگیری‌شده [۱۷] حساس است. برای شناسایی استراتژی‌های کنترل به‌کارگیری عضلات مختلف در سطوح نیروی متفاوت، از فرکانس میانه به عنوان یک شاخص می‌توان استفاده کرد.

با وجود مطالعات انجام‌شده روی طیف فرکانس فعالیت عضلانی، افراد دارای ناهنجاری قامتی، به‌ویژه سربه‌جلو در تکالیف مختلف حرکتی، این سؤال مطرح می‌شود که آیا حرکات اصلاحی منظم در بهبود و یا پیشگیری از پیشرفت عارضه سربه‌جلو مؤثر است یا خیر؟

هدف پژوهش حاضر، بررسی اثر یک دوره آزمایش اصلاحی بر طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات در کودکان دارای عارضه سربه‌جلو طی تایپ کردن است.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی بود. از طریق ایستادن فرد پشت صفحه شطرنجی (در صفحه ساجیتال) غربالگری اولیه نمونه‌ها صورت گرفت و با توجه اعمال متغیر آزمایشی به صورت هدفمند، بر اساس معیارهای ورود و خروج آزمودنی‌ها انتخاب شدند.

شرکت‌کنندگان پژوهش حاضر، دانش‌آموزان پایه پنجم و ششم (۱۳-۱۱ساله) دبستان امام حسن مجتبی (ع)، آموزش و پرورش

www.SID.ir

ناحیه یک اردبیل با میانگین قد ۱/۵۰±۱۵۳/۳۸ سانتی‌متر و وزن ۱/۴۰±۵۲/۱۷ کیلوگرم بودند.

سی آزمودنی واجد شرایط و دارای عارضه سربه‌جلو انتخاب و به صورت تصادفی در دو گروه پانزده نفره آزمایش (کششی، قدرتی و ترکیبی) و گروه کنترل قرار گرفتند. اخلاق پژوهشی در تمام مراحل مطابق با اعلامیه هلسینکی رعایت شد [۱۸].

از شرایط ورود به مطالعه، داشتن ناهنجاری سربه‌جلوی کمتر از ۴۸ درجه [۱۹] بود. مشاهده علائم پاتولوژیک مرتبط با سابقه شکستگی، جراحی یا بیماری‌های مفصلی ستون فقرات، داشتن هرگونه درد در ناحیه گردن یا اندام فوقانی و عدم اتمام برنامه تمرینی (غیبت بیش از سه جلسه) بر اساس اهداف تحقیق، از عوامل خروج از پژوهش حاضر بود.

با استفاده از عکس‌برداری نیم‌رخ بدن میزان زاویه سربه‌جلو اندازه‌گیری شد. روش یادشده از تکرارپذیری مطلوبی برخوردار بود و در تحقیقات متعددی استفاده شده است [۴، ۲۰]. هنگام عکس‌برداری به جای استفاده از سه نشانه آناتومیکی (روی برجستگی آکرومیون، زائده خاری مهره هفتم و تراگوس) نشان‌گذاری‌شده توسط لندمارک‌ها، از برنامه کینوویا به صورت مجازی این سه علامت گذاشته شد.

از آزمودنی‌ها خواسته شد در محل تعیین‌شده کنار دیوار (در فاصله ۲۳سانتی‌متری) طوری بایستند که بازوی چپ آن‌ها به سمت دیوار باشد. سه‌پایه عکس‌برداری، در فاصله ۲۶۵سانتی‌متری از دیوار قرار گرفت و ارتفاع آن در سطح شانه راست آزمودنی تنظیم شد [۲۰].

از آزمودنی خواسته شد پس از سه‌بار فلکشن رو به جلو کمر و سه بار کشش دست‌ها به سمت بالا، به صورت طبیعی ایستاده و به نقطه‌ای فرضی روی دیوار مقابل در راستای افق نگاه کند [۲۰]. آزمونگر پس از ۵ ثانیه مکث از نمای نیم‌رخ بدن عکس‌برداری کرد.

درنهایت، عکس یادشده به رایانه منتقل و با استفاده از نرم‌افزار Kinovea، ابتدا سه نشانه آناتومیکی (برجستگی آکرومیون، زائده خاری مهره هفتم و تراگوس) علامت‌گذاری شد و سپس با استفاده از گونیای دیجیتال زاویه خط واصل تراگوس و مهره C7با خط افقی به عنوان زاویه سربه‌جلو اندازه‌گیری شد.

میانگین زاویه به‌دست‌آمده برای ناهنجاری فوق به عنوان زاویه مورد نظر ثبت شد که کمتر از ۴۸ درجه به عنوان ناهنجاری زاویه سربه‌جلو در نظر گرفته شد [۱۹]. برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات ناحیه گردن و کمربند شانه، هفت الکترود روی عضلات

تصویر ۱. محل الکترودگذاری عضلات منتخب

طب‌توانبخشی

ذوزنقه بالایی[1]، ذوزنقه میانی[2]، ذوزنقه پایینی[3]، دندانه‌ای قدامی[4]، گوشه‌ای[5]، دلتوئید میانی[6] و جناغی چنبری پستانی[7] بر طبق مطالعات گذشته و پروتکل اروپایی سنیام قرار داده شد [۲۱، ۲۲] (تصویر شماره ۱). همچنین گونیامتر در بخش خارجی دیستال ران و بخش خارجی پروگزیمال درشت‌نی مفصل زانو قرار گرفت.

