

تحقیق در خصوص تأثیر بار ناایستار بر وضعیتی بدن ایرانیان - مطالعه مزمین

وحید صمدی^۱ (M.Sc)، صدیقه کهیزی^{۱*} (Ph.D)، محمودرضا آذغانی^۲ (Ph.D)، پرویز آزاد فلاح^۳ (Ph.D)، محمد غلامی فشارکی^۴ (Ph.D)

- ۱- گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران
- ۲- گروه بیومکانیک، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران
- ۳- گروه روان‌شناسی، دانشکده علوم انسانی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران
- ۴- گروه آمار زیستی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

چکیده

هدف: مقایسه تغییرات متعددی در وضعیتی بدن در بار ناایستار با این شرایط پارامترهای فشار بدن و این بار ناایستار. شرایط بار ناایستار در بار ناایستار، اثر بار ناایستار بر وضعیتی بدن ایرانیان را بررسی کرد. هدف: مقایسه تغییرات متعددی در وضعیتی بدن در بار ناایستار با این شرایط پارامترهای فشار بدن و این بار ناایستار.

روش کار: از ۲۰ نفر از دانشجویان (با میانگین سنی ۳۱/۳۰ سال و میانگین شاخص توده بدنی ۲۵/۲۰ کیلوگرم) در ارتفاع ۱۰ متر و ۲۰ سانتیمتر (با میانگین سنی ۳۰/۰۰ سال و میانگین شاخص توده بدنی ۲۴/۱۲ کیلوگرم) در حالت ایستاده و در حالت ایستاده در دست نگره شرایط آزمایشگاهی (پایدار یا ناایستار) بر سطح تکیه‌گاه در فاصله ۱ متر، تغییراتی در پارامترهای فشار بدن (دامنه نوسان (و انحراف معیار) و دامنه نوسان (و انحراف معیار) در دو جهت قدامی - خلفی و طرفی و اینه صفحه نیرو و اندازه‌گیری شدند.

نتایج: بار ناایستار در مقایسه با بار ایستاده در دامنه نوسان کمتری در جهت قدامی - خلفی داشت. دادند ($P=0/03$) هم چنین نگره بار ناایستار در جهت نوسان طرفی کمتری ($P=0/05$) ولی هنگام ایستادن روی سطح نوسان طرفی بیشتری داشتند ($P=0/04$).

نتیجه‌گیری: بار ناایستار در مزمین هنگام ناایستاری بر سطح تکیه‌گاه آگویی وضعیتی تفاوتی با بار ایستاده در مزمین نشان می‌دهند. همچنین شرایطی، انحراف عمیق - سه‌گانه‌گیری در ترازوی فشار را می‌تواند اعمال آسیب‌های بیشتری را افزایش دهد.

کلمات کلیدی: درد، وضعیتی، بار ناایستار، بار تکیه‌گاه

حفظ وضعیت بدنی یا پوسچر مستلزم تعامل بین نیروهای خارجی (مثل جاذبه)، خصوصیات مکانیکی بدن و سیستم

مقدمه

ساق پا فعال می‌شوند، در حالی که در جابه‌جایی‌های طرفی عضلات تنه و هیپ بیش‌تر وارد عمل می‌گردند [۱۸].

بیماران مبتلا به کمردرد دچار اختلال حس عمقی تنه هستند [۱۹-۲۱] و برای حفظ تعادل خود از استراتژی هیپ اجتناب کرده و عمدتاً از استراتژی مچ پا استفاده می‌کنند [۶،۴]. این بیماران وابستگی بیش‌تری به ورودی بینایی پیدا می‌کنند. به‌طوری‌که به هنگام بستن چشم، کنترل پوسچر ضعیف‌تری دارند [۲۲،۴] و در شرایط جابه‌جایی‌های غیر منتظره سطح تکیه‌گاه، پاسخ مرکز فشار آن‌ها با تأخیر بیش‌تری همراه است [۴] که چنین تغییراتی می‌تواند در تشدید آسیب و افزایش شدت علائم این بیماران مؤثر باشد.

علاوه بر ناپایداری سطح تکیه‌گاه، در دست‌نگه‌داشتن بار مخصوصاً از نوع ناپایدار نیز می‌تواند منجر به تغییر الگوی کنترل حرکت گردد و خطر آسیب‌های ستون فقرات را افزایش دهد [۲۳-۲۵]. بارگذاری ناگهانی و غیر منتظره تنه باعث فعالیت بیش از حد عضلات پشت و افزایش نیروی وارده به ستون فقرات می‌شود [۲۴،۲۵]. Lee و Lee تأثیر بار ناپایدار را بر خمیده کردن تنه و افزایش میزان فعالیت عضلات ارتکتور اسپاین گزارش کردند [۲۶]، van Dieen و همکاران با بررسی مقایسه‌ای بلند کردن بار حاوی یخ (پایدار) و بار حاوی آب (ناپایدار)، به هم‌انقباضی بیش‌تر عضلات شکمی و اعمال نیروها و گشتاور بیش‌تر به ناحیه کمری - خاجی در شرایط ناپایدار پی بردند [۲۷]. با این حال اثر ناپایداری بار بر پارامترهای کنترل وضعیتی مخصوصاً در بیماران مبتلا به کمردرد مزمن نامشخص است. هم‌چنین ممکن است این بیماران هنگام ایستادن روی سطح تکیه‌گاه ناپایدار در شرایط در دست داشتن بار نسبت به افراد بدون کمردرد کنترل وضعیتی متفاوتی داشته باشند. به عبارت دیگر به نظر می‌رسد بیماران مبتلا به کمردرد هنگام قرارگیری در موقعیت‌های چالش برانگیزی که در زندگی روزمره به دفعات با آن مواجه هستند استراتژی‌های کنترل حرکت و پوسچر متفاوتی نشان می‌دهند و تفاوت‌های آن‌ها با افراد سالم در چنین موقعیت‌هایی بیش‌تر و بارزتر می‌گردد. بنابراین هدف مطالعه

عصبی - عضلانی می‌باشد. ورودی‌های حسی (بینایی، وستیبولار و حسی - پیکری) در وضعیت‌دهی سگمان‌های بدن نسبت به یک‌دیگر و نیروهای خارجی نقش دارند [۱].

