Published Online: 2016. January.05 Research Article

Comparison of bilateral abdominal muscles onset times during upper limb flexion in healthy subjects: Investigation of anticipatory postural responses

Maryam Khaleqi-sohi[1], Sedigheh Sadat Naimi[*2,] Khosro Khademi Kalantari[3,]
Alireza Akbarzadeh Baghban[4], Erfan Ghasemi[5]

1. Student Research Office. MSc student in Physical Therapy, Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
2. Assistant Professor, Physiotherapy Research Center, Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
3. Professor, Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
4. Associatant Professor, Department of Basic Sciences, School of Rehabilitation Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran
5. Ph.D candidate, Department of Biostatistics, School of Paramedical Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Received: 2015.May.10 **Revised:2015.September.19** **Accepted: 2015.October.14**

ABSTRACT

Background and Aim: The present study was conducted to compare bilateral abdominal muscles onset times with that of dominant upper limb deltoid muscle associated with anticipatory postural responses in healthy participants.

Materials and Methods: In the current observational study, 20 healthy female individuals (mean age 25.3 yrs and BMI =22.36kg/m^2) were studied. While they were performing rapid arm flexion in standing position with their dominant limb, electromygraphic data of Transverse Abdominus (TrA) and External Oblique (EO) in both sides and the deltoid muscle of dominant limb were recorded. The onset times of these muscles were the main measured parameter during anticipatory postural response. Wilcoxon signed-ranked test was used to compare bilateral abdominal muscles onset times.

Results: Contra lateral TrA and EO were recruited prior to deltoid muscle, but in Ipsilateral side these muscles were activated primarily after deltoid. There were significant differences between abdominal muscles onset time in comparison between the two sides of the trunk (TrA: p=0.001, EO: p=0.005).

Conclusion: Feed-forward activation of the abdominal muscles, prior to perturbation due to rapid arm movements, was observed for one body side in healthy subjects but these muscles in Ipsilateral side were activated in feedback manner. The results of the present study show that abdominal muscles are a part of diagonal synergies related to transferring movement and torque efficiently produced by the moving limb. It seems that reciprocal pattern of TrA muscle activation is a more efficient pattern in comparison with co-contraction pattern previosely introduced.

Key Words: Anticipatory postural response, Onset time, Transverse abdominus muscle, External oblique muscle

Cite this article as: Maryam Khaleqi-sohi, Sedigheh Sadat Naimi, Khosro Khademi Kalantari, Alireza Akbarzadeh baghban, Erfan Ghasem. Comparison of bilateral abdominal muscles onset times during upper limb flexion in healthy subjects: Investigation of anticipatory postural responses. J Rehab Med. 2016; 5(2): 52-60.

* Corresponding Author: Assistant Professor, Physiotherapy research center, Department of Physiotherapy, School of Rehabilitation Sciences, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran.
E-mail address: naimi.se@sbmu.ac.ir

مقایسه زمان شروع فعالیت عضلات شکم در دو سمت تنه هنگام خم کردن اندام زبرین در افراد سالم : مطالعه‌ای درباره‌ی پاسخ‌های وضعیتی تنه

مریم خالقی سهی [۱], صدیقه سادات نعیمی*[۲] , خسرو خادمی کلانتری [۳], علیرضا اکبرزاده باغبان [۴], عرفان قاسمی[۵]

۱. دفتر تحقیقات و فن آوری دانشجویی. دانشجوی کاشناسی ارشد فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی ، تهران ، ایران
۲. استادیار گروه فیزیوتراپی، مرکز تحقیقات فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی ، تهران، ایران
۳. استاد گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی ، تهران ، ایران
۴. دانشیار گروه علوم پایه ، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی ، تهران ، ایران
۵. دانشجوی دکترای تخصصی آمار زیستی ، گروه آمار زیستی ، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی، تهران، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹٤/۰۲/۲۰ پذیرش مقاله ۱۳۹٤/۰۷/۲۲ *

چکیده

مقدمه و اهداف

هدف از این مطالعه بررسی زمان شروع فعالیت عضلات شکم در مقایسه با زمان شروع فعالیت عضله دلتوید اندام بالاتنه غالب هنگام پاسخ‌های وضعیتی پیش بینانه در افراد سالم می باشد.