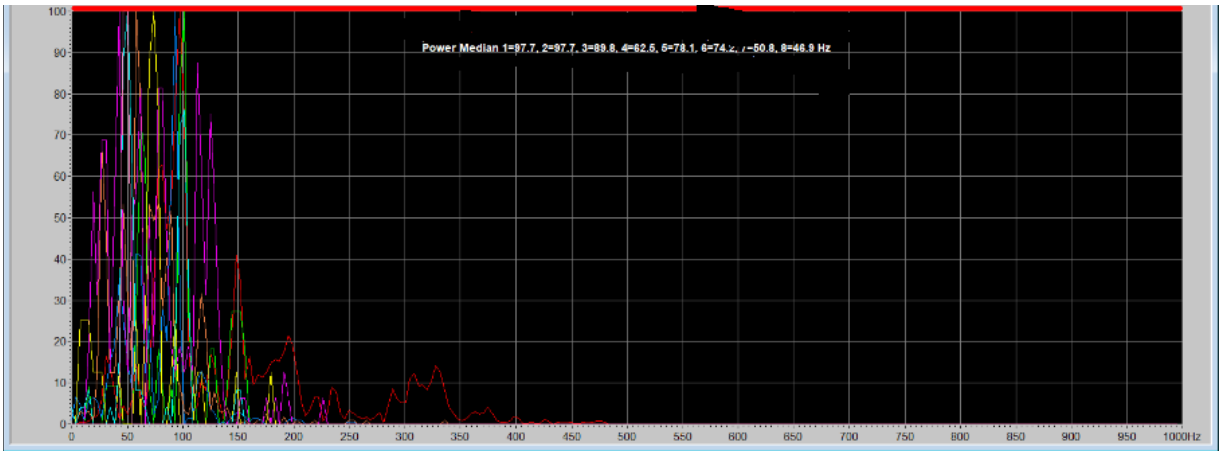
پس از نشستن روی صندلی و قرارگیری مقابل سیستم، از آزمودنی‌ها خواسته شد به مدت پانزده دقیقه تایپ کنند. وضعیت نشستن پشت سیستم به صورت استاندارد بود، به طوری که زاویه دید آزمودنی‌ها نسبت به نمایشگر در وضعیت ۴۵ درجه قرار داشته باشد [۱۲]. در ۱۰ ثانیه، ابتدا و انتهای تایپ کردن فعالیت الکتریکی عضلات منتخب ثبت شد.

آزمایشات اصلاحی به مدت هشت هفته، دو جلسه آزمایش در هفته و هر جلسه به مدت شصت دقیقه توسط آزمودنی‌ها و زیر نظر آزمونگر اجرا شد [۲۱]. هر جلسه آزمایشی شامل ۵ تا ۱۰ دقیقه گرم کردن، ۴۰ دقیقه آزمایشات تقویتی و کششی و ۱۰ دقیقه سرد کردن بود. شدت آزمایشات برای آزمودنی‌ها مطابق آستانه تحمل افراد تنظیم شد.

آزمایشات کششی به منظور کشش عضلات کوتاه‌شده بخش قدامی بدن مانند دندانه‌ای قدامی و استرنوکلیدومستوئید و افزایش دامنه حرکتی مفاصل کمربند شانه‌ای صورت گرفت [۲۱]. برنامه آزمایشی تحت نظارت مستقیم آزمونگر انجام گرفت

1. Upper Trapezious
2. Middle Trapezious
3. Lower Trapezious
4. Seratus Anterior
5. Levaytor Scapulae
6. Middle Deltoid
7. Sternocleidomastoid

www.SID.ir



تصویر ۲. محاسبه میانه فرکانس فعالیت عضلانی

طب توانبخشی

تا از صحت انجام آزمایشات، اطمینان حاصل شود.

در فرایند اجرا، حجم آزمایشات (تکرار و مدت زمان) به صورت تدریجی در طول هشت هفته برنامه تمرینی و با توجه به ویژگی‌های فردی هر آزمودنی، افزایش یافت. به آزمودنی‌ها گفته شد که حرکات کششی را به گونه‌ای انجام دهند که در قسمت قدامی سینه و پشت گردن خود احساس کشش کنند (تا آستانه بروز درد)، سپس وضعیت یادشده را به مدت ۱۰ تا ۱۵ ثانیه حفظ کرده، به وضعیت شروع بازگردند و پس از استراحتی کوتاه، حرکت را دوباره تکرار کنند.

مدت زمان اجرای هر حرکت در طول هشت هفته به‌تدریج از ۱۰ ثانیه به ۱۵ ثانیه افزایش یافت. تعداد تکرار در هر سِت نیز به‌تدریج از شش به دوازده حرکت افزایش یافت. در هفته اول، از باندهای پارچه‌ای در سه مرحله و ده تکرار استفاده شد. در هفته دوم، میزان پیشرفت آزمایشات قدرتی تغییر کرده و در هر سه سِت، تعداد تکرارها به پانزده رسید.

در هفته سوم، بیست تکرار در هر سِت بود. در هفته چهارم، طبق اصل اضافه‌بار و تعدیل آزمایشات قدرتی، آزمایشات به ده تکرار، در هفته پنجم پانزده تکرار و هفته ششم به بیست تکرار رسید.

از دستگاه الکترومایوگرافی (Datalite Biometrics LTD، UK) هشت‌کاناله بی‌سیم و الکترودهای سطحی مدل دوقطبی (ساخت انگلستان) جفت الکترودهای سطحی Ag / AgCl دوقطبی (شکل دایره‌ای با قطر یازده میلی‌متر؛ فاصله ۲۵ میلی‌متر از مرکز تا مرکز؛ امپدانس ورودی صد MΩ؛ نسبت حذف سیگنال‌های مشترک ۱۱۰< دسی‌بل در پنجاه تا شصت هرتز) استفاده شد.

جهت فیلترینگ داده‌های خام الکترومایوگرافی از فیلترهای پایین‌گذر ۵۰۰ هرتز و بالاگذر ۱۰ هرتز و همچنین ناچ‌فیلتر (برای حذف نویز برق شهری) ۶۰ هرتز انتخاب شد [۲۲].

