# بررسی و مقایسه تکرارپذیری پایداری وضعیتی حین حفظ بار دینامیکی در مردان سالم و مبتلا به کمردرد مزمن غیر اختصاصی

ندا ارشاد[1]، صدیقه کهریزی*[2]، محمد پرنیانپور[2]، محمود رضا آذغانی[3]، انوشیروان کاظم‌نژاد[4]

## چکیده

**مقدمه:** کمردرد ناشی از فعالیت‌های باربرداری و نگهداشتن بار عامل مهمی در ایجاد ناتوانی عملکردی برای بیمار و ضررهای سنگین اقتصادی است. هنگام نگهداری بارهای متغیر دینامیکی مقدار گشتاور وارده به ستون فقرات در حال تغییر است که می‌تواند تعادل را به مخاطره بیندازد. هدف از این تحقیق، بررسی تکرارپذیری پایداری وضعیتی حین حفظ بار متغیر دینامیکی به منظور ارزیابی دقیق‌تر ضایعات ستون فقرات کمری بود.

**مواد و روش‌ها:** ۲۴ مرد شامل ۱۲ فرد مبتلا به کمردرد و ۱۲ فرد سالم در این مطالعه شرکت کردند. افراد بارهای دینامیکی را در دو وضعیت ایستاده و خمیده تنه (۸ حالت)، در زمان‌های مختلف یک جلسه آزمایش حفظ کردند. تکرارپذیری (Reliability) داده‌های صفحه نیرو شامل دامنه جابجایی (Displacement) و سرعت (Velocity) مرکز فشار (Center of pressure یا COP) و انحراف معیار آن‌ها در دو جهت قدامی- خلفی و طرفی طول مسیر مرکز فشار مورد ارزیابی قرار گرفت. تکرارپذیری نسبی با استفاده از ضریب همبستگی درون گروهی (Intraclass correlation coefficient یا ICC) و تکرارپذیری مطلق با استفاده از خطای معیار اندازه‌گیری ( SEM یاStandard error of measurement) و حداقل تغییر قابل اندازه‌گیری (Minimal metrically detectable change یا MMDC) محاسبه گردید.

**یافته‌ها:** از میان پارامترهای مرکز فشار، سرعت مرکز فشار در جهت طرفی در افراد سالم (۰/۹-۰/۸)، سرعت و انحراف معیار سرعت مرکز فشار در جهت قدامی- خلفی در افراد مبتلا به کمردرد (۰/۹-۰/۷)، تکرارپذیری بالایی را نشان دادند. تکرارپذیری دامنه جابجایی مرکز فشار در جهت قدامی— خلفی و انحراف معیار سرعت مرکز فشار در جهت طرفی در هر دو گروه مشابه بود (۰/۹-۰/۶). تکرارپذیری دامنه جابجایی مرکز فشار و انحراف معیار آن در جهت طرفی و نیز طول مسیر مرکز فشار در افراد سالم بیشتر از افراد مبتلا به کمردرد بود، ولی تفاوت معنی‌دار نبود.

**نتیجه‌گیری:** به نظر می‌رسد سرعت مرکز فشار در دو جهت قدامی- خلفی و طرفی پارامتر مناسبی جهت ارزیابی پایداری وضعیتی حین حفظ بار دینامیکی در افراد مبتلا به کمردرد و افراد سالم باشد.

**کلید واژه‌ها:** پایداری وضعیتی، تکرارپذیری، کمردرد غیر اختصاصی، بار دینامیک

**تاریخ دریافت: ۹۰/۹/۲۰**
**تاریخ پذیرش: ۹۰/۱۲/۱۷**

* استادیار، گروه فیزیوتراپی، دانشکده پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران
Email: kahrizis@modares.ac.ir

۱- دانشجوی دکتری فیزیوتراپی، دانشکده پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران
۲- استاد مدعو، گروه بیومکانیک، دانشکده مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران
۳- استادیار، گروه مکانیک، دانشکده مکانیک، دانشگاه سهند، تبریز، ایران
۴- استاد، گروه آمار حیاتی، دانشکده پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران

**مقدمه**

کمردرد یکی از عمده گرفتاری‌هایی است که به خصوص در جوامع صنعتی مشاهده می‌شود و عامل مهمی در ایجاد ناتوانی عملکردی برای بیمار و ضررهای سنگین اقتصادی است. طبق تحقیقات انجام شده، ۷۰ تا ۸۵ درصد مردم در طول زندگی خود کمردرد را تجربه می‌کنند که حدود ۸۰ درصد از آن‌ها بروز مجدد آن را گزارش کردند (۲، ۱). در جوامع کارگری سالیانه ۱۷/۶ درصد کارگران دچار آسیب‌های کمر می‌شوند و این مسأله در مشاغلی با تقاضای فیزیکی بالاتر، افزایش می‌یابد. در این افراد مقدار ناتوانی حاصل از کمردرد حدود ۴۷ درصد گزارش شده است (۳).

سالانه میلیون‌ها دلار جهت حل مشکل کمردرد هزینه می‌شود. شواهد بسیاری وجود دارد که تنها ۱۰ درصد از این بیماران مسؤول بیش از ۸۰ درصد هزینه‌های صرف شده می‌باشند که آن دسته بیمارانی هستند که وارد مرحله مزمن کمردرد می‌شوند. ۹۰ درصد بیماران مبتلا به کمردرد مزمن را گروهی تشکیل می‌دهند که در آن‌ها هیچ نوع آسیب ارگانیک خاصی که بتواند علت درد را توضیح دهد، وجود ندارد. این دسته بیماران مبتلا به کمردرد مزمن غیر اختصاصی هستند (۴). در اغلب موارد بروز کمردرد به صورت یک واقعیت موجود در زندگی پذیرفته می‌شود و تلاش محققان و درمان‌گران بر جلوگیری از مزمن شدن این عارضه معطوف می‌گردد (۵).

