Archive of SID

Comparison of the Electromyographic Activity of Trunk and Hip Muscles during Standing in Females with and without Swayback Posture

Zahra Darzi Sheikh[1], Foad Seidi *[2], Reza Rajabi[3], Hooman Minoonejad[2]

1. PhD. Candidate in Corrective Exercises, Department of Health and Sports Medicine, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran.
2. Associate Professor, Department of Health and Sports Medicine, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran.
3. Full Professor, Department of Health and Sports Medicine, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran.

Received: 2018.May.19 **Revised: 2018.June.13** **Accepted: 2018.September.10**

ABSTRACT

Background and Aims: Swayback posture is one of the spinal abnormalities and one of the important causes for the pathology of the Lumbo-Pelvic region. However, due to inadequate information about the method of evaluation among researchers, and also lack of agreement about the muscular changes, less attention has been paid to muscle activity in this posture. Therefore, the purpose of the current study was to compare the electromyographic activity of trunk and hip muscles during standing in females with and without swayback posture.

Materials and Methods: For this purpose, 30 inactive females selected using purposive sampling method were assigned into two groups of swayback posture and control. Pelvic tilt and sway angles were obtained with camera and electromyography signals from the thoracic and lumbar erector spine, lumbar multifidus, gluteus maximus, medial hamstring, rectus abdominis, external oblique abdominal, and rectus femoris muscles during standing posture.

Results: The results of independent t-test demonstrated significant differences between swayback posture and control groups in the pelvic tilt ($p = 0/001$) and sway angles ($p = 0/001$). Also, no significant differences were shown between the two groups in the electromyographic activity of erector spine, lumbar multifidus, rectus abdominal, external oblique, and hip extensor muscles during standing ($p > 0/05$). Moreover, there was a significant difference between the two groups in the amounts of activity of the rectus femoris muscle ($p =0/012$) and internal oblique ($p =0/018$).

Conclusion: The findings of the present study demonstrated that there are similar muscle contractions in the trunk and hip muscles between two groups of sway back posture and control, which contrary to the previous studies, the perception of passive swayback posture has been somewhat violated. Hence, this can provide a better understanding of the sway back posture for trainers and athletes in assessment and rehabilitation.

Keywords: Electromyographic Activity; Trunk and Hip Muscles; Sway Back Posture; Pelvic Tilt

Cite this article as: Zahra Darzi Sheikh, Foad Seidi*, Reza Rajabi, Hooman Minoonejad. Comparison of the electromyographic activity of trunk and hip muscles during standing in females with and without Swayback posture. J Rehab Med. 2019; 8(2): 119-128.

Corresponding Author: Foad Seidi. Associate Professor, Department of Health and Sports Medicine, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Tehran, Tehran, Iran.
Email: foadseidi@ut.ac.ir

DOI : 10.22037/jrm.2018.111394.1960

www.SID.ir

Archive of SID

مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات تنه و ران طی ایستادن طبیعی در زنان با و بدون ناهنجاری پشت تاب‌دار

زهرا درزی شیخ[1]، فواد صیدی[2]*، رضا رجبی[3]، هومن مینونژاد[2]

۱. دانشجوی دکتری حرکات اصلاحی، گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تهران، تهران، ایران
۲. دانشیار، گروه گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تهران، تهران، ایران
۳. استاد، گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تهران، تهران، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۷/۰۷/۰۸ بازنگری مقاله ۱۳۹۷/۰۸/۱۵ پذیرش مقاله ۱۳۹۷/۰۹/۰۵ *

چکیده

مقدمه و اهداف

پشت تاب‌دار یکی از ناهنجاری‌های ستون فقرات و از علل مهم تأثیرگذار بر پاتولوژی ناحیه کمری-لگنی می‌باشد. با این‌حال، به دلیل ناکافی بودن اطلاعات موجود در ارتباط با شیوه ارزیابی، همچنین نبود اتفاق نظر بین محققان در مورد تغییرات عضلانی حاصله از آن، به فعالیت عضلات مربوطه کمتر توجه شده است. از این رو، تحقیق حاضر با هدف مقایسه فعالیت الکترومایوگرافی عضلات تنه و ران طی حرکت ایستادن بین زنان مبتلا به ناهنجاری پشت تاب‌دار و کنترل انجام گرفت.

مواد و روش‌ها

در تحقیق حاضر ۳۰ نفر از زنان غیرفعال به صورت هدفمند در دو گروه پشت تاب‌دار و کنترل در این تحقیق شرکت کردند. زوایای نوسان و تیلت لگن با استفاده از دوربین، میزان فعالیت عضلات ارکتور اسپاین (پشتی، کمری)، مولتی‌فیدوس کمری، گلتوس ماکسیموس، مدیال همسترینگ، رکتوس ابدومینوس، اکسترنال ابلیک، اینترنال ابلیک و رکتوس فموریس طی وضعیت ایستادن افراد با استفاده از دستگاه الکترومایوگرافی ثبت شده است.

یافته‌ها

نتایج t مستقل تفاوت معنادار در میزان زوایای نوسان ($p=۰/۰۰۱$) و تیلت لگن ($p=۰/۰۰۱$) بین گروه پشت تاب‌دار و کنترل نشان داد. همچنین میزان فعالیت عضلات ارکتور اسپاین، مولتی‌فیدوس کمری، رکتوس ابدومینوس و اکسترنال ابلیک، اکستنسور ران بین دو گروه طی وضعیت ایستادن تفاوت معناداری نشان نداد ($p>۰/۰۵$) و در میزان فعالیت عضله رکتوس فموریس ($p=۰/۰۱۲$) و اینترنال ابلیک ($p=۰/۰۱۸$) بین دو گروه تفاوت معنادار وجود داشت.

نتیجه‌گیری

یافته‌های تحقیق حاضر نشان داد به طور کلی انقباضات عضلانی مشابهی در تنه و ران بین دو گروه زنان پشت تاب‌دار و کنترل وجود دارد که برخلاف تحقیقات گذشته، تصور موجود در مورد وضعیت غیرفعال پشت تاب‌دار را تا حدودی نقض کرده است. از این رو، این موضوع می‌تواند درک بهتری از پوسچر پشت تاب‌دار برای مربیان و ورزشکاران در ارزیابی و توانبخشی فراهم آورد.