میزان فعالیت عضلات ذوزنقه بالایی[8]، ذوزنقه میانی[9]، ذوزنقه پایینی[10]، دندانه‌ای قدامی[11]، گوشه‌ای[12]، دلتوئید میانی[13] و جناغی چنبری پستانی[14] سمت راست طی تایپ کردن در فرکانس نمونه‌برداری دو هزار هرتز صورت گرفت.

قبل از قرار دادن الکترودها روی پوست، فرایند آماده‌سازی پوست نظیر تراشیدن محل قرارگیری الکترود، تمیز کردن با الکل (70 درصد اتانول–C2H5OH) و غیره طبق توصیه‌نامه SENIAM انجام شد [۲۳]. جهت ارزیابی طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات از نرم‌افزار Biometrics Datalite و روش Frequency Spectrum استفاده شد. در این نرم‌افزار ابتدا بازه زمانی مورد نظر انتخاب و ذخیره می‌شود.

سپس با انتخاب گزینه New Power Spectrum، مقادیر میانه فرکانس در این روش، نهایتاً استخراج و جهت تحلیل آماری مورد استفاده قرار گرفت (تصویر شماره ۲). تمامی اطلاعات حاصل در برنامه Exel ثبت شد.

نرمال بودن داده‌ها با استفاده از آزمون شاپیرو ویلک (P<۰/۰۵) بررسی شد. از آزمون آنالیز واریانس دوسویه (گروه=۲ (کنترل و تجربی)*زمان=۲ (پیش‌آزمون و پس‌آزمون)) جهت تحلیل آماری و از آزمون تی زوجی به عنوان تست تعقیبی مقایسه بین دو شرایط پیش‌آزمون پس‌آزمون گروه آزمایش و مقایسه زاویه سربه‌جلو استفاده شد.

تمام تحلیل‌ها در سطح معناداری ۰/۰۵ و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۵ انجام پذیرفت. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از

8. Upper Trapezious
9. Middle Trapezious
10. Lower Trapezious
11. Seratus Anterior
12. Levaytor Scapulae
13. Middle Deltoid
14. Sternocleidomastoid

www.SID.ir

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس (هرتز) عضلات طی ۱۰ ثانیه ابتدایی تایپ کردن بین گروه کنترل و آزمایش طی پیش‌آزمون

عضلات	میانگین±انحراف معیار		سطح معناداری	اندازه اثر
	تجربی	کنترل		
ذوزنقه بالایی	۶۶/۴۳±۸/۲۰	۷۳/۰۷±۱۴/۰۰	۰/۱۲۸	۰/۶۰
ذوزنقه میانی	۵۷/۳۰±۱۳/۱۹	۶۲/۲۲±۱۷/۸۹	۰/۴۰۴	۰/۳۲
ذوزنقه پایینی	۵۲/۵۸±۸/۱۵	۵۶/۸۱±۲۴/۶۳	۰/۵۵۰	۰/۲۶
دندانه‌ای قدامی	۳۷/۸۶±۸/۸۷	۳۸/۷۰±۱۳/۶۰	۰/۸۴۵	۰/۰۱
گوشه‌ای	۵۹/۲۴±۷/۸۴	۶۴/۵۰±۱۰/۶۲	۰/۱۳۸	۰/۵۷
دلتوئید میانی	۷۲/۷۴±۱۵/۴۸	۸۶/۵۰±۲۷/۳۹	۰/۱۱۴	۰/۶۴
جناغی چنبری پستانی	۵۶/۲۴±۲۶/۳۳	۸۶/۱۳±۳۱/۰۰	۰/۵۲۳	۱/۰۴

طب توانبخشی

فرمول شماره ۱ استفاده شد.

۱.

$$\text{اندازه اثر (d)} = \frac{\text{اختلاف میانگین دو شرایط}}{\text{میانگین انحراف استاندارد دو شرایط}}$$

یافته‌ها

جدول شماره ۱، میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات طی ۱۰ ثانیه ابتدایی تایپ کردن بین گروه کنترل و آزمایش طی پیش‌آزمون است.

نتایج پژوهش حاضر هیچ‌گونه اختلاف معناداری را بین پیش‌آزمون دو گروه کنترل و آزمایش در طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات ذوزنقه بالایی، ذوزنقه میانی، ذوزنقه پایینی، دندانه‌ای قدامی، گوشه‌ای، دلتوئید میانی و جناغی چنبر پستانی نشان نداد (P>۰/۰۵).

جدول شماره ۲، نشان‌دهنده میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس عضلات طی ۱۰ ثانیه ابتدایی تایپ کردن بین گروه کنترل و آزمایش در دو شرایط پیش‌آزمون پس‌آزمون است. نتایج پژوهش حاضر نشان داد که طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله گوشه‌ای طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون در گروه آزمایش کاهش داشت که این کاهش به لحاظ آماری معنادار بود (P=۰/۰۳۵).

در گروه آزمایش نیز بین پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون طیف فرکانس عضله دلتوئید میانی کاهش معناداری به اندازه ۱۷/۱۶ درصد مشاهده شد (P=۰/۰۰۰).

