بررسی الگو و بازده حرکتی در حین انجام حرکت سه بعدی تنه علیه مقاومت

مهدی صادقی[۱]، دکتر آزاده شادمهر[۲]، دکتر حسین باقری[۳]، دکتر سعید طالبیان[۴]، دکتر غلامرضا علیایی[۳]، دکتر شهره جلایی[۵]، وحید صمدی[۱]

۱- کارشناس ارشد فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران
۲- استادیار گروه آموزشی فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران
۳- استاد گروه آموزشی فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران
۴- دانشیار گروه آموزشی فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران
۵- استادیار دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

چکیده

زمینه و هدف: حرکات نامتقارن تنه، نیروهای خارجی و سایر عوامل وابسته به مشاغل، مانند خم شدن و چرخش مداوم، حمل اجسام و حرکات قدرتی منجر به کمر درد می شوند. با این وجود، انجام حرکات دینامیک و سه بعدی تنه در سطوح مختلف فعالیت، مورد بررسی قرار نگرفته است. لذا هدف این مطالعه بررسی الگو (دامنه) و بازده حرکتی (گشتاور حداکثر) در حین انجام حرکت سه بعدی تنه علیه مقاومت بود .

روش بررسی: از ۳۰ مرد جوان سالم خواسته شد که حرکت دینامیک نامتقارن تنه را به صورت تصادفی در برابر چهار سطح مقاومت (حداقل، ۲۵٪، ۵۰٪، و ۷۵٪ حداکثر گشتاور انقباض ایزومتریک) در وضعیت ایستاده در دستگاه ایزواستیشن B200 انجام دهند. تحت هر یک از شرایط اعمال مقاومت، الگوی حرکتی (دامنه حرکتی) و بازده حرکتی (گشتاور حداکثر) تنه اندازه گیری شد.

یافته ها: به طور کلی با افزایش مقاومت از سطح حداقل به ۷۵ درصد حداکثر گشتاور ایزومتریک، گشتاور حداکثر تنه در جهات حرکتی مختلف (شامل فلکسیون، اکستانسیون، خم شدن طرفی راست و چپ، و چرخش به راست و چپ) به طور معناداری افزایش یافت (P= ۰/۰۰۰). با افزایش مقاومت از سطح حداقل به ۵۰ درصد حداکثر گشتاور ایزومتریک، دامنه حرکتی به طور معناداری کاهش یافت (P< ۰/۰۰۸۳)، اما بین شرایط مقاومتی ۵۰٪ و ۷۵٪ حداکثر گشتاور انقباض ایزومتریک تغییر معناداری در این متغیر یافت نشد (P >۰/۰۰۸۳) .

نتیجه گیری: هنگامی که میزان مقاومت افزایش می یابد، نیروهای خارجی ایجاد شده باید به وسیله نیروهای داخلی تولید شده توسط عضلات در حالت تعادل قرار بگیرند. از آنجایی که عضلات در مقایسه با نیروهای خارجی، بازوی اهرمی کوچکتری دارند، باید نیروهای بزرگتری تولید کنند که این نیروها ساختارهای ستون فقرات را تحت تاثیر بارهای فشاری و برشی قرار می دهند. تحت این شرایط، احتمال آسیب ستون فقرات افزایش می یابد.

کلید واژه ها: مقاومت، کنترل حرکت، الکترومیوگرافی سطحی، ستون فقرات

(وصول مقاله:۱۳۸۸/۲/۱۲ ،پذیرش مقاله: ۱۳۸۸/۴/۱۶)

نویسنده مسئول: تهران – خیابان انقلاب – پیچ شمیران – دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران، گروه فیزیوتراپی
E-mail: shadmehr@tums.ac.ir

مقدمه

کمر درد یکی از شایع‌ترین بیماریهای اسکلتی-عضلانی است.۷۰ تا ۸۰ درصد افراد در دوره‌ای از زندگیشان مبتلا به کمر درد می‌شوند. به رغم شیوع بالای این بیماری، اطلاعات موجود در زمینه علل کمر درد و شیوه‌های پیشگیری و درمان آن ناکافی است(۱). در میان بیماریهایی که باعث ناتوانی کارگران در ایالات متحدهٔ آمریکا می‌شوند، بعد از بیماریهای مزمن قلبی و استئوآرتریت، کمر درد رتبه سوم را کسب کرده است. هزینهٔ سالیانه کمر درد در آمریکا حدود ۱۶ میلیارد دلار است(۲). تحقیقات اپیدمیولوژیکی که در این زمینه انجام شده‌اند، عوامل بیومکانیکی مختلفی را در محیطهای کاری به شیوع بالای کمر درد نسبت داده‌اند. این عوامل عبارتند از: انجام کار سنگین، حفظ وضعیت استاتیک در حین کار، خم شدن و چرخش مداوم، بلند کردن(lifting) و حمل اجسام(۳). از میان این عوامل، عمل بلند کردن اجسام همراه با خم شدن جانبی یا چرخش، به عنوان علت اصلی آسیب کمر در محیط کار معرفی شده است(۴).