بدن انسان در حالت ایستاده را می‌توان با مدل پاندول معکوس توصیف کرد که فی‌نفسه ناپایدار است [۲] و حول مفاصل مچ پا در حال حرکت مختصر و خود به خودی می‌باشد که به آن نوسان وضعیتی اطلاق می‌شود. این نوسان معمولاً با اندازه‌گیری حرکات مرکز فشار مورد ارزیابی قرار می‌گیرد.

کنترل وضعیتی مطلوب پیش‌نیاز انجام فعالیت‌های مختلف زندگی نظیر حفظ و بلند کردن اجسام می‌باشد. در مطالعات متعددی تغییر کنترل وضعیتی در بیماران مبتلا به کمردرد به اثبات رسیده است. برخی از محققان کاهش نوسان وضعیتی [۳-۸] و برخی دیگر افزایش نوسان [۹-۱۲] را در این بیماران گزارش کرده‌اند. چنین تغییراتی عمدتاً به وجود درد [۱۰،۹]، ترس از درد [۱۴،۱۳]، اختلال حس عمقی [۱۲،۹،۳] و تغییر در استراتژی‌های کنترل حرکت نسبت داده شده‌اند [۱۱،۶،۴،۲] و البته کنترل وضعیتی ضعیف با افزایش احتمال ابتلا به کمردرد مرتبط دانسته شده است [۱۵].

سیستم حسی - پیکری اطلاعات مربوط به وضعیت و حرکت بدن نسبت به سطح تکیه‌گاه و اطلاعات به دست آمده از ارتباط بین سگمان‌های بدن نسبت به یک‌دیگر را مخابره می‌کند. هنگام ایستادن روی سطح شیب‌دار اطلاعات مرتبط با وضعیت بدن نسبت به سطح تکیه‌گاه مفید و قابل اعتماد نیستند. در چنین شرایطی، سیستم عصبی مرکزی به سایر ورودی‌های حسی (نظیر بینایی و وستیبولار) اتکا می‌کند. به عبارت دیگر سیستم کنترل وضعیتی در محیط‌هایی با شرایط مختلف با وزن‌دهی مجدد ورودی‌های حسی، تکلیف ایستادن را بهینه می‌نماید [۱۷،۱۶]. هم‌چنین نوع استراتژی مورد استفاده و الگوی به‌کارگیری عضلات بسته به شرایط محیطی و فردی می‌تواند متفاوت باشد. به‌طوری‌که مثلاً در جابه‌جایی‌های قدمی - خلفی سطح تکیه‌گاه عمدتاً عضلات

۱۰۰ هرتز جمع‌آوری و پس از ورود به سیستم تبدیل آنالوگ به دیجیتال مورد تجزیه و تحلیل قرار می‌گرفت. بر اساس راهنمای این دستگاه، سنسورهای آن در اندازه‌گیری نیرو از حساسیت بالایی برخوردارند. همچنین انجام مطالعه مقدماتی نشان داد که پارامترهای مرکز فشار به دست آمده از این دستگاه دارای تکرارپذیری خوب یا عالی می‌باشند.

برای ناپایدار کردن سطح تکیه‌گاه از فومی با ضخامت ۱۰ سانتی‌متر استفاده می‌شد. به این ترتیب شرایط آزمایش از نظر پایداری سطح تکیه‌گاه به دو صورت سفت (بدون فوم) و ناپایدار (با فوم) تغییر می‌کرد.

فرد مورد آزمون در حالت ایستاده، باری به میزان ۱۰ درصد وزن بدن خود و در حالی که بازوها در کنار بدن و آرنج‌ها در فلکشن ۹۰ درجه واقع بودند در دستان خود نگه می‌داشت. از وی خواسته می‌شد که در حین تست، سر، تنه، دست‌ها و پاهای خود را حرکت ندهد (شکل ۱). به منظور ناپایدار کردن بار از سیستم تولیدکننده بار پویای سینوسی متغیر با زمان استفاده گردید. در این سیستم توسط یک مدار الکترونیکی، دو دیسک دوار با فرکانس مشخص ۱۰ هرتز به ارتعاش در می‌آیند. ضمن این ارتعاش علی‌رغم ثابت بودن جرم بار، گشتاور حاصله متغیر می‌باشد. با توجه به نحوه در دست گرفتن بار، ارتعاشات در صفحه ساژیتال ایجاد می‌گردند. به این ترتیب شرایط آزمایش از نظر پایداری بار به دو صورت پایدار (ایستا) و ناپایدار (پویا) تغییر می‌کرد.