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس (هرتز) عضلات در ۱۰ ثانیه ابتدایی تایپ کردن بین گروه کنترل و آزمایش در دو شرایط پیش‌آزمون پس‌آزمون

عضلات	آزمایش		درصدΔ	کنترل		درصدΔ	سطح معناداری (اندازه اثر)		
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون		پیش‌آزمون	پس‌آزمون		اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر متقابل زمان و گروه
	میانگین±انحراف معیار			میانگین±انحراف معیار					
ذوزنقه بالایی	۶۶/۴۳±۸/۲۰	۶۲/۹۱±۱۴/۷۲	-۵/۳۰	۷۳/۰۳±۱۴/۰۰	۶۷/۲۰±۱۱/۰۴	-۷/۹۸	۰/۰۵۵ (۰/۱۳۰)	۰/۱۷۳ (۰/۰۶۸)	۰/۶۲۰ (۰/۰۰۹)
ذوزنقه میانی	۷۲/۷۴±۱۵/۴۸	۵۵/۶۶±۱۲/۹۷	-۲۲/۱۱	۸۶/۵۰±۲۷/۳۹	۶۱/۸۰±۱۷/۱۳	-۲۸/۵۵	۰/۰۰۲* (۰/۳۱۵)	۰/۳۰۰ (۰/۲۰۵)	۰/۵۲۵ (۰/۰۱۵)
ذوزنقه پایینی	۵۲/۵۸±۸/۱۵	۵۰/۹۰±۱۲/۷۰	-۳/۲۰	۵۶/۸۱±۲۴/۶۳	۴۹/۲۲±۱۵/۷۸	-۱۳/۳۶	۰/۱۹۴ (۰/۰۶۲)	۰/۷۹۹ (۰/۰۰۲)	۰/۴۰۵ (۰/۰۲۶)
دندانه‌ای قدامی	۳۷/۸۶±۸/۸۷	۳۷/۱۰±۷/۶۰	-۲/۰۱	۳۸/۷۰±۱۳/۶۰	۳۷/۷۳±۱۳/۹۰	-۲/۵۱	۰/۶۳۶ (۰/۰۰۸)	۰/۸۴۷ (۰/۰۰۱)	۰/۹۵۴ (۰/۰۰۰)
گوشه‌ای	۵۹/۲۴±۷/۸۴	۵۵/۰۸±۱۰/۱۹*	-۷/۰۲	۶۴/۵۰±۱۰/۶۲	۵۶/۹۰±۱۲/۳۰	-۱۱/۷۸	۰/۰۳۵* (۰/۱۵۴)	۰/۲۱۲ (۰/۰۵۷)	۰/۵۲۰ (۰/۰۱۶)
دلتوئید میانی	۷۲/۷۴±۱۵/۴۸	۶۰/۲۶±۱۴/۱۸*	-۱۷/۱۶	۸۶/۵۰±۲۷/۳۹	۷۴/۴۶±۱۹/۷۵	-۱۳/۹۲	۰/۰۲۵* (۰/۱۷۲)	۰/۰۱۳* (۰/۲۱۲)	۰/۹۶۷ (۰/۰۰۰)
جناغ چنبری پستانی	۵۶/۲۴±۲۶/۳۳	۶۵/۳۵±۱۴/۵۹	۱۶/۲۰	۶۳/۱۳±۳۱/۰۰	۶۹/۸۴±۲۳/۰۸	۱۰/۶۳	۰/۰۶۴ (۰/۱۲۱)	۰/۴۸۷ (۰/۰۱۸)	۰/۷۷۱ (۰/۰۰۳)

*سطح معناداری P<۰/۰۵

طب توانبخشی

www.SID.ir

جدول ۳. میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس (هرتز) عضلات در ۱۰ ثانیه انتهایی تایپ کردن بین گروه کنترل و آزمایش طی پیش‌آزمون

متغیرها	میانگین±انحراف معیار		سطح معنی‌داری	اندازه اثر
	کنترل	آزمایش		
ذوزنقه بالایی	۶۵/۸۴±۹/۵۳	۷۲/۳۹±۱۴/۶۲	۰/۱۶۲	۰/۵۴
ذوزنقه میانی	۵۵/۷۸±۱۵/۳۳	۶۲/۷۰±۱۷/۰۷	۰/۲۶۰	۰/۴۳
ذوزنقه پایینی	۵۱/۰۶±۷/۸۵	۵۳/۳۹±۱۷/۵۷	۰/۶۴۴	۰/۱۸
دندانه‌ای قدامی	۳۷/۸۱±۱۱/۴۷	۳۸/۸۳±۱۲/۶۴	۰/۸۲۲	۰/۰۸
گوشه‌ای	۵۸/۱۰±۷/۲۷	۶۰/۱۸±۱۱/۳۶	۰/۵۵۹	۰/۲۲
دلتوئید میانی	۷۵/۳۰±۱۷/۰۳	۸۶/۶۸±۲۷/۲۷	۰/۱۸۶	۰/۵۱
جناغی چنبری پستانی	۵۷/۹۴±۲۸/۰۹	۵۷/۱۱±۲۵/۲۷	۰/۹۳۴	۰/۰۳

طب توانبخشی

علاوه بر این، در طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله دلتوئید میانی بین پیش‌آزمون پس‌آزمون دو گروه کنترل و آزمایش اثر عامل زمان و اثر عامل گروه اختلاف معناداری را نشان داد (P=۰/۰۲۵) (P=۰/۰۱۲). طیف فرکانس فعالیت الکتریکی سایر عضلات هیچ‌گونه اختلاف معناداری را بین پیش‌آزمون پس‌آزمون دو گروه کنترل و آزمایش نشان ندادند (P>۰/۰۵).

جدول شماره ۳، میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات در ۱۰ ثانیه انتهایی تایپ کردن بین گروه کنترل و آزمایش طی پیش‌آزمون است. نتایج پژوهش حاضر هیچ‌گونه اختلاف معناداری را بین پیش‌آزمون دو گروه کنترل و آزمایش در طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات ذوزنقه بالایی، ذوزنقه میانی، ذوزنقه پایینی، دندانه‌ای قدامی، گوشه‌ای، دلتوئید میانی و جناغی چنبری پستانی نشان نداد (P>۰/۰۵).

جدول شماره ۴، نشان‌دهنده میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس عضلات طی ۱۰ ثانیه انتهایی تایپ کردن بین گروه کنترل و آزمایش در دو شرایط پیش آزمون پس‌آزمون است.