واژه‌های کلیدی

فعالیت الکترومایوگرافی؛ عضلات تنه و ران؛ پوسچر پشت تاب‌دار؛ تیلت لگن

نویسنده مسئول: فواد صیدی، دانشیار گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تهران، تهران، ایران
آدرس الکترونیکی: foadseidi@ut.ac.ir

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه و اهداف

پوسچر پشت تابدار[1] یکی از ناهنجاری‌های ستون فقرات در سنین ۱۸ تا ۲۵ سال با شیوع بین ۱۰ تا ۶۲/۵ درصد در افراد غیرورزشکار است[۱-۳]، به طوری که یکی از علل کمردرد[2] و درد قدامی ران[3] گزارش شده است.[۴، ۵] ناهنجاری پشت تابدار به وضعیت بدنی افراد تنبل نیز معروف است و در افراد نوجوان و بلندقدتر، مخصوصاً دختران نوجوان، شیوع بیشتری دارد.[۶، ۷] به‌رغم گزارش‌های موجود دربارهٔ شیوع این ناهنجاری[۳، ۸، ۹]، مطالعات اندکی در زمینه شناسایی ناهنجاری پشت تابدار وجود دارد که آن‌ها هم اغلب در رویکردی سنتی، به ارائه گزارش‌هایی از شیوع ناهنجاری در جوامع مختلف و تعیین میزان تغییر زوایای بخش‌های مختلف مربوط به ناهنجاری اکتفا کرده‌اند، در نتیجه اطلاعات دقیقی درباره میزان فعالیت عضلات درگیر در پوسچر پشت تابدار وجود ندارد.

بر اساس سندروم‌های عدم تعادل عضلانی[4] Janda، سندروم پشت تابدار در گروه Lower Crossed Syndrome (LCS)-B قرار می‌گیرد. وی دو زیرگروه نوع A و B را برای LCS شناسایی کرده است. در افراد با سندروم متقاطع نوع A، وضعیت بدنی ایستای آن‌ها با چرخش قدامی لگن و فلکشن جزئی در ران و زانو مشخص می‌شود. این افراد لوردوز افزایش‌یافته مهره‌های کمری را با کایفوز افزایش‌یافته بخش فوقانی‌کمری و پشتی جبران می‌کنند. در حالی که در نوع B لوردوز کمری کاهش یافته و کایفوز افزایش‌یافته جبرانی در ناحیه پشتی و وضعیت سربه‌جلو ایجاد شده است. در این وضعیت، مرکز ثقل به عقب می‌رود، شانه‌ها پشت محور بدن قرار می‌گیرد و زانوها بیش از حد باز می‌شوند.[۱۰] به عقیدهٔ Janda، بسیاری از اختلالات حرکتی یا ناشی از ساختار عضلانی لگن و ران است یا در این ناحیه اثر می‌گذارد.[۱۱] به خاطر این ارتباط، ناحیهٔ لگن اغلب اولین علائم اختلال را که در جایی دیگر از زنجیره حسی-حرکتی اتفاق افتاده نشان می‌دهد.[۱۰]

در ناهنجاری پشت تابدار، زنجیره پوسچرال ستون فقرات به طور کامل تحت تأثیر قرار می‌گیرد، به طوری که لگن خاصره همراه با تیلت خلفی به سمت جلو جابه‌جا می‌شود، انحنای کمری کاهش می‌یابد، یک کایفوز افزایش‌یافته طویل تمام ستون فقرات پشتی را درگیر می‌کند و سر نسبت به وضعیت طبیعی جلوتر قرار می‌گیرد.[۱۲] در افراد مبتلا، بدن و خصوصاً ستون فقرات توسط عضلات به خوبی حمایت نمی‌شوند و معمولاً فرد تسلیم نیروی جاذبه است و تنها ساختارهای پسیو هستند که ثبات را در انتهای دامنه حرکتی هر مفصل فراهم می‌کنند.[۴، ۱۳] همچنین از دیگر مشکلات ناشی از این ناهنجاری ضعف عضلات خم‌کننده ران، کوتاهی عضلات همسترنیگ، تمایل به روی یک پا ایستادن و انحراف سر به جلو گزارش شده است.[۱۲]

به‌رغم شیوع بالای این ناهنجاری و آسیب‌های احتمالی منتج از آن[۵]، هنوز تعریف دقیق و مشخصی از پوسچر پشت تابدار و تغییرات راستای اسکلتی در آن وجود ندارد، به طوری که Kisner میزان تیلت لگن در ناهنجاری پشت تابدار را متغیر می‌داند[۱۴]، Kendall جابه‌جایی قدامی مفصل لگن و مفصل ران در اطراف مرکز خط گرانش، صاف شدن قوس کمری، و هایپراکستنشن در مفاصل ران و زانو را از مشخصات افراد دارای پوسچر پشت تابدار دانسته[۱۲]، و Magee افزایش شیب لگنی و نزدیک شدن آن به چهل درجهٔ افزایش کایفوز و قوس کمری، تیلت قدامی لگن، و اکستنشن مفصل ران را در تعریف این پوسچر بیان کرده است.[۱۵]

در این میان، مطالعات اندکی به بررسی فعالیت الکترومایوگرافی عضلات تنه در ناهنجاری پشت تابدار پرداخته‌اند. از جمله بررسی O'Sullivan نشان می‌دهد که در وضعیت ایستادن به‌صورت پشت تابدار و نشستن در حالت شل، در فعالیت الکترومایوگرافی در عضلات اینترنال ابلیک[5]، مولتی‌فیدوس کمری[6] و ارکتور اسپاین[7] پشتی کاهش معناداری نسبت به ایستادن به صورت قائم وجود دارد، اما در عضله رکتوس ابدومینوس[8]، طی ایستادن به صورت پشت تابدار، نسبت به ایستادن به صورت قائم، فعالیت الکترومایوگرافی به‌طور معناداری افزایش می‌یابد.[۴] بنا بر تحقیق Pezolato، افراد دارای وضعیت بدنی پشت تابدار چربی انباشته‌شده بیشتری در عضلات مولتی‌فیدوس و ارکتور اسپاین کمری دارند.[۲] همچنین Reeve بیان داشت که در حالت ایستادن به صورت قائم و نشستن به صورت صحیح، عضله عرضی شکمی ضخامت بیشتری دارد، در حالی که در دو حالت نشستن به صورت شل و ایستادن به صورت پشت تابدار ضخامت این فضله کمتر است.[۱۶] در همین اندک مطالعات موجود که به بررسی میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات درگیر در ناهنجاری پشت تابدار پرداخته‌اند، آزمودنی‌ها افرادی سالم و فاقد هر گونه ناهنجاری بوده‌اند که از آن‌ها خواسته شده وضعیت پشت تابدار را شبیه‌سازی کنند و گزارش فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب در این حالت آزمودنی، ثبت شده است؛ بنابراین در تعمیم نتایج این مطالعات به افراد مبتلا به ناهنجاری پشت تابدار تردید وجود دارد. در این میان، قصابی نیز مطالعه‌ای در خصوص میزان فعالیت