مواد و روش ها

در این مطالعه‌ی مشاهده‌ای، ۲۰ نفر خانم (با میانگین سنی۲۵/۳سال و= BMI ۲۲/۳۶kg/m²) مورد بررسی قرار گرفتند . هنگام انجام حرکت خم کردن[۱] سریع شانه‌ی اندام غالب در وضعیت ایستاده ، داده های الکترومیوگرافی عضله عرضی شکم و مایل خارجی در هر دو سمت تنه و عضله دلتوییداندام غالب ثبت شد. در این افراد زمان شروع فعالیت عضلات تنه هنگام تنظیمات وضعیتی پیش بینانه بررسی شد .برای مقایسه زمان شروع فعالیت عضلانی میان هر دو سمت تنه از آزمون آماری ناپارامتریک Wilcoxon signed ranked test استفاده شد.

یافته ها

در سمت مقابل اندام در حال حرکت عضله عرضی شکم و عضله مایل خارجیزودتر از عضله دلتوئید وارد عمل شدند اما عضلاتشکم در سمت اندام در حال حرکت به شکل قابل توجهی دیرتر از عضله دلتوئید شروع به فعالیت کردند و بین عضلات دو سمت تنه اختلاف معناداری از جهت زمان شروع فعالیت، دیده شد. (عضله عرضی شکمP=۰/۰۰۱, عضله مایل خارجیP=۰/۰۰۵)

بحث و نتیجه گیری

در افراد شرکت کننده در این مطالعه فعالیت پیش خوراندی[۲] عضلات شکم برای مقابله با اغتشاشات احتمالی ناشی از حرکت سریع اندام بالاتنه غالب تنها در سمت مقابل اندام در حال حرکت مشاهده گردید ولی عضلات شکم در سمت اندام در حال حرکت به شکل پس خوراند[۳] وارد عمل شدند. نتایج حاضر نشان دهنده ی این موضوع می باشد که عضلات شکم نیز جزئی از سینرژی های مورب[۴] هستند که در ارتباط با انتقال مناسب حرکت و گشتاور تولیدی حاصل از حرکت اندام عمل می کنند. به نظر می رسد الگوی بکارگیری متقابل عضله عرضی شکم، الگوی مناسب تری نسبت به الگوی انقباض همزمان این عضله برای ثبات بخشیدن به تنه باشد.

واژگان کلیدی

تنظیمات وضعیتی پیش بینانه، زمان شروع فعالیت، عضله عرضی شکم، عضله مایل خارجی

نویسنده مسئول: دکتر صدیقه سادات نعیمی. استادیار فیزیوتراپی، مرکز تحقیقات فیزیوتراپی، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی ، تهران، ایران

آدرس الکترونیکی: naimi.se@sbmu.ac.ir

[1] Flexion
[2] Feedforward
[3] Feedback
[4] Diagonal synergy

مقدمه و اهداف

کمردرد بیانگر شرایطی رایج، ناتوان کننده و پر هزینه است[۱] . تقریبا ۸۴ درصد از جمعیت جهان در طول زندگی خود کمردرد را تجربه خواهند کرد[۲] . علل پاتوفیزیولوژیک پیدایش کمردرد مزمن مشخص نیست.کمردرد در این بیماران عوارض گوناگونی ایجاد میکند که علاوه بر درد ، کاهش Flex-Relaxation [۳] و کاهش حس عمقی [۴] , تغییر در الگوهای فعالیت عضلانی عضلات تنه هنگام تنظیمات وضعیتی پیش بینانه[۵] و فعالیت های فانکشنال[۶-۸] نیز گزارش شده است. همچنین تغییرات ایجاد شده در سیستم عصبی مرکزی در ارتباط با مزمن و یا راجعه شدن دوره های کمردرد هستند.[۷,۹].

در بدن همراه با حرکات ارادی، تنظیمات وضعیتی اتفاق می افتد[۱۰] . افراد سالم بطور معمول از کنترل پیش بینانه ویژه ای به منظور مقابله با اغتشاشاتی که تعادل تنه را بر هم می زنند استفاده می کنند[۱۱-۱۳] . تنظیمات پیش بینانه‌ی وضعیتی بر اساس تجارب قبلی سیستم عصبی مرکزی ، با چالش‌های قابل پیش بینی با منشا نیروهای خارجی و یا داخلی مقابله می‌کنند[۱۲] .

در مطالعات گوناگون بطور عمده از انجام حرکات سریع اندام زبرین و تحتانی برای ایجاد اغتشاش در تعادل تنه استفاده شده و در هنگام این حرکات الگوی وارد عمل شدن عضلات تنه در مرحله اول تنظیمات وضعیتی پیش بینانه مورد بررسی قرار گرفته است. هنگام انجام یک فعالیت ارادی نظیر خم کردن بازو ، فعالیت عضلات وضعیتی را می‌توان به دو بخش تقسیم کرد :مرحله آمادگی[5]و مرحله جبرانی

در مرحله اول عضلات وضعیتی بیش از ۵۰ میلی ثانیه قبل از عضلات حرکت دهنده اولیه[6]به منظور جبران پیش بینانه‌ی اثرات بی‌ثبات کننده‌ی حرکت وارد عمل می‌شوند. در حالی که درمرحل هدوم عضلات وضعیتی پس از عضلات حرکت دهنده به صورت پس خوراند در راستای تامین ثبات تنه وارد عمل می شوند[۱۴] .