بنابراین هر یک از افراد مورد آزمون بر اساس پایداری سطح تکیه‌گاه و بار، چهار شرایط مختلف آزمایشگاهی را به ترتیب تصادفی تجربه می‌کردند. هر یک از این شرایط سه مرتبه تکرار شده و برای جلوگیری از خستگی بین آن‌ها یک دقیقه استراحت در نظر گرفته می‌شد. در هر یک از این تکرارها، داده‌های مربوط به صفحه نیرو به مدت زمان ۲۰ ثانیه جمع‌آوری می‌شدند و سپس دامنه و سرعت نوسان مرکز فشار در دو جهت قدامی - خلفی و طرفی و انحراف معیار آن‌ها مورد محاسبه و تجزیه و تحلیل قرار می‌گرفت. برای هر

حاضر، بررسی تغییرات پارامترهای مرکز فشار در بیماران مبتلا به کمردرد مزمن به هنگام ناپایدار شدن بار و سطح تکیه‌گاه بود.

مواد و روش‌ها

در این مطالعه که از نوع نیمه تجربی و مقطعی می‌باشد، ۲۰ مرد سالم و ۲۰ بیمار مرد مبتلا به کمردرد مزمن با سنین بین ۲۵ تا ۴۰ سال از بین دانشجویان دانشگاه به روش نمونه‌گیری غیر تصادفی در دسترس انتخاب شدند. افراد سالم حداقل در یک سال اخیر دچار کمردرد نشده و هیچ‌وقت سابقه کمردردی که بیش از سه روز طول کشیده باشد نداشتند. بیماران نیز حداقل به مدت ۳ ماه دچار کمردرد بودند و بر اساس مقیاس آنالوگ مشاهده‌ای (VAS) حداکثر شدت درد آن‌ها در روز آزمون و در شرایط انجام تست، نمره ۲ به خود می‌گرفت. هیچ یک از افراد مورد مطالعه ورزشکار حرفه‌ای نبوده و درد انتشاری به زیر چین گلوئیتال نداشتند. همچنین دارای سابقه جراحی ستون فقرات، فتق دیسک کمری، ناهنجاری‌های ستون فقرات، اسپوندیلوزیس، اسپوندیلولیتیزیس، عفونت یا شکستگی مهره، آسیب مفاصل اندام‌های فوقانی و تحتانی، بیماری‌های تنفسی یا روماتیسمی، اختلالات وستیبولار و مشکلات تعادلی نبودند. این افراد بعد از امضای رضایت‌نامه آگاهانه‌ای که به تأیید کمیته اخلاق دانشگاه تربیت مدرس رسیده بود وارد مطالعه می‌شدند. مشخصات دموگرافیک آن‌ها شامل سن، قد، وزن و مدت زمان ابتلا به کمردرد ثبت می‌گردید. برای اندازه‌گیری میزان ناتوانی افراد از پرسش‌نامه Roland-Morris استفاده می‌شد [۲۹، ۳۰] و بیماری‌هایی که نمره ناتوانی آن‌ها در دامنه میانی نمره‌بندی این پرسش‌نامه (۵ تا ۱۵) بود مورد آزمون قرار می‌گرفتند.

از افراد مورد آزمون خواسته می‌شد که با پاهای برهنه‌ای که به اندازه عرض لگن از هم باز بود روی صفحه نیرو یا روی فومی که بر روی آن قرار داشت بایستند. صفحه نیروی مورد استفاده در این مطالعه از نوع پیزو الکتریک و ساخت شرکت Kistler سوئیس بود و اطلاعات حاصل از آن با فرکانس

و اثر متقابل آن‌ها بر پارامترهای کنترل وضعیتی از آزمون اندازه‌گیری‌های تکراری ANOVA سه طرفه استفاده شد. جهت مقایسه دو به دو نیز آزمون Bonferroni تصحیح شده مورد استفاده قرار گرفت. سطح معنی‌داری در تمام آزمون‌ها کم‌تر از ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۸ استفاده گردید.

نتایج

مشخصات دموگرافیک افراد سالم و بیمار مبتلا به کمردرد در جدول ۱ مشاهده می‌شود. این دو گروه از نظر متغیرهای سن، وزن و قد تفاوت معنی‌داری نداشتند ($P > 0/05$). نتایج حاصل از اندازه‌گیری‌های تکراری دامنه (و انحراف معیار دامنه) نوسان و سرعت (و انحراف معیار سرعت) نوسان مرکز فشار به ترتیب در جداول ۲ و ۳ مشاهده می‌گردد. در شرایط نگاه‌داشتن بار ناپایدار در مقایسه با بار پایدار، دامنه نوسان قدامی - خلفی (و انحراف معیار این دامنه) و پارامترهای مربوط به سرعت نوسان در هر دو جهت قدامی - خلفی و طرفی افزایش معنی‌داری نشان می‌داد ($P < 0/001$). اثر انفرادی ناپایداری سطح تکیه‌گاه نیز بر همه متغیرهای نوسان وضعیتی معنی‌دار بود. بررسی اثر انفرادی گروه نشان داد که بیماران مبتلا به کمردرد نسبت به افراد سالم دارای نوسان کم‌تری در جهت قدامی - خلفی هستند ($P = 0/03$).

یک از شرایط آزمایشگاهی، میانگین اندازه‌گیری‌های سه تکرار در نظر گرفته می‌شد.



شکل ۱. نحوه انجام آزمون بصورت ایستادن روی فوم و در دست نگاه‌داشتن بار ناپایدار

تجزیه و تحلیل داده‌ها جهت مقایسه مشخصات دموگرافیک بین دو گروه سالم و بیمار از آزمون t مستقل استفاده گردید. انطباق توزیع متغیرهای وابسته با توزیع نظری نرمال از طریق آزمون Kolmogorov-Smirnov مورد بررسی قرار گرفت. به منظور بررسی اثر بار (پایدار و ناپایدار) و سطح تکیه‌گاه (پایدار و ناپایدار) به عنوان عوامل درون‌گروهی، گروه (بیمار و سالم) به عنوان عامل بین‌گروهی

جدول ۱. خصوصیات افراد شرکت‌کننده.