نتایج پژوهش حاضر نشان داد که اثر عامل زمان بین دو گروه کنترل و آزمایش بر طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله گوشه‌ای اختلاف معناداری وجود داشت (P=۰/۰۰۱). همچنین طیف فرکانس فعالیت الکتریکی این عضله در پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون گروه آزمایش کاهش معناداری را به اندازه ۱۱/۳۶ درصد نشان داد (P=۰/۰۱۰). در طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله دلتوئید میانی نیز بین پیش‌آزمون پس‌آزمون دو گروه کنترل و آزمایش اختلاف معناداری را نشان داد (P=۰/۰۱۳) (P=۰/۰۳۹). در گروه آزمایش نیز بین پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون طیف فرکانس این عضله، کاهش معناداری به اندازه ۱۸/۹۱ درصد مشاهده شد (P=۰/۰۳۹).

جدول ٤. میانگین و انحراف استاندارد طیف فرکانس (هرتز) عضلات در ۱۰ ثانیه انتهایی تایپ کردن بین گروه کنترل و آزمایش در دو شرایط پیش‌آزمون پس‌آزمون

عضلات	آزمایش			کنترل			سطح معناداری (اندازه اثر)		
	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	درصدΔ	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	درصدΔ	اثر عامل زمان	اثر عامل گروه	اثر متقابل زمان و گروه
	میانگین±انحراف معیار			میانگین±انحراف معیار					
ذوزنقه بالایی	۶۵/۸۵±۹/۵۳	۶۳/۸۳±۱۵/۹۲	-۳/۰۷	۷۲/۳۹±۱۴/۶۲	۶۶/۶۴±۱۳/۸۷	-۷/۹۴	۰/۰۹۸ (۰/۹۸)	۰/۳۱۳ (۰/۰۳۸)	۰/۴۱۵ (۰/۰۲۵)
ذوزنقه میانی	۵۵/۷۸±۱۵/۳۳	۵۶/۲۵±۸/۵۵	۰/۸۴	۶۲/۷۰±۱۷/۰۷	۵۸/۱۴±۱۷/۵۲	-۷/۲۷	۰/۳۹۰ (۰/۰۲۸)	۰/۲۹۲ (۰/۰۴۱)	۰/۲۹۲ (۰/۰۴۱)
ذوزنقه پایینی	۵۱/۰۶±۷/۸۵	۵۱/۰۶±۱۳/۸۹	۰/۰۰	۵۳/۳۹±۱۷/۵۷	۴۸/۶۳±۱۷/۹۴	-۸/۹۲	۰/۳۹۳ (۰/۰۲۷)	۰/۹۹۲ (۰/۰۰۰)	۰/۳۹۳ (۰/۰۲۷)
دندانه‌ای قدامی	۳۷/۸۱±۱۱/۴۷	۳۶/۳۷±۸/۵۹	-۳/۸۱	۳۸/۸۳±۱۲/۶۲	۳۶/۸۴±۱۵/۰۸	-۰/۰۵	۰/۳۴۹ (۰/۰۳۳)	۰/۸۵۸ (۰/۰۰۱)	۰/۸۸۱ (۰/۰۰۱)
گوشه‌ای	۵۸/۱۰±۷/۲۴	۵۱/۵۰±۷/۰۰*	-۱۱/۳۶	۶۰/۱۸±۱۱/۳۶	۵۲/۴۵±۱۱/۳۵	-۱۲/۸۴	۰/۰۰۱* (۰/۳۳۰)	۰/۶۰۵ (۰/۰۱۰)	۰/۷۷۵ (۰/۰۰۳)
دلتوئید میانی	۷۵/۳۰±۱۷/۰۳	۶۱/۰۶±۱۳/۳۹*	-۱۸/۹۱	۸۶/۶۸±۲۷/۲۷	۷۲/۶۵±۲۱/۱۶	-۱۶/۱۹	۰/۰۱۳* (۰/۲۰۶)	۰/۰۳۹* (۰/۱۴۹)	۰/۹۸۵ (۰/۰۰۰)
جناغی چنبری پستانی	۵۷/۹۴±۲۸/۰۹	۶۶/۵۸±۱۶/۳۲*	۱۴/۹۱	۵۷/۱۱±۲۵/۲۷	۶۸/۸۴±۲۵/۲۲	۲۰/۵۳	۰/۰۱۶* (۰/۱۹۵)	۰/۹۳۰ (۰/۰۰۰)	۰/۷۰۱ (۰/۰۰۶)

*سطح معناداری P<۰/۰۵

طب توانبخشی

www.SID.ir

یافته‌های تحقیق در طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله جناقی چنبری پستانی بین پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون گروه آزمایش افزایش معناداری را به اندازه ۱۴/۹۱ درصد نشان داد (P=۰/۰۰۰). همچنین در طیف فرکانس فعالیت الکتریکی این عضله بین پیش‌آزمون پس‌آزمون دو گروه کنترل و آزمایش اختلاف معناداری را به نمایش گذاشت (P=۰/۰۱۶). طیف فرکانس فعالیت الکتریکی سایر عضلات هیچ‌گونه اختلاف معناداری را بین پیش‌آزمون پس‌آزمون دو گروه کنترل و آزمایش نشان ندادند (P>۰/۰۵). مقایسه زاویه سربه‌جلو در گروه آزمایش بین پیش‌آزمون پس‌آزمون افزایش معناداری به اندازه ۱۷/۱۷ درصد را نشان داد (P<۰/۰۵).

بحث

هدف از پژوهش حاضر، بررسی اثر یک دوره آزمایش اصلاحی بر طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضلات در کودکان دارای عارضه سربه‌جلو طی تایپ کردن بود. مقدار طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله گوشه‌ای و دلتوئید میانی طی ۱۰ ثانیه ابتدایی و انتهایی فعالیت تایپ کردن و عضله جناغی چنبری پستانی طی ۱۰ ثانیه انتهایی تایپ کردن در گروه آزمایش طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون اختلاف معناداری را نشان داد.