در برخی از منابع عنوان شده است که عضلات وضعیتی موضعی تنه نظیر عضلات عرضی شکم و مولتی فیدوس کمری در افراد سالم صرف نظر از جهت حرکت، به شکل دو طرفه و پیش بینانه وارد عمل شده[۱۵،۱۶] . و این الگوی انقباض همزمان، ثبات ستون فقرات را فراهم میکند. ولی در افراد گرفتار به کمردرد مزمن در مقایسه با افراد سالم عملکرد پیش خوراندی دو طرفه ی عضله عرضی شکم دچار تاخیر می شود[۱۵] در حالی که فعالیت عضلات سطحی‌تر تنه بطور معمول افزایش می‌یابد که البته هنگام فعالیت‌های گوناگون و در افراد گوناگون تفاوت‌هایی وجود دارد[۶،۱۷،۱۸] به منظور برطرف شدن این تأخیر در بکارگیری عضله عرضی شکم در اثر ابتلا به کمردرد مزمن آموزش انقباض ایزوله ، همزمان و دوطرفه این عضله به شکل تمرین Abdominal Hollowing پیشنهاد شده است[۱۹،۲۰] . البته در شواهد موجود مرتبط با تغییرات درکنترل حرکتی عضلات عمقی شکم در مقایسه با عضلات سطحی نیز هنگام تنظیمات وضعیتی وضعیتی تناقضاتی موجود است. نتایج مطالعات پیشین" فرضیه انقباض همزمان دوطرفه در عضله عرضی شکم به منظور تامین ثبات ستون فقرات" را نقض کردند[۲۱-۲۳] . یک مطالعه با ابزار بررسی سونوگرافی داپلر در سال ۲۰۱۰ [۲۴] وارد عمل شدن پیش خوراندی عضلات شکم در سمت مقابل اندام در حرکت گزارش کرد که البته به واسطه ابزار سونوگرافی و قرار دادن پروب در محلی که مرز فاشیال عضلات شکم با هم موازی هستند ، امکان تمایز میان زمان شروع فعالیت ۳ عضله شکم وجود نداشت.به نظر می رسد که علل گوناگونی برایاین تناقضات وجود دارد که میتوان به بررسی نکردن الگوی وارد عمل شدن عضلات به شکل دوطرفه در افراد سالم و مقایسه آن با افراد گرفتار به کمردرد و بیان تفاوت ها اشاره کرد. بنابراین ،هدف از این مطالعه مقایسه زمان شروع فعالیت عضلات شکم در دو سمت تنه برای تنظیمات وضعیتی پیش بینانه هنگام خم کردن اندام زبرین در افراد سالم است.

مواد و روش ها

الف) گروه مورد مطالعه

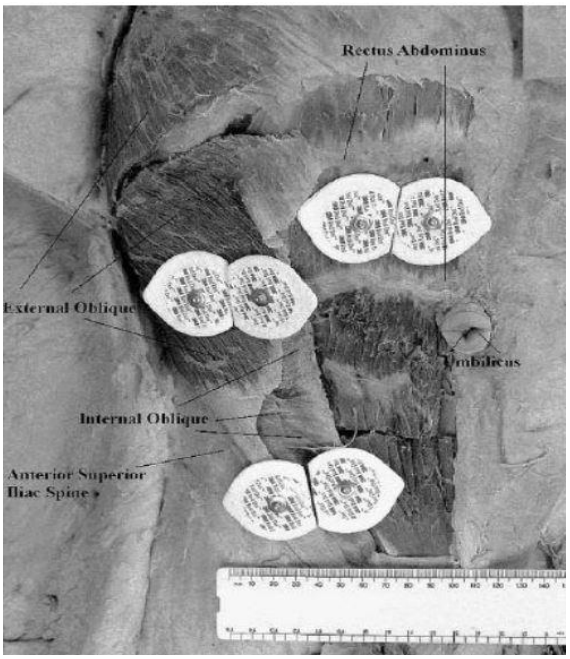
در این مطالعه مشاهده ای[7] ۲۰ خانم سالم شرکت کردند. نمونه گیری به شکل غیر تصادفی ساده ی در دسترس و با توجه به معیار ورود و خروج مطالعه انجام شد.