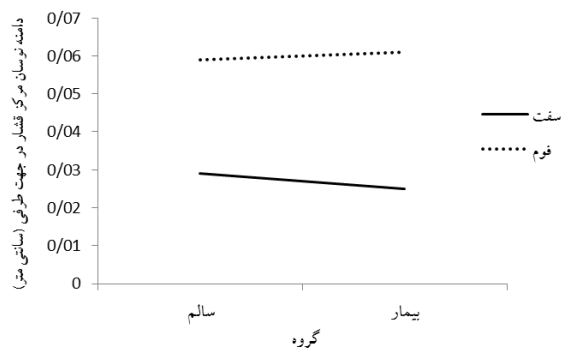
متغیر	گروه بیمار انحراف معیار ± میانگین	گروه سالم انحراف معیار ± میانگین	سطح معنی‌داری
سن (سال)	۳۱/۳۰ ± ۳/۵۴	۳۰/۰۰ ± ۳/۴۰	۰/۲۴
وزن (کیلوگرم)	۷۷/۴۰ ± ۹/۴۴	۷۵/۵۲ ± ۱۱/۸۹	۰/۵۸
قد (سانتی متر)	۱۷۵/۲۵ ± ۸/۱۴	۱۷۶/۹۵ ± ۶/۰۶	۰/۴۶
مدت زمان کمردرد (سال)	۳/۹۵ ± ۳/۰۲	-	-
باتوانی (رونلد - موریس)	۹/۵۵ ± ۳/۶۵	-	-

جدول ۲. نتایج حاصل از اندازه گیری‌های تکراری دامنه و انحراف معیار دامنه نوسان مرکز فشار در جهات قدامی - خلفی (AP) و طرفی (ML).

انحراف معیار دامنه نوسان مرکز فشار در جهت ML		دامنه نوسان مرکز فشار در جهت ML		انحراف معیار دامنه نوسان مرکز فشار در جهت AP		دامنه نوسان مرکز فشار در جهت AP		متغیرهای وابسته / متغیرهای مستقل
P	F	P	F	P	F	P	F	
۰/۸۹	۰/۰۲	۰/۸۹	۰/۰۲	۰/۰۶	۳/۷۷	۰/۰۳	۴/۷۸	گروه
۰/۷۴	۰/۱۱	۰/۸۷	۰/۰۳	<۰/۰۰۱	۲۲۲/۸۴	<۰/۰۰۱	۸۸/۶۵	بار
<۰/۰۰۱	۸۶/۶۸	<۰/۰۰۱	۱۰۷/۰۱	۰/۰۳	۴/۹۰	<۰/۰۰۱	۳۱/۱۸	سطح تکیه‌گاه
۰/۵۴	۰/۳۹	۰/۲۳	۱/۴۸	۰/۰۷	۳/۴۶	۰/۲۴	۱/۴۱۸	گروه × بار
۰/۰۵	۴/۰۸	۰/۰۴	۴/۲۹	۰/۶۷	۰/۱۸	۰/۸۱	۰/۰۶	گروه × سطح تکیه‌گاه
۰/۵۵	۰/۳۷	۰/۵۴	۰/۳۷	<۰/۰۰۱	۱۴۷/۸۱	<۰/۰۰۱	۶۸/۲۸	بار × سطح تکیه‌گاه
۰/۱۵	۲/۱۰	۰/۰۷	۳/۳۴	۰/۹۴	۰/۰۱	۰/۵۰	۰/۴۵	گروه × بار × سطح تکیه‌گاه

جدول ۳. نتایج حاصل از اندازه گیری‌های تکراری سرعت و انحراف معیار سرعت نوسان مرکز فشار در جهات قدامی - خلفی (AP) و طرفی (ML).

انحراف معیار سرعت نوسان مرکز فشار در جهت ML		سرعت نوسان مرکز فشار در جهت ML		انحراف معیار سرعت نوسان مرکز فشار در جهت AP		سرعت نوسان مرکز فشار در جهت AP		متغیرهای وابسته / متغیرهای مستقل
P	F	P	F	P	F	P	F	
۰/۳۱	۱/۰۶	۰/۲۶	۱/۲۸	۰/۰۷	۳/۵۹	۰/۰۷	۳/۴۶	گروه
<۰/۰۰۱	۲۹/۲۵	<۰/۰۰۱	۴۶/۸۸	<۰/۰۰۱	۲۲۶/۳۸	<۰/۰۰۱	۲۴۱/۱۷	بار
<۰/۰۰۱	۷۹/۶۳	<۰/۰۰۱	۸۶/۵۵	<۰/۰۰۱	۱۰۰/۸۸	<۰/۰۰۱	۱۱۳/۶۰	سطح تکیه‌گاه
۰/۰۲	۵/۷۶	۰/۰۳	۵/۱۱	۰/۱۴	۲/۲۸	۰/۱۵	۲/۱۰	گروه × بار
۰/۳۶	۰/۸۶	۰/۶۰	۰/۲۸	۰/۶۹	۰/۱۶	۰/۶۶	۰/۱۹	گروه × سطح تکیه‌گاه
۰/۵۱	۰/۴۵	۰/۶۰	۰/۲۷	<۰/۰۰۱	۱۶۵/۲۸	<۰/۰۰۱	۱۶۴/۲۶	بار × سطح تکیه‌گاه
۰/۰۳	۵/۳۲	۰/۰۴	۴/۷۵	۰/۵۲	۰/۴۲	۰/۵۶	۰/۳۴	گروه × بار × سطح تکیه‌گاه

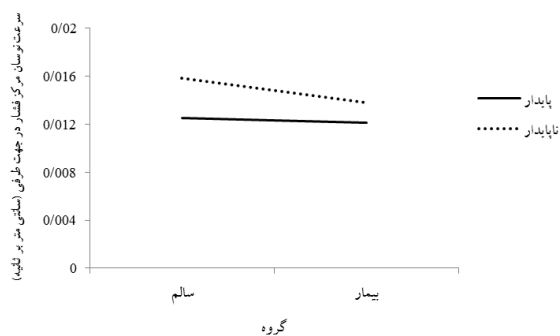


شکل ۲. اثر متقابل گروه (بیمار و سالم) و سطح تکیه‌گاه (سفت و فوم) بر دامنه نوسان مرکز فشار در جهت طرفی.