[1] Sway Back Posture
[2] Low Back Pain
[3] Anterior Hip Pain
[4] Muscle Imbalance Syndrome
[5] Internal Oblique
[6] Multifidus Lumborum
[7] Erector Spinae
[8] Rectus Abdominis

www.SID.ir

Archive of SID

الکترومایوگرافی عضلات تنه در افرادی ناهنجاری پشت تاب‌دار دارند، انجام داده است. بنا بر تحقیقات وی که این افراد را در وضعیت‌های مختلف ایستادن و نشستن بررسی کرد، در سه حالت ایستادن به صورت قائم، نشستن به صورت قائم و نشستن به صورت شل، عضلات منتخب تنه در افرادی که وضعیت بدنی پشت تاب‌دار دارند، نسبت به همان عضلات در افراد نرمال، فعالیت الکترومیوگرافی بیشتری را نشان دادند[۷]، اما در تحقیق قصابی میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات تنه در حالت ایستادن پوسچر پشت تاب‌دار وجود نداشت. با این تفاسیر، تنها مطالعه‌ای که به جمع‌آوری اطلاعات حاصل از تغییرات گزارش‌شده در ابعاد، تولید تنشن و ساختارهای عضلات ثبات‌دهنده ستون مهره‌ها در پوسچر پشت تاب‌دار با استفاده از روش‌های تصویربرداری، اولتراسوند و الکترومایوگرافی و MRI پرداخته تحقیق مهدوی و همکاران بوده است[۱۷]، اما در این جمع‌بندی، مبنای اطلاعات آن‌ها همین بررسی‌هایی است که در آن‌ها آزمودنی‌های تحقیق پوسچر پشت تاب‌دار را شبیه‌سازی کرده‌اند. در این تحقیق که در آن از الکترومایوگرافی سطحی استفاده شده، کاهش فعالیت عضلات اینترنال ابلیک، مولتی‌فیدوس کمری و ارکتور اسپاین و افزایش فعالیت رکتوس ابدومینوس گزارش شده است.

در حقیقت، بررسی تحقیقات پیشین تأیید می‌کند که اطلاعات اندکی راجع به میانگین زاویهٔ تیلت لگن و مهم‌تر از آن، میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب تنه و ران در این پوسچر وجود دارد. از طرفی دیگر، اکثر این تحقیقات مطالعات الکترومایوگرافی را بر روی افرادی که ناهنجاری پشت تاب‌دار ندارند، انجام داده‌اند.[۲، ۴، ۱۶، ۱۷] همچنین این بررسی نشان می‌دهد که در خصوص فعالیت الکتریکی عضلات تنه و ران هنگام ایستادن هیچ تحقیقی صورت نگرفته است.[۷] بر این اساس، در تحقیق حاضر برآنیم تا اندازهٔ زاویهٔ تیلت لگن و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب تنه و ران را در حالت ایستاده در زنان دارای وضعیت بدنی پشت تاب‌دار مطالعه و نتایج را با وضعیت افرادی که دارای وضعیت بدنی نرمال هستند، مقایسه نماییم.

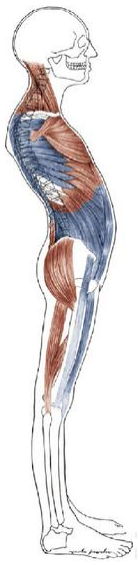
مواد و روش ها

جامعه آماری تحقیق حاضر متشکل از جمعی از دانشجویان دختر ۱۸ تا ۲۵ ساله دانشگاه تهران بود. در این تحقیق، تعداد ۳۰ نفر از دختران دانشجو در دو گروه کنترل و مبتلا به ناهنجاری پشت تاب‌دار (هر گروه ۱۵ نفر) در آزمایشگاه مورد نظر مورد بررسی قرار گرفتند. این تحقیق دارای کد اخلاق IR.UT.SPORT.REC.1396022 مورخه ۱۳۹۷/۰۲/۰۱ از کمیتهٔ اخلاق در پژوهش‌های زیست‌پزشکی دانشگاه تهران است. آزمودنی‌ها از بین دانشجویان به صورت غیرتصادفی از جامعه در دسترس و با توجه به معیار تحقیق انتخاب شدند؛ به این صورت که پس از یک غربالگری از نمای جانبی بر اساس مشاهده و با استفاده از صفحه شطرنجی، افراد مشکوک به پوسچر پشت تاب‌دار وارد پروسهٔ اندازه‌گیری شدند (تصویر ۱). پس از آن، با حضور در محل آزمون، بعد از توضیح فرآیند تحقیق، توزیع فرم رضایت‌نامه و امضای آن توسط آزمودنی‌های تحقیق، با توجه به تأثیر این ناهنجاری بر قسمت‌های مختلف بدن، زاویهٔ Craniovertebral (CV)، قوس پشتی، تیلت لگن و زاویهٔ نوسان[1] به طور دقیق اندازه‌گیری شد. افرادی که دارای زاویهٔ CV کمتر از ۵۳ درجه[۱۸]، زاویهٔ کایفوز افزایش‌یافتهٔ بیشتر از ۴۴ درجه[۱۹]، و تیلت لگن کمتر از ۱۲ درجه[۱۵، ۲۰] بودند، به عنوان آزمودنی‌های گروه پشت تاب‌دار انتخاب و در غیر این صورت از تحقیق خارج شدند. لازم به ذکر است که بودن در دامنه سنی ۱۸ تا ۲۵ سال و نداشتن مشارکت فعال و منظم در فعالیت‌های ورزشی طی یک سال اخیر از معیارهای دیگر ورود به تحقیق برای هر دو گروه بوده است.[۲۱] آزمودنی‌های گروه کنترل در صورتی که معیار زوایای CV، قوس پشتی، تیلت لگن، Sway Angle را در دامنهٔ نرمال (زاویهٔ CV بیشتر از ۵۳، کایفوز کمتر از ۴۴ درجه، تیلت لگن حدود ۱۲ درجه، و Sway Angle کمتر از ۱۰ درجه) دارا بودند، به عنوان آزمودنی گروه کنترل انتخاب شدند.[۱۱، ۱۵، ۱۸-۲۰] ضمناً شرایط خروج از مطالعه شامل شاخص توده بدنی بالاتر از ۳۰، درد در ناحیه کمری-لگنی (با گزارش پزشکی یا در طی فعالیت‌های روزمره) طی شش ماه اخیر، هر گونه ناراحتی یا درد شناخته‌شده در ستون فقرات در طی اجرای تست بوده است.[۴] در جدول ۱، ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌های تحقیق در دو گروه بیان شده است.