[5]Preparatory
[6]Prime mover
[7]Observational

همه ی افراد در بازه ی سنی ۲۰ تا ۳۵ سال قرار داشتند. معیار ورود برای افراد ، نداشتن هیچ گونه سابقه درد در کمر و ستون فقرات و نداشتن پیشینه گرفتاری به بیماری های التهابی سیستمیک بود. به افراد اعلام شد که در صورت تمایل برای خروج از طرح در هر مرحله ، این امکان برای آنها وجود دارد. برای انجام این تحقیق مجوز اخلاق پزشکی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی اخذ شد.

فعالیت عضلانی به وسیله الکترودهای سطحی با فاصله مرکز به مرکز ۲۷ میلی متر و به وسیله ی ۳ کانال جداگانه که به دستگاه Megawin ME6000 اتصال دارند ، ثبت شد. در این دستگاه میزان حساسیت ۱µvو نویز Max 1.6 µv RMS in the measuring band gain=۱۰، نرخ نمونه گیری ۱۰۰۰ Hz وپهنای باند فیلترینگ(3 dB points) ۸ – ۵۰۰Hz بود.

فعالیت عضلانی عضله عرضی شکم و عضله مایل خارجی به شکل دو طرفه و عضله دلتویید قدامی دست غالب ثبت شد.پوست افراد قبل از الکترود گذاری به وسیله ی Shaving و سمباده خیلی نرم و الکل ایزوپروپیل بطور کامل تمیز گردید. از چسب های کاغذی برای ثابت کردن Preamplifier هریک از کانال ها استفاده شد. با توجه به مطالعات پیشین[۲۵-۲۶] . برای ثبت فعالیت عضله عرضی شکم، الکترودها در ۲ سانتی متر پایینتر و داخل تر از ASIS قرار گرفتند. به دلیل اینکه فعالیت الکترومیوگرافیک ثبت شده از دو عضله عرضی شکم و فیبرهای تحتانی عضله مایل داخلی در نقطه ذکر شده قابل جدا کردن نیست، در این مطالعه ، فعالیت ثبت شده در این نقطه تحت عنوان فعالیت یک عضله به شکل عرضی شکم گزارش گردید. برای ثبت فعالیت عضله مایل خارجی، الکترودها ۱۵-۱۲ سانتی متر خارج تر از ناف قرار داده شد. (تصویر ۱) اعتبار و پایایی فعالیت عضلانی حاصل از ثبت سطحی عضلات شکم در این نقاط مورد آزمون واقع شده است[۲۵] . برای عضله عرضی شکم در حالت خم کردن یکی از اندام‌های بالاتنه مقدار پایایی ۰/۹ پس از دو هفته و مشخص بودن فعالیت این عضله نسبت به عضلات سطحی تنه مانند رکتوس ابدومینوس گزارش گردید. برای ثبت فعالیت عضله دلتویید قدامی، طبق نظر SENIAM ، در حالی که فرد نشسته و دست ها به شکل عمود به زمین در کنار بدن آویزان قرار داشتند، الکترودها در راستای فیبرهای عضلانی به اندازه ی پهنای یک انگشت دیستال تر و قدام آکرومیون چسبانده شد.



تصویر ۱: نمای شماتیک الکترود گذاری برای عضلات شکم برگرفته از مقاله Marshall [۲۵]

پ) پروتکل

افراد در یک وضعیت ریلکس در حالی که پاها را به اندازه ی عرض شانه ها از هم فاصله داده اند و وزن را به شکل یکسان در بین اندام های پایین تنه تقسیم کرده اند ایستادند. به حفظ وضعیت یا راستای خاصی از ستون فقرات کمری و لگنی تاکید نشد. به دلیل تفاوت های ارائه شده در شروع فعالیت عضلانی عضلات تنه ، در میان حرکات آهسته و تند اندام ها[۲۷] ، از افراد خواسته شد که اندام بالاتنه غالب خود را با بیشترین