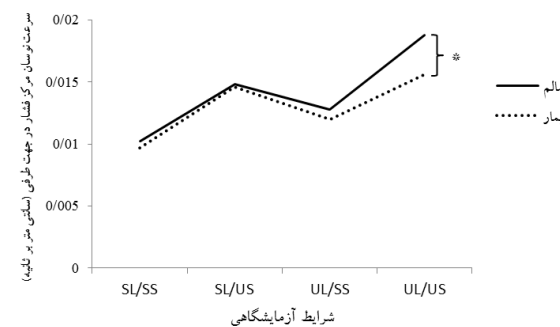
بار و سطح تکیه‌گاه بر پارامترهای قدامی - خلفی مرکز فشار اثر متقابل معنی‌داری داشتند ($P < 0/001$). نتایج آزمون t زوجی نشان داد که ایستادن روی فوم در شرایط در دست گرفتن بار پایدار باعث افزایش این پارامترها، ولی هنگام ننگه‌داشتن بار ناپایدار باعث کاهش آن‌ها می‌گردد. هم‌چنین اثر متقابل گروه و بار بر سرعت نوسان طرفی مرکز فشار (شکل ۲) و انحراف معیار آن و اثر متقابل گروه و سطح تکیه‌گاه بر دامنه نوسان طرفی مرکز فشار (شکل ۳) معنی‌دار بود. اثر متقابل گروه، بار و سطح تکیه‌گاه نیز بر سرعت نوسان طرفی مرکز فشار (و انحراف معیار آن) معنی‌دار بود ($P < 0/05$).

فشار کاهش می‌یابد [۳۱]. در مقابل، عدم اطلاع از میزان سنگینی بار (مخصوصاً بارهای سبک) به دلیل افزایش فعالیت عضلات و شتاب تنه می‌تواند نیروی مکانیکی زیادی به ستون فقرات اعمال کرده و مخاطره‌آمیز باشد [۳۲]. البته Beaudette و همکاران به این نتیجه رسیدند که اعمال بار ناپایدار تغییری در پایداری پویای موضعی ستون فقرات ایجاد نمی‌کند [۳۳]. هم‌چنین بلند کردن بار نامتقارن و تغییر موقعیت قرارگیری وزنه در دست‌ها می‌تواند الگوی فعالیت عضلات تنه را تغییر دهد [۳۴]. اگرچه هم انقباضی عضلات تنه در شرایط بار ناپایدار می‌تواند باعث افزایش سفتی تنه و کنترل بیش‌تر آن گردد [۲۷]، ولی در چنین شرایطی گشتاور بیش‌تری به ستون فقرات اعمال می‌شود. هم‌چنین ارتعاشات بار می‌تواند موجب فعالیت متناوب عضلات آگونست و آنتاگونیست تنه گردد که افزایش تغییرپذیری کنترل وضعیتی را به دنبال دارد.

ناپایداری سطح تکیه‌گاه نیز کنترل وضعیتی را با چالش مواجه می‌سازد. در چنین شرایطی به دلیل غیر دقیق بودن آوران‌های حس عمقی میج پا [۳۶، ۳۵]، از ورودی‌های بینایی و وستیبولار بیش‌تر استفاده شده و استراتژی هیپ و تنه به‌کار گرفته می‌شود که به افزایش نوسان افراد منجر می‌گردد. هنگام ایستادن روی فوم نسبت به سطح تکیه‌گاه سفت، پارامترهای طرفی مرکز فشار افزایش یافت ولی در مورد پارامترهای قدامی - خلفی اثر انفرادی فوم، افزایش دامنه نوسان ولی کاهش انحراف معیار دامنه، سرعت و انحراف معیار آن بود. در بررسی اثر متقابل سطح تکیه‌گاه و بار مشخص شد که به هنگام ایستادن روی فوم، در دست گرفتن بار پایدار باعث افزایش پارامترهای قدامی - خلفی ولی ننگه‌داشتن بار ناپایدار باعث کاهش این پارامترها می‌گردد. به نظر می‌رسد که موقع ایستادن روی فوم، بار ناپایدار با ایجاد هم انقباضی بیش‌تر عضلات تنه و اندام‌های تحتانی در کاهش دامنه، سرعت و تغییرپذیری نوسان قدامی - خلفی مؤثر است. هم‌چنین با توجه به ایجاد ارتعاشات بار مورد استفاده در جهت قدامی - خلفی، عمدتاً عضلات ساق پا با تأخیر کم‌تر وارد عمل می‌شوند [۱۸]



شکل ۳. اثر متقابل گروه (بیمار و سالم) و بار (پایدار و ناپایدار) بر سرعت نوسان مرکز فشار در جهت طرفی.