تحقیقات در مورد تکنیک‌های ایمن‌تر بلندکردن اجسام به دلیل خطر بالای آسیب و کمر درد همراه با آن، توجه بسیاری از محققین را به خود جلب نموده است. علی رغم اینکه نقش بلند کردن در ضایعات ناحیه کمر به خوبی شناخته شده است، مطالعات انجام شده در مورد تکنیکهای ایمن‌تر بلند کردن اجسام با یکدیگر اختلاف نظر دارند(۵).

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]

بلند کردن اجسام به دو شکل متقارن (symmetric) و نامتقارن (asymmetric) صورت می‌گیرد. در بلند کردن متقارن، حرکت تنه معمولاً در صفحهٔ ساجیتال انجام می‌شود، ولی در بلند کردن نامتقارن، حرکت به صورت ترکیبی و همزمان در دو صفحه (two dimensional) یا سه صفحه three (dimensional) اتفاق می‌افتد. فعالیتهای نامتقارن نسبت به حرکات متقارن خطر بیشتری دارند. علت این امر، اثرات حاصل از ترکیب فلکسیون و چرخش محوری در مهره‌های کمری است(۶).

Marras و همکاران در سال ۲۰۰۴ میلادی، الگوی بارگذاری (loading) ستون فقرات را بین بیماران مبتلا به کمر درد و افراد سالم، به هنگام بلند کردن متقارن و نامتقارن اجسام مقایسه نمودند. نتایج این مطالعه نشان داد که بیماران کمر دردی به هنگام بلند کردن اجسام، در مقایسه با افراد سالم نیروهای فشاری و برشی بیشتری تجربه می‌کنند. از نظر مکان قرارگیری جسم، هر چه ارتفاع عمودی جسم نسبت به سطح زمین کاهش پیدا می‌کرد، نیروهای وارد بر ستون فقرات افزایش می‌یافتند و بالعکس، هر چه فاصله افقی جسم از ستون فقرات افزایش می‌یافت، نیروهای وارده نیز افزایش پیدا می‌کردند. وضعیت نامتقارن در مقایسه با وضعیت متقارن نیروی بیشتری بر ستون فقرات وارد می‌کرد و افزایش وزن جسم نیز باعث افزایش نیروها می‌شد(۷).

مطالعات متعددی به منظور تخمین نسبی نیروها و گشتاورهای اعمالی بر ساختارهای ستون فقرات، در حین بلند کردن اجسام انجام شده اند. این تحقیقات به درمانگرها کمک می‌کنند تا برای بلند کردن اجسام به ویژه در محیط کار، دستورالعمل‌های محافظتی خاصی را توصیه نمایند. متغیرهای بیومکانیکی همچون حداکثر نیرو یا گشتاور تولید شده توسط عضلات، تنشن ایجاد شده در لیگامان های تحت کشش و نیروهای فشاری و برشی ایجاد شده در مفاصل فاست و دیسکهای بین مهره‌ای، مورد توجه بسیاری از مقالات علمی بوده است. اندازه‌گیری این متغیرها معمولاً به طور مستقیم صورت نمی‌گیرد، بلکه به طور غیر مستقیم و از طریق دستگاهها و مدل سازیهایی است که این متغیرها را تخمین می‌زنند(۸).

Sheikhzadeh و همکاران در سال ۲۰۰۸ میلادی، قدرت ایزومتریک تنه را در وضعیت ایستاده، با اعمال میزان مقاومتهای مختلف و در زوایای متفاوتی از حرکت نامتقارن که به صورت ترکیبی در دو صفحه ساجیتال و ترانسورس انجام می‌شد اندازه‌گیری کردند. نتایج مطالعه آنها نشان داد که با افزایش سطح مقاومت، میزان فعالیت عضلات افزایش یافته و توانایی کنترل تولید گشتاور حین فعالیت دو محوری کاهش می‌یابد(۹).