هنوز جنبه‌های بسیاری از این بیماری ناشناخته باقی مانده است و جهت دستیابی به درمان موفق نیازمند شناخت دقیق‌تر تغییرات به وجود آمده در عملکرد سیستم‌های مختلف درگیر در این بیماری هستیم. ارزیابی پارامترهای تعادلی را می‌توان به عنوان معیاری از عملکرد کل بدن در نظر گرفت. بنابراین بررسی عملکرد کل سیستم بدن در بیماران مبتلا به کمردرد می‌تواند به نحو بهتری ما را به سمت ارزیابی دقیق‌تر و درمان مؤثرتر هدایت کند (۶). کنترل وضعیت و حفظ تعادل در ضایعات نورولوژیک مورد توجه زیادی است، اما این مسأله در توان‌بخشی بیماران کمردردی کمتر مورد توجه قرار گرفته است (۷). در اکثر مطالعات از پارامترهای استخراج شده از صفحه نیرو نظیر طول مسیر جابجایی (Path length) مرکز فشار (Center of pressure یا COP)، دامنه جابجایی مرکز فشار (Displacement) و میانگین سرعت (Velocity) آن در دو جهت قدامی- خلفی و طرفی جهت ارزیابی پایداری وضعیتی (Postural stability) استفاده می‌گردد. تکرارپذیری (Reliability) پارامترهای مختلف برگرفته از نوسان مرکز فشار، در تمامی شرایط و بیماری‌ها یکسان نیست (۹، ۸). برای اطمینان از نتایج باید از تکرارپذیری خروجی سیستم و پارامترهای ثبت شده در شرایط آزمایشی خاص اطمینان حاصل کرد. تکرارپذیری می‌تواند ناشی از شرایط آزمایش، محل آزمایش، ابزارهای آزمایش، آزمون‌گر و متغیر بودن پدیده بیولوژیکی باشد.

خطای ناشی از ابزارها، شرایط آزمایش و آزمون‌گر قابل کنترل است، اما تغییرات ذاتی پارامترهای اندازه‌گیری شده که به تغییرات داخلی بدن و سیستم‌های کنترل تعادل مربوط است، از کنترل محقق خارج است. لذا به دلیل تغییرپذیری ذاتی این پارامترها که ناشی از تغییرات داخلی بدن و سیستم‌های کنترل تعادل می‌باشد، لازم است تکرارپذیری آن‌ها مورد ارزیابی قرار گیرد تا پارامتر مناسب که تکرارپذیری بالاتری دارد به منظور بررسی دقیق‌تر ضایعه مورد نظر انتخاب گردد (۱۰).

تغییرات گشتاور در بارهای متغیر دینامیکی یک اغتشاش خارجی محسوب می‌گردد که می‌تواند تعادل و پایداری وضعیتی را تحت تأثیر قرار دهد. ولی تاکنون مطالعه‌ای در زمینه تعیین تکرارپذیری پارامترهای مرکز فشار در بیماران مبتلا به کمردرد و افراد سالم حین حفظ بارهای متغیر دینامیکی انجام نشده است. در مطالعات گذشته تکرارپذیری پارامترهای مرکز فشار تنها در شرایط بدون بار خارجی بررسی شده است.

هدف از این مطالعه، بررسی تکرارپذیری پایداری وضعیتی حین حفظ بارهای متفاوت متغیر دینامیکی در حالت‌های مختلف تنه و همچنین بررسی تکرارپذیری در دو گروه سالم و بیماران کمردردی بود.

## مواد و روش‌ها

این مطالعه از نوع شبه تجربی و روش نمونه‌گیری غیر احتمالی ساده بود. جامعه هدف بیماران مبتلا به کمردرد

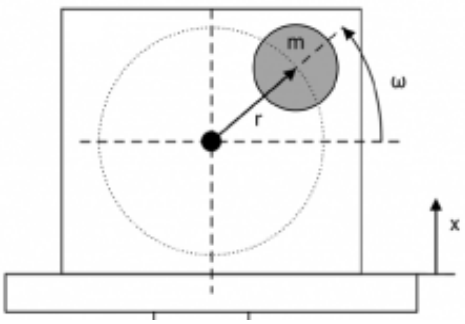
مراجعه کننده به مراکز درمانی ناحیه غرب شهر تهران بودند. در این تحقیق ۱۲ مرد سالم و ۱۲ مرد مبتلا به کمردرد ۴۰-۲۰ ساله شرکت کردند. بیماران مبتلا به کمردرد غیر اختصاصی شامل افرادی بودند که در تاریخچه خود کمردرد بیش از ۶ ماه بدون انتشار درد به اندام تحتانی را گزارش کردند و هیچ علت مشخصی اعم از ناهنجاری‌های ستون فقرات و یا بیرون زدگی دیسک بین مهره‌ای وجود نداشت (۴). به علاوه در زمان انجام آزمون حداکثر شدت درد آن‌ها بر اساس مقیاس درد VAS (Visual analogue scale) ۲ یا کمتر بود {در مقیاسVAS شدت درد از کم‌ترین مقدار (۱) تا بیش‌ترین مقدار (۱۰) طبقه‌بندی شده است و فرد با توجه به شدت درد خود عدد مناسب را انتخاب می‌کند (۱۱)}. افراد سالم نیز با مشخصات سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی (Body mass index یا BMI) مشابه بیماران (جدول ۱) که سابقه کمردرد حداقل در یک سال اخیر و نیز سابقه ابتلا به کمردردی که بیش از ۳ ماه طول کشیده باشد را نداشتند، انتخاب شدند. تمامی افراد ابتدا پرسش‌نامه طراحی شده که حاوی اطلاعات سلامت کلی بیمار و بررسی ناهنجاری‌های ستون فقرات بود را پر می‌کردند و چنان چه سابقه بیماری‌های قلبی- عروقی، تنفسی، نورولوژیکی، شکستگی یا جراحی در ستون فقرات و یا اندام تحتانی، اختلال تعادلی، نقص بینایی، شنوایی یا شناختی، دیابت و یا مصرف دارویی مؤثر روی تعادل را داشتند، از مطالعه خارج می‌شدند. همه شرکت کننده‌ها فرم موافقت آگاهانه کمیته اخلاق پزشکی دانشگاه تربیت مدرس را تکمیل کردند. این مطالعه توسط کمیته اخلاق پزشکی دانشگاه تربیت مدرس تأیید شده است.