شکل ۴. تغییرات میانگین سرعت نوسان مرکز فشار در جهت طرفی در شرایط آزمایشگاهی مختلف از نظر پایداری بار و سطح تکیه‌گاه در افراد سالم و بیمار. SL/SS: بار پایدار / سطح پایدار، SL/US: بار پایدار / سطح ناپایدار، UL/SS: بار ناپایدار / سطح پایدار، UL/US: بار ناپایدار / سطح ناپایدار. * نشان‌دهنده معنی داری کمتر از ۰/۰۵.

بحث و نتیجه‌گیری

در این مطالعه اثر ناپایداری بار و سطح تکیه‌گاه بر کنترل وضعیتی افراد سالم و بیمار مبتلا به کمردرد مزمن مورد بررسی قرار گرفت. از یک بار ناپایدار با ارتعاشات قدامی - خلفی استفاده گردید. در دست ننگه‌داشتن چنین باری، کنترل تعادل را با چالش بیش‌تری مواجه می‌سازد و در چنین شرایطی پاسخ سیستم کنترل وضعیتی به‌صورت افزایش دامنه و سرعت نوسان در جهت قدامی - خلفی و تغییرپذیری آن‌ها می‌باشد و بر اساس نتایج حاصله از این مطالعه سرعت نوسان طرفی نیز افزایش می‌یابد. Lee و Lee نیز افزایش طول مسیر مرکز فشار را در شرایط ننگه‌داشتن بار ناپایدار گزارش کردند [۲۶]. مشخص شده است که هنگام اطلاع از جرم بار به هنگام بلند کردن آن، شاخص پایداری افزایش و میزان جابه‌جایی مرکز

فعالیت عضلات تنه این بیماران در حین حفظ بار ناپایدار می‌تواند در افزایش سفتی طرفی تنه آن‌ها مؤثر باشد [۳۷].

بررسی اثر متقابل گروه و سطح تکیه‌گاه نشان می‌دهد که دامنه نوسان طرفی بیماران کم‌دردی در شرایط ایستادن روی سطح سفت کم‌تر ولی به هنگام ایستادن روی فوم بیش‌تر از افراد سالم است. با ایستادن روی فوم ورودی حس عمقی تحت تأثیر قرار می‌گیرد. بیماران کم‌دردی برای حفظ کنترل وضعیتی خود وابستگی بیش‌تری به استراتژی میج پا دارند [۴، ۶]؛ در چنین شرایطی کارآیی این استراتژی در این بیماران کاهش می‌یابد که به افزایش بیش‌تر نوسان طرفی آن‌ها منجر می‌گردد.

اثر متقابل گروه، بار و سطح تکیه‌گاه بر سرعت نوسان طرفی مرکز فشار و انحراف معیار آن معنی‌دار بود. همان‌طور که نمودار ۳ نشان می‌دهد از بین چهار شرایط آزمایشگاهی این مطالعه، تنها به هنگام ناپایداری هم‌زمان بار و سطح تکیه‌گاه بین افراد سالم و بیمار تفاوت معنی‌داری مشاهده می‌شود. به عبارت دیگر بیماران مبتلا به کم‌درد با افزایش میزان ناپایداری محیطی تغییرپذیری و انعطاف کم‌تری در کنترل وضعیتی خود نشان می‌دهند.

در شرایط نبود درد، تغییر کنترل وضعیتی در بیماران کم‌درد مزمن را می‌توان به کاهش ورودی حس عمقی ستون فقرات کمری و عضلات تنه به دلیل تطابق‌های نورولوژیکی طولانی‌مدت نسبت داد [۳، ۹، ۱۲]. استراتژی سفت کردن به صورت هم انقباضی عضلات تنه مخصوصاً در شرایط نگه‌داشتن بار ناپایدار می‌تواند منجر به نیروهای فشاری بیش‌تر به ستون فقرات شود [۳۸]. بدین ترتیب کنترل حرکت فقرات تحت تأثیر قرار گرفته و احتمال آسیب آن افزایش می‌یابد.

این مطالعه بر روی مردان جوان انجام گرفته است و شاید نتایج حاصل از آن به افراد زن و سایر گروه‌های سنی قابل تعمیم نباشد. همچنین ممکن است که سایر زیر گروه‌های بیماران مبتلا به کم‌درد پاسخ‌های متفاوتی به چالش‌های مورد استفاده در این تحقیق نشان دهند. تأثیر احتمالی نوع بار

و به عبارت دیگر نسبت به شرایط بار پایدار امکان استفاده از استراتژی میج پا بیش‌تر می‌شود.

به‌طور کلی بیماران مبتلا به کم‌درد نسبت به افراد سالم دامنه نوسان وضعیتی کم‌تری در جهت قدامی- خلفی داشتند. همچنین این بیماران تمایل به کاهش سرعت نوسان خود در این جهت نشان می‌دادند ($P=0/07$). اگرچه برخی مطالعات عدم تغییر و حتی افزایش نوسان مرکز فشار در بیماران مبتلا به کم‌درد را گزارش کرده‌اند ولی کاهش نوسان در این بیماران در شرایطی که تقریباً بدون درد می‌باشند می‌تواند تحت تأثیر عوامل روانی مرتبط با درد نظیر ترس از درد، هم انقباضی عضلات تنه و به‌کارگیری استراتژی سفت کردن اتفاق بیفتد. اختلال در حس عمقی بیماران کم‌دردی باعث اتکای بیش‌تر سیستم عصبی مرکزی آن‌ها به ورودی‌های بینایی و وستیبولار می‌گردد و این بیماران با به‌کارگیری استراتژی میج پا دچار نوسان وضعیتی کم‌تری می‌شوند [۳]. کاهش نیروی برشی قدامی- خلفی در افراد کم‌درد نشان‌دهنده ناتوانی این افراد در استفاده از استراتژی هیپ دانسته شده است [۶]. به عبارت دیگر، در بیماران مبتلا به کم‌درد به دلیل افزایش فعالیت عضلات کمری- لگنی و کاهش حرکت این نواحی، دامنه و سرعت حرکت تنه و هیپ در پاسخ به اغتشاشات وضعیتی محدود می‌شود. ارشاد نیز به اثبات رساند که بیماران مبتلا به کم‌درد مزمن در حین حفظ بار ناپایدار فعالیت بیش‌تری در عضلات تنه خود در مقایسه با افراد سالم دارند [۳۷].