همچنین طی ۱۰ ثانیه انتهایی فعالیت تایپ کردن اثر عامل زمان بین گروه کنترل و آزمایش بر طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله گوشه‌ای و دلتوئید میانی تفاوت معنادار بود. سایر عضلات هیچ‌گونه اختلاف معناداری در گروه آزمایش طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون در طیف فرکانس فعالیت الکتریکی طی فعالیت تایپ کردن نشان نداد.

منظور از سر روبه‌جلو اکستنشن بیش از حد مهره‌های گردنی فوقانی و جابه‌جایی مهره‌های گردنی تحتانی به سمت جلو است [۳]. عارضه سربه‌جلو یکی از علل ابتلای بیشتر به سندرم گیرافتادگی شانه و تحت آخرومی است [۲۴]. شیوع این عارضه در مردان ۵۳ درصد و در زنان ۶۴ درصد گزارش شده است که دلیل آن را می‌توان به فقر حرکتی و عادات نامناسب وضعیتی نسبت داد [۲۵].

مطابق پژوهش وون و همکاران که به بررسی تأثیر پاسچر شبیه‌سازی شده عارضه سربه‌جلو با وضعیت نشسته بر چرخاننده‌های بالایی کتف در حرکت فلکشن ایزومتریک همراه وزنه در صفحه ساجیتال پرداخته‌اند، میزان فعالیت عضله ذوزنقه بالایی و پایینی افزایش و مقدار همین مؤلفه در عضله دندانه‌ای قدامی هنگام حرکتی ایزومتریک کاهش معناداری را نشان داد [۲۶]. مطابق پژوهشی که به مقایسه ترکیب حرکتی کتف و فعالیت عضلانی دندانه‌ای قدامی، ذوزنقه بالایی و پایینی در افراد سالم و دارای عارضه سربه‌جلو پرداخته بود، گزارش شده افراد دارای ناهنجاری یادشده دارای فعالیت کمتر عضله دندانه‌ای قدامی بودند [۴].

همچنین مک‌لن و همکاران در مطالعه‌ای تحت عنوان تأثیر برنامه‌های اصلاحی پوسچر بر دامنه فعالیت الکتریکی ناحیه گردن و شانه، به بررسی اثربخشی برنامه‌های آزمایشی بر اختلالات مرتبط با کتف و شانه پرداختند [۲۶] که افراد در چهار وضعیت نشستن (عادتی، اصلاح‌شده، سربه‌جلو و خمیده) پنج تکرار تایپ کردن را انجام دادند.

نتایج حاکی از آن بود که در وضعیت نشسته اصلاح‌شده، سطح فعالیت عضلانی در تمام عضلات هنگام تایپ تمایل به کاهش داشت. وضعیت نشسته اصلاح‌شده نسبت به وضعیت عادتی یا سربه‌جلو فعالیت عضلانی بیشتری در عضلات گردنی را نشان داد. همچنین افزایش فعالیت عضله دندانه‌ای قدامی منجر به تمرکز خستگی عضلانی و بدتر شدن نشانه‌های آسیب در ناحیه شانه و گردن و علائم ناهنجاری‌های این دو ناحیه می‌شود [۲۵]. پژوهش انجام‌شده توسط محمودپور و همکاران بر افراد دارای عارضه سربه‌جلو عدم تغییر در میزان فعالیت عضله دندانه‌ای قدامی را گزارش کردند که دلیل این نتیجه‌گیری را به عدم سابقه ابتلا به درد در ناحیه گردن و شانه آن‌ها نسبت دادند [۲۶].

یافته‌های پژوهش حاضر با نتایج مطالعات وون و همکاران [۲۵]، تیگ‌پن و همکاران [۴] و مک‌لن و همکاران [۲۶] ناهمسو و با نتایج محمودپور و همکاران [۲۷] هم‌خوانی داشت. کاهش فرکانس فعالیت عضلات دلتوئید و عضله گوشه‌ای بعد از دوره آزمایشی را می‌توان به فراخوان بهتر واحدهای حرکتی بعد از دوره آزمایشی نسبت داد.

با توجه به نتایج پژوهش، آزمایشات اصلاحی منتخب تأثیر معناداری را بر تغییرات طیف فرکانس فعالیت الکتریکی کودکان سربه‌جلو نشان داد که می‌توان از خستگی زودهنگام در این عضلات جلوگیری کند.در افراد دارای عارضه سربه‌جلو نسبت به همسالان سالم ضخامت عضله جناغی چنبری پستانی بیشتر است [۲۸].

مطابق پژوهشی که به مقایسه قدرت عضلات خم‌کننده گردن، از جمله جناغی چنبری پستانی در دختران سالم نسبت به افراد دارای عارضه سربه‌جلو پرداخته بود، گزارش شده است که بین میزان قدرت عضلات خم‌کننده عمقی گردن اختلاف معنادار بود و بین میزان قدرت عضلات خم‌کننده سطحی گردن اختلاف معناداری مشاهده نشد [۲۵]. فعالیت عضله جناغی چنبری پستانی که یکی از عضلات سطحی فلکسور گردنی است، در این پژوهش پس از دوره آزمایشی اصلاحی نیز تفاوت معناداری را نشان نداد.