ابتدا مشخصات آنتروپومتریک شامل سن، قد و وزن افراد با استفاده از متر و ترازوی دیجیتالی ثبت می‌گردید. گونیامتر الکتریکی روی ستون فقرات کمری فرد در حالت ایستاده چسبانده می‌شد. با استفاده از گونیامتر الکتریکی میزان تغییرات زوایای تنه مشخص می‌گردید (گونیامتر دیجیتالی با سیستم صفحه نیرو به طور همزمان کار می‌کرد). سپس فرد در وضعیت ایستاده بر روی صفحه نیرو قرار می‌گرفت {فاصله معمولی بین دو پا برای قرارگیری روی صفحه نیرو معادل فاصله بین دو ASIS (Anterior superior iliac spine) ذکر شده است (۱۱)}. پارامترهای تعادل حین آزمون‌های حفظ بار به مدت ۵ ثانیه در دو وضعیت ایستاده و خمیده تنه (۳۰ درجه) با سه تکرار در زمان‌های مختلف در یک جلسه در نوبت صبح اخذ و ثبت می‌گردید.

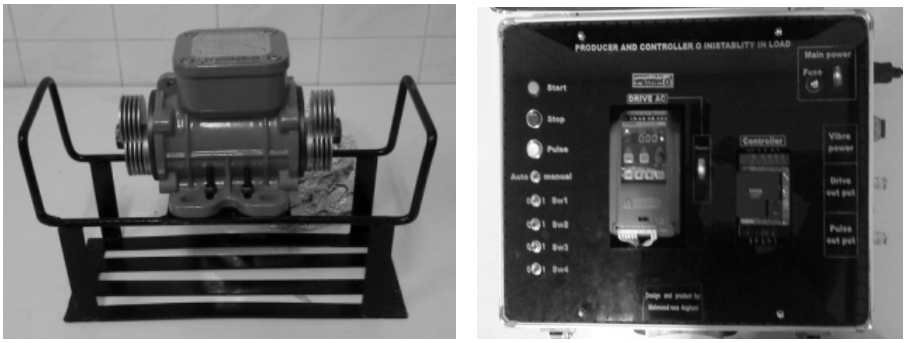
بار خارجی شامل بارهای استاتیکی به اضافه بار دینامیکی سینوسی است که در کل بار خارجی نهایی خاصیت دینامیکی متغیر خواهد داشت. بارهای استاتیکی که شامل دو وزنه ۷۰ و ۱۲۰ نیوتنی بود با توجه به شرایط آسیب‌رسان نبودن آن‌ها در مبتلایان به کمردرد انتخاب گردید.

در این مطالعه برای اولین بار سیستم تولید و کنترل بار متغیر دینامیکی طراحی و ساخته شد. برای دستیابی به نیروی دینامیکی متغیر با زمان، از مکانیزم ارتعاش دیسک دوار با جرم خارج از مرکز استفاده شد (شکل ۱) (r: بازوی گشتاور، m: جرم و ω: سرعت زاویای). این سیستم شامل دو بخش الکتریکی و مکانیکی می‌باشد (شکل ۲). از قابلیت‌های این دستگاه می‌توان به موارد ذیل اشاره کرد:

- قابلیت تعیین و کنترل میزان بار در زمان‌های مورد نظر
- قابلیت تولید نیروهای دینامیکی مورد نظر با انتخاب فرکانس‌های مختلف
- پرتابل بودن
- قابلیت کارکرد دستگاه به صورت دستی و اتوماتیک
- قابلیت ذخیره و پیاده سازی برنامه‌های متعدد




**شکل ۱. ارتعاش دیسک دوار با جرم خارج از مرکز**




**مکانیکی** **الکتریکی**

**شکل ۲. سیستم بار دینانیکی**

اساس طراحی این سیستم بر پایه تغییرات نیرو به صورت سینوسی (پریودیک) بوده است. در واقع مقدار و جهت نیروی دینامیکی که به بار استاتیک اضافه می‌شود، قابل کنترل است و مقدار آن با انتخاب فرکانس و تعداد حلقه‌ها مشخص می‌گردد. نیروی دینامیکی مورد استفاده در این مطالعه از نوع نزولی با فرکانس ابتدایی ۱۰ و ۱۵ هرتز بود. نیروی دینامیکی نزولی با استفاده از کاهش فرکانس ابتدایی سیستم تولید گردید. مقدار تغییرات نیرو در بازه زمانی ۵ ثانیه (حین حفظ بار و اخذ داده‌ها) در فرکانس ابتدایی ۱۰ هرتز از ۱۱/۰۸ به ۱۰/۰۶ نیوتن و در فرکانس ابتدایی ۱۵ هرتز از ۲۸/۵۶۳ به ۲۱/۴۱۳ نیوتن بوده است. میزان تکرارپذیری نیروی دینامیکی تولید شده توسط سیستم ۰/۹ بود.