[1] Sway Angle

www.SID.ir

Archive of SID



تصویر ۱: پوسچر پشت تاب‌دار

اندازه‌گیری زوایای تیلت لگن و نوسان: برای تعیین زوایه تیلت لگن، به شیوهٔ معمول در مطالعات پیشین، با قرار دادن مارکرهایی بر روی خار خاصره‌ای قدامی فوقانی و خار خاصره‌ای خلفی فوقانی، زاویه این خط نسبت به خط افق محاسبه شد. زمانی که خار خاصره‌ای قدامی فوقانی هم‌سطح یا بالاتر از خار خاصره‌ای خلفی فوقانی قرار بگیرد، لگن به تیلت خلفی می‌رود.[۲، ۱۵]

زاویه نوسان بر روی عکس دیجیتال به شیوهٔ تحقیق Pezolato[۲] اندازه‌گیری شد. این زاویه بر اساس تحقیقات به عنوان معیار انتخاب افراد مبتلا به پشت تاب‌دار گزارش شده است. زاویهٔ نوسان زاویه‌ای است که از تقاطع خط عمودی‌ای که زائدهٔ خاری آخرومی[۱] را به نقطهٔ میانی تروکانتر بزرگ استخوان ران وصل می‌کند با خطی که تروکانتر بزرگ استخوان ران را به نوک قوزک خارجی وصل می‌کند، تشکیل شده است. بر اساس مطالعات پیشین، اگر این زاویه در فردی بزرگ‌تر از ۱۰ درجه باشد، وی مبتلا به پشت تاب‌دار در نظر گرفته می‌شود.[۲، ۷] عکسبرداری برای تعیین هر دو زاویه، به وسیلهٔ دوربین دیجیتالی ۹ مگاپیکسلی که بر روی پایه‌ای حدود یک متر (متناسب با هر فرد در محدودهٔ لگن و عمود بر آن) و در فاصلهٔ ۲۱۰ سانتی‌متر از نمای جانبی هر آزمونگر قرار داشته و با دقت در عمود بودن دوربین بر محور یا تکیه‌گاه (لگن) انجام شد.[۲] برای اینکه آزمودنی پوسچر طبیعی اتخاذ کند، از وی خواسته شد در محل تعیین‌شده برای عکسبرداری، پاها را به اندازهٔ بیست سانتی‌متر از هم باز کند، چشمان خود را ببندد، تنهٔ خود را به آرامی سه بار در دامنه موجود به طور کامل خم و راست کند، سپس در صورتی که تصور می‌کند در پوسچر طبیعی خود قرار دارد چشمان خود را باز کند و در راستای سطح افق به نقطهٔ علامت‌گذاری‌شده در روبه‌رویش نگاه کند.[۲، ۷] عکس‌ها با استفاده از روش فتوگرافی از طریق نرم‌افزار MATLAB R2015b محاسبه شد. در جدول ۱، مقادیر زوایای تیلت لگن و نوسان و همچنین نتایج آزمون t مستقل برای تأیید وجود تفاوت معنادار بین دو گروه ذکر شده است.

نحوه اندازه‌گیری میزان فعالت الکترومایوگرافی عضلات: برای تعیین میزان فعالیت عضلات منتخب از دستگاه الکترومایوگرافی سطحی شانزده‌کاناله مگاوین مدل ام. ای. ۶۰۰۰، ساخت شرکت مگا الکترونیک کشور فنلاند، استفاده شد. الکترودهای سطحی چسبی دو قطبی یک‌بارمصرف با قطر دو سانتی‌متر و در فاصله دو سانتی‌متری بین دو قطب الکترودها موازی با جهت تار عضلات مورد استفاده قرار گرفت و داده‌ها با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز ثبت شدند.[۴، ۲۲، ۲۳] ارزیابی‌ها در سمت غالب فرد انجام و محل قرارگیری الکترودها بر روی عضلات منتخب بر اساس مقالات علمی معتبر و با توجه به پروتکل Seniam تعیین شدند.[۴، ۵، ۱۶، ۲۲-۲۴] ابتدا قبل از اتصال الکترودها، به منظور به حداقل رساندن مقاومت و اتصال بهتر، پوست تمیز و پس از آن محل جاگذاری الکترودها علامت‌گذاری شد. به منظور نرمال‌سازی سیگنال‌های به‌دست‌آمده از هر عضله، بر اساس گزارشات قبلی از Maximum Voluntary Isometric Contraction (MVIC) به صورت ایزوله برای هر عضله استفاده شد، بدین صورت که قبل از ارزیابی فعالیت، آزمودنی‌ها سه بار MVIC را به مدت ۵ ثانیه در مقابل مقاومت دستی اعمال‌شده توسط آزمونگر نگه می‌داشتند و بین هر انقباض ۱۰ ثانیه استراحت می‌کردند. برای پردازش اطلاعات حداکثر انقباض ارادی، ۲ ثانیهٔ اول و آخر آن حذف و ۳ ثانیهٔ میانی انتخاب شد.[۷] در این راستا، برای عضلات ارکتور اسپاین پشتی و کمری، از آزمون انقباض حداکثری اکستانسورهای تنه استفاده شد. برای انجام این کار، آزمودنی به صورت دمر روی تخت دراز کشید و نواحی مفصل ران، کمی پایین‌تر از زانوها و کمی بالاتر از مفصل مچ پاها، با استرپ محکم و به تخت ثابت شدند. ضمن اعمال مقاومت بر

[1] Acromion Process

www.SID.ir

Archive of SID

روی شانه و کتف، از وی خواسته شد با شنیدن فرمان محقق، سر و تنهٔ خود را با حداکثر قدرت و تا حداکثر میزان و تا انتهای دامنهٔ حرکتی از روی تخت بلند کند. برای عضلات مایل خارجی شکم، آزمودنی در حالت درازکش به پهلو قرار گرفت و زانوها و ران‌ها که با استرپ بر روی تخت ثابت شده بودند، خم شدند؛ در حالی که دست‌ها به صورت ضربدری روی سینه قرار دارند، تنه تا جایی که شانه‌ها بالا بیاید به سمت چپ چرخید. سپس آزمودنی به صورت ایزومتریک در مقابل مقاومت آزمونگر که مانع حرکت است، برای چرخش شانه تلاش کرد. برای عضلهٔ مایل داخلی، مشابه تست مایل خارجی، ولی در جهت چرخش به سمت راست، انجام شد. برای عضلهٔ راست شکمی، آزمودنی در وضعیت طاقباز با زانوی خم و دست‌ها به صورت ضربدری روی سینه قرار دارد. آزمودنی برای انجام یک دراز و نشست تلاش، اما آزمونگر مقاومت همسانی برای جلوگیری از این حرکت ایجاد کرده است. برای عضلهٔ سرینی بزرگ، آزمودنی در وضعیت دمر خوابید، و در حالی که زانو در حالت فلکشن ۹۰ درجه قرار دارد، مقاومت به بخش دیستال خلفی ران اعمال شده است. برای عضلهٔ همسترینگ داخلی، آزمودنی در وضعیت دمر، در حالی که ران در وضعیت استراحت قرار دارد، زانو را تقریباً ۲۰ درجه خم می‌کند. آزمونگر، در حالی که ساق به ران چرخش داخلی دارد، فشار را به قسمت فوقانی خلفی ساق در جهت راست کردن زانو وارد می‌کند. برای عضلهٔ راست‌رانی، فرد لبهٔ میز نشسته و با دست‌ها لبهٔ تخت را گرفت. به آزمودنی گفته شد زانویش را صاف کند. برای این کار، آزمونگر دستش را زیر انتهای ران فرد قرار داد و فشار را به بالای مچ در جهت ایجاد فلکشن وارد کرد.[۱۲]