سرعت ممکن و تا زاویه ی کمترین ۶۰ درجه خم کردن شانه حرکت دهند. قبل از اجرای تست ، ۲ تا ۵ حرکت آزمایشی به منظور آشنایی فرد با سمت و سرعت حرکت انجام شد. در هنگام انجام ۳ حرکت اصلیبه افراد گفته شد که اندام زبرین خود را در پاسخ به محرک شنوایی (شنیدن کلمه برو) به سرعت حرکت دهند. افرادحداقل ۲۰ ثانیه در شروع تست به منظور به حداقل رسانیدن فعالیت استراحت عضلات در وضعیت بطور کامل آرام قرار گرفتند. سپس ۳ تکرار از حرکت خم کردن سریع شانهرا در حالی که به اندازه ی ۲ درصد وزن بدن ، وزنه به دور ساعد فرد بسته شددر پاسخ به محرک شنوایی انجام دادند. برای انجام هر تکرار به فرد گفته شد که منتظر دستور کلامی فرد آزمونگر باقی بماند و زمان میان کوشش های متوالی به شکل تصادفی بین۵ تا ۲۰ ثانیه در افراد گوناگون انتخاب گردید. در صورتی که فرد تلاشی در راستای خندیدن، سرفه کردن و یا صحبت کردن انجام میداد، کوشش بعدی تا اتمام این فعالیت به تعویق افتاد. (تصویر ۲)

تصویر ۲ . وضعیت افراد در هنگام انجام تست [8]

ت) چگونگی جمع آوری و محاسبه ی نتایج

با توجه به وجود بافت چربی زیر جلدی در ناحیه شکم برای بهبود دقت در پیدا کردن زمان شروع فعالیت عضلات تنه ، نسبت سیگنال به نویز[9] در داده ها توسط الگوریتم[10] TEKO افزایش پیدا کرد[۲۸] . سپس با استفاده از نرم افزار Excel ، زمان شروع فعالیت عضلانی، نقطه ای در نظر گرفته شد که شدت سیگنال الکترومیوگرافی ۲۵ نقطه پس از آن به اندازه ۲ انحراف معیار بیشتر از میانگین سطح فعالیت پایه عضله شود. پس از آن به روش مشاهده گراف حاصل از فعالیت عضله مورد نظر ، صحت زمان شروع تعیین شده دوباره تأیید شد و در صورت نیاز ، زمان شروع فعالیت عضلانی اصلاح گردید. زمان آغاز فعالیت هر یک از عضلات شکم با زمان آغاز فعالیت عضله دلتوئید قدامی سنجیده شد و در صورتی که عضله مورد نظر زودتر از عضله دلتوئیدوارد عملشده بود، مقدار تفاوت میان زمان آغاز فعالیت عضله و عضله دلتوئید با نشان منفی گزارش و در صورتی که زمان شروع فعالیت پس از عضله دلتوئید بود، مقدار تفاوت با علامت مثبت گزارش گردید. میانگینی از اعداد بدست آمده

[8] به دلیل رعایت شئونات اسلامی , باوجود اینکه همه نمونه ها خانم بودند , از یک آقا برای تهیه تصویر استفاده شده است.
[9] SNR
[10] Teager–Kaiser Operator

طی ۳ حرکت فرد در هر ۴ عضله تنه محاسبه شد و از این میانگین در هر فرد برای محاسبه نتایج استفاده شد. برای تجزیه و تحلیل نهایی داده ها و بررسی نتایج از نرم افزار SPSS 16 استفاده شد. به دلیل اینکه همه افراد شرکت کننده در مطالعه از اندام بالاتنه غالب خود برای اجرای فعالیت استفاده کردند ، عضلات شکم به شکل عضلات همان سمت و سمت مقابل نسبت به اندام در حال حرکت دسته بندی شدند.

یافته ها

مشخصات دموگرافیک نمونه‌های تحقیق شامل قد ، وزن ، سن و BMI در جدول ۱ ذکر شده است.

جدول ۱: مشخصات نمونه های تحقیق (انحراف معیار±میانگین) (n=۲۰)

	قد (cm)	سن (سال)	وزن (kg)	BMI (kg/m^2)
افرادشرکت کننده در مطالعه	۶۰± ۸/۳۵/۱۶۴	۲۵/۳± ۳/۵۵	۶۰/۷۵±۱۰/۴	۲۲/۳۶±۳/۰۴

برای بررسی توزیع طبیعی داده ها از آزمون کولموگروف–اسمیرنف استفاده شد. داده های الکترومیوگرافی مربوط به عضلات عرضی شکم و مایل خارجی در سمت اندام در حال حرکت از لحاظ توزیع آماری نرمطبیعی ال بودند ولی در سمت مقابل داده ها توزیع طبیعی نداشتند برای مقایسه زمان شروع فعالیت عضلانی میان هر دو سمت تنه از آزمون آماری ناپارامتریک Wilcoxon signed ranked test استفاده شد. تجزیه و تحلیل داده ها نشان می‌دهد که در سمت مقابل اندام در حال حرکت ، عضله عرضی شکم و عضله مایل خارجی زودتر از عضله دلتوئید وارد عمل شدند اما عضلات شکم درهمان سمت به شکل قابل توجهی دیرتر از عضله دلتوئید شروع به فعالیت کردند و بین عضلات دو سمت تنه اختلاف معناداری از جهت زمان شروع فعالیت وجود دارد. (جدول ۲)