نتایج پژوهش حاضر، تفاوتی در مقادیر طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله ذوزنقه بالایی و پایینی در کودکان دارای عارضه سربه‌جلو نشان نداد. در پژوهشی فعالیت اکترومایوگرافی بخش فوقانی و تحتانی عضله ذوزنقه طی فلکشن ایزومتریک شانه همراه با قرارگیری موقعیت سربه‌جلو کاهش معناداری را نشان داده است [۲۵].

www.SID.ir

همچنین در مطالعات، نشان داده شده که افراد دارای اختلالات اسکلتی عضلانی نسبت به افراد سالم، به‌ویژه در عضلات ذوزنقه، فعالیت عضلانی بیشتری داشته‌اند. پژوهش انجام‌شده توسط هارمن و همکاران، اختلاف معناداری در فعالیت الکتریکی عضله ذوزنقه در افراد دارای عارضه سربه‌جلو نسبت به افراد سالم را نشان نداد.

همچنین مطابق مطالعه جعفرنژاد و همکاران که به مقایسه طیف فرکانس منتخبی از عضلات ناحیه تنه و گردن در کودکان پسر دارای ناهنجاری سربه‌جلو با همسالان سالم طی دویدن پرداخته بودند، تمایل به افزایش معنادار در میزان فرکانس عضله ذوزنقه تحتانی را گزارش کردند [۵].

پژوهش حاضر با نتایج مطالعه هارمن و همکاران همسو و با سایر پژوهش‌های مذکور ناهمسو بود؛ بنابراین احتمالاً اضافه کردن بخش‌های آزمایشی دیگر در برنامه آزمایشی مورد استفاده در پژوهش حاضر در مطالعات آینده ضروری به نظر می‌رسد تا بتوان بعد از دوره آزمایشی فرکانس فعالیت عضلات ذوزنقه بالایی و پایینی را نیز در افراد سربه‌جلو بهبود بخشید.

با توجه به معنادار شدن مقادیر زاویه سربه‌جلو در گروه آزمایش بین دو شرایط پیش‌آزمون پس‌آزمون می‌توان بیان کرد که آزمایشات مورد استفاده در این پژوهش بر بهبود این زاویه می‌تواند مؤثر باشد.

از محدودیت‌های پژوهش حاضر می‌توان به حضور کودکان پسر در این آزمون اشاره کرد که به دلیل تک‌جنسیتی بودن نمی‌توان این نتایج را به کودکان دختر تعمیم داد [۲۹-۳۲]. همچنین سایر متغیرهای کینتیکی و کینماتیکی در این زمینه نیاز به بررسی دارد که برای مطالعات آینده پیشنهاد می‌شود.

نتیجه‌گیری

مقدار طیف فرکانس فعالیت الکتریکی عضله گوشه‌ای و دلتوئید میانی، کاهش معناداری را پس از آزمایشات اصلاحی در کودکان دارای عارضه سربه‌جلو و همچنین بهبود زاویه سربه‌جلو نشان داد.

با توجه به نتایج پژوهش کنونی، آزمایشات اصلاحی منتخب تأثیر معناداری را بر تغییرات طیف فرکانس فعالیت الکتریکی کودکان سربه‌جلو نشان داد که می‌توان از خستگی زودهنگام در این عضلات جلوگیری کند.

ملاحظات اخلاقی

پیروی از اصول اخلاق پژوهش

مطالعه حاضر دارای کد اخلاق به شماره IR.ARUMS.REC.1397.136 از دانشگاه علوم‌پزشکی اردبیل است. اخلاق پژوهشی در تمامی مراحل مطابق با اعلامیه هلسینکی رعایت شد. برای مشارکت در پژوهش به دلیل سن شرکت‌کنندگان، از والدین آن‌ها رضایت‌نامه کتبی دریافت شد.

حامی مالی

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه کارشناسی ارشد نویسنده دوم مقاله در گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل است.

مشارکت نویسندگان

مفهوم سازی و نظارت: امیرعلی جعفرنژادرو و آیدین ولی‌زاده اورنگ ؛ روش‌شناسی: عارفه مختاری ملک‌آبادی؛ تحقیق، نگارش – پیش‌نویس اصلی، و نگارش – بررسی و ویرایش، تأمین بودجه و منابع: تمامی نویسندگان؛ جمع آوری، تجزیه و تحلیل داده‌ها: جابر خداپناه اجیرلو.

تعارض منافع

بنابر اظهار نویسندگان این مقاله تعارض منافع ندارد.

تشکر و قدردانی

از پرسنل آموزش و پرورش ناحیه یک اردبیل، مدیر مدرسه ابتدایی امام حسن مجتبی (ع) و همه دانش‌آموزانی که در مراحل انجام مطالعه حاضر، محققان را یاری کردند، تشکر و قدردانی می‌کنیم.

www.SID.ir

Refrence

[1] Grimmer-Somers K, Milanese S, Louw QJJom. Measurement of cervical posture in the sagittal plane. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics. 2008; 31(7):509-17. [DOI:10.1016/j.jmpt.2008.08.005] [PMID]

[2] Jafarnezhadgero A, Sorkheh E, Salahi MS, 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. Bimonthly Jundishapur Scientific Medical Journal. 2018; 17(2):145-57. https://www.sid.ir/en/journal/ViewPaper.aspx?id=608270

[3] Sahrmann S. Movement system impairment syndromes of the extremities, cervical and thoracic spines. Amsterdam: Elsevier, Health Sciences; 2010. https://www.google.com/books/edition/Movement_System_Impairment_Syndromes_of/hAZTVFiTUoC?hl=en&gbpv=0

[4] 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: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology. 2010; 20(4):701-9. [DOI:10.1016/j.jelekin.2009.12.003] [PMID]

[5] Jafarnezhadgero A, Salahi S, Heshmati S. Electromyography activity of selected muscles during running in boys (aged range between 10-12 years) with forward head posture during running. Journal of Paramedical Sciences and Rehabilitation. 2019; 8(2):7-16. https://www.sid.ir/en/journal/ViewPaper.aspx?ID=691428