داده‌های الکترومایوگرافی عضلات ارکتور اسپاین پشتی و کمری، مولتی‌فیدوس کمری، رکتوس ابدومینوس، اکسترنال ابلیک[۱] و اینترنال ابلیک، گلوتئوس ماکسیموس[۲]، مدیال همسترینگ[۳]، و رکتوس فموریس[۴] در سمت راست حین ایستادن طبیعی و راحت فرد، در حالی که پاها به فاصله بیست سانتی‌متری از هم قرار دارد و فرد به نقطه ثابتی از دیوار روبه‌رو نگاه می‌کند، ثبت شد. زمان ثبت فعالیت در حالت ایستاده یک دقیقه بود که پانزده ثانیه اول و آخر آن حذف و سی ثانیهٔ میانی منظور شد. الکترودگذاری برای عضله لانجیسموس توراسیک[۵] در فاصله پنج سانتی‌متری خارج مهره T9، برای ایلیوکوستالیس[۶] در فاصله شش سانتی‌متری خارج مهره L2، مولتی‌فیدوس در دو سانتی‌متری خارج مهره L5، عضله رکتوس ابدومینوس در دو سانتی‌متری جانبی و یک سانتی‌متری بالای ناف، و عضله اکسترنال ابلیک در محل تقاطع دو خط فرضی‌ای که در امتداد ناف و ASIS در نظر گرفته شد و تقریباً با زاویه ۴۵ درجه و هم‌راستا با فیبرهای عضله قرار گرفت. برای بررسی فعالیت عضله گلوتئوس ماکسیموس، الکترودها در وسط خطی که زاویه تحتانی ساکروم را به برجستگی بزرگ ران متصل می‌کند، برای مدیال همسترینگ در نقطه پنجاه درصدی فاصله بین برجستگی نشیمنگاهی و بخش داخلی حفره پوپلیته و برای عضله رکتوس فموریس نقطه پنجاه درصدی فاصله بین ASIS و قسمت فوقانی کشگک قرار گرفتند.[۲۲، ۲۳] برای به دست آوردن میزان فعالیت عضلانی، داده‌ها با روش ریشه دوم میانگین مربعات[۷] یکنواخت و نسبت به حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک نرمال شد. در نهایت، میانگین دو تلاش ثبت‌شده برای تست ایستادن مورد استفاده قرار گرفت.[۲۲، ۲۵]

با توجه به نتایج آزمون شاپیرو-ویلک و نرمال بودن توزیع داده‌ها، برای بررسی مقایسه متغیرهای میزان فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در وضعیت ایستادن بین دو گروه، از آزمون t مستقل استفاده شد. برای تجزیه و تحلیل آماری نرم‌افزار SPSS (نسخهٔ ۱۶) مورد استفاده قرار گرفت. سطح معناداری آماری نیز معادل ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته ها

ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها و مقادیر مربوط به زوایهٔ تیلت لگن و زاویهٔ Sway در جدول ۱ آورده شده است. لازم به ذکر است که ویژگی‌های شناختی دو گروه توسط آزمون t مستقل مقایسه شد. با توجه به اینکه هیچ تفاوت معناداری بین دو گروه وجود نداشت، می‌توان آن‌ها را از نظر جمعیت‌شناختی همگن در نظر گرفت. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، زوایای تیلت لگن و نوسان که در این تحقیق به ترتیب به عنوان ملاک تعیین تیلت لگن و پوسچر پشت تاب‌دار در نظر گرفته شدند، بین دو گروه تفاوت معناداری نشان داد. میانگین زاویهٔ تیلت لگن در گروه پشت تاب‌دار ۵/۳۷ درجه و در گروه کنترل ۱۲/۴۲ به دست آمد. همچنین در جدول ۲، میانگین، انحراف استاندارد، و نتایج آزمون t مستقل طی وضعیت ایستادن بین گروه‌ها ذکر شده است. نتایج آزمون t مستقل بین دو گروه در وضعیت ایستادن نشان می‌دهد که میزان فعالیت عضله رکتوس فموریس و اینترنال ابلیک در وضعیت ایستادن بین گروه کنترل و پشت تاب‌دار معنادار است. در حالی که این میزان فعالیت در عضلات ارکتور اسپاین، مولتی‌فیدوس کمری، عضلات رکتوس ابدومینوس، اکسترنال ابلیک، گلوتئوس ماکسیموس و مدیال همسترینگ بین دو گروه معنادار نبوده است.

[1] External Oblique
[2] Gluteus Maximus
[3] Medial Hamstring
[4] Rectus Femoris
[5] Longissimus Thoracis
[6] Iliocostalis
[7] Root Mean Square

www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۱: مقادیر میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های فردی و متغیرها آزمودنی‌های دو گروه (n=۱۵ نفر در هر گروه)

متغیر	سن (سال)	قد (متر)	وزن (کیلوگرم)	BMI	زاویهٔ تیلت لگن (درجه)	زاویهٔ نوسان (درجه)
گروه کنترل	۲۱/۶۷±۱/۵۴	۱/۶۲±۰/۰۲	۵۲±۳/۲۷	۱۹/۶۶±۱/۰۲	۱۲/۴۲±۱/۴۳	۱۷۳±۱/۹
گروه پشت تاب‌دار	۲۱±۱/۶۴	۱/۶۴±۰/۰۳	۵۲/۴۶±۶/۷۸	۱۹/۴۳±۲/۳۶	۵/۳۷±۲/۰۱	۱۶۴±۳/۲۷
آزمون تی مستقل	۰/۲۶	۰/۱۴	۰/۸۱	۰/۷۳	*۰/۰۰۱	*۰/۰۰۱

* معناداری در سطح (p<۰/۰۵)

جدول ۲: مقادیر میانگین و انحراف استاندارد فعالیت عضلات (بر اساس درصدی از حداکثر انقباض ارادی) و نتایج آزمون تی مستقل در وضعیت ایستادن بین دو گروه پشت تاب‌دار و کنترل (n=۱۵ نفر در هر گروه)