***آزمون‌ها شامل موارد زیر است:***

۱- در وضعیت ایستاده، بار استاتیک ۷ کیلوگرمی همراه با بار دینامیکی ۱۰ هرتز

۲- تنه در وضعیت خمیده ۳۰ درجه، بار استاتیک ۷ کیلوگرمی همراه با بار دینامیکی ۱۰ هرتز

۳- در وضعیت ایستاده، بار استاتیک ۱۲ کیلوگرمی همراه با بار دینامیکی ۱۰ هرتز

۴- تنه در وضعیت خمیده ۳۰ درجه، بار استاتیک ۱۲ کیلوگرمی همراه با بار دینامیکی ۱۰ هرتز

۵- در وضعیت ایستاده، بار استاتیک ۷ کیلوگرمی همراه با بار دینامیکی ۱۵ هرتز

۶- تنه در وضعیت خمیده ۳۰ درجه، بار استاتیک ۷ کیلوگرمی همراه با بار دینامیکی ۱۵ هرتز

۷- در وضعیت ایستاده، بار استاتیک ۱۲ کیلوگرمی همراه با بار دینامیکی ۱۵ هرتز

۸- تنه در وضعیت خمیده ۳۰ درجه، بار استاتیک ۱۲ کیلوگرمی همراه با بار دینامیکی ۱۵ هرتز

انتخاب شرایط آزمایش برای قرارگیری در زاویه ۳۰ درجه خمیدگی نیز بر اساس وفور انجام فعالیت‌های حمل بار در زاویه ۳۰ تا ۳۵ درجه صورت گرفت (۱۴-۱۲).

به منظور یکسان سازی شرایط نگهداری بار، حین انجام تمامی آزمون‌ها آرنج در وضعیت خمیده ۹۰ درجه و بازوها چسبیده به بدن قرار می‌گرفت.

اطلاعات مرکز فشار با استفاده از صفحه نیرو (شرکت Kistler، مدل B۹۲۸۶ سوییس) واقع در آزمایشگاه فیزیوتراپی دانشگاه تربیت مدرس با فرکانس ۱۰۰ هرتز به مدت ۵ ثانیه ثبت شد. پارامترهای مورد نظر با استفاده از برنامه Matlab R۲۰۱۰A محاسبه گردید. سیگنال‌های مرکز فشار با استفاده از فیلتر پایین گذر ۱۰ هرتز (Butterworth low pass filter) فیلتر شد.

## یافته‌ها

مقایسه داده‌های آنتروپومتریک شامل سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی تفاوت معنی‌داری را بین دو گروه بیمار و سالم

نشان نداد (جدول ۱).

**جدول ۱. مشخصات آنتروپومتریک افراد شرکت کننده (میانگین و انحراف معیار)**

| کمردرد | سالم | متغیر |
|---|---|---|
| ۲۷/۷ ± ۴/۷ | ۲۴/۹ ± ۵/۶ | سن (سال) |
| ۱۷۷/۰ ± ۵/۰ | ۱۷۳/۵ ± ۶/۴ | قد (سانتی‌متر) |
| ۶۷/۶ ± ۷/۷۱ | ۶۷/۴ ± ۱۰/۴ | وزن (کیلوگرم) |
| ۲۱/۵ ± ۱/۹ | ۲۲/۲ ± ۲/۵ | شاخص توده بدنی (کیلوگرم/ متر مربع) |

در این مطالعه تکرارپذیری داده‌های صفحه نیرو شامل دامنه جابجایی (سانتی‌متر)، سرعت مرکز فشار (سانتی‌متر بر ثانیه)، انحراف معیار آن‌ها در دو جهت قدامی- خلفی و طرفی و طول مسیر مرکز فشار مورد ارزیابی قرار گرفت. جهت تعیین عدم وجود خطای سیستماتیک از آزمون Paired t روی تفاوت‌های مقادیر تکرار اول و سوم که با فاصله زمانی اخذ شده بودند، استفاده شد. میزان خطای نوع اول (آلفا) برای آنالیز آماری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. در هیچ یک از پارامترها تفاوت معنی‌داری بین تکرارها در هشت آزمون مشاهده نگردید که نشان دهنده عدم وجود خطای سیستماتیک می‌باشد.

ضریب همبستگی (Intraclass correlation coefficient یا ICC) بین تکرارها، رایج‌ترین شاخصی است که برای گزارش تکرارپذیری نسبی استفاده می‌شود (۱۵). در این مطالعه از ICC برای بیان تکرارپذیری نسبی مقادیر استفاده شد. تکرارپذیری به روش زیر طبقه‌بندی گردید (۱۶):

- تکرارپذیری ضعیف: صفر تا ۰/۳۹
- تکرارپذیری متوسط: ۰/۴ تا ۰/۵۹
- تکرارپذیری خوب: ۰/۶ تا ۰/۷۴
- تکرارپذیری عالی: ۰/۷۵ تا ۱

MMDC (Minimal metrically detectable change) پارامتر دیگری است که در زمینه کلینیکی و اثر مداخلات درمانی حایز اهمیت می‌باشد و نشان‌گر مقدار تغییرات لازم بین دو ارزیابی است، تا این تغییرات از لحاظ کلینیکی و درمانی معنی‌دار شوند. این پارامتر با استفاده از خطای معیار اندازه‌گیری (Standard error of measurement یا SEM) محاسبه می‌شود (۸).

$$MMDC = SEM * ۱/۹۶$$

نتایج به دست آمده تکرارپذیری (محدوده آی سی سی در ۸ آزمون) شامل موارد زیر بود:

- دامنه جابجایی مرکز فشار در جهت قدامی- خلفی در بیماران مبتلا به کمردرد و در افراد سالم، ۰/۹-۰/۶ بود.
- دامنه جابجایی مرکز فشار در جهت طرفی در بیماران مبتلا به کمردرد، ۰/۹-۰/۵ و در افراد سالم، ۰/۸-۰/۶ بود.
- انحراف معیار جابجایی مرکز فشار در جهت قدامی- خلفی در بیماران مبتلا به کمردرد، ۰/۹-۰/۴ و در افراد سالم ۰/۹-۰/۵ بود.
- انحراف معیار جابجایی مرکز فشار در جهت طرفی در بیماران مبتلا به کمردرد، ۰/۸-۰/۵۹ و در افراد سالم، ۰/۸-۰/۶ بود.
- سرعت مرکز فشار در جهت قدامی- خلفی در بیماران مبتلا به کمردرد، ۰/۹-۰/۷ و در افراد سالم، ۰/۸-۰/۷ به دست آمد.
- سرعت مرکز فشار در جهت طرفی در بیماران مبتلا به کمردرد، ۰/۸-۰/۷ و در افراد سالم، ۰/۹-۰/۸ بود.
- انحراف معیار سرعت مرکز فشار در جهت قدامی- خلفی در بیماران مبتلا به کمردرد، ۰/۹-۰/۷ و در افراد سالم، ۰/۹-۰/۶ حاصل شد.
- انحراف معیار سرعت مرکز فشار در جهت طرفی در بیماران مبتلا به کمردرد و در افراد سالم ۰/۹-۰/۶ به دست آمد.

طول مسیر جابجایی مرکز فشار در بیماران مبتلا به کمردرد ۰/۹-۰/۶ و در افراد سالم ۰/۹-۰/۷ بود.

طبق نتایج، تکرارپذیری اکثر پارامترها در سطح عالی یا خوب بوده است. تنها تکرارپذیری انحراف معیار جابجایی مرکز فشار در جهت قدامی- خلفی هم در بیماران مبتلا به کمردرد و هم در افراد سالم در آزمون شماره ۸ (تنه در وضعیت خمیده ۳۰ درجه، بار استاتیک ۱۲ کیلوگرمی همراه با بار دینامیکی ۱۵ هرتز) متوسط بود.

تکرارپذیری پارامترها بین دو گروه تفاوت معنی‌داری را نشان نداد.

## بحث

هدف اصلی این مطالعه بررسی تکرارپذیری پارامترهای نوسان وضعیتی در دو گروه بیماران مبتلا به کمردرد و افراد سالم حین حفظ بار دینامیکی جهت ارزیابی دقیق‌تر ضایعات ستون فقرات کمری بوده است. تغییرات گشتاور در بارهای دینامیکی و میزان گشتاور وارد به ستون فقرات متغیر است. این تغییر یک اغتشاش خارجی محسوب می‌گردد که می‌تواند تعادل و پایداری وضعیتی را تحت تأثیر قرار دهد. ولی تاکنون مطالعه‌ای در زمینه بررسی پارامترهای مرکز فشار در بیماران مبتلا به کمردرد و افراد سالم حین حفظ بارهای دینامیکی انجام نشده است. بنابراین تعیین تکرارپذیری پارامترهای مرکز فشار حین حفظ بارهای دینامیکی جهت ارزیابی دقیق‌تر ضروری می‌باشد.

اساس انتخاب اندازه‌های مرکز فشار ذکر شده از میان اندازه‌های متعدد، استفاده رایج آن‌ها در تحقیقاتی است که امکان مقایسه نتایج را در طول مطالعات مختلف می‌دهد. نتایج حاضر نشان داد که اکثر پارامترها در بیشتر آزمون‌ها تکرارپذیری خوب تا عالی داشتند.

طبق نتایج به دست آمده، سرعت مرکز فشار در جهت قدامی- خلفی در بیماران مبتلا به کمردرد (آی‌سی‌سی: ۰/۹-۰/۷۸) و سرعت مرکز فشار در جهت طرفی در افراد سالم (آی سی سی: ۰/۹۵-۰/۸۳) بالاترین تکرارپذیری در بین پارامترهای مورد ارزیابی را داشته‌اند (جداول ۲ و ۳). کم‌ترین تکرارپذیری نیز مربوط به انحراف معیار جابجایی مرکز فشار در جهت قدامی- خلفی هم در بیماران مبتلا به کمردرد (۰/۴۸) و هم در افراد سالم (۰/۵۹)، تنها در یک آزمون (تنه در وضعیت خمیده ۳۰ درجه، بار استاتیک ۱۲ کیلوگرمی همراه با بار دینامیکی ۱۵ هرتز) بوده است. در این آزمون مقدار بار استاتیک و دینامیک حداکثر بارهای مورد آزمایش بود و علاوه بر این تنه نیز در وضعیت خمیده قرار داشت. لذا به نظر می‌رسد در این شرایط نیاز به کنترل بیش‌تری بوده است. از طرف دیگر در بیماران کمردرد باوجود داشتن درد حین انجام آزمون‌ها، ممکن است کنترل حرکتی و وضعیتی دستخوش تغییر شده باشد.