جدول۲: میانگین زمان وارد عمل شدن عضلات شکم در مقایسه با عضلات دلتوئیددر حرکت سریع اندام بالاتنه غالب (بر حسب میلی ثانیه)

عضلات	زمان شروع فعالیت	عضلات	زمان شروع حرکت
عضله عرضی شکم/مایل داخلی همان سمت	**۱۰۳/۸۶ ±۴۹/۲۹**	**عضله مایل خارجی همان سمت**	**۸۴/۵۲ ±۶۰/۰۱**
عضله عرضی شکم/مایل داخلی سمت مقابل	**-۱۴/۲۹ ±۶۱/۷۸**	**عضله مایل خارجی سمت مقابل**	**۴/۱۲ ±۵۵/۱۷**
Pvalue=۰/۰۰۱		Pvalue = ۰/۰۰۵	

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه که به مقایسه زمان شروع فعالیت عضلات شکم در دو سمت تنه هنگام تنظیمات وضعیتی پیش بینانه در افراد سالم پرداخت، نشان داد که تفاوت معناداری در زمان شروع فعالیت عضلات شکم در مقایسه میان دو سمت تنه هنگام اجرای حرکت خم کردن شانه در اندام غالب وجود دارد به گونه ای که عضلات عرضی شکم و مایل خارجی تنها در سمت مقابل اندام در حال حرکت به شکل پیش خوراند وارد عمل شدند.در مطالعه حاضر به منظور تعیین پیش خوراندی یا پس خوراندی فعالیت عضلات ، در صورتی کهعضله قبل از شروع فعالیت عضله دلتوئید و یا تا ۵۰ میلی ثانیه بعد از آن وارد عمل شد، به عنوان فعالیت پیش خوراندی در نظر گرفته شد. زیرا این مدت زمان حتی برای یک پاسخ عضلانی برآمده از سریع ترین واکنش مونو سیناپتیک کافی نیست[۱۱] . اما اگر عضله پس از ۵۰ میلی ثانیه از شروع فعالیت دلتوئید وارد عمل گردید فعالیت مورد نظر ، پس خوراندی در نظر گرفته شد.

نتایج این تحقیق در مورد نحوه فعالیت عضله عرضی شکم با نتایج Morris و همکاران[۲۲-۲۱] ، Andersson و همکاران[۲۹] همسو می‌باشد. در دو مطالعه‌ی Morris و همکاران که الگوی فعالیت عضله عرضی شکم در ۶ نفر مورد بررسی قرار گرفت ، دستگاه EMG سوزنی برای ثبت فعالیت الکتریکی عضلات استفاده شدو با وجود تغییر پذیری[۱۱]در پاسخ عضلانی افراد گوناگون ، عنوان شد که به شکل کلی عضله عرضی شکم

[11]Variability

نیز بخشی از الگوی حرکتی هنگام انجام حرکات اندام ها است و وظیفه اصلی آن به عنوان بخشی از الگو، مقابله با گشتاور تولیدی حاصل از حرکت اندام ، جلوگیری از دست رفتن تعادل فرد و احتمالا کنترل فلکسون تنه از راه تولید بخشی از گشتاور اکستانسوری پیش خوراندی[۳۰] می باشد.

به کارگیری غیر قرینه ی عضله عرضی شکم هنگام تنظیمات وضعیتی پیش بینانه و مطرح شدن این فرضیه که عضله عرضی شکم همانند سایر عضلات وضعیتی، جزیی از الگوی حرکتی کلی هنگام حرکت اندام‌ها می‌باشد با فرضیه ی حاصل از نتایج مطالعات Hodges و همکاران [۳۱،۲۷،۱۵،۵] که مطرح کردند در افراد سالم، عضله عرضی شکم به شکل قرینه در هر دو سمت بدن و به صورت پیش بینانه وارد عمل می‌شود، متقابل است. دلیل اختلاف در طرح فرضیه بالا، بررسی و ثبت فعالیت پیش بینانه‌ی عضله عرضی شکم به شکل یک طرفه (تنها در سمت مقابل اندام در حال حرکت) در مطالعات Hodges و همکاران می‌باشد. البته به نظر می‌رسد که عملکرد متقابل عضلات تنه در مقایسه با انقباض هم زمان آنها ، استراتژی مناسب تری برای ثبات بخشیدن به ستون فقرات هنگام حرکت اندام ها باشد. در تحقیق حاضر برای مشخص کردن بیشتر اثرات بی ثبات کننده‌ی حرکت اندام زبرین و بررسی الگوی فعالیت عضلات تنه از وزنه ای به اندازه‌ی ۲ درصد وزن بدن افراد هنگام حرکت استفاده شد که احتمال دارد به تولید یک گشتاور چرخشی در تنه انجامید و هدف ازفعالیت پیش خوراندی عضله عرضی شکم در سمت مقابل اندام در حال حرکت ، مقابله با اغتشاش احتمالی در تعادل فرد می‌باشد.