متغیر		گروه کنترل	گروه پشت تاب‌دار ایستادن	مقدار P
عضلات تنه	لانجیسموس پشتی	۴/۴۶±۱/۷۴	۵/۴±۲/۴۲	۰/۲۳۰
	ایلیوکوستالیس کمری	۴/۵±۱/۷۴	۵/۴۸±۲/۲۵	۰/۱۹۳
	مولتی‌فیدوس کمری	۵/۱۵±۲/۵۴	۴/۱۲±۱/۸۲	۰/۲۱۵
	رکتوس ابدومینوس	۲/۶۹±۱/۲۶	۳/۴۷±۱/۸۶	۰/۱۹۰
	اکسترنال ابلیک	۶/۸۹±۲/۸۸	۸/۱۹±۳/۵۹	۰/۲۸۵
	اینترنال ابلیک	۵/۸۸±۲/۴۸	۸/۲۵±۲/۵۹	*۰/۰۱۸
عضلات ران	گلوتئوس ماکسیموس	۱/۴۵±۰/۹۳	۱/۰۶±۰/۴۴	۰/۱۶۱
	مدیال همسترینگ	۱/۰۱±۰/۵۱	۰/۷۲±۰/۵۱	۰/۱۲۶
	رکتوس فموریس	۱/۰۷±۰/۸۱	۳/۳۲±۲/۹۷	*۰/۰۱۲

* معناداری در سطح (p<۰/۰۵)

بحث

پوسچر پشت تاب‌دار یکی از شایع‌ترین اختلالات ستون مهره‌ها میان افراد جامعه به خصوص زنان جوان است.[۸، ۹] هدف از تحقیق حاضر، مقایسهٔ زاویهٔ تیلت لگن و فعالیت الکترومایوگرافی عضلات منتخب تنه و ران، در حالت ایستادن، در زنان دارای وضعیت بدنی پشت تاب‌دار با افراد دارای وضعیت بدنی نرمال بود.

در تحقیق حاضر، عضلات ارکتور اسپاین پشتی و کمری، عضلات شکم، رکتوس فموریس در افراد دارای ناهنجاری پشت تاب‌دار در حالت ایستادن فعالیت بیشتری را نسبت به همین عضلات در گروه کنترل نشان داد. در این میان، در میزان فعالیت عضلهٔ اینترنال ابلیک و رکتوس فموریس از لحاظ آماری تفاوت معنادار مشاهده شد و در بقیهٔ عضلات ذکرشده این تفاوت معنادار نبود. همچنین میانگین میزان فعالیت عضلات مولتی‌فیدوس کمری و اکستنسورهای ران در گروه پشت تاب‌دار طی وضعیت ایستادن کمتر از فعالیت همین عضلات در گروه کنترل بود، ولی تفاوت آن معنادار نبوده است.

در اندک تحقیقاتی که تاکنون بر روی فعالیت عضلات این پوسچر انجام شده[۲، ۴، ۷، ۱۷]، تنها عضلات تنهٔ افراد دارای این ناهنجاری در حالت ایستادن و نشستن بررسی شده و آن هم در آزمودنی‌هایی که به پوسچر پشت تاب‌دار شبیه‌سازی شده‌اند. در واقع، تاکنون میزان فعالیت عضلات تنه و ران در وضعیت ایستادن در این پوسچر بررسی نشده است. مطالعهٔ حاضر، در باب وضعیت ایستادن، یافته‌های جدیدی را ارائه می‌دهد که نتایج مطالعات پیشین را نقض می‌کند.[۲، ۴، ۷، ۹، ۱۶] در حالی که O'Sullivan کاهش معناداری را در فعالیت الکترومایوگرافی ارکتور اسپاین پشتی و کمری و اینترنال ابلیک و افزایش معناداری را در رکتوس ابدومینوس افراد پشت تاب‌دار در وضعیت ایستادن به صورت قائم گزارش کرده است.[۴] در مطالعهٔ حاضر، میانگین فعالیت عضلات ارکتوراسپاین بین دو گروه معنادار نبوده است.

www.SID.ir

Archive of SID

همچنین، از لحاظ آماری، میزان فعالیت عضلهٔ اینترنال ابلیک در افراد پشت تاب‌دار نسبت به فعالیت همین عضله در گروه کنترل بیشتر بود، در حالی که در دو عضلهٔ رکتوس ابدومینوس و اکسترنال ابلیک تفاوت معناداری مشاهده نشد.

به نظر می‌رسد مهم‌ترین دلیل تفاوت نتایج، آزمودنی‌های مطالعهٔ مذکور باشند. افراد مورد مطالعهٔ تحقیق O'Sullivan افرادی سالم و فاقد هر گونه ناهنجاری بودند که از آن‌ها خواسته شده بود وضعیت پشت تاب‌دار را شبیه‌سازی کنند. این ممکن است الگوی به‌کارگیری و میزان فعالیت عضلات را تحت تأثیر قرار دهد و از آنچه در پوسچر واقعی پشت تاب‌دار رخ می‌دهد، متمایز کند. از طرفی دیگر، در این نوع شبیه‌سازی پوسچر، عناصر پسیو مؤثر در ایجاد راستای طبیعی، مفاصل را کمتر از حالتی که در درازمدت تغییر می‌کند، تحت تأثیر قرار می‌دهد. همچنین ممکن است خستگی‌های عضلانی ناشی از گرفتن یک پوسچر روی نتایج فعالیت عضلات در پوسچر بعدی تأثیرگذار باشد.[۱۷] قصابی دلیل افزایش معنادار فعالیت عضلات ارکتوراسپاین در ایستادن قائم پشت تاب‌دار نسبت به گروه کنترل را به دلیل تلاش بیشتر عضلات بدن برای برگرداندن به وضعیت طبیعی پوسچر پشت تاب‌دار بیان کرده است.[۷] بر طبق دیدگاه Kendall و Sahrmann، حرکات تکراری یا قرار گرفتن در یک پوسچر غلط به مدت طولانی عامل بروز ایمبالانس عضلانی است. وقتی فردی به طور مکرر وضعیت بدنی پشت تاب‌دار را شبیه‌سازی می‌کند، سبب خارج شدن بدن از راستای صحیح می‌شود، الگوهای حرکتی تغییر می‌کنند، در نتیجه عضلات مذکور در وضعیت بدنی پشت تاب‌دار به مرور زمان دچار تغییر فعالیت شده‌اند. پس وقتی از آن‌ها خواسته شد وضعیت قائم به خود بگیرند، این وضعیت به عنوان وضعیت غیرطبیعی قلمداد شد و بدن برای حفظ ثبات و بازگرداندن وضعیت کمری-لگنی به وضعیت غلطی که در پوسچر پشت تاب‌دار به آن عادت کرده، دچار افزایش فعالیت شد.[۷]

در توضیح نتایج تحقیق حاضر، می‌توان به سازگاری‌های عصبی-عضلانی پوسچر پشت تاب‌دار نیز اشاره کرد. با توجه به اینکه موقعیت هر بخش از بدن بر همهٔ قسمت‌های بدن و کل پوسچر تأثیرگذار است، بنابراین در یک پوسچر خاص، زمانی که استرس افزایش می‌یابد، سازگاری‌های پوسچر غیردقیق می‌شود.[۱۵] بر طبق نظر Sahrmann، احتمالاً در این وضعیت، ایمبالانس عضلانی رخ می‌دهد و رابطهٔ طول-تنشن عضلات تغییر می‌کند و هنگامی که عضله در طول بلندتر یا کوتاه‌تر از طول مطلوب قرار می‌گیرد، تنش تولیدشده در عضله تغییر خواهد کرد. در پی این تغییرات، در طولانی‌مدت، سیستم سنسوری موتور تغییر می‌کند و در نهایت فرد وضعیت بدنی پشت تاب‌دار را به عنوان پوسچر صحیح می‌پذیرد.[۲۰] در مطالعهٔ حاضر، افراد پشت تاب‌دار به طور میانگین دارای زاویهٔ نوسان بیشتر از ۱۵ درجه و تیلت لگن ۵/۳۷ درجه بودند (بر اساس وضعیت نرمال، در واقع ۶/۶۳ درجه تیلت خلفی لگن داشتند) و این وضعیت، از طریق عکس‌العمل‌های زنجیره‌ای، استرسی را بر قسمت‌های مختلف وارد می‌کند؛ بنابراین، با توجه به عبور خط فرضی کشش ثقل در این پوسچر که از قسمت جلوی مهره‌های پشتی، بخش خلفی مفصل ران، جلوی عضلات رکتوس فموریس و خلفی کشگک می‌گذرد، بیشتر بودن میانگین فعالیت عضلات ارکتور اسپاین پشتی و کمری می‌تواند در پاسخ به افزایش میانگین فعالیت عضلات شکمی برای حفظ پوسچر طبیعی باشد، زیرا عبور خط فرضی کشش ثقل از بخش جلویی ستون مهره‌های پشتی باعث افزایش فعالیت عضلهٔ رکتوس ابدومینوس می‌شود، ولی عضلهٔ مولتی‌فیدوس، چون عضلات ثابت‌کنندهٔ لومبوپلویک است و با توجه به اینکه در این افراد لگن به جلو جابه‌جا می‌شود، کاهش فعالیت دارد، ولی این کاهش به لحاظ آماری معنادار نیست. البته کاهش میانگین فعالیت عضلهٔ مولتی‌فیدوس خبر از همسویی تحقیق حاضر با تحقیقات Pezolato[۲] دارد که در آن کاهش فعالیت ارکتوراسپاین پشتی و کمری افراد پشت تاب‌دار گزارش داده است.

از دیگر نتایج تحقیق حاضر می‌توان به ثبت افزایش میانگین فعالیت هر سه عضلهٔ شکم در افراد دارای ناهنجاری نسبت به گروه کنترل اشاره کرد، هرچند این افزایش به لحاظ آماری بین دو گروه معنادار نیست. افزایش فعالیت عضلهٔ رکتوس ابدومینوس و اکسترنال ابلیک همسو با تحقیقات گذشته است[۴، ۱۷]، ولی با افزایش فعالیت اینترنال ابلیک تعارض دارد. احتمالاً دلیل فعالیت بیشتر عضلات اینترنال ابلیک/ترنسورس ابدومینوس در حالت ایستادن این باشد که این عضلات از طریق کنترل Intraabdominal Pressure و اتصال آن با Thoracolumbar Fascia بر قسمت کمری ستون فقرات تأثیر می‌گذارد.[۴] احتمالاً در وضعیت بدنی پشت تاب‌دار، به دلیل جابه-جایی لگن به سمت جلو، ستون مهره‌ها بی‌ثبات می‌شود و سیستم عصبی به طور مؤثری عضلهٔ اینترنال ابلیک/ترنسورس ابدومینوس را فراخوانی می‌کند و سبب افزایش فعالیت آن‌ها می‌شود. ممکن است افزایش فعالیت عضلات رکتوس ابدومینوس و اکسترنال ابلیک، با توجه به زاویهٔ نوسان بیشتر از ۱۵ درجه در آزمودنی‌ها، به بیشتر شدن فاصله از خط کشش ثقل مربوط باشد و تقاضای عضلانی را برای حفظ وضعیت طبیعی ایستادن در افراد با پوسچر پشت تاب‌دار افزایش دهد.

در تحقیقات گذشته، هنگامی که از آزمودنی‌ها خواسته می‌شد وضعیت پشت تاب‌دار را شبیه‌سازی کنند، لگن به وضعیت غیرنرمال برمی‌گشت و مسئولیت حفظ ثبات که بر عهدهٔ ساختارهای پسیو بود، در این وضعیت، مجدداً به عضلات محول می‌شد و همهٔ عضلات ناحیهٔ لومبوپلویک و ارکتوراسپاین با توجه به خط فرضی کشش ثقل پاسخ‌های متفاوتی از خود نشان می‌دادند.[۷] در نتیجه گروه عضلات لومبوپلویک[۱] برای حفظ وضعیت طبیعی ایستادن در پوسچر پشت تاب‌دار با افزایش فعالیت اینترنال ابلیک همراه است. همچنین افزایش

[1]. Lumbopelvic Muscles

www.SID.ir

Archive of SID

فعالیت رکتوس فموریس در آزمودنی‌های تحقیق حاضر تفاوت معناداری با گروه کنترل داشت. یافته‌های تحقیق حاضر اطلاعات تئوری قبل در مورد کاهش فعالیت عضلات فلکسور ران را نقض می‌کند.[۱۲، ۱۴] بر اساس مطالعات گذشته، حرکت روبه‌عقب تنه در پوسچر پشت تاب‌دار سبب افزایش گشتاور درونی فلکسوری بر تنه و مفصل ران می‌شود.[۲۶] با این حال، چون در ادبیات پیشین، کاهش فعالیت عضلات اینترنال ابلیک گزارش شده است، پیشنهاد کردند که حفظ پوسچر پشت تاب‌دار وضعیتی پسیو است که بیشتر به عواملی غیر از عناصر انقباضی وابسته است[۴، ۱۲، ۱۴، ۱۷]، در حالی که در یافته‌های تحقیق حاضر، تنها افزایش معنادار فعالیت اینترنال ابلیک شکم و عضلهٔ رکتوس فموریس این موضوع را تأیید می‌کند. از طرفی دیگر، با توجه به حرکت روبه‌عقب تنه و افزایش زاویهٔ کایفوز در نتیجهٔ تغییرات پوسچر پشت تاب‌دار، افزایش فعالیت عضلات رکتوس ابدومینوس قابل پیش‌بینی بود. هرچند از لحاظ آماری معنادار نیست، اما میانگین آن در پشت تاب‌دار بیشتر از گروه کنترل بوده است.