[6] Bae WS, Lee HO, Shin JW, Lee KC. The effect of middle and lower trapezius strength exercises and levator scapulae and upper trapezius stretching exercises in upper crossed syndrome. Journal of Physical Therapy Science. 2016; 28(5):1636-9. [DOI:10.1589/jpts.28.1636] [PMID] [PMCID]

[7] Jafarnezhadgero AA, Shad MM, Majlesi M, Granacher U. A comparison of running kinetics in children with and without genu varus: A cross sectional study. PLoS One. 2017; 12(9):e0185057. [DOI:10.1371/journal.pone.0185057] [PMID] [PMCID]

[8] Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Etemadi H, Robertson D. Rehabilitation improves walking kinematics in children with a knee varus: Randomized controlled trial. Annals of Physical and Rehabilitation Medicine. 2018; 61(3):125-34. [DOI:10.1016/j.rehab.2018.01.007] [PMID]

[9] Ylinen J, Takala E-P, Nykänen M, Häkkinen A, Mälkiä E, Pohjolainen T, et al. Active neck muscle training in the treatment of chronic neck pain in women: A randomized controlled trial. JAMA. 2003; 289(19):2509-16. [DOI:10.1001/jama.289.19.2509] [PMID]

[10] Taimela S, Takala E-P, Asklöf T, Seppälä K, Parviainen SJS. Active treatment of chronic neck pain: A prospective randomized intervention. Spine. 2000; 25(8):1021-7. [DOI:10.1097/00007632-200004150-00018] [PMID]

[11] Ming Z, Närhi M, Siivola JJP. Neck and shoulder pain related to computer use. Pathophysiology: The Official Journal of the International Society for Pathophysiology. 2004; 11(1):51-6. [DOI:10.1016/j.pathophys.2004.03.001] [PMID]

[12] Evans O, Patterson K. Predictors of neck and shoulder pain in non-secretarial computer users. International Journal of Industrial Ergonmics. 2000; 26(3):357-65. https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0169814100000111?via%3Dihub

[13] Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. Hoboken, New Jersey: John Wiley and Sons; 2009. [DOI:10.1002/9780470549148]

[14] 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. [DOI:10.1186/1471-2474-15-123] [PMID] [PMCID]

[15] De Felício CM, Ferreira CLP, Medeiros APM, Da Silva MAMR, Tartaglia GM, Sforza CJ, et al. Electromyographic indices, orofacial myofunctional status and temporomandibular disorders severity: A correlation study. Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology. 2012; 22(2):266-72. [DOI:10.1016/j.jelekin.2011.11.013] [PMID]

[16] 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):395-491. [DOI:10.1007/BF00843735] [PMID]

[17] Wakeling JM, Rozitis A. Spectral properties of myoelectric signals from different motor units in the leg extensor muscles. The Journal of Experimental Biology. 2004; 207(14):2519-28. [DOI:10.1242/jeb.01042] [PMID]

[18] Association WM. World medical association declaration of Helsinki: Ethical principles for medical research involving human subjects. JAMA. 2013; 310(20):2191-4. https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24141714/

[19] 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]

[20] 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 and Manipulative Therapy. 2005; 13(3):163-76. [DOI:10.1179/106698105790824888]

[21] Clark M, Lucett S. NASM's essentials of corrective exercise training. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins; 2010. https://www.google.com/books/edition/NASM_Essentials_of_Corrective_Exercise_T/tZGIM2xzeSwC?hl=en&gbpv=0

[22] Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2018; 39:35-41. [DOI:10.1016/j.jelekin.2018.01.006] [PMID]

[23] Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2000; 10(5):361-74. [DOI:10.1016/S1050-6411(00)00027-4]

www.SID.ir

[24] Moradporian MR, Rahmati M, Fouladvand M. Study of abnormality frequency and its related factors in Khorramabad Azad University students. Yafte. 2012; 14(4):113-20. http://yafte.lums.ac.ir/article-1-880-fa.html

[25] 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]

[26] McLean L. The effect of postural correction on muscle activation amplitudes recorded from the cervicobrachial region. Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology. 2005; 15(6):527-35. [DOI:10.1016/j.jelekin.2005.06.003] [PMID]

[27] Mohmoodpoor A, Jamshidi AA, Rajabi R, Minoonejad H. The effect of head posture on myoelectric activity of some scapular muscles in arm abduction. Sport Medicine (HARAKAT). 2014; 6(1):33-44. https://www.sid.ir/en/Journal/ViewPaper.aspx?ID=415733

[28] 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]

[29] Afhami N, Sahebozamani M, Sefaddini Mrjokuoms. Deep and superficial cervical flexor muscles strength in female students with forward head posture compared to normal group using electromyography and pressure bio-feedback device. Quarterly Journal of Kerman University of Medical Sciences. 2012; 19(1):70-8. https://www.sid.ir/en/journal/ViewPaper.aspx?ID=259905

[30] Jafarnezhadgero A, Madadi-Shad M, Esker FS, Robertson DG. Do different methods for measuring joint moment asymmetry give the same results? Journal of Bodywork and Movement Therapies. 2018; 22(3):741-6. [DOI:10.1016/j.jbmt.2017.10.015] [PMID]

[31] Jafarnezhadgero A, Madadi-Shad M, Alavi-Mehr SM, Granacher U. The long-term use of foot orthoses affects walking kinematics and kinetics of children with flexible flat feet: A randomized controlled trial. PloS One. 2018; 13(10):e0205187. [DOI:10.1371/journal.pone.0205187] [PMID] [PMCID]

[32] Jafarnezhadgero A, Majlesi M, Madadi-Shad M. The effects of low arched feet on lower limb joints moment asymmetry during gait in children: A cross sectional study. The Foot. 2018; 34:63-8. [DOI:10.1016/j.foot.2017.11.005] [PMID]

www.SID.ir

Archive of SID

This Page Intentionally Left Blank

www.SID.ir