در ارتباط با عضله مایل خارجی، نتایج این تحقیق همسو با مطالعه selfies و همکاران[۲۶] می‌باشد ولی با نتایج مطالعات Hodges و همکاران، Morris و همکاران در تناقض است. شاید دلیل این تفاوت در به کارگیری عضلات ، استفاده از وزنه در این مطالعه به منظور مشخص کردن پاسخ عضلات باشد. زیرا که استفاده از وزنه احتمال دارد باعث افزایش گشتاور تولیدی شده و عضلات سمت مقابل تنه برای حفظ راستای ستون فقرات و به حداقل رسانیدن جابجایی COM[۱۲] وارد عمل شده باشند. احتمالا هدف از فعالیت پیش خوراندی عضله مایل خارجی در سمت مقابل اندام در حرکت تولید حرکاتی در سمت چرخش و خم شدن تنه به سمت اندام در حال حرکت است که از طریق حفظ راستای ستون فقرات، مقابله با گشتاور فلکسوری حاصل از حرکت اندام و به حداقل رسانیدن جابجایی COM با اثرات بی‌ثبات کننده ناشی از حرکت مقابله کنند. علاوه بر این نتیجه مطالعه فعلی تایید کننده فرضیه مطرح شده در مطالعه Anderson و همکاران[۲۹] می باشد که عنوان کردند در هنگام چرخش تنه به یک سمت ، عضله مایل خارجی سمت مقابل به عنوان آگونیست حرکت عمل می کند.البته برای تأیید این ارتباط و دلایل احتمالی ارائه شده ، مقایسه انجام این حرکت در دو حالت با وزنه و بدون وزنه و بررسی کینماتیک هنگام انجام حرکت لازم است.

با توجه به نتایج حاصل از تحقیق می توان پیشنهاد کرد که در آینده مطالعه ای طراحی گردد که الگوی فعالیت عضلات شکم را به شکل دو طرفه میان افراد سالم و گرفتار به کمردرد مزمن مورد بررسی قرار دهد و تفاوت های احتمالی در بکارگیری عضلات شکم بر اثر سابقه ای از درد مزمن را بیان کند. زیرا نتایج حاضر نشان دهنده ی این موضوع هستند که عضلات شکم نیز جزئی از سینرژی های مورب [۱۳]هستند[۳۰] که در ارتباط با انتقال مناسب حرکت و گشتاور تولیدی حاصل از حرکت اندام عمل می کنند و به نظر می رسد که این الگوی بکارگیری متقابل الگوی مناسب تری نسبت به الگوی انقباض همزمان عضلات برای ثبات بخشیدن به تنه باشد. علاوه بر این با توجه به نتایج مطالعه حاضر مطرح می شود که شاید تمرین Abdominal Hollowing که در درمان بیماران کمردرد تجویز می گردد ، برای همه مناسب نباشد. به دلیل اینکه در آن بر انقباض همزمان عضله عرضی شکم در دو سمت تنه تأکید می شود و این انقباض همزمان می تواند موجب شکل گیری الگویی غیرعملکردی گردد.

سپاسگزاری و قدردانی

این مقاله برگرفته از پایان نامه کارشناسی ارشد رشته فیزیوتراپی به نگارش مریم خالقی سهی و به راهنمایی دکتر صدیقه سادات نعیمی و دکتر خسرو خادمی کلانتری میباشد بدین وسیله ازخانم سیما ضرغامی و همه ی کسانی که ما را در انجام این تحقیق یاری رساندند، سپاسگزاری و قدردانی مینماییم.