**جدول۲. سرعت مرکز فشار در جهت قدامی- خلفی در بیماران کمردرد**

| وضعیت‌ها | P | ICC†† | SEM† | MMDC** | میانگین و انحراف معیار* |
|---|---|---|---|---|---|
| بار استاتیک ۷+ کیلوگرم<br>بار دینامیک ۱۰ هرتز- تنه نوترال | < ۰/۰۰۱ | ۰/۹۰۶ | ۰/۲۲۴ | ۰/۴۳۸ | آزمون ۰/۴۲۸ ± ۱/۱۵۲<br>بازآزمون ۰/۴۳۷ ± ۱/۱۹۱ |
| بار استاتیک ۷+ کیلوگرم<br>بار دینامیک ۱۰ هرتز- تنه خمیده | < ۰/۰۰۱ | ۰/۹۰۵ | ۰/۲۴۱ | ۰/۴۷۲ | آزمون ۰/۵۴۷ ± ۱/۲۶۵<br>بازآزمون ۰/۶۱۶ ± ۱/۲۸۹ |
| بار استاتیک ۱۲+ کیلوگرم<br>بار دینامیک ۱۰ هرتز- تنه نوترال | < ۰/۰۰۱ | ۰/۸۷۰ | ۰/۲۸۱ | ۰/۵۵۱ | آزمون ۰/۵۰۶ ± ۱/۵۰۳<br>بازآزمون ۰/۴۷۹ ± ۱/۴۰۴ |
| بار استاتیک ۱۲+ کیلوگرم<br>بار دینامیک ۱۰ هرتز- تنه خمیده | < ۰/۰۰۱ | ۰/۸۶۸ | ۰/۵۲۶ | ۱/۰۳۲ | آزمون ۱/۰۸۲ ± ۱/۹۷۶<br>بازآزمون ۰/۷۹۶ ± ۱/۷۰۲ |
| بار استاتیک ۷+ کیلوگرم<br>بار دینامیک ۱۵ هرتز- تنه نوترال | < ۰/۰۰۱ | ۰/۸۸۹ | ۰/۳۰۳ | ۰/۵۹۴ | آزمون ۰/۸۹۸ ± ۱/۹۸۰<br>بازآزمون ۰/۶۹۴ ± ۱/۷۵۴ |
| بار استاتیک ۷+ کیلوگرم<br>بار دینامیک ۱۵ هرتز- تنه خمیده | ۰/۰۰۱ | ۰/۷۸۶ | ۰/۴۹۴ | ۰/۹۶۸ | آزمون ۰/۸۶۱ ± ۱/۶۸۶<br>بازآزمون ۰/۶۲۰ ± ۱/۳۸۹ |
| بار استاتیک ۱۲+ کیلوگرم<br>بار دینامیک ۱۵ هرتز- تنه نوترال | < ۰/۰۰۱ | ۰/۸۳۱ | ۰/۴۸۴ | ۰/۹۴۸ | آزمون ۰/۹۳۷ ± ۲/۱۲۶<br>بازآزمون ۰/۶۷۴ ± ۱/۸۴۷ |
| بار استاتیک ۱۲+ کیلوگرم<br>بار دینامیک ۱۵ هرتز- تنه خمیده | < ۰/۰۰۱ | ۰/۹۰۲ | ۰/۴۴۷ | ۰/۸۷۷ | آزمون ۰/۸۵۴ ± ۱/۷۱۱<br>بازآزمون ۰/۹۲۵ ± ۱/۸۷۹ |

* سانتی‌متر بر ثانیه
** Minimal metrically detectable change
† Standard error of measurement
†† Intra class correlation coefficient

**جدول ۳. سرعت مرکز فشار در جهت طرفی در افراد سالم**

| وضعیت‌ها | P | ICC†† | SEM† | MMDC** | میانگین و انحراف معیار* |
|---|---|---|---|---|---|
| بار استاتیک ۷+ کیلوگرم<br>بار دینامیک ۱۰ هرتز- تنه نوترال | < ۰/۰۰۱ | ۰/۸۶۴ | ۰/۱۸۷ | ۰/۳۶۷ | آزمون ۰/۳۹۷ ± ۰/۸۶۷<br>بازآزمون ۰/۲۵۴ ± ۰/۷۵۱ |
| بار استاتیک ۷+ کیلوگرم<br>بار دینامیک ۱۰ هرتز- تنه خمیده | < ۰/۰۰۱ | ۰/۹۱۰ | ۰/۱۳۴ | ۰/۲۶۳ | آزمون ۰/۳۱۱ ± ۰/۹۱۰<br>بازآزمون ۰/۲۷۹ ± ۰/۸۲۱ |
| بار استاتیک ۱۲+ کیلوگرم<br>بار دینامیک ۱۰ هرتز- تنه نوترال | < ۰/۰۰۱ | ۰/۸۲۲ | ۰/۱۹۵ | ۰/۳۸۲ | آزمون ۰/۳۱۲ ± ۰/۹۴۰<br>بازآزمون ۰/۲۷۸ ± ۰/۸۸۱ |
| بار استاتیک ۱۲+ کیلوگرم<br>بار دینامیک ۱۰ هرتز- تنه خمیده | < ۰/۰۰۱ | ۰/۹۲۹ | ۰/۱۶۱ | ۰/۳۱۶ | آزمون ۰/۳۳ ± ۱/۰۳۷<br>بازآزمون ۰/۳۷۹ ± ۱/۱۱۰ |
| بار استاتیک ۷+ کیلوگرم<br>بار دینامیک ۱۵ هرتز- تنه نوترال | < ۰/۰۰۱ | ۰/۸۳۴ | ۰/۱۵۵ | ۰/۳۰۴ | آزمون ۰/۲۳۷ ± ۰/۸۹۹<br>بازآزمون ۰/۲۸۵ ± ۰/۷۸۱ |
| بار استاتیک ۷+ کیلوگرم<br>بار دینامیک ۱۵ هرتز- تنه خمیده | < ۰/۰۰۱ | ۰/۸۴۷ | ۰/۱۶۷ | ۰/۳۲۸ | آزمون ۰/۲۸۹ ± ۱/۰۳۳<br>بازآزمون ۰/۲۴۹ ± ۰/۹۱۳ |
| بار استاتیک ۱۲+ کیلوگرم<br>بار دینامیک ۱۵ هرتز- تنه نوترال | < ۰/۰۰۱ | ۰/۸۳۷ | ۰/۱۴۸ | ۰/۲۹۱ | آزمون ۰/۲۹۱ ± ۱/۰۰۴<br>بازآزمون ۰/۲۴۶ ± ۰/۹۲۱ |
| بار استاتیک ۱۲+ کیلوگرم<br>بار دینامیک ۱۵ هرتز- تنه خمیده | ۰/۰۲۴ | ۰/۹۵۷ | ۰/۱۴۱ | ۰/۲۷۷ | آزمون ۰/۴۱۵ ± ۱/۲۰۲<br>بازآزمون ۰/۵۰۰ ± ۱/۰۹۳ |

* سانتی‌متر بر ثانیه
** Minimal metrically detectable change
† Standard error of measurement
†† Intra class correlation coefficient

نتایج این مطالعه با مطالعات قبلی که نشانگر تکرارپذیری بالای پارامترهای سرعت مرکز فشار در بیماران مبتلا به کمردرد یا افراد سالم بوده است، همسو می‌باشد. البته در مطالعات گذشته تکرارپذیری پارامترهای مرکز فشار در شرایط بدون بار خارجی بررسی شده است (۱۸-۱۶، ۹).

طبق نتایج مطالعه صلواتی و همکاران، پارامتر میانگین سرعت مرکز فشار بیش‌ترین تکرارپذیری را در وضعیت استاتیک با چشم باز و بسته در افراد کمردرد نشان داد (۱۷).

Lin و همکاران در مطالعه دیگری پارامترهای مرکز فشار را در افراد سالمی که در دو گروه سنی جوان و مسن تقسیم شده بودند، بررسی کردند. آن‌ها مشاهده کردند که میانگین سرعت مرکز فشار تکرارپذیری بالایی دارد (۱۶).

این نتایج با مطالعه Lafond و همکاران همسو بود (۹). در مطالعه Lafond مقدار آی‌سی‌سی سرعت مرکز فشار در جهت قدامی- خلفی و طرفی در افراد سالم مسن به ترتیب ۰/۹ و ۰/۷۷ بود.

مختارنیا و همکاران تکرارپذیری پارامترهای مرکز فشار را در شرایط دینامیکی در افراد سالم و بیماران مبتلا به کمردرد بررسی کردند. نتایج نشان‌گر تکرارپذیری بالای میانگین سرعت مرکز فشار در هر دو گروه بوده است (۱۸).

البته به دلیل عدم وجود مطالعه‌ای در زمینه بررسی تکرارپذیری پارامترهای مرکز فشار حین نگهداری بار دینامیکی، مقایسه نتایج این مطالعه به طور دقیق با سایر نتایج مطالعات گذشته میسر نمی‌باشد. با توجه به نتایج به دست آمده در این مطالعه، به جزء انحراف معیار جابجایی مرکز فشار در جهت قدامی- خلفی (آزمون ۸) سایر پارامترهای ارزیابی شده تکرارپذیری خوب تا عالی داشتند (آی‌سی‌سی: ۰/۹-۰/۶). البته تکرارپذیری در برخی پارامترها نظیر دامنه جابجایی و انحراف معیار آن در جهت طرفی، انحراف معیار جابجایی در جهت قدامی- خلفی، سرعت در جهت طرفی و طول مسیر جابجایی مرکز فشار در افراد سالم بیشتر از بیماران مبتلا به کمردرد بوده است. این تفاوت

ممکن است به دلیل تغییرات در سیستم کنترل حرکتی و وضعیتی در بیماران کمردرد باشد (۱۹).

با توجه به نتایج به دست آمده از این مطالعه در هر دو گروه سالم و مبتلا به کمردرد، به نظر می‌رسد سرعت مرکز فشار در دو جهت قدامی- خلفی و طرفی پارامتر مناسبی جهت ارزیابی پایداری وضعیتی حین حفظ بار دینامیکی در افراد مبتلا به کمردرد و افراد سالم باشد. شایان ذکر است به دلیل تأثیرگذار بودن جنسیت بر پارامترهای مرکز فشار، نتایج این مطالعه تنها در مورد جمعیت مردان قابل تعمیم می‌باشد.

## نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج به دست آمده، به نظر می‌رسد سرعت مرکز فشار در دو جهت قدامی- خلفی و طرفی پارامتر مناسبی جهت ارزیابی پایداری وضعیتی حین حفظ بار دینامیکی در مردان سالم و مبتلا به کمردرد غیر اختصاصی ۴۰-۲۰ سال باشد.

## پیشنهادها

پیشنهاد می‌گردد جهت بررسی بیشتر، آزمون‌ها در فعالیت باربرداری نیز ارزیابی گردد.

## تشکر و قدردانی

این تحقیق مستخرج از رساله دکتری رشته فیزیوتراپی می‌باشد و با حمایت مالی دانشکده علوم پزشکی دانشگاه تربیت مدرس انجام شده است.

## References


1. Liddle SD, Baxter GD, Gracey JH. Exercise and chronic low back pain: what works? Pain 2004; 107(1-2): 176-90.
2. Bogduk N, Twomey LT. Clinical anatomy of the lumbar spine. 2nd ed. Philadelphia, PA: Churchill Livingstone; 1991.
3. Davis KG, Marras WS, Heaney CA, Waters TR, Gupta P. The impact of mental processing and pacing on spine loading: 2002 Volvo Award in biomechanics. Spine (Phila Pa 1976) 2002; 27(23): 2645-53.
4. Kronshage U, Kroener-Herwig B, Pfingsten M. Kinesiophobia in chronic low back pain patients - does the startle paradigm support the hypothesis? International Journal of Behavioral Medicine 2001; 8(4): 304-18.
5. 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; 28(5): 312-22.
6. Mientjes MI, Frank JS. Balance in chronic low back pain patients compared to healthy people under various conditions in upright standing. Clin Biomech (Bristol, Avon) 1999; 14(10): 710-6.
7. Sparto PJ, Parnianpour M, Reinsel TE, Simon S. The effect of fatigue on multijoint kinematics, coordination, and postural stability during a repetitive lifting test. J Orthop Sports Phys Ther 1997; 25(1): 3-12.
8. Corriveau H, Hebert R, Prince F, Raiche M. Intrasession reliability of the "center of pressure minus center of mass" variable of postural control in the healthy elderly. Arch Phys Med Rehabil 2000; 81(1): 45-8.
9. Lafond D, Corriveau H, Hebert R, Prince F. Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. Arch Phys Med Rehabil 2004; 85(6): 896-901.
10. Santos BR, Delisle A, Lariviere C, Plamondon A, Imbeau D. Reliability of centre of pressure summary measures of postural steadiness in healthy young adults. Gait Posture 2008; 27(3): 408-15.
11. Ogon M, Krismer M, Sollner W, Kantner-Rumplmair W, Lampe A. Chronic low back pain measurement with visual analogue scales in different settings. Pain 1996; 64(3): 425-8.
12. Tan JC, Parnianpour M, Nordin M, Hofer H, Willems B. Isometric maximal and submaximal trunk extension at different flexed positions in standing. Triaxial torque output and EMG. Spine (Phila Pa 1976) 1993; 18(16): 2480-90.
13. Kahrizi S, Parnianpour M, Firoozabadi SM, Kasemnejad A, Karimi E. Evaluation of spinal internal loads and lumbar curvature under holding static load at different trunk and knee positions. Pak J Biol Sci 2007; 10(7): 1036-43.
14. Ershad N, Kahrizi S, Abadi MF, Zadeh SF. Evaluation of trunk muscle activity in chronic low back pain patients and healthy individuals during holding loads. J Back Musculoskelet Rehabil 2009; 22(3): 165-72.
15. Mathur S, Eng JJ, MacIntyre DL. Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. J Electromyogr Kinesiol 2005; 15(1): 102-10.

**16.** Lin D, Seol H, Nussbaum MA, Madigan ML. Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences. Gait Posture 2008; 28(2): 337-42.
**17.** Salavati M, Hadian MR, Mazaheri M, Negahban H, Ebrahimi I, Talebian S, et al. Test-retest reliability [corrected] of center of pressure measures of postural stability during quiet standing in a group with musculoskeletal disorders consisting of low back pain, anterior cruciate ligament injury and functional ankle instability. Gait Posture 2009; 29(3): 460-4.
**18.** Mokhtarinia H, Kahrizi S, Parnianpour M, Sanjari M. Test- retest reliability of dynamic postural stability measures in healthy and non specific low back pain groups. J of Rehabilitation 2011 [Epub ahead of print].
**19.** Richardson C, Hodges P, Hides J. Therapeutic Exercise for Lumbopelvic Stabilization: A Motor Control Approach for the Treatment and Prevention of Low Back Pain. 2nd ed. Philadelphia, PA: Churchill Livingstone; 2004.

# Reliability of postural stability in male subjects with and without non specific low back pain during holding dynamic load

*Neda Ershad[1], Sedigheh Kahrizi[*], Mohamad Parnianpour[2], Mahmoud Reza Azghani[3], Anoushiravan Kazem Nejad[4]*

Received date: 11/12/2011
Accept date: 07/03/2012

**Abstract**

**Introduction:** Low back pain after load- holding and carrying can result in significant functional disability and financial disadvantage. Dynamic load-holding imposes varying torque on intervertebral joints and endangers the balance. The goal of the present study was to study the reliability of the postural stability during holding dynamic load for more accurate evaluation of lumbar spine injury.

**Materials and Methods:** Participants in this study were 12 healthy men and 12 male patients with low back pain (LBP), subjects were assessed 3 times in 8 conditions while they held dynamic loads in neutral and flexed trunk positions. Center of pressure (COP) data including displacement, velocity, path length and their respective standard deviations (SD) in anterior-posterior (AP) and medial-lateral (ML) directions were assessed. Relative reliability was measured using intra class correlation coefficient (ICC) while absolute reliability was obtained via standard error measurement (SEM) and minimal metrically detectable change (MMDC).

**Results:** Healthy subjects' velocity in ML direction (0.8-0.9), LBP patients' velocity and its SD in AP direction (0.7-0.9) had the highest reliability among the parameters of interest. Reliability of displacement in ML direction and its respective SD yielded similar results in both groups (0.6-0.9). Reliability of displacement and its SD in ML direction and path length in healthy subjects were more than those of LBP patients.

**Conclusion:** Velocity of center of pressure in both AP and ML directions are suggested as appropriate parameters for evaluation postural stability during dynamic load- holding in subjects with and without non specific low back pain.

**Keywords:** Postural stability, Reliability, Non specific Low back pain, Dynamic load

∗ Assistant Professor, Department of Physiotherapy, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran Email: kahrizis@modares.ac.ir
1. PhD Student of Physiotherapy, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran
2. Professor of Biomechanic, Sharif University, Tehran, Iran
3. Assistant Professor, Department of Biomechanic, Sahand University, Tabriz, Iran
4. Professor of Biostatistics, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran