Archive of SID

کومش- جلد ۱۷، شماره ۳ (پیاپی ۵۹)، بهار ۱۳۹۵

بررسی تأثیر [illegible] سطح تکیه‌گاه ناپایدار [illegible] کنترل وضعیتی بیماران [illegible] به [illegible] د مزمن

وحید صمدی[1](M.Sc)، صدیقه کهریزی[*1](Ph.D)، محمودرضا آذغانی[2](Ph.D)، پرویز آزاد فلاح[3](Ph.D)، محمد غلامی فشارکی [4](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

[illegible] و هدف: مطالعات متعددی تغییر کنترل وضعیتی [illegible] در بیماران [illegible] به اثبات رسانده‌اند با این حال تغییرات پارامترهای [illegible] مرکز فشار بدن این بیماران در شرایط اعمال ناپایداری تا حدی نامشخص است. بنابراین هدف مطالعه حاضر بررسی تأثیر ناپایداری [illegible] سطح تکیه‌گاه بر کنترل وضعیتی بیماران [illegible] کمردرد مزمن بود.

[illegible] و روش‌ها: از ۲۰ بیمار [illegible] کمردرد مزمن (با میانگین سنی ۳۱/۳۰ [illegible] سال و میانگین شاخص توده بدنی ۲۵/۲۰ کیلوگرم بر مجذور متر) و ۲۰ فرد [illegible] سالم (با میانگین سنی ۳۰/۰۰ [illegible] سال و میانگین شاخص توده بدنی ۲۴/۱۲ کیلوگرم بر مجذور متر) خواسته شد که در حالت ایستاده [illegible] میزان [illegible] خود را در دست نگه دارند. شرایط آزمایشگاهی از نظر پایداری [illegible] (پایدار یا ناپایدار) و سطح تکیه‌گاه (نصف کف پا و تمام) تغییر کرد و پارامترهای [illegible] مرکز فشار شامل دامنه نوسان (و انحراف معیار آن) در دو جهت قدامی- خلفی و طرفی- داخلی صفحه نیرو اندازه‌گیری شدند.

یافته‌ها: بیماران [illegible] کمردرد در مقایسه با افراد گروه کنترل دامنه نوسان کمتری در جهت قدامی- خلفی نشان دادند (P=۰/۰۳) هم چنین هنگام نگه‌داشتن بار ناپایدار دامنه نوسان طرفی کمتر (P=۰/۰۵) ولی هنگام ایستادن روی فوم دامنه نوسان طرفی بیش‌تری داشتند (P=۰/۰۴).

نتیجه‌گیری: بیماران [illegible] کمردرد مزمن هنگام ناپایداری [illegible] سطح تکیه‌گاه الگوی کنترل وضعیتی متفاوتی نسبت به افراد سالم نشان می‌دهند. چنین شرایطی، احتمالا حس عمقی [illegible] بارگیری [illegible] تراتژی [illegible] کردن می‌تواند احتمال آسیب‌های [illegible] مقررات را افزایش دهد.

واژه‌های کلیدی: کمردرد، کنترل وضعیتی، ناپایداری، سطح تکیه‌گاه

مقدمه

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

* نویسنده مسئول، تلفن: ۸۲۸۸۴۵۱۱-۰۲۱

Email: kahrizis@modares.ac.ir

تاریخ دریافت: تاریخ پذیرش:

www.SID.ir

Archive of SID

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 فی نفسه 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 [۸-۳] و برخی دیگر افزایش نوسان [۱۲-۹] 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 به‌دست 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 قدامی- خلفی سطح تکیه‌گاه عمدتاً عضلات ساق پا فعال می‌شوند، در حالی‌که در جابه‌جایی‌های طرفی عضلات تنه و هیپ بیش‌تر وارد عمل می‌گردند [۱۸].

بیماران مبتلا به کمردرد دچار اختلال حس عمقی تنه هستند [۲۱-۱۹] 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 دست نگه‌داشتن بار مخصوصاً از نوع ناپایدار نیز می‌تواند منجر به تغییر الگوی کنترل حرکت گردد و خطر آسیب‌های ستون فقرات را افزایش دهد [۲۵-۲۳]. 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 ارکتور 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

www.SID.ir

Archive of SID

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 گلوتئال نداشتند. هم‌چنین دارای سابقه جراحی ستون فقرات، فتق دیسک کمری، ناهنجاری‌های ستون فقرات، اسپوندیلوزیس، اسپوندیلولیستزیس، 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 [۳۰،۲۹] و بیمارانی 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 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 به‌دست 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.

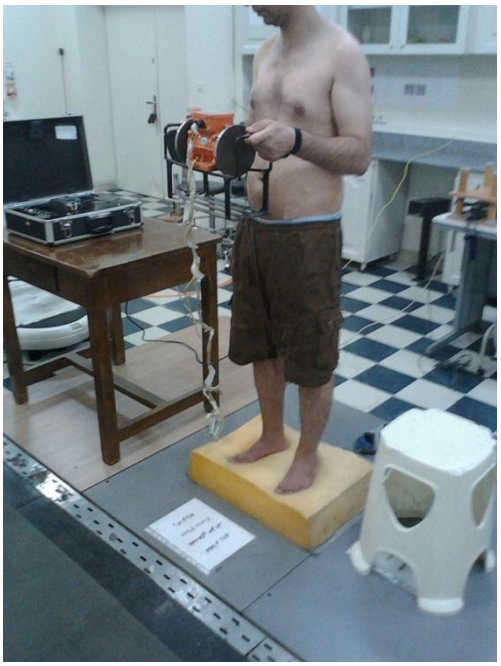
فرد مورد آزمون در حالت ایستاده، باری به میزان ۱۰ درصد وزن بدن خود و در حالی‌که بازوها در کنار بدن و آرنج‌ها در فلکشن ۹۰ درجه واقع بودند در دستان خود نگه می‌داشت. از وی خواسته می‌شد که در حین تست، سر، تنه، دست‌ها و پاهای خود را حرکت ندهد (شکل ۱). به منظور ناپایدار کردن بار از سیستم تولیدکننده بار پویای 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

www.SID.ir

Archive of SID

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



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

روش 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 بین گروهی 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>۰/۰۵). 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 نگه‌داشتن 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<۰/۰۰۱). 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=۰/۰۳).

جدول ۱. خصوصیات افراد شرکت کننده.

متغیر	گروه بیمار انحراف معیار ± میانگین	گروه سالم انحراف معیار ± میانگین	سطح معنی داری
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	–	–
ناتوانی (رونلد – موریس)	۹/۵۵ ± ۳/۶۵	–	–

www.SID.ir

Archive of SID

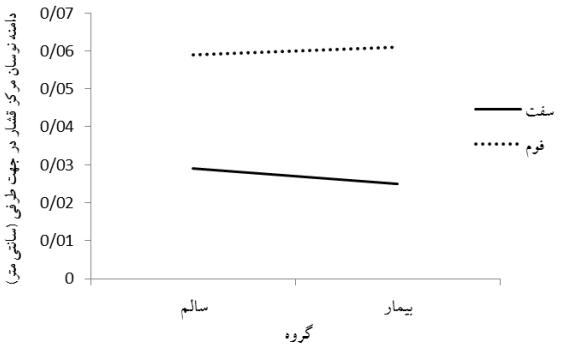
جدول ۲. نتایج حاصل از اندازه گیری‌های تکراری دامنه و انحراف معیار دامنه نوسان مرکز فشار در جهات قدامی- خلفی (AP) و طرفی (ML).