[12] Center of mass
[13] Diagonal

منابع

1. Andersson GB. Epidemiological features of chronic low-back pain. The lancet. 1999;354(9178):581-5.
2. Balagué F, Mannion AF, Pellisé F, Cedraschi C. Non-specific low back pain. The Lancet. 2012;379(9814):482-91.
3. Shirado O, Ito T, Kaneda K, Strax TE .FLEXION-RELAXATION PHENOMENON IN THE BACK MUSCLES: A Comparative Study Between Healthy Subjects and Patients with Chronic Low Back Pain. American journal of physical medicine & rehabilitation. 1995;74(2):139-44.
4. .Langevin HM, Sherman KJ. Pathophysiological model for chronic low back pain integrating connective tissue and nervous system mechanisms. Medical hypotheses. 2007;68(1):74-80.
5. .Hodges PW, Richardson CA. Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. Journal of Spinal Disorders & Techniques. 1998;11(1):46-56.
6. van Dieën JH, Selen LP, Cholewicki J. Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2003,;13(4): 333–51.
7. Jacobs JV, Henry SM, Jones SL, Hitt JR, Bunn JY. A history of low back pain associates with altered electromyographic activation patterns in response to perturbations of standing balance. Journal of neurophysiology. 2011;106(5):2506-14.
8. Ferreira PH, Ferreira ML, Hodges PW. Changes in recruitment of the abdominal muscles in people with low back pain: ultrasound measurement of muscle activity. Spine. 2004;29(22):2560-6.
9. Vlaeyen JW, Kole-Snijders AM, Boeren RG, Van Eek H. Fear of movement/(re) injury in chronic low back pain and its relation to behavioral performance. Pain. 1995;62(3):363-72.
10. Ruget H, Blouin J, Teasdale N, Mouchnino L. Can prepared anticipatory postural adjustments be updated by proprioception? Neuroscience. 2008, 155 (3), 640-648.
11. Aruin AS, Latash ML. Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. Experimental Brain Research. 1995;103(2):323-32.
12. Zattara M, Bouisset S. Posturo-kinetic organisation during the early phase of voluntary upper limb movement. 1. Normal subjects. Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry. 1988;51(7):956-65.
13. Van der Fits I, Klip A, Van Eykern L, Hadders-Algra M. Postural adjustments accompanying fast pointing movements in standing, sitting and lying adults. Experimental Brain Research. 1998;120(2):202-16.
14. Belen'kii V, Gurfinkel V, Pal'tsev E. On The Control Elements Of Voluntary Movements. Biofizika. 1967.
15. Hodges PW. Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. Experimental brain research. 2001;141(2):261-6.
16. MacDonald D, Moseley GL, Hodges PW. Why do some patients keep hurting their back? Evidence of ongoing back muscle dysfunction during remission from recurrent back pain. Pain. 2009;142(3):183-8.
17. Radebold A, Cholewicki J, Polzhofer GK, Greene HS. Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. Spine. 2001;26(7):724-30.
18. Hodges PW, Moseley GL. Pain and motor control of the lumbopelvic region: effect and possible mechanisms. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2003;13(4):361-70.
19. Hall L, Tsao H, MacDonald D, Coppieters M, Hodges PW. Immediate effects of co-contraction training on motor control of the trunk muscles in people with recurrent low back pain. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2009;19(5):763-73.
20. Tsao H, Hodges PW. Persistence of improvements in postural strategies following motor control training in people with recurrent low back pain. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2008;18(4):559-67.
21. Gubler D, Mannion AF, Schenk P, Gorelick M, Helbling D, Gerber H, et al. Ultrasound tissue Doppler imaging reveals no delay in abdominal muscle feed-forward activity during rapid arm movements in patients with chronic low back pain. Spine. 2010;35(16):1506-13.
22. Marshall P, Murphy B. The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. Journal of Electromyography and Kinesiology. 2003;13(5):477-89.
23. Silfies SP, Mehta R, Smith SS, Karduna AR. Differences in feedforward trunk muscle activity in subgroups of patients with mechanical low back pain. Archives of physical medicine and rehabilitation. 2009;90(7):1159-69.

24. 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.
25. Solnik S, DeVita P, Rider P, Long B, Hortobágyi T. Teager–Kaiser Operator improves the accuracy of EMG onset detection independent of signal-to-noise ratio. Acta of bioengineering and biomechanics/Wroclaw University of Technology. 2008;10(2):65.
26. .Morris S, Lay B, Allison G. Transversus abdominis is part of a global not local muscle synergy during arm movement. Human movement science. 2013;32(5):1176-85.
27. Morris SL, Lay B, Allison GT. Corset hypothesisrebutted—Transversus abdominis does not co-contract in unison prior to rapid arm movements. Clinical Biomechanics. 2012;27(3):249-54.
28. Andersson EA, Grundström H, Thorstensson A. Diverging intramuscular activity patterns in back and abdominal musclesduring trunk rotation. Spine. 2002;27(6):E152-E60.
29. Hodges P, Cresswell A, Thorstensson A. Preparatory trunk motion accompanies rapid upper limb movement. Experimental Brain Research. 1999;124(1):69-79.
30. Hodges PW, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: a motor control evaluation of transversus abdominis. Spine. 1996;21(22):2640-50.