

بررسی پایداری وضعیتی حین حفظ بار دینامیکی در بیماران مبتلا به کمردرد غیر اختصاصی

ندا ارشاد: دانشجوی دکتری فیزیوتراپی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران. ershad@modares.ac.ir

*دکتر صدیقه کهریزی: استادیار و متخصص فیزیوتراپی، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران (*مؤلف مسئول).
kahrizis@modares.ac.ir

دکتر محمد پرنیانپور: استاد و متخصص بیومکانیک، گروه بیومکانیک، دانشکده مکانیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران. parnianpour@yahoo.com

دکتر محمود رضا آذغانی: استادیار و متخصص بیومکانیک، گروه مکانیک، دانشکده مکانیک، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران. marazghani@yahoo.com

دکتر انوشیروان کاظم نژاد: استاد و متخصص آمار، گروه آمار حیاتی، دانشکده علوم پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس، تهران، ایران. kazem_an@modares.ac.ir

تاریخ دریافت: ۹۰/۱۱/۱۸ تاریخ پذیرش: ۹۱/۲/۱۹

چکیده

زمینه و هدف: کمردرد ناشی از فعالیت‌های باربرداری و نگهداشتن بار عامل مهمی در ایجاد ناتوانی عملکردی برای بیماران و ضررهای سنگین اقتصادی است. در بارهای دینامیکی مقدار گشتاور وارده به ستون فقرات در حال تغییر است که می‌تواند تعادل را به مخاطره بیندازد. هدف از این مطالعه مقایسه پارامترهای مرکز فشار (Center of Pressure - COP) حین حفظ بارهای دینامیکی بین افراد مبتلا به کمردرد غیر اختصاصی و سالم به منظور ارزیابی دقیق‌تر ضایعات ستون فقرات کمری می‌باشد.

روش کار: این مطالعه از نوع نیمه تجربی می‌باشد. ۱۲ مرد مبتلا به کمردرد و ۱۲ مرد سالم در این مطالعه شرکت کردند. افراد بارهای استاتیک و دینامیکی را در دو وضعیت نوترال و خمیده تنه (۱۲ آزمون) حفظ کردند. دامنه جابه‌جایی، سرعت مرکز فشار و انحراف معیار آن‌ها در دو جهت قدامی-خلفی و طرفی و طول مسیر جابه‌جایی مورد ارزیابی قرار گرفت.

یافته‌ها: نتایج با استفاده از آزمون‌های آنالیز واریانس چند عاملی و تی مستقل نشان داد که مقدار جابه‌جایی طرفی مرکز فشار در افراد مبتلا به کمردرد حین حفظ بارهای دینامیکی ۱۰ و ۱۵ هرتز (۱/۳۱ و ۱/۲۲ سانتی متر) بیشتر از سالم (۱/۰۳ و ۱/۱۰ سانتی متر) است؛ جابه‌جایی قدامی-خلفی، سرعت طرفی و انحراف معیار آن، طول مسیر، انحراف معیار جابه‌جایی طرفی در وضعیت خمیده و سرعت قدامی-خلفی در وضعیت ایستاده، حین حفظ بار دینامیکی در مقایسه با بار استاتیک افزایش می‌یابد.

نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد افزایش جابه‌جایی مرکز فشار در افراد مبتلا به کمردرد به دلیل بالا رفتن آستانه حسی در این بیماران باشد. اغتشاشات ناشی از بارهای دینامیکی منجر به افزایش نوسانات وضعیتی و احتمال آسیب به ستون فقرات می‌گردد. بنابراین جهت جلوگیری از بروز آسیب، علاوه بر مقدار (کیلوگرم) نوع (استاتیک یا دینامیک) بار خارجی نیز باید مورد توجه قرار گیرد.

کلیدواژه‌ها: کمردرد غیر اختصاصی، پایداری وضعیتی، بار دینامیکی.

مقدمه

کمردرد یکی از عمده‌گرفتاری‌هایی 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٪ مردم کمردرد را در طول زندگی خود تجربه می‌کنند که حدود ۸۰٪ از آن‌ها بروز مجدد را گزارش کرده‌اند (۱) و (۲). در جوامع کارگری سالیانه ۱۷/۶ درصد دچار آسیب‌های کمر می‌شوند و این مسئله در افرادی که در محیط‌های کاری دارای تقاضای فیزیکی

بالاتر هستند، افزایش می‌یابد. در این افراد مقدار ناتوانی حاصل از کمردرد حدود ۴۷ درصد گزارش شده است (۳).

سالانه میلیون‌ها دلار جهت حل مشکل کمر درد هزینه می‌شود. شواهد بسیاری وجود دارد که تنها ۱۰ درصد از این بیماران مسئول بیش از ۸۰ درصد هزینه‌های صرف شده می‌باشند و آن دسته بیماران 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

نتایج مطالعه صلواتی تفاوتی را در میزان نوسانات وضعیتی حین ایستادن در وضعیت‌های اختلال ورودی‌های حس عمقی و بینایی در بیماران مبتلا به کمردرد غیر اختصاصی در مقایسه با افراد سالم نشان نداد (۱۳).

تغییرات گشتاور در بارهای دینامیکی یک اغتشاش خارجی محسوب می‌گردد که می‌تواند تعادل و پایداری وضعیتی را تحت تأثیر قرار دهد. به طوری که طبق نتایج، در افراد سالم میزان جابه‌جایی مرکز فشار (Center of Pressure - COP) در هر دو صفحه ساجیتال و فرونتال حین حفظ بار دینامیکی (بی‌ثبات) در مقایسه با بار استاتیک (بایثبات) افزایش می‌یابد (۱۴)، ولی تاکنون مطالعه‌ای در زمینه بررسی پایداری وضعیتی و تعادل در بیماران مبتلا به کمردرد حین حفظ بار دینامیکی انجام نشده است.

بنابراین بررسی پایداری وضعیتی به دنبال اغتشاشات ناشی از بارهای دینامیکی حین حفظ بار در بیماران کمردردی یکی از مواردی است که می‌تواند به نحو بهتری ما را به سمت ارزیابی دقیق‌تر و به دنبال آن درمان مؤثرتر این بیماران هدایت نماید.

روش بررسی

این مطالعه از نوع شبه تجربی و روش نمونه‌گیری، غیر احتمالی ساده می‌باشد. 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 شش 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 نداشتند (۴)، و در زمان انجام آزمون حداکثر شدت درد آن‌ها بر اساس مقیاس درد VAS (Visual Analogue Scale) دو یا کمتر بود. افراد سالم نیز با مشخصات سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی (BMI) مشابه بیماران انتخاب شدند (جدول ۱). افراد سالم سابقه کمردرد حداقل در یک سال اخیر و نیز سابقه ابتلاء به کمردردی که بیش از ۳

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 بیشتر بر اجتناب از مزمن شدن این عارضه معطوف می‌گردد (۵).

هنوز جنبه‌های بسیاری از این بیماری ناشناخته باقی مانده 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 مسئله در توانبخشی بیماران کمردردی کمتر مورد توجه است. کاهش پایداری وضعیتی می‌تواند یکی از علل ایجاد آسیب در این افراد باشد (۷). زیرا، معمولاً دردهای مزمن منجر به اختلال در تعادل می‌گردد (۶). نتایج مطالعات انجام شده حاکی از وجود اختلال در بازسازی وضعیت (Repositioning) (۸)، اختلال در حس حرکت (Kinesthesia) (۹)، تغییر در اطلاعات مخابره شده توسط مکانورسپتورها (۱۰)، اختلال در عملکرد دوک‌های عضلات پاراسپینال (۱۱) و تغییر در استراتژی کنترل وضعیتی (۶) در افراد مبتلا به کمردرد می‌باشد.

در رابطه با پایداری وضعیتی و تعادل حین ایستادن در بیماران مبتلا به کمردرد در شرایط مختلف از جمله در وضعیت‌های اختلال ورودی‌های حس عمقی (ایستادن روی فوم) و بینایی (چشم بسته) نتایج متفاوتی وجود دارد (۶، ۱۰، ۱۲ و ۱۳).

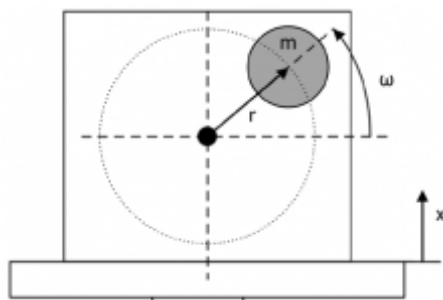
della Volpe و همکارانش نشان دادند که نوسانات وضعیتی در صفحه ساجیتال در وضعیت‌های اختلال ورودی‌های حس عمقی و بینایی در بیماران مبتلا به کمردرد در مقایسه با افراد سالم بیشتر است (۱۲). این در حالی است که

Butterworth low pass filter فیلتر شدند. بار خارجی شامل بارهای استاتیکی (۷ و ۱۲ کیلوگرم) و بارهای دینامیکی (اغتشاشات سینوسی نزولی ۱۰ و ۱۵ هرتز که به بار استاتیک ۷ و ۱۲ کیلوگرم اضافه می شد) است که با توجه به شرایط بیماران مبتلا به کمردرد و آسیب‌رسان نبودن آن‌ها انتخاب گردید.

در این مطالعه برای اولین بار اقدام به طراحی و ساخت سیستم تولید و کنترل بار دینامیکی شد. برای دستیابی به نیروی دینامیکی متغیر با زمان، از مکانیزم ارتعاش دیسک دوار با جرم خارج از مرکز استفاده شد (شکل ۱). این سیستم شامل دو بخش می باشد: الکتریکی و مکانیکی (شکل ۲). از قابلیت‌های این دستگاه می توان 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

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 در صفحه ساجیتال از نوع نزولی با فرکانس ابتدایی



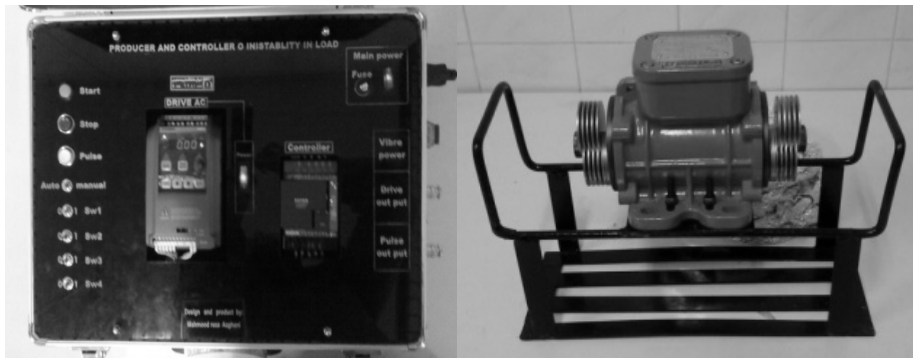
شکل ۱. ارتعاش دیسک دوار با جرم خارج از مرکز

ماه طول کشیده باشد را نداشتند. تمامی افراد ابتدا پرسش‌نامه که حاوی اطلاعات سلامت کلی بیمار و بررسی ناهنجاری‌های ستون فقرات بود را پر می‌کردند و چنانچه 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 شرکت‌کننده‌ها فرم موافقت آگاهانه‌ی کمیته اخلاق پزشکی دانشگاه تربیت مدرس را تکمیل کردند.

ابتدا مشخصات انتروپومتریک شامل سن، قد و وزن افراد با استفاده از متر و ترازوی دیجیتالی ثبت می‌گردید. سپس گونیامتر الکتریکی ساخت شرکت بیومتریکس مدل XM180/B در وضعیت ایستاده روی