از جمله شرایط شغلی که معمولاً در صنعت اتفاق می‌افتد، بلند کردن اجسام در یک وضعیت نامتقارن است. حمل نامتقارن اجسام باعث کاهش قدرت تنه و حداکثر وزن قابل تحمل به هنگام بلند کردن جسم می‌شود. زمانی که اجسام به صورت نامتقارن بلند می‌شوند، وظیفه مقابله با نیروهای خارجی، از عضلات ارکتور اسپاین بزرگتر به عضلات مایل شکمی کوچکتر و با توانایی کمتر انتقال می یابد. با افزایش نامتقارنی، هم انقباضی (co-activation) در عضلات تنه افزایش یافته و در نتیجه نیروهای فشاری و برشی بیشتری به ستون فقرات وارد می‌شوند. این یافته‌ها نشان می‌دهند که به هنگام حمل نامتقارن اجسام، ظرفیت بلند کردن اجسام کاهش، و نیروهای وارد بر ستون فقرات افزایش می‌یابند(۱۰). با توجه به اینکه انجام حرکات نامتقارن تنه برای حمل اجسام در مشاغل مختلف و حتی در زندگی روزمره انسانها امری اجتناب ناپذیر است و از طرفی در مورد تکنیکهای ایمن‌تر حمل اجسام و آسیبهای ناشی از انجام حرکات نامتقارن، در مطالعات انجام شده اختلاف نظر وجود دارد، از اینرو در مطالعه حاضر، الگو (دامنه) و بازده حرکتی (گشتاور حداکثر) در حین انجام حرکت سه بعدی تنه علیه مقاومت مورد بررسی قرار گرفت.

روش بررسی

این پژوهش از نوع مطالعه مداخله‌ای (interventional) بود که در آن تعداد ۳۰ مرد سالم، در محدوده سنی ۳۰-۲۰ سال از بین دانشجویان دانشگاه علوم پزشکی تهران، به صورت داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند. لازم به ذکر است این افراد هیچ گونه سابقه ای از انجام ورزش حرفه‌ای، بروز کمر درد (حداقل در طی ۶ ماه گذشته)، جراحی ستون فقرات و ناحیه شکم و بیماریهای قلبی- عروقی نداشتند. در حین انجام آزمایش، در صورتی که افراد توانایی کافی برای تحمل مقاومت را نداشتند، از مطالعه خارج می‌شدند.

به منظور بررسی متغیرهای بیومکانیک تنه و اعمال مقاومت‌های مختلف، از دستگاه ایزواستیشن B200 ساخت شرکت Isotechnologies آمریکا استفاده شد (شکل۱). این دستگاه یک دینامومتر سه بعدی است و وسیله‌ای برای ارزیابی حرکات تنه و درمان ناتوانی‌ها و ضایعات ناحیه کمری محسوب

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]

می‌شود. این دینامومتر سه محوری می‌تواند به طور همزمان شاخص‌های اصلی حرکت یعنی وضعیت زاویه‌ای، سرعت زاویه‌ای و گشتاور را در سه محور عمدهٔ حرکتی کمر (فرونتال، ساجیتال، ترانسورس) و از طریق نه کانال محاسبه کند. از روی این شاخص‌ها پارامترهای دیگری همچون دامنه حرکتی، حداکثر و متوسط گشتاور و سرعت که برای ارزیابی دقیق حرکات ضروری اند ثبت می‌شوند(۱۱).

در شروع آزمایش، فرد با پروتکل آزمایش آشنا می‌شد. ابتدا ارزیابی فیزیکی صورت می‌گرفت و اندازه‌گیری قد، وزن و محیط دور شکم انجام می‌شد. سپس افراد پرسشنامه مربوط به اطلاعات فردی و وضعیت سلامت را پر می‌کردند. همچنین رضایت نامه‌ای توسط مرکز تحقیقات بیومکانیک ستون فقرات دانشکده توانبخشی تهیه شده بود که افراد پس از مطالعه، آن را امضاء می‌کردند. مدت زمان انجام آزمون حدود یک و نیم ساعت بود که در یک جلسه انجام می شد. آزمون شامل دو مرحله استاتیک و دینامیک بود.