نتیجه‌گیری

مهم‌ترین نتایج تحقیق حاضر عدم تفاوت معنادار در گروه‌های عضلات ارکتور اسپاین، اکستنسور ران و عضلات سطحی شکم در پوسچر پشت تاب‌دار نسبت به گروه کنترل بوده است و این بدن معناست که پوسچر پشت تاب‌دار، برخلاف تصورات، یک وضعیت غیرفعال نیست. این یافته‌ها می‌تواند زمینهٔ علمی متفاوتی برای درمانگران و مربیان حرکات اصلاحی فراهم کند تا درک بهتری از پوسچر پشت تاب‌دار پیدا کنند و در هنگام ارزیابی و توانبخشی مد نظر قرار دهند. از طرفی دیگر، با توجه به اینکه نتایج مطالعهٔ حاضر حاصل بررسی فعالیت عضلات تنه و ران در تست ایستا بوده، برای محقق این سؤال مطرح است که آیا در تست‌های داینامیک هم این تفاوت معنادار نخواهد بود و در صورتی که در بررسی تست داینامیک این تفاوت دیده نشود، آیا تست یا شیوهٔ ارزیابی دیگری می‌تواند این وضعیت را مقایسه کند یا در برنامهٔ توانبخشی این افراد، با چه الگویی می‌توان رفتار کرد.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر برگرفته از پایان‌نامه دکتری حرکات اصلاحی می‌باشد. بدین‌وسیله از تمامی دوستان و آزمودنی‌ها که در انجام این تحقیق ما را یاری رساندند، تشکر و قدردانی می‌گردد.

منابع

1. Norris C, Berry S. Occurrence of common lumbar posture types in the student sporting population: an initial investigation. Sports Exercise and Injury. 1998;4:15-8.
2. Pezolato A, de Vasconcelos EE, Defino HLA, Nogueira-Barbosa MH. Fat infiltration in the lumbar multifidus and erector spinae muscles in subjects with sway-back posture. European Spine Journal. 2012;21(11):2158- 64.
3. Yalfani A, Anbarian M, Nikoo MR, Naderi E. [Evaluation of Postural Control in People with Sway- back Abnormality (In Persian)]. Scientific Journal of Ilam University of Medical Sciences. 2014;22(5):189-201.
4. O'sullivan PB, Grahamslaw KM, Kendell M, Lapenskie SC, Möller NE, Richards KV. The effect of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain-free population. Spine. 2002;27(11):1238-44.
5. Lewis CL, Sahrmann SA. Effect of posture on hip angles and moments during gait. Manual therapy. 2015;20(1):176-82.
6. Kisner C, Colby L. Therapeutic Exercise: Foundations and techniques. FA Davis Co Philadelphia. 2007.
7. Ghassabi L. [compare to electromyography activity of selected trunk muscles in the swayback posture with normal posture, in different states of sitting and standing (In Persian)]. A thesis of MA degree. 2016;Faculty of physical education and sport science, Tehran University, Iran.
8. Abdolvahabi Z, Salimi Naini S, Kallashi M, Shabani A, Rahmati H, Letafatkar K. [The effect of sway back abnormality on structural changes of body parts (In Persian)]. Journal of Research in Rehabilitation Sciences. 2010;6(1):52-62.
9. Simorgh L, Kheirkhah M, Khakhali-Zavieh M. Investigation of Sway Back Posture Prevalence and Alignment of Spine and Lower Limb Joints in This Deformity. Journal of Rehabilitation. 2006;7(2):31-7.
10. Page P, Frank C, Lardner R. Assessment and treatment of muscle imbalance: the Janda approach: Human kinetics; 2010.
11. Page P. Sensorimotor training: A "global" approach for balance training. Journal of bodywork and movement therapies. 2006;10(1):77-84.
12. Peterson-Kendall F, Kendall-McCreary E, Geise-Provance P, McIntyre-Rodgers M, Romani W. Muscles testing and function with posture and pain: Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2005.
13. Herrington L. Assessment of the degree of pelvic tilt within a normal asymptomatic population. Manual therapy. 2011;16(6):646-8.
14. Kisner C, Colby L. Therapeutic exercise: Foundations and techniques. FA Davis Company. 1915 Arch Street, Philadelphia, PA 19103. 2007.

www.SID.ir

Archive of SID
15. Magee DJ. Orthopedic physical assessment. WB, Saunders Company a Division of Harcount Brace Company, Canada. 2006;15:697.
16. Reeve A, Dilley A. Effects of posture on the thickness of transversus abdominis in pain-free subjects. Manual therapy. 2009;14(6):679-84.
17. Mahdavi E, Rezasoltani A, Simorgh L. Investigation of structure and action of spinal muscles using USI, MRI, and EMG methods in individuals with Sway-Back posture. J Rehab Med 2017;6(2):216-23.
18. 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.
19. Seidi F, Rajabi R, Ebrahimi I, Alizadeh MH, Minoonejad H. The efficiency of corrective exercise interventions on thoracic hyper-kyphosis angle. Journal of back and musculoskeletal rehabilitation. 2014;27(1):7-16.
20. Sahrmann S. Diagnosis and treatment of movement impairment syndromes: Elsevier Health Sciences; 2002.
21. Hodges PW. Core stability exercise in chronic low back pain. Orthopedic Clinics of North America. 2003;34(2):245-54.
22. Konrad P. The ABC of EMG. A practical introduction to kinesiological electromyography. 2005;1:30-5.
23. Hermens H, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. Seniam. European recommendations for surface electromyography Roessingh Research and Development bv. 1999.
24. Fujitani R, Jiromaru T, Kida N, Nomura T. Effect of standing postural deviations on trunk and hip muscle activity. Journal of physical therapy science. 2017;29(7):1212-5.
25. Leinonen V, Kankaanpää M, Airaksinen O, Hänninen O. Back and hip extensor activities during trunk flexion/extension: effects of low back pain and rehabilitation. Archives of physical medicine and rehabilitation. 2000;81(1):32-7.
26. Leteneur S, Gillet C, Sadeghi H, Allard P, Barbier F. Effect of trunk inclination on lower limb joint and lumbar moments in able men during the stance phase of gait. Clinical Biomechanics. 2009;24(2):190-5.

www.SID.ir