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

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

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

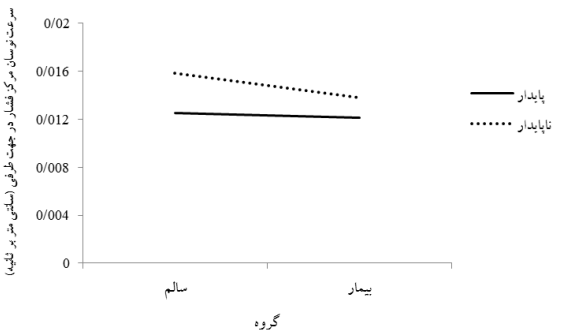
بار و سطح تکیه‌گاه بر پارامترهای قدامی- خلفی مرکز فشار اثر متقابل معنی‌داری داشتند (P<۰/۰۰۱). نتایج آزمون t زوجی نشان داد که ایستادن روی فوم در شرایط در دست گرفتن بار پایدار باعث افزایش این پارامترها، ولی هنگام نگه‌داشتن بار ناپایدار باعث کاهش آن‌ها می‌گردد. هم‌چنین اثر متقابل گروه و بار بر سرعت نوسان 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<۰/۰۵).



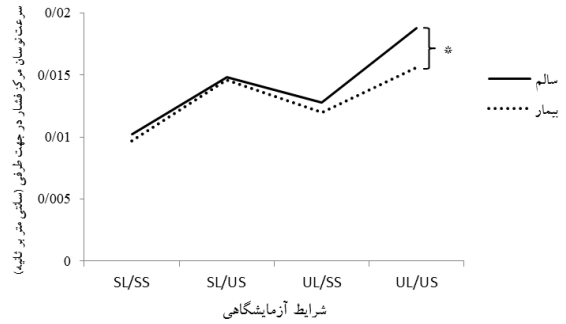
شکل ۲. اثر متقابل گروه (بیمار و سالم) و سطح تکیه‌گاه (سفت و فوم) بر دامنه نوسان مرکز فشار در جهت طرفی.

www.SID.ir

Archive of SID



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 نگه‌داشتن 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 نگه‌داشتن 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 فشار کاهش می‌یابد [۳۱]. در مقابل، عدم اطلاع از میزان سنگینی بار (مخصوصاً بارهای سبک) به‌دلیل 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 آگونیست 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 مچ 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 نگه‌داشتن 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]

www.SID.ir

Archive of SID

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

به‌طور کلی بیماران مبتلا به کمردرد 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=۰/۰۷). اگرچه برخی مطالعات عدم تغییر و حتی افزایش نوسان مرکز فشار در بیماران مبتلا به کمردرد 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 کمردردی باعث اتکای بیش‌تر سیستم عصبی مرکزی آن‌ها به ورودی‌های بینایی و وستیبولار می‌گردد و این بیماران با به‌کارگیری استراتژی مچ پا دچار نوسان وضعیتی کم‌تری می‌شوند [۳]. کاهش نیروی برشی قدامی- خلفی در افراد کمردرد نشان‌دهنده ناتوانی این افراد در استفاده از استراتژی هیپ دانسته شده است [۶]. به عبارت دیگر، در بیماران مبتلا به کمردرد به‌دلیل 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 کمردرد 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 در 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 کمردردی در تکالیف پوسچرال پیچیده‌تر الگوی کنترل وضعیتی متفاوتی نشان می‌دهند [۳]. افزایش 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 کمردردی 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 کمردردی برای حفظ کنترل وضعیتی خود وابستگی بیش‌تری به استراتژی مچ پا دارند [۶،۴]؛ 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 کمردرد با افزایش میزان ناپایداری محیطی تغییرپذیری و انعطاف کم‌تری در کنترل وضعیتی خود نشان می‌دهند.

در شرایط نبود درد، تغییر کنترل وضعیتی در بیماران کمردرد مزمن را می‌توان به کاهش ورودی حس عمقی ستون فقرات کمری و عضلات تنه به‌دلیل تطابق‌های نورولوژیکی طولانی‌مدت نسبت داد [۱۲،۹،۳]. استراتژی سفت کردن به‌صورت 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 کمردرد پاسخ‌های متفاوتی به چالش‌های مورد استفاده در این تحقیق نشان دهند. تأثیر احتمالی نوع بار

www.SID.ir

Archive of SID

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, Knapen 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 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.

www.SID.ir

Archive of SID

[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.

[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.

www.SID.ir

Archive of SID

Koomesh Spring 2016, 17 (3): 580-588

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

www.SID.ir