شکل۱ - دستگاه ایزواستیشن B200

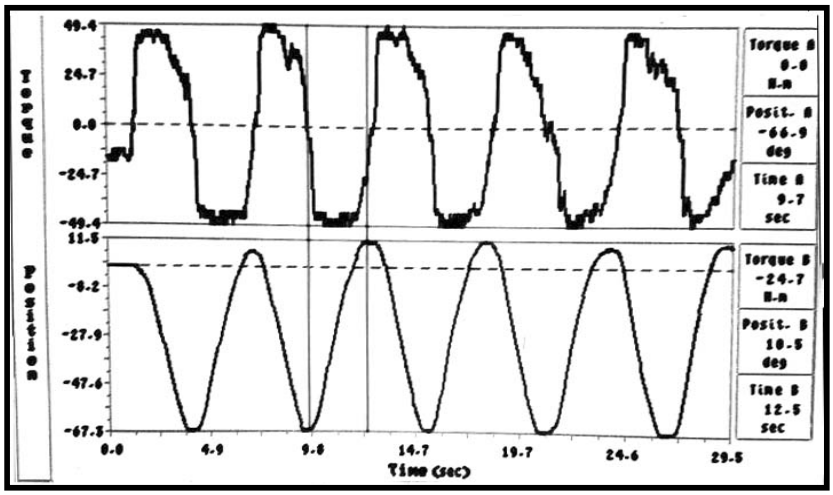
در ابتدای کار، فرد در حالت ایستاده درون دستگاه ایزواستیشن B200 طوری قرار می‌گرفت که محل اتصال کمری- خاجی (L5- S1) به موازات محور فلکسیون/ اکستانسیون دستگاه قرار بگیرد. قبل از شروع آزمون استاتیک، به فرد یک سری حرکات تمرینی به منظور گرم کردن (warm up) داده می‌شد. مدت این تمرینات ۵ دقیقه بود و برای پیشگیری از آسیب افراد حین حرکات در نظر گرفته می‌شد. در مرحله آزمون استاتیک، حرکت در هر سه محور فلکسیون/ اکستانسیون، خم شدن طرفی به راست و چپ، چرخش به راست و چپ، توسط قفلهای دستگاه و اعمال مقاومت حداکثر از طریق پمپهای هیدرولیک که توسط نرم افزار، قابل کنترل بود کاملاً محدود می‌شد. سپس در وضعیت ایستاده از فرد خواسته می‌شد حداکثر تلاش ارادی خود را در هر یک از شش جهت حرکتی (فلکسیون، اکستانسیون، خم شدن طرفی راست، خم شدن طرفی چپ، چرخش به راست و چرخش به چپ) به تفکیک اعمال کرده، طوری که حداکثر نیروی خود را در هر جهت به صورت یکنواخت اعمال و حفظ نماید. هر انقباض ایزومتریک ده ثانیه طول می‌کشید. بین هر دو انقباض متوالی به منظور جلوگیری از خستگی افراد، حداقل دو دقیقه استراحت در نظر گرفته می‌شد.

هر یک از انقباضات ایزومتریک در شش جهت حرکتی، سه مرتبه انجام می‌شد، یعنی هر فرد مجموعاً هجده انقباض ایزومتریک را انجام می‌داد. پس از پایان آزمون استاتیک فرد از دستگاه B200 خارج شده، به مدت ۱۵ دقیقه استراحت می‌کرد. در این فاصله زمانی، داده‌های حاصل از انقباضات ایزومتریک در سه صفحه حرکتی (شش جهت) مورد بررسی قرار می‌گرفت. ابتدا از بین سه انقباض ایزومتریک در هر جهت، انقباضی که بیشترین حداکثر گشتاور را دارا بود به عنوان گشتاور [Maximum Voluntary Contraction (MVC)] آن جهت انتخاب می‌شد. سپس از بین دو جهت، MVC کمتر را به عنوان حداکثر گشتاور ایزومتریک برای آن صفحه حرکتی انتخاب می‌کردیم.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]

پس از پایان زمان استراحت، آزمون دینامیک انجام می‌شد. در این آزمون چهار مجموعه حرکتی به شکل تصادفی صورت می‌گرفت : ۱) مجموعه حرکتی بدون مقاومت (free dynamic)، ۲) مجموعه حرکتی با اعمال ۲۵ درصد حداکثر گشتاور ایزومتریک (۲۵ درصد MVC)، ۳) مجموعه حرکتی با اعمال ۵۰ درصد حداکثر گشتاور ایزومتریک (۵۰ درصد MVC) و ۴) مجموعه حرکتی با اعمال ۷۵ درصد حداکثر گشتاور ایزومتریک (۷۵ درصد MVC). در آزمون دینامیک روش کار به این صورت بود که فرد از حالت ایستاده به طور همزمان تا انتهای دامنه حرکتی به فلکسیون، خم شدن طرفی راست و چرخش به راست برده می‌شد، سپس از فرد می‌خواستیم در این وضعیت بماند. با قرار دادن شیئی آن مکان را مشخص می‌کردیم. آنگاه به فرد گفته می‌شد با شنیدن فرمان حرکت از این وضعیت، حرکت را تا رسیدن به وضعیت ایستاده مستقیم (upright position) انجام دهد و مجدداً به وضعیت شروع حرکت برگردد. این حرکت رفت و برگشتی پنج مرتبه انجام می‌شد. در مجموعه‌های حرکتی ۲۵، ۵۰ ، و ۷۵ درصدMVC، پنج حرکت رفت و برگشتی به ترتیب در برابر اعمال مقاومتهای ۲۵، ۵۰ و ۷۵ درصد حداکثر گشتاور ایزومتریک صورت می‌گرفت.

در شکل ۲، نمودار حاصل از ثبت گشتاور و دامنه حرکتی پنج حرکت فلکسیون- اکستانسیون مشاهده می‌شود. برای محاسبه پارامترهای الگو (دامنه حرکتی) و بازده حرکتی (گشتاور حداکثر) از میان پنج حرکت انجام شده، سه حرکت میانی را در نظر گرفته و توسط نرم افزار دستگاه ایزواستیشن B200، پارامترهای الگو و بازده حرکتی تنه را در هر یک از جهات فلکسیون، اکستانسیون، چرخش و خم شدن طرفی به راست و چپ به تفکیک در هر سه حرکت میانی محاسبه کرده (شکل ۲) و میانگین آن را به عنوان داده مربوط به آن ثبت می‌کردیم.