اثر متقابل گروه و بار بر سرعت نوسان طرفی مرکز فشار و انحراف معیار آن معنی‌دار بود. مقایسه افراد بیمار و سالم با آزمون t مستقل نشان می‌دهد که هنگام دست گرفتن بار پایدار، پارامترهای طرفی مرکز فشار بین این دو گروه تفاوت معنی‌داری ندارد، اما در شرایط نگه‌داشتن بار ناپایدار، بیماران نسبت به افراد سالم سرعت نوسان طرفی کم‌تری دارند. بنابراین بیماران کم‌دردی در تکالیف پوسچرال پیچیده‌تر الگوی کنترل وضعیتی متفاوتی نشان می‌دهند [۳]. افزایش

non-specific low back pain? BMC Musculoskelet Disord 2011; 12: 162.

[11] Van Daele U, Hagman F, Truijen S, Vorlat P, Van Gheluwe B, Vaes P. Differences in balance strategies between nonspecific chronic low back pain patients and healthy control subjects during unstable sitting. Spine 2009; 34: 1233-1238.

[12] della Volpe R, Popa T, Ginanneschi F, Spidalieri R, Mazzocchio R, Rossi A. Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back pain patients. Gait Posture 2006; 24: 349-355.

[13] Davis JR, Horslen BC, Nishikawa K, Fukushima K, Chua R, Inglis JT, et al. Human proprioceptive adaptations during states of height-induced fear and anxiety. J Neurophysiol 2011; 106: 3082-3090.

[14] Moseley GL, Hodges PW. Reduced variability of postural strategy prevents normalization of motor changes induced by back pain: a risk factor for chronic trouble? Behav Neurosci 2006; 120: 474-476.

[15] Takala EP, Viikari-Juntura E. Do functional tests predict low back pain? Spine 2000; 25: 2126-2132.

[16] Oie KS, Kiemel T, Jeka JJ. Multisensory fusion: simultaneous re-weighting of vision and touch for the control of human posture. Brain Res Cogn Brain Res 2002; 14: 164-176.

[17] Shumway-Cook A, Woollacott MH. Motor control: translating research into clinical practice. 4th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer Health 2012; P: 181-184.

[18] Henry SM, Fung J, Horak FB. EMG responses to maintain stance during multidirectional surface translations. J Neurophysiol 1998; 80: 1939-1950.

[19] Brumagne S, Cordo P, Lysens R, Verschueren S, Swinnen S. The role of paraspinal muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain. Spine 2000; 25: 989-994.

[20] Gill KP, Callaghan MJ. The measurement of lumbar proprioception in individuals with and without low back pain. Spine 1998; 23: 371-377.

[21] Taimela S, Kankaanpaa M, Luoto S. The effect of lumbar fatigue on the ability to sense a change in lumbar position. A controlled study. Spine 1999; 24: 1322-1327.

[22] Brumagne S, Janssens L, Janssens E, Goddyn L. Altered postural control in anticipation of postural instability in persons with recurrent low back pain. Gait Posture 2008; 28: 657-662.

[23] Kohler JM, Flanagan SP, Whiting WC. Muscle activation patterns while lifting stable and unstable loads on stable and unstable surfaces. J Strength Cond Res 2010; 24: 313-321.

[24] Mannion AF, Adams MA, Dolan P. Sudden and unexpected loading generates high forces on the lumbar spine. Spine 2000; 25: 842-852.

[25] Shahvarpour A, Shirazi-Adl A, Lariviere C, Bazrgari B. Trunk active response and spinal forces in sudden forward loading: analysis of the role of perturbation load and pre-perturbation conditions by a kinematics-driven model. J Biomech 2015; 48: 44-452.

[26] Lee YH, Lee TH. Human muscular and postural responses in unstable load lifting. Spine 2002; 27: 1881-1886.

[27] van Dieen JH, Koppes LL, Twisk JW. Low back pain history and postural sway in unstable sitting. Spine 2010; 35: 812-817.

[28] Lee YH, Lee TH. Muscle response while holding an unstable load. Clin Biomech 2002; 17: 250-256.

[29] Roland M, Morris R. A study of the natural history of back pain. Part I: development of a reliable and sensitive measure of disability in low-back pain. Spine 1983; 8: 141-144.

ناپایدار و میزان و جهت ناپایداری حاصل از آن بر رفتار کنترل وضعیتی را نیز نباید نادیده گرفت. لذا انجام مطالعات مشابه با در نظر گرفتن سایر شرایط و موقعیت‌های ذکر شده می‌تواند به تکمیل یافته‌های این تحقیق کمک شایانی نماید و البته در طراحی برنامه‌های درمانی بیماران مبتلا به کمردرد لازم است که اغتشاشات و چالش‌های محیطی و پاسخ‌های آن‌ها به چنین شرایطی را نیز در نظر گرفت.

تشکر و قدردانی

این تحقیق مستخرج از رساله دکتری رشته فیزیوتراپی می‌باشد و بدین وسیله نویسندگان مراتب قدردانی خود را از حمایت‌های مالی دانشکده علوم پزشکی دانشگاه تربیت مدرس به عمل می‌آورند.

منابع

[1] Massion J. Postural control system. Curr Opin Neurobiol 1994; 4: 877-887.

[2] Loram ID, Lakie M. Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like, throw and catch movements. J Physiol 2002; 540: 1111-1124.

[3] Brumagne S, Janssens L, Knapien S, Claeys K, Suuden-Johanson E. Persons with recurrent low back pain exhibit a rigid postural control strategy. Eur Spine J 2008; 17: 1177-1184.

[4] Henry SM, Hitt JR, Jones SL, Bunn JY. Decreased limits of stability in response to postural perturbations in subjects with low back pain. Clin Biomech 2006; 21: 881-892.

[5] Mientjes MI, Frank JS. Balance in chronic low back pain patients compared to healthy people under various conditions in upright standing. Clin Biomech 1999; 14: 710-716.

[6] Mok NW, Brauer SG, Hodges PW. Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. Spine 2004; 29: E107-112.

[7] Salavati M, Mazaheri M, Negahban H, Ebrahimi I, Jafari AH, Kazemnejad A, et al. Effect of dual-tasking on postural control in subjects with nonspecific low back pain. Spine 2009; 34: 1415-1421.

[8] van Dieen JH, Koppes LL, Twisk JW. Low back pain history and postural sway in unstable sitting. Spine 2010; 35: 812-817.

[9] Ruhe A, Fejer R, Walker B. Center of pressure excursion as a measure of balance performance in patients with non-specific low back pain compared to healthy controls: a systematic review of the literature. Eur Spine J 2011; 20: 358-368.

[10] Ruhe A, Fejer R, Walker B. Is there a relationship between pain intensity and postural sway in patients with

[34] Meyers BM, Keir PJ. Trunk muscle response to lifting unbalanced loads with and without knowledge of centre of mass. *Clin Biomech* 2003; 18: 712-720.

[35] Ivanenko YP, Solopova IA, Levik YS. The direction of postural instability affects postural reactions to ankle muscle vibration in humans. *Neurosci Lett* 2000; 292: 103-106.

[36] Hlavacka F, Mergner T, Krizkova M. Control of the body vertical by vestibular and proprioceptive inputs. *Brain Res Bull* 1996; 40: 431-434.

[37] Ershad N, Kahrizi S, Parnianpour M, Azghani MR, Kazem Nejad A. The effect of dynamic and static loads on trunk muscle activities. *J Res Rehabil Sci* 2013; 8: 1077-1086.

[38] Cholewicki J, Panjabi MM, Khachatryan A. Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine* 1997; 22: 2207-2212.

[30] Mousavi SJ, Parnianpour M, Mehdian H, Montazeri A, Mobini B. The Oswestry disability index, the Roland-Morris disability questionnaire, and the Quebec back pain disability scale: translation and validation studies of the Iranian versions. *Spine* 2006; 31: E454-459.

[31] Azevedo R, Mourao P, Abade E, Carvalho A. Is it important to know the load mass in lifting tasks to prevent falls? *Work* 2015; 51: 439-444.

[32] Elsayed W, Farrag A, El-Sayyad M, Marras W. Changes in muscular activity and lumbosacral kinematics in response to handling objects of unknown mass magnitude. *Hum Mov Sci* 2015; 40: 315-325.

[33] Beaudette SM, Graham RB, Brown SH. The effect of unstable loading versus unstable support conditions on spine rotational stiffness and spine stability during repetitive lifting. *J Biomech* 2014; 47: 491-496.

Effects of load and unstable support surface on postural control in patients with chronic low back pain

Vahid Samadi (M.Sc)¹, Sedighe Kahrizi (Ph.D)^{*1}, Mahmood Reza Azghani (Ph.D)², Parviz Azadfallah (Ph.D)³, Mohammad Gholami-Fesharaki (Ph.D)⁴

1 - Dept. of Physiotherapy, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

2 - Dept. of Biomechanics, Faculty of Mechanical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

3 - Dept. of Psychology, Faculty of Humanities, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

4 - Dept. of Biostatistics, Faculty of Medical Sciences, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran

(Received: 13 Apr2015 ; Accepted: 21 Oct 2015)

Introduction: Several studies have demonstrated the postural control alterations in patients with low back pain. However, the difference in center of pressure (COP) parameters in the body sway in unstable conditions is relatively unknown in these patients. Therefore, the aim of the present study was to investigate the effects of unstable load and support surface on postural control in chronic low back pain (CLBP) patients.

Materials and methods: CLBP patients (n=20) (mean age 31.30 years and mean BMI 25.20 kg/m²) and 20 healthy subjects (mean age 30.00 years and mean BMI 24.12 kg/m²) were asked to hold a load weighing 10 percent of their body weight while standing. Experimental conditions were manipulated based on stability of load (stable or unstable) and support surface (firm or foam). Using a force plate, COP sway parameters including sway amplitude (and its standard deviation) and sway velocity (and its standard deviation) in anteroposterior (AP) and mediolateral (ML) directions were measured.

Results: Patients with CLBP exhibited less AP sway amplitude compared to control subjects (P=0.03). Furthermore, they had less ML sway velocity while holding the unstable load (P=0.05) and more ML sway amplitude while standing on foam (P=0.04).

Conclusion: In compare to healthy subjects, patients with CLBP demonstrated a different pattern of postural control during instability of load and support surface. In these conditions, altered proprioception and stiffening strategy can increase the risk of spine injuries.

Keywords: Low Back Pain, Postural Control, Unstable Load, Support Surface

* Corresponding author. Tel: +98 21 82884511

kahrizis@modares.ac.ir