تاثیر اعمال بار خارجی بر روی ثبات وضعیتی افراد سالم و بیماران مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی

***دکتر حمیدرضا مختاری نیا:** استادیار و متخصص فیزیوتراپی، گروه ارگونومی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران (* نویسنده مسئول).
hrmokhtarinia@yahoo.com
دکتر محمدعلی سنجری: استادیار و متخصص بیومکانیک، آزمایشگاه بیومکانیک، مرکز تحقیقات توانبخشی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران.
sanjarima@alum.sharif.edu
دکتر محمد پرنیانپور: استاد و متخصص بیومکانیک، دپارتمان مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران. parnianpour@yahoo.com

تاریخ دریافت: ۹۱/۸/۳۰ تاریخ پذیرش: ۹۱/۱۲/۱۳

چکیده

زمینه و هدف: هدف مطالعه حاضر به بررسی تاثیر اعمال بار خارجی بر روی کنترل تعادل در حالت ایستاده معمولی در افراد کمردردی و گروه سالم پرداخته است.

روش کار: مطالعه حاضر از نوع شبه تجربی می باشد. بار خارجی بر روی ۲۳ فرد سالم و ۲۱ بیمار کمردردی اعمال شد و تاثیرات آن بر روی کنترل تعادل از طریق پارامترهای استخراجی از مرکز فشار مورد بررسی قرار گرفت. پارامترهای مرکز فشار جهت محاسبه انحراف معیار دامنه حرکت، انحراف معیار سرعت در جهت قدامی خلفی و طرفی، میانگین کلی سرعت و پارمترهای صفحه فاز استفاده شد. با استفاده از آزمون دو طرفه ANOVA تاثیر اعمال بار خارجی در دو گروه و مقایسه وضعیت تعادل در گروه مورد بررسی قرار گرفت.

یافته‌ها: نتایج حاصله نشان داد که اعمال بار خارجی تاثیر اصلی بر روی پارامترهای انحراف جابجایی در جهت طرفی و قدامی-خلفی و پارامترهای صفحه فاز داشته است. اثر تداخلی معنی داری بین بار و گروه مشاهده نشد. همچنین قبل از اعمال بار خارجی ، وضعیت ثبات وضعیتی در بین دو گروه تفاوت معنی‌داری نداشته است.

نتیجه‌گیری: نتایج حاصله نشان داد که پوشیدن یک جلیقه ده کیلوگرمی باعث افزایش نوسان وضعیتی در افراد شده است که این مساله احتمال افتادن و ایجاد آسیب را افزایش می دهد.

کلیدواژه‌ها: کنترل وضعیتی، کنترل حرکت، بار خارجی، کمردرد مزمن

مقدمه

کمردرد عارضه‌ای که از لحاظ اقتصادی و فیزیکی و اجتماعی هزینه‌های زیادی را بر جوامع تحمیل کرده است. کمردرد یکی از مشکلات عمده سلامتی، اجتماعی و بهداشتی (۱) و به عنوان یکی از ضایعات شایع در جوامع صنعتی می‌باشد. مطالعات اپیدمیولوژیک نشان داده اند که میزان شیوع کمردرد در طول زندگی هر فرد بزرگسال حدود ۸۰ درصد است (۳-۱). یکی از بهترین شاخص‌ها جهت ارزیابی عملکرد کل سیستم بدن انسان، کنترل تعادل و وضعیت بدن (پوسچر) است (۴). فاکتور کنترل وضعیتی یا ثبات وضعیتی به لحاظ اهمیت کاربردی آن در ثبات بدن و پیشگیری از بروز آسیب، حائذ اهمیت می‌باشد. مطالعات گذشته بر روی کنترل وضعیت عمدتا" در ضایعات عصبی کاربرد داشت اما امروزه این جنبه از عملکرد انسان در ضایعات عضلانی اسکلتی نیز تقریباً به همان اندازه مد نظر قرار می‌گیرد (۵). اختلال در کنترل حسی حرکتی، جزء لاینفکی از کمردرد مزمن می‌باشد (۶) که این موضوع خود به صورت غیر مستقیم می تواند نشانه‌ای دال بر وجود اختلال در سامانه حس عمقی این بیماران باشد.

کمردرد می‌تواند منجر به تغییرات زیادی در سیستم کنترلی بدن شود؛ از آن جمله می‌توان به کاهش حس عمقی (۷)، تغییر در استراتژی کنترل وضعیتی (۴) و حرکتی (۸)، تأخیر در پاسخ عضلانی به بارگذاری ناگهانی تنه (۹)، تغییر در الگوی سینرژی عضلات تنه به سمت افزایش فعالیت عضلات گلوبال شکمی (۱۰)، تغییر در استراتژی کنترل حرکتی در قالب افزایش زمان رسیدن به حداکثر نیرو (۱۱) و الگوی تغییرپذیری نیروهای تولیدی تنه (۱۲) اشاره نمود.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-19]

به نظر می رسد که بدن انسان در حالت ایستاده معمولی کاملاً آرام و ساکن است در صورتی که این تصور غلطی است چرا که کنترل وضعیت در حالت ایسناده تحت کنترل سیستم عصبی و طی فرآیند پیچیده‌ای قرار دارد (۱۳). اما شواهد روز افزونی دال بر رد این دیدگاه وجود دارد. وضعیت بدن انسان در حالت ایستاده (که در قالب مدل پاندول معکوس شناخته می شود) (۱۴)، ذاتا "دینامیک بوده و دائما" در حال نوسان است (۱۵).

نوسان وضعیتی (حرکات دامنه پایین، پیوسته و پیچیده بدن حین ایستادن در وضعیت قائم)، نمایانگر اثرات متقابل مکانیک (۱۴) بدن، نوسانات اغتشاش گر و کنترل حسی حرکتی است (۱۶). آنالیز کمی نوسان وضعیتی اغلب توسط اندازه گیری جابه جایی‌های مرکز فشار بدن صورت می‌گیرد مرکز فشار محل نقطه‌ای بردار نیروی عکس العمل عمودی میانگین بر روی سطح اتکا بوده و نمایانگر فعالیت سیستم کنترل وضعیتی و نتیجه تعامل عوامل عصبی و مکانیکی مورد نیاز جهت حفظ وضعیت ایستاده قائم است (۱۷).

نوسان مرکز فشار حین ایستادن بر روی صفحه نیرو یک سیگنال خروجی پیچیده به دست می دهد که حاوی پروسه های مختلف شناختی، ادراکی و حرکتی است. شاخص های مرتبط با ساختار دینامیک نوسانات مرکز فشار به فهم پیچیدگی های ذاتی سیستم کنترل وضعیتی و پروسه های دخیل در آن کمک می‌نماید (۱۸). حفظ ثبات وضعیتی علاوه بر کنترل مرکز ثقل بدن نیازمند کنترل گشتاورهای حاصل از جابه جایی آن نیز می‌باشد (۱۹).

حمل بار خارجی یا کوله پشتی در کودکان، در جوانان، در محیط های ورزشی مانند کوهنوردی و در شرایط نظامی شیوع بالای دارد. مقدار مجاز بار توصیه شده ۱۰ تا ۱۵ درصد وزن بدن می باشد، در حالی که این مقادیر در کوله پشتی های نظامی تا ۳۳ کیلوگرم هم گاهاً افزایش می‌یابد (۲۰).

وجود چنین بار خارجی اثرات منفی متعددی می تواند داشته باشد، از جمله این خطرات کاهش ثبات بدن در حین راه رفتن (۲۱)، افزایش احتمال افتادن (۲۰)، افزایش گشتاور اعمالی به بدن حول محور چرخش (۲۰)، کاهش سرعت راه رفتن و از طرفی افزایش احتمال آسیب به بدن می شود. یکی از تاثیرات حاصل از حمل بار خارجی تاثیر روی کنترل وضعیتی و تعادل افراد می باشد. در اغلب مطالعات گذشته تاثیر پوشیدن یک کوله پشتی را بر روی ثبات وضعیتی در افراد سالم بررسی کرده اند. از آنجایی که نحوه توزیع بار در کوله پشتی در خلف بدن قرار دارد، خود این مساله منجر به بی ثباتی می‌شود، اما اگر توزیع وزن به طور یکنواخت در هر دو سمت بدن باشد نحوه تاثیر این نوع بار بر روی کنترل پوسچر می تواند اطلاعات مفیدی به ما در طراحی و ساخت کوله پشتی های جدید می دهد. همچنین افراد کمردردی در مقابله با حمل بار ممکن است از الگوهای متفاوتی نسبت به افراد سالم بهره ببرند تا بتوانند عملکرد حرکتی خود را تکمیل کنند. از طرفی مطالعه ای در این زمینه بر روی افراد کمردردی انجام نشده است تا بتوان رفتار حرکتی افراد کمردرد را در مواجهه با یک چنین توزیع وزنی بررسی کرد.

لذا اهداف اصلی این طرح بررسی واکنش رفتاری کنترل تعادل و ثبات وضعیتی افراد کمردردی در مقایسه با افراد سالم حین مواجهه به بار خارجی اعمال شده بر روی تنه افراد می باشد.

روش کار

این مطالعه از نوع شبه تجربی با دو گروه آزمون و کنترل می باشد که تعداد ۲۱ مرد مبتلا به کمردرد غیر اختصاصی تکرار شونده و ۲۳ نفر به عنوان گروه کنترل به صورت غیر احتمالی ساده دراین مطالعه شرکت کردند.

معیارهای انتخاب

بیماران شرکت کننده در این تحقیق را مردان ۴۵-۲۰ سال با سابقه ابتلا به کمردرد تشکیل می‌دادند که دارای شرایط زیر بودند:

- کمردرد غیر اختصاصی که حداقل ۱۲ ماه دارای کمردرد بوده اند
- عدم وجود پاتولوژی خاص ستون فقرات، عدم سابقه جراحی
- عدم درگیری ریشه عصبی

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-19]

- ورزشکار حرفه ای نبودن
- عدم انتشار درد به ناحیه گلوتئال و پایین تر
- درد کمتر از ۲ بر اساس معیار VAS (Visual Analog Scale) در زمان انجام آزمون‌ها

افراد سالم را نیز مردان بدون سابقه کمردرد حداقل در یک سال اخیر و نیز عدم سابقه ابتلا به کمردرد که بیش از ۳ ماه طول کشیده باشد و به خاطر درد هرگز سطح فعالیت خود را کاهش نداده‌اند، تشکیل می دادند.

گروه کنترل بر اساس سن، قد، شاخص توده بدنی و سطح فعالیت و زمینه ورزشی با گروه بیمار همسان شده بودند.

در صورت وجود ناهنجاری های ستون فقرات از جمله اسکلیوز، کیفوز و افزایش لوردوز، سابقه جراحی در اندام تحتانی، وجود اختلاف طول پا، هرگونه علائم نورولوژیکی از جمله ضعف، بی حسی یا اختلال حس در اندام تحتانی، وجود تغیر شکل در مفاصل اندام تحتانی از جمله پاپرانتزی یا پاضربدری، مشکلات تنفسی، عصبی، روماتیسم و سایر بیماری های سیستمیک و متابولیک، بدخیمی، عفونت افراد از مطالعه خارج می شدند.

جهت جمع آوری اطلاعات اصلی تحقیق، افراد مورد مطالعه در ساعات مشابهی از شبانه روز در آزمایشگاه بیومکانیک گروه ارگونومی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی حاضر شده و پس از اخذ رضایت آگاهانه، در صورت تطابق فرد مراجعه کننده با شاخص های ورود و خروج در این تحقیق شرکت می کردند. اطلاعات زمینه ای و مشخصات دموگرافیک شامل سن، قد، وزن، مدت درد، سمت دردناک، شدت درد، سابقه فعالیت ورزشی و محل انتشار درد توسط آزمونگر پرسیده و ثبت می گردید.

برای آشنایی آزمودنی با نحوه انجام کار ابتدا مراحل مختلف انجام آزمون و ابزارها و وسایل مورد استفاده در آزمون برای وی توضیح داده می شد.

ابزار مورد استفاده در این تحقیق شامل دستگاه صفحه نیرو Kistler ساخت کشورسوئیس مدل Z812A که به عنوان ابزار اندازه گیری استفاده می‌شد.

نوع تکلیف حرکتی مورد آزمون: ایستادن آزمودنی بر روی دستگاه صفحه نیرو بدون حرکت و آرام در حالی که به صفحه ای که در مقابل وی بر روی دیوار مقابل قرار دارد نگاه می کند و حرکت اضافه در هیچ یک از اندام ها نداشته و دارای یک ریتم تنفس عادی و طبیعی داشت. تصویر ۱ نحوه قرار گیری فرد بر روی دستگاه صفحه نیرو را در وضعیت شروع آزمون نشان می‌دهد.



شکل ۱- وضعیت شروع آزمون.

برای به حداقل رساندن اثرات یادگیری، پیش از شروع اندازه گیری، آزمون برای شرکت کنندگان شرح داده شد.

هر فرد در حالی که به کمک یک جلیقه مقدار ده کیلوگرم بار به صورت یکنواخت در جلو و عقب جلیقه توزیع شده بود در دو حالت با وزنه و بدون وزنه به صورت تصادفی به مدت ۶۰ ثانیه بر روی صفحه نیرو انجام به صورت آرام و راحت می ایستاد و ثبت سیگنال صورت می‌گرفت.

نحوه استخراج و تحلیل داده ها ثبات وضعیتی پارامترهای نوسان پاسچر به عنوان متغیرهای وابسته از داده‌های مرکز فشار استخراج شدند. برای این منظور، داده‌های خام ابتدا با استفاده از فیلتر پایین گذر باتروورث (Butterworth Low–Pass Filter–10 Hz) مرتبه ششم با فرکانس ۱۰ هرتز توسط نرم افزار صفحه نیرو فیلتر شدند (۲۰ و ۲۲).

سری داده‌ها که شامل ۶۰ ثانیه اندازه گیری بوده است جهت استخراج متغیرها استفاده شد. بدین منظور ۵ ثانیه اول و آخر داده‌ها حذف و کل

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-19]

۵۰ ثانیه باقیمانده جهت استخراج پارامتر ها استفاده شد. جهت بررسی عملکرد وضعیتی پارامترهای میانگین کلی سرعت (Mean total velocity)، انحراف معیار سرعت در دو جهت قدامی خلفی و طرفی، انحراف معیار دامنه در دو جهت قدامی خلفی و طرفی، مساحت بیضی (Area) و پارامترهای صفحه فاز (Phase plane) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. فرمول محاسبه هر یک از این پارامترها در جدول ۱ آورده شده است.

جهت تحلیل آماری داده‌ها، بعد از ورود داده‌ها به نرم افزار SPSS از این نرم افزار جهت آنالیز داده‌ها استفاده شد. برای مقایسه‌ی داده‌ها از آزمون Two way ANOVA استفاده شد.

یافته‌ها

همان طوری که در جدول ۲ مشاهده می کنید دو گروه مورد مطالعه از نظر متغیرهای زمینه‌ای با یکدیگر همسان شده و نتایج مقایسه دو گروه نشان دهنده عدم وجود تفاوت معنی‌دار در این متغیرها دو گروه است (p> ۰/۰۵).

جدول ۳ نشان دهنده عدم معنی‌داری

جدول ۱- نحوه محاسبه متغیرهای ثبات وضعیتی

پارامتر	فرمول ها
انحراف معیار مقدار جابجایی	
قدامی- خلفی	$\delta_x = \sqrt{\frac{\sum (x_i - \bar{x})^2}{N-1}}$
طرفی	$\delta_y = \sqrt{\frac{\sum (y_i - \bar{y})^2}{N-1}}$
انحراف معیار سرعت جابجایی	
قدامی- خلفی	$V_{x_i} = \frac{x_{(i+1)} - x_i}{t_{(i+1)} - t_i}$ که در آن $\delta_{v_x} = \sqrt{\frac{\sum (V_{x_i} - \bar{V})^2}{N-1}}$
طرفی	$V_{y_i} = \frac{y_{(i+1)} - y_i}{t_{(i+1)} - t_i}$ که در آن $\delta_{v_y} = \sqrt{\frac{\sum (V_{y_i} - \bar{V})^2}{N-1}}$
میانگین کلی سرعت	$\bar{V} = \frac{1}{T}\sum_{i=1}^{T} \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2}$
مساحت بیضی در برگیرنده ۹۵٪ داده ها	
	که در آن σ_x^2 و σ_y^2 به ترتیب واریانس x و y و σ_{xy}^2 کواریانس این دو می باشد.
پارامترهای صفحه فاز	
SAP	
SLAT	
SR	
	که در آن σ_x^2 و σ_y^2 به ترتیب واریانس x و y و $\sigma_{v_x}^2$ و $\sigma_{v_y}^2$ واریانس سرعت این دو می باشد.

جدول ۲- شاخص های تمایل مرکزی و پراکندگی متغیرهای زمینه ای

متغیر	میانگین		انحراف معیار		مقدار
	سالم	کمردردی	سالم	کمردردی	p احتمال
سن	۲۷/۶	۳۰/۲۱	۵/۲	۶/۳	۰/۱۵
قد	۱۷۴/۱	۱۷۹/۲	۷/۴	۸/۵	۰/۴۷
وزن	۷۱/۰۹	۷۳/۳۹	۱۰/۹	۸/۲	۰/۴۳
شاخص توده بدنی	۲۳/۴	۲۳/۱	۳/۴	۳/۷	۰/۷۵

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-19]

جدول ۳- شاخص های تمایل مرکزی و پراکندگی متغیرهای ثبات وضعیتی دو گروه در شرایط قبل از اعمال بار خارجی

متغیر	میانگین		انحراف معیار		مقدار p احتمال
	سالم	کمردردی	سالم	کمردردی	
انحراف معیار جابه جایی در جهت قدامی– خلفی	۰/۵۳	۰/۵۲	۰/۱۷	۰/۱۷	۰/۹
انحراف معیار جابه جایی در جهت طرفی	۰/۵۳	۰/۵۲	۰/۱۷	۰/۱۷	۰/۹
انحراف معیار سرعت جابه جایی در جهت قدامی– خلفی	۰/۹۰	۰/۹۰	۰/۱۴	۰/۱۹	۰/۹
انحراف معیار سرعت جابه جایی در جهت طرفی	۰/۹۰	۰/۹۰	۰/۱۴	۰/۱۹	۰/۹
میانگین کلی سرعت	۱/۰۰	۰/۹۹	۰/۱۴	۰/۲	۰/۷
S AP	۱/۰۶	۱/۰۵	۰/۱۵	۰/۲۱	۰/۸
AREA	۷/۷۶	۷/۵۴	۱/۰۸	۱/۶۴	۰/۶
SR	۱/۵۰	۱/۴۹	۰/۲۱	۰/۳۰	۰/۸
S.ML	۱/۰۶	۱/۰۵	۰/۱۵	۰/۲۱	۰/۸

جدول ۴- نتایج حاصل از تحلیل واریانس دوطرفه مربوط به اثر اعمال بار خارجی بر روی پارامترهای استخراجی از مرکز فشار

	انحراف معیار دامنه نمای قدامی خلفی		انحراف معیار سرعت نمای قدامی خلفی		انحراف معیار دامنه نمای طرفی		انحراف معیار سرعت نمای طرفی		میانگین کلی سرعت		Area					
متغیر مستقل	F-Ratio	p value	F-Ratio	p value	F-Ratio	p value	F-Ratio	p value	F-Ratio	p value	F-Ratio	p value	F-Ratio	p value	F-Ratio	p value
اثرات اصلی گروه	۰/۷۳	۰/۳۹	۰/۰۰۱	۰/۹۷	۰/۷۳	۰/۳۹	۰/۰۰۱	۰/۹۷	۰/۰۲	۰/۸۷	۰/۶۹	۰/۴	۰/۲۴	۰/۶۲	۰/۲۴	۰/۶۲
بار خارجی	۵/۷	۰/۰۱	۱/۵۱	۰/۲۲	۵/۷	۰/۰۱	۱/۵۱	۰/۲۲	۰/۴۶	۰/۴۹	۳/۵	۰/۰۶	۳/۹	۰/۰۴	۳/۹	۰/۰۴
اثر متقابل گروه بار خارجی*	۰/۸۲	۰/۳۶	۰/۰۱	۰/۹۱	۰/۸۲	۰/۳۶	۰/۰۱	۰/۹۱	۰/۰۷	۰/۷۸	۱/۱۲	۰/۲	۰/۴	۰/۵۲	۰/۴	۰/۵۲

پارامترهای مشتق از مرکز فشار در بین دو گروه قبل از اعمال بار خارجی است ($p>۰/۰۵$) به عبارتی میزان ثبات وضعیتی دو گروه، قبل از اعمال بار خارجی تفاوت معنی داری با هم ندارد.

جهت بررسی فرضیات مربوط به تاثیر اعمال بار خارجی در دو گروه و احتمالا اثر متقابل اعمال بار خارجی و گروه مورد مطالعه از آزمون انالیز واریانس دو طرفه استفاده شده که نتایج حاصل از این آزمون در جدول ۴ آورده شده است.

همان طور که از جدول فوق دیده می شود اثر متقابل بین اعمال بار خارجی و گروه دیده نمی‌شود. نتایج حاصل از جدول بالا نشان می‌دهد که اثر گروه برای هیچ یک از متغیرهای مورد مطالعه معنی دار نبوده است؛ به عبارتی بدون در نظر گرفتن وجود بار خارجی بین دو گروه تفاوت معنی داری وجود ندارد. لذا نتیجه گرفته می شود که گروه نتوانسته بر روی ثبات وضعیتی افراد تاثیر معنی داری داشته باشد. اما اثر متغیر بار خارجی برای متغیرهای انحراف معیار جابه جایی در جهت قدامی- خلفی، انحراف معیار جابه جایی در جهت طرفی، S_{AP} ,S_R ,S_{ML} معنی دار بوده است. به عبارتی بدون در نظر گرفتن گروه ها، بار خارجی بر روی ثبات وضعیتی (متغیر های فوق الذکر) اثر گذار بو ده است.

بحث و نتیجه گیری

نتایج نشان داد که اثر گروه به عنوان اثر اصلی در این مطالعه از نظر آماری معنادار نشده است. عدم معنی داری به دست آمده می تواند حاکی از کفایت سامانه کنترل وضعیتی در غیاب عوامل بر هم زننده و مخاطره انگیز ثباتی باشد و شاید مساله دیگر کافی نبودن اختلافات موجود در دو گروه جهت ایجاد تغییر معنی دار در متغیرهای مورد بررسی در این مطالعه باشد.

به نظر می رسد الگوی سیستم کنترل وضعیت افراد گروه کمردردی همانند افراد سالم درگیر بوده و نیازی به بکارگیری مکانیسم های ویژه فراتر از آنچه افراد سالم به کار می برند نبوده است

در یک سری از مطالعات قبلی نیز به مساله اشاره شده است که در بیماران کمردردی تحت شرایط خاصی از ثبات وضعیتی، سامانه کنترلی از خود رفتارهای متناسب با ان وضعیت نشان

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-19]

می‌دهد. به عنوان مثال در شرایطی که سطح اتکا افراد بی ثبات می شود یا حس بینایی افراد دستخوش تغییر می‌شود تفاوت‌های موجود بین دو گروه خود را نشان می دهند (۱۹، ۲۱ و ۲۳). لذا شاید نیازبه ایجاد شرایطی است که طی آن ثبات به اندازه کافی به مخاطره بیافتد. مثلاً با اعمال بار خارجی بیشتر یا توزیع غیر قرینه بار بتوان اغتشاش بیشتری به سیستم وارد کرد و تفاوت‌ها را بهتر مشاهده کرد.

توجیه دیگر این یافته ها، عدم وجود حساسیت کافی در متغیرهای پژوهش حاضر و مطالعات مذکور به اختلافات موجود در افراد سالم و مبتلا به کمردرد مزمن غیراختصاصی در شرایط آسان تکلیف وضعیتی است.

اعمال بار خارجی باعث تاثیر معنی داری بروی متغیرهای انحراف معیار جابه جایی در جهت قدامی-خلفی و طرفی، پارامترهای صفحه فاز شده است.

وضعیت ایستاده قائم به طور ذاتی بی ثبات است و از طریق اطلاعات ارسالی از سیستم های حس بینایی، حس عمقی و سیستم وستیبولار دائماً تنظیم می‌شود. هرگونه فاکتوری که بتواند روی این سیستم ها تاثیر گذار باشد می تواند مکانیسم‌های فیدبکی را تحت تاثیر قرار دهد و از این طریق ثبات و تعادل را متاثر سازد. مثلاً در کودکان فلج مغزی یا افرادی که دارای اسکلیوز هستند (۲۶-۲۴) گزارش شده که مقدار جابه جایی مرکز فشار که شاخصی از تعادل و ثبات وضعیتی است افزایش یافته است وبه عبارتی این افراد دچار مشکل تعادل نیز هستند.

در مطالعه حاضر اعمال بار خارجی بروی تعادل افراد تاثیر گذار بوده است. در توجیه دلیل افزایش نوسانات وضعیتی به دنبال اعمال بار خارجی از دو دیدگاه قابل بررسی است:

الف) از دیدگاه بیومکانیکی وضعیت ایستاده معمولی به عموان یک مدل پاندول معکوس در نظر گرفته می شود. اعمال بار خارجی یا پوشیدن کوله پشتی باعث بی ثبات شدن بیشتر این پاندول می شود. در حالت ایستاده معمولی مرکز ثقل بدن در مرکز سطح اتکا فرد قزاز دارد و این حالت ثبات بدن افزایش نشان می دهد. هر گونه تغییر فرد و خارج شدن از از این حالت نیاز به انجام حرکاتی است که با این اثر مقابله کند و بنابراین نوسانات بدن افزایش می یابند. در این زمینه مطالعات متعدد نشان داده اند که ثبات وضعیتی همراه با اعمال بار خارجی یا پوشیدن کوله پشتی دچار تغییر شده است.

Palumbo و همکارانش نشان داده اند که حمل کوله پشتی باعث افزایش کنترل در جهت کرونال می‌شود و همزمان کاهش کنترل (افزایش مقدار نوسانات) در سطح ساژیتال می شود. از طرفی سرعت حرکت نیز در همه جهت کاهش پیدا کرده است و پیشنهاد کرده است که احتمالاً افراد به صورت ارادی سرعت حرکت خود را به منظور افزایش عملکرد خود کاهش داده اند (۲۷).

Punakallia در سال ۲۰۰۳ نشان داد که با پوشیدن لباس آتش نشانان مقدار نوسان وضعیتی آن‌ها افزایش یافته است؛ هر چه مقدار وزنه (وزن لباس) بالاتر بود این بی ثباتی افزایش یافت (۲۸).

Rosker نشان داده که با جابه جا شدن محل قرار گیری مرکز ثقل از پایین به بالا با اعمال بار خارجی یرای ناحیه کمر، ناحیه قفسه سینه و ناحیه شانه‌ها مقدار ثبات وضعیتی کاهش پیدا کرده است. در این مطالعه ذکر شده است که این تاثیر حداقل در افراد جوان و سالم قابل ذکر است (۲۹). در اغلب مطالعات ذکر شده در بالا توزیع وزنه به صورت غیر یکنواخت بوده است. به عبارتی توزیع یکنواختی از وزنه‌ها بر روی بدن فرد صورت نگرفته است.

در مطالعه ledin اعمال بار خارجی به صورت توزیع یکنواخت بار بر روی قفسه سینه صورت گرفته بود. در این مطالعه هم نشان داده شد که با مقدار بار ۲۰ درصد افزایش مقدار Sway area مشهود بوده است (۳۰). در کل می توان به این مساله اشاره کرد که با اعمال بار خارجی به صورت متقارن یا غیر متقارن از دید مکانیکی یا جابه جایی مرکز ثقل می توان روی ثبات وضعیتی تاثیر گذار باشد.

ب) دیدگاه دیگری که در این زمینه می‌تواند توجیه کننده افزایش نوسانات به دنبال بار خارجی

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-19]

باشد مکانیسم های فیزیولوژیک است. از دید فیزیولوژیک اعمال بار خارجی باعث افزایش Demand سیستم قلبی عروقی می شود (۲۰). زمانی که ریتم قلبی و تنفس تغییر می کند، در نتیجه‌ی آن مقدار حرکت ارگان های داخلی افزایش و مقدار جابه جایی مرکز فشار نیز تحت تاثیر قرار می‌گیرد.

هرچند در این مطالعه مقدار مصرف انرزی اندازه گیری نشده است اما حمایت غیر مستقیمی وجود دارد که به دنبال حمل بار خارجی (کوله پشتی) مقدار مصرف انرزی افزایش می یابد. طوری که در حالت ایستاده معمولی با افزایش مقدار لود مقدار مصرف انرژی افزایش یافته است (۳۱).

لذا نتایج افزایش نوسان یا کاهش مقدار ثبات وضعیتی در مطالعه حاضر مطابق با مطالعات ذکر شده می‌باشد.

مکانیسم فیزیولوژیک دیگر سیستم حس عمقی می‌تواند باشد. پوشیدن کوله پشتی باعث تغییر در سطح فعالیت و الگوی عضلانی مورد نیاز برای حفظ پوسچر ایساده قائم می‌شود و احتمالاً فیدبک حس عمقی سیستم عصبی و بالتبع نوسان وضعیتی را تغییر می‌دهد (۲۰).

همچنین اعمال بار خارجی مانند کوله پشتی یا وزنه به تنه فرد باعث می شود که Momentum افزایش پیدا کند. این افزایش می تواند منجر به ایجاد تاخیر در مکانیسم فیدبکی و کنترلی شود. لذا تعادل و حفظ پوسچر قائم را تحت تاثیر قرار می‌دهد که در نهایت منجر به افزایش نوسان بدن می‌شود (۳۱).

به طور کلی، نتایج این مطالعه حاکی از آن است که افراد سالم و مبتلا به کمر درد مزمن غیراختصاصی، در شرایط قبل از اعمال بار خارجی، تفاوت چندانی به لحاظ متغیرهای کینتیک نشان نمی دهند. ضمنا استراتژی این دو گروه در پاسخ به عامل اعمال بار خارجی یکسان بوده است.

از طرفی نتایج حاصله نشان داد که به طور کلی جدای از گروه سالم یا کمردرد اعمال بار خارجی باعث افزایش نوسانات وضعیتی و به عبارتی کاهش تعادل می شود. لذا در حین اعمال بار خارجی باید توجه داشت که کنترل تعادل دستخوش تغییرات می‌شود. این مساله در حین استفاده از کوله پشتی می‌تواند کاربرد بیشتری داشته باشد.

منابع

1. Wong TK, Lee RY. Effects of low back pain on the relationship between the movements of the lumbar spine and hip. Hum Mov Sci. 2004 Jun; 23(1):21-34.
2. Maduri A, Pearson BL, Wilson SE. Lumbar-pelvic range and coordination during lifting tasks. J Electromyogr Kinesiol. 2008 Oct; 18(5):807-14.
3. Lariviere C, Gagnon D, Loisel P. A biomechanical comparison of lifting techniques between subjects with and without chronic low back pain during freestyle lifting and lowering tasks. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2002 Feb; 17(2):89-98.
4. Mientjes MI, Frank JS. Balance in chronic low back pain patients compared to healthy people under various conditions in upright standing 1 205. Clin Biomech (Bristol, Avon). 1999 Dec; 14(10):710-6.
5. van Vliet PM, Heneghan NR. Motor control and the management of musculoskeletal dysfunction. Man Ther. 2006 Aug; 11(3):208-13.
6. Madigan ML, Davidson BS, Nussbaum MA. Postural sway and joint kinematics during quiet standing are affected by lumbar extensor fatigue. Hum Mov Sci. 2006 Dec; 25(6):788-99.
7. 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 (Phila Pa 1976). 2000 Apr 15; 25(8):989-94.
8. Hodges PW, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. Spine (Phila Pa 1976). 1996 Nov 15; 21(22):2640-50.
9. Hodges PW. Changes in motor

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-19]

planning of feed forward postural responses of the trunk muscles in low back pain. Exp Brain Res. 2001 Nov; 141(2):261-6.

10. Silfies SP, Squillante D, Maurer P, Westcott S, Karduna AR. Trunk muscle recruitment patterns in specific chronic low back pain populations 8. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2005 Jun; 20(5):465-73.

11. Descarreaux M, Blouin JS, Teasdale N. Isometric force production parameters during normal and experimental low back pain conditions. BMC Musculoskelet Disord. 2005; 6:6.

12. Descarreaux M, Blouin JS, Teasdale N. Force production parameters in patients with low back pain and healthy control study participants. Spine (Phila Pa 1976). 2004 Feb 1; 29 (3):311-7.

13. Morasso PG, Baratto L, Capra R, Spada G. Internal models in the control of posture. Neural Netw. 1999 Oct; 12 (7-8):1173-80.

14. Popa T, Bonifazi M, della VR, Rossi A, Mazzocchio R. Adaptive changes in postural strategy selection in chronic low back pain 17. Exp Brain Res. 2007 Mar; 177(3):411-8.

15. Loram ID, Lakie M. Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like, throw and catch movements 24. J Physiol. 2002 May 1; 540(Pt 3):1111-24.

16. Winter DA, Patla AE, Frank JS. Assessment of balance control in humans. Med Prog Technol. 1990 May; 16(1-2):31-51.

17. Clark S, Riley MA. Multisensory information for postural control: sway-referencing gain shapes center of pressure variability and temporal dynamics. Exp Brain Res. 2007 Jan; 176(2):299-310.

18. Baratto L, Morasso PG, Re C, Spada G. A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density versus other parameterization techniques 8. Motor Control. 2002 Jul; 6(3):246-70.

19. Riley PO, Benda BJ, Gill-Body KM, Krebs DE. Phase plane analysis of stability in quiet standing. J Rehabil Res Dev. 1995 Oct; 32(3):227-35.

20. Heller MF, Challis JH, Sharkey NA. Changes in postural sway as a consequence of wearing a military backpack 2. Gait Posture. 2009 Jul; 30(1):115-7.

21. Singh T, Koh M. Effects of backpack load position on spatiotemporal parameters and trunk forward lean. Gait Posture. 2009 Jan; 29(1):49-53.

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 Nov; 28(4):657-62.

23. Kent P, Marks D, Pearson W, Keating J. Does clinician treatment choice improve the outcomes of manual therapy for nonspecific low back pain? A metaanalysis. J Manipulative Physiol Ther. 2005 Jun; 28(5):312-22.

24. Chow DH, Kwok ML, Cheng JC, Lao ML, Holmes AD, Au-Yang A, et al. The effect of backpack weight on the standing posture and balance of schoolgirls with adolescent idiopathic scoliosis and normal controls. Gait Posture. 2006 Oct; 24(2):173-81.

25. Chow DH, Leung DS, Holmes AD. The effects of load carriage and bracing on the balance of schoolgirls with adolescent idiopathic scoliosis 21. Eur Spine J. 2007 Sep; 16(9):1351-8.

26. Zaino CA, McCoy SW. Reliability and comparison of electromyographic and kinetic measurements during a standing reach task in children with and without cerebral palsy 8. Gait Posture. 2008 Jan; 27(1):128-37.

27. Palumbo N, George B, Johnson A, Cade D. The effects of backpack load carrying on dynamic balance as measured by limits of stability 3. Work. 2001; 16(2):123-9.

28. Punaxallio A, Lusa S, Luukkonen R. Protective equipment affects balance abilities differently in younger and older firefighters 1. Aviat Space Environ Med. 2003 Nov; 74(11):1151-6.

29. Rosker J, Markovic G, Sarabon N.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-19]

Effects of vertical center of mass redistribution on body sway parameters during quiet standing 1. Gait Posture. 2011 Mar; 33(3):452-6.

30. Ledin T, Odkvist LM. Effects of increased inertial load in dynamic and randomized perturbed posturography 44. Acta Otolaryngol. 1993 May; 113(3):249-52.

31. Schiffman JM, Bensel CK, Hasselquist L, Gregorczyk KN, Piscitelle L. Effects of carried weight on random motion and traditional measures of postural sway 6. Appl Ergon. 2006 Sep; 37(5):607-14.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-19]

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-19]

The effect of external load on postural stability during quit standing in healthy and non-specific low back pain subjects

***Hamid Reza Mokhtarinia,** Ph.D. Assistant Professor of Physiotherapy, Department of Ergonomics, University of Social Welfare Rehabilitation Science, Tehran, Iran (*Corresponding author). hrmokhtarinia@yahoo.com
Mohammad Ali Sanjari, Ph.D. Assistant Professor of Biomechanics, Biomechanics Laboratory, Rehabilitation Research Center, Faculty of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran. sanjarima@alum.sharif.edu
Mohammad Parnianpour, Ph.D. Professor of Biomechanics, Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran. parnianpour@yahoo.com

Abstract

Background: The purpose of this study was to identify the effects of external loads on balance control during upright stance in Chronic Low Back Pain (CLBP) patients and healthy adults.
Methods: This study was a qausi-experimental design. External loads were applied to 23 young, healthy participants and 21 low back pain subjects, and effects on balance control were characterized by Center-of-Pressure (COP) based measures. Center COP data were used to calculate standard deviation of amplitude, standard deviation of velocity in anterior-posterior and medial-lateral directions, mean total velocity and phase plane parameters. We used two way ANOVA to explore the pre/post applying external load and the between groups difference.
Results: The results showed that applying external load had a significant main effect on the standard deviation of amplitude in anterior-posterior and medio-lateral direction and S_{ML} , S_R, S_{AP} parameters. There was no interaction of load and group in this study. Also there was no difference between two groups at the beginning of the test.
Conclusions: These data show that wearing 10 kg of external weight in a waistcoat increases the postural sway of subjects, which may in turn increase the likelihood of falls and injury.

Keywords: Postural control, Motor control, Fatigue, CLBP

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2026-11-19]