شکل ۲ - شیوه محاسبه پارامتر های الگو و بازده حرکتی

پس از ثبت داده‌ها، از نرم افزار SPSS شماره ۱۱/۵برای تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده شد. برای بررسی تأثیر اعمال سطوح مختلف مقاومت بر متغیرهای ذکر شده، از آزمون آماری repeated measures استفاده گردید و همچنین به منظور مقایسه دو به دوی سطوح مختلف مقاومت آزمون آماری bonferroni مورد استفاده قرار گرفت. سطح معنی‌داری برای آزمون repeated measures به میزان ۰/۰۵ و برای آزمون آماری bonferroni به میزان ۰/۰۰۸۳ در نظر گرفته شد.

یافته ها

تعداد ۳۰ مرد سالم با میانگین سنی ۲۳/۹ سال، قد ۱/۷۷ متر، وزن ۷۰/۸ کیلوگرم و محیط دور شکم ۸۲/۵ سانتی‌متر در این تحقیق شرکت کردند.

نتایج حاصل از مقایسه دو به دوی سطوح مختلف مقاومت نشان داد که دامنه حرکتی در جهات فلکسیون و اکستانسیون با افزایش مقاومت، از حداقل به ۲۵ درصد تغییر معناداری نمی‌کند ($P>0/0083$)، از ۲۵ درصد به ۵۰ درصد کاهش معناداری می‌یابد ($P<0/0083$) و از۵۰ به ۷۵ درصد با روند کاهشی همراه است، ولی این کاهش به لحاظ آماری معنادار نمی‌باشد ($P>0/0083$). دامنه حرکتی در جهات خم

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]

شدن طرفی راست و چپ بین مقاومتهای حداقل و ۲۵ درصد کاهش معناداری یافت (P<۰/۰۰۸۳). بین مقاومت ۲۵ و ۵۰ درصد، ۵۰ و ۷۵ درصد تغییر معناداری در مقدار دامنه حرکتی حاصل نشد (P>۰/۰۰۸۳). در جهات چرخش به راست و چپ، با افزایش مقاومت از حداقل به ۲۵ درصد، دامنه حرکتی تغییر معناداری نکرد (P>۰/۰۰۸۳). با افزایش مقاومت از ۲۵ به ۷۵ درصد، دامنه حرکتی به طور معناداری کاهش یافت (P<۰/۰۰۸۳) (جدول ۱).

جدول ۱- مقایسه دو به دوی میانگین (انحراف معیار) دامنه حرکتی تنه در شش جهت حرکتی بین سطوح مختلف مقاومت توسط آزمون بنفرونی (n=۳۰ در هر گروه)

نوع حرکت	دامنه حرکتی (درجه)				سطح معنی داری (P-value) مقایسه دو به دوی سطوح مقاومتی					
	حداقل	٪۲۵	٪۵۰	٪۷۵	حداقل-٪۲۵	حداقل-٪۵۰	حداقل-٪۷۵	٪۵۰-۲۵	٪۷۵-۲۵	٪۷۵-۵۰
فلکسیون	۶۹/۶۱ (۶/۶۱)	۶۹/۹۶ (۵/۸۶)	۶۵/۵۶ (۶/۳۷)	۶۱/۴۶ (۹/۲۴)	۱	۰/۰۰۳	۰/۰۰۱	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۳۶
اکستانسیون	۶۹/۴۱ (۶/۵۳)	۶۹/۹۳ (۵/۸۰)	۶۵/۰۸ (۶/۲۷)	۶۱/۵۴ (۹/۲۴)	۱	۰/۰۰۳	۰/۰۰۱	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۵۳
خم شدن طرفی راست	۱۰/۶۰ (۷/۶۰)	۶/۱۳ (۶/۷۰)	۵/۷۶ (۵/۷۰)	۵/۳۴ (۵/۲۶)	۰/۰۰۱	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۱	۱	۱
خم شدن طرفی چپ	۱۱/۶۵ (۷/۹۲)	۵/۹۹ (۶/۷۴)	۵/۴۹ (۶/۱۸)	۴/۵۶ (۵/۰۹)	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۱	۰/۲۶۵	۰/۸۹۳
چرخش به راست	۲۱/۳۰ (۹/۳۶)	۲۲/۱۷ (۸/۱۹)	۱۷/۸۴ (۵/۹۶)	۱۳/۱۸ (۶/۱۱)	۱	۰/۲۰۲	۰/۰۰۲	۰/۰۰۶	۰/۰۰۰	۰/۰۰۳
چرخش به چپ	۲۰/۷۵ (۸/۱۵)	۲۱/۶۰ (۷/۵۱)	۱۷/۶۴ (۵/۲۱)	۱۳/۴۲ (۵/۸۷)	۱	۰/۲۰۵	۰/۰۰۳	۰/۰۱۰	۰/۰۰۰	۰/۰۱۱

نتایج تست بنفرونی نشان داد (جدول ۲) که با افزایش سطح مقاومت از حداقل به ۷۵ درصد، گشتاور حداکثر در هر شش جهت حرکتی (فلکسیون، اکستانسیون، خم شدن طرفی راست و چپ، چرخش به راست و چپ) به طور معنی‌داری افزایش می‌یابد (P= ۰/۰۰۰)

جدول ۲- مقایسه دو به دوی میانگین (انحراف معیار) گشتاور حداکثر تنه در شش جهت حرکتی بین سطوح مختلف مقاومت توسط آزمون بنفرونی (n=۳۰ در هر گروه)

نوع حرکت	گشتاور حداکثر (نیوتن متر)				سطح معنی داری (P-value) مقایسه دو به دوی سطوح مقاومتی					
	حداقل	٪۲۵	٪۵۰	٪۷۵	حداقل-٪۲۵	حداقل-٪۵۰	حداقل-٪۷۵	٪۵۰-۲۵	٪۷۵-۲۵	٪۷۵-۵۰
فلکسیون	۳۴/۲۸ (۰/۶۲)	۹۶/۳۹ (۴/۶۵)	۱۶۴/۵۳ (۸/۱۴)	۱۹۲/۴۲ (۶/۸۳)	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰
اکستانسیون	۲۵/۱۸ (۰/۳۹)	۸۸/۶۹ (۴/۵۹)	۱۵۵/۵۴ (۸/۱۲)	۱۸۴/۲۱ (۶/۸۶)	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰
خم شدن طرفی راست	۱۰/۳۲ (۰/۳۰)	۲۰/۴۸ (۱/۴۱)	۲۹/۶۳ (۱/۹۹)	۳۵/۱۸ (۲/۴۴)	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰
خم شدن طرفی چپ	۱۰/۲۰ (۰/۴۷)	۱۹/۱۰ (۱/۲۷)	۲۵/۷۱ (۲/۲۹)	۳۲/۳۹ (۳/۰۳)	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰
چرخش به راست	۱۱/۷۳ (۰/۲۴)	۲۱/۲۳ (۰/۹۰)	۳۷/۴۷ (۱/۷۲)	۴۵/۸۶ (۲/۲۹)	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰
چرخش به چپ	۱۱/۳۸ (۰/۲۴)	۲۰/۶۷ (۰/۸۸)	۳۷/۷۱ (۱/۷۸)	۴۴/۴۳ (۲/۲۳)	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰	۰/۰۰۰

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]

بحث

هدف این مطالعه، بررسی الگو (دامنه) و بازده حرکتی (گشتاور حداکثر)، در حین انجام حرکت سه بعدی تنه علیه مقاومت بود.

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که به طور کلی تأثیر میزان مقاومت بر دامنه حرکتی تنه در هر شش جهت (فلکسیون، اکستانسیون، خم شدن طرفی راست و چپ، چرخش به راست و چپ) معنادار می‌باشد. با افزایش مقاومت از حداقل به ۷۵ درصد، دامنه حرکتی روند کاهشی را نشان داد. یکی از تئوریهای کلاسیک در مورد نقش مکانیزم شکمی این است که تنه همانند یک سیلندر می-باشد و دیواره‌های این سیلندر را عضلات شکمی و اپنوروسیس مرتبط با این عضلات تشکیل می‌دهند. از طرفی مطالعه حاضر نشان داد با افزایش میزان مقاومت، سطح فعالیت عضلات شکمی هم افزایش می‌یابد. افزایش در سطح فعالیت عضلات شکمی، فشار داخل شکمی (intra-abdominal pressure) را بالا برده و تنه را به یک سیلندر سفت (rigid) تبدیل می‌کند. متعاقباً میزان انعطاف‌پذیری ستون فقرات کاهش یافته در نتیجه دامنه حرکتی هم کاهش می‌یابد(۱۲).

با افزایش سطح مقاومت، در بین عضلات تنه، پدیده هم انقباضی (co-contraction) رخ می‌دهد. با توجه به اینکه انجام حرکت توسط نمونه‌های این مطالعه به صورت نامتقارن (asymmetric) و همزمان در سه صفحه حرکتی بوده است، میزان هم انقباضی به طور قابل توجهی افزایش می‌یابد. هنگامی که عضلات بیشتری در فعالیت درگیر باشند سیستم کنترلی بدن برای تعیین زمان فعالیت یا عدم فعالیت عضلات نیازمند فرصت و زمان بیشتری است. این افزایش زمان منجر به کندتر شدن حرکت و کاهش ممان اینرسی (moment of inertia) و متعاقباً کاهش دامنه حرکتی می‌شود(۱۳). در این رابطه نتایج مطالعه ما مشابه با یافته‌های مطالعه Parnianpour و همکاران در سال ۱۹۸۹ بود. Parnianpour و همکاران، عملکرد دینامیک (dynamic performance) تنه را در برابر سه سطح مقاومت ۳۰، ۵۰ و ۷۰ درصد حداکثر گشتاور ایزومتریک عضلات تنه بررسی نمودند. نتایج مطالعه آنها نشان داد با افزایش میزان مقاومت از ۳۰ درصد به ۷۰ درصد حداکثر قدرت ایزومتریک عضلات تنه، دامنه حرکتی کاهش می‌یابد(۱۴). Ferguson و همکاران در سال ۱۹۹۲ و Seeds و همکاران در سال ۱۹۸۷ نیز یافته‌های مشابهی در خصوص دامنه حرکتی بدست آوردند(۱۶و۱۵).

در مقاومتهای بالاتر (۵۰ و ۷۵ درصد) مشاهده شد که کاهش دامنه حرکتی در صفحات ساجیتال و ترانسورس بیشتر از صفحه فرونتال است. یعنی با افزایش مقاومت، فرد برای رسیدن به نقطه مورد نظر ترجیح می‌دهد خم شدن طرفی را نسبت به فلکسیون و چرخش بیشتر انجام دهد.

داده‌های حاصل از این مطالعه در مورد گشتاور حداکثر نشان داد که اثر مقاومت بر گشتاور حداکثر و متوسط در هر شش جهت حرکتی (فلکسیون، اکستانسیون، خم شدن طرفی راست و چپ، چرخش راست و چپ) معنادار است.

گشتاور خروجی دستگاه ایزواستیشن B200 برابر با جمع گشتاور عضلانی و گشتاور جاذبه است. از آنجایی که در حین انجام تست، گشتاور جاذبه تغییر نمی‌کرده است، بنابراین افزایش گشتاور اندازه‌گیری شده توسط دستگاه را می‌توان به افزایش گشتاور عضلانی نسبت داد.

بر اساس فرمول گشتاور ($T= F \times d$)، گشتاور عضله متأثر از نیروی تولید شده توسط عضله (F) و بازوی گشتاور عضله (d) است. از آنجایی که افزایش سطح مقاومت تأثیری بر بازوی گشتاور (lever arm) عضله ندارد، به نظر می‌رسد افزایش گشتاور عضلات تنه متأثر از افزایش نیروی تولید شده توسط عضلات تنه بوده است.

مطالعات زیادی انجام شده است که در آن رفتار گشتاور نسبت به افزایش مقاومت مورد بررسی قرار گرفته است. نتیجه همه این مطالعات، افزایش گشتاور همزمان با افزایش میزان مقاومت بوده است(۱۷و۱۸و۱۹و۲۰و۲۱و ۹و۲۲و۲۳و۲۴).

قدردانی

این مقاله بر اساس نتایج پایان‌نامه کارشناسی ارشد فیزیوتراپی بوده و با بودجه پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی تهران انجام پذیرفته است. نویسندگان مراتب قدردانی خود را از مسئولین دانشگاه از این بابت اعلام می‌دارند.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]

REFERENCES

1.Chen WJ, Chiou WK, Lee YH, Lee MY, Chen ML. Myo-electric behavior of the trunk muscles during static load holding in healthy subjects and low back pain patients. Clin Biomech, 1998; 13(1): S9 - S15.

2. Malcolm IVJ. The lumbar spine and back pain. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1992, 551.

3.Sparto PJ, Parnianpour M. Estimation of trunk muscle forces and spinal loads during fatiguing repetitive trunk exertions. Spine, 1998; 23: 2563-2573.

4.Arjmand N, Shirazi-Adl A. Biomechanics of changes in lumbar posture in static lifting. Spine, 2005; 30: 2637-2648.

5.Bazrgari B, Shirazi-Adl A, Arjmand A. Analysis of squat and stoop dynamic liftings: muscle forces and internal spinal loads. Eur Spine J, 2007; 16: 687-699.

6.Danneels LA, Vanderstraeten G, Cambier DC, Witvrouw E, Stevens V, and et al. A functional subdivision of hip, abdominal, and back muscles during asymmetric lifting. Spine, 2001; 26: 114-121.

7.Marras WS, Ferguson SA, Burr D and et al. Spine loading in patients with low back pain during asymmetric lifting exertions. The Spine J, 2004; 4: 64-75.

8.Neuman DA. Kinesiology of the musculoskeletal system .Saint Louis: Mosby, 2002, 342-345.

9.Sheikhzadeh A, Parnianpour M, Nordin M. Capability and recruitment patterns of trunk during isometric uniaxial and biaxial upright exertion. Clin Biomech, 2008; 23: 527–535.

10.Marras WS, Davis KS. Spine loading during asymmetric lifting using one versus two hands. Ergonomics, 1998; 41: 817 – 834.

11.Isothechnologies INC.(1988) B200 User's Manual. Revision 2. Hillsborough, North Carolina.

12.Porterfield JA, Derosa C. Mechanical Low Back Pain: perspectives in functional anatomy. Philadelphia: W.B Saunders Company; 1998, 95.

13.Marras WS, Ferguson SA, Simon SR. Three dimensional dynamic motor performance of the normal trunk. Int J Ind Ergon, 1990; 6: 211-224.

14.Parnianpour M, Li F, Nordin M. Kahanovitz N. A database of isoinertial trunk strength tests against three resistance levels in sagittal, frontal, and transverse planes in normal male subjects. Spine, 1989; 14(4): 409- 411.

15.Ferguson SA, Marras WS, Waters TR. Quantification of back motion during asymmetric lifting. Ergonomics, 1992; 35: 845-859.

16.Seeds RH, Levene J, Goldberg HM. Normative Data for Isostation B100. JOSPT, 1987; 141-155.

17.Balague F, Bibbo E, Melot C, Szpalski M, Gunzburg R, and et al. The association between isoinertial trunk muscle performance and low back pain in male adolescents. Eur Spine J, 2009; 1161-69.

18.Hutten MMR, Hermens HJ. Relationship between isoinertial Lumbar dynamometry parameters and demographic parameters in chronic low back pain patients. Eur Spine J, 1998; 7: 454-460.

19.Ng JK-F, Richardson CA, Parnianpour M, Kippers V. EMG activity of trunk muscles and torque output during isometric axial rotation exertion: a comparison between back pain patients and matched controls. J Orthop Res, 2002; 20: 112-121.

20.Ng JK-F, Parnianpour M, Richardson CA, Kippers V. Functional roles of abdominal and back muscles during isometric axial rotation of the trunk. J Orthop Res, 2001; 19: 463-471.

21.Ng JK-F, Parnianpour M, Richardson CA, Kippers V. Effect of Fatigue on torque output and electromyographic measures of trunk muscles during isometric axial rotation. Arch Phys Med Rehabil, 2003; 84: 374-81.

22.Talebian S, Bagheri H. Changes in lumbar spine motor control strategies following an increase in load: clinical trial.TUMJ, 2008; 65(12): 78-83.

23.Peach JP, Sutarno CG, McGill SM. Three-dimensional kinematics and trunk muscle myoelectric activity in the young lumbar spine: a database, Arch Phys Med Rehabil, 1998; 79: 663-668.

24.Gabriel RJ, Parnianpour M, Schmitz TJ, Nordin M. Directional and resistive effects on isoresistive muscle coordination patterns during repetitive sagittal plane trunk motion. Biomed Eng Appl Basis Commun, 1999; 11(2): 67-80.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]

Movement pattern & motor output during resisted trunk three dimensional motion

Sadeghi M[1],* Shadmehr A[2], Bagheri H[3], Talebian S[4],Olyaei GR[3], Jalaie SH[2], Samadi V[1]

1- MSc of Physiotherapy
2- Assistant Professor of Tehran University of Medical Sciences
3- Professor of Tehran University of Medical Sciences
4- Associate Professor of Tehran University of Medical Sciences

Abstract

Background and aim: Asymmetric motions of trunk, external forces and other occupational factors such as frequent bending and twisting, lifting and forceful movement contribute to low back disorders. However, the dynamic and three-Dimensional motions of trunk at varying exertion levels were not addressed in literature. Hence, the aim of this study was to investigate the movement pattern and motor output during resisted trunk three-dimensional motion. **Materials and Methods:** Thirty healthy male subjects randomly performed dynamic asymmetric trunk motion at four resistance levels (nominal resistance, 25%, 50%, and 75% maximal voluntary contraction (MVC) torque) while positioned in standing with the L5-S1 interspinous space aligned with the flexion / extension axis of isostation B200. Under each resistance condition, movement patterns (range of motion), motor output (maximum torque) of the trunk were measured.

Results: In general, with increasing resistance from nominal to 75% MVC torque, the maximum torque of trunk in different directions of motion (flexion, extension, right & left lateral flexion, right & left rotation) increased significantly ($p= 0.000$). With increasing resistance from nominal to 50% MVC torque, the range of motion of the trunk decreased significant ($p<0.0083$), but no significant change was found in this variable between resistance conditions of 50% and 75% MVC torque ($p>0.0083$).

Conclusion: When the resistance level is increased , the created external forces must be balanced by internal forces generated by trunk muscles. Because the muscles have short lever arms compared with the external forces, they must generate large amounts of forces, placing compressive and shear loads on the structures of the spine. Under these conditions, spine injuries may be enhanced.

Key words: Resistance, Motor Control, Surface Electromyography, Spinal Column

***Corresponding author:**
Dr. Azadeh Shadmehr, Rehabilitation Faculty, Tehran University of Medical Sciences.
E-mail: shadmehr@tums.ac.ir

This research was supported by Tehran University of Medical Sciences (TUMS)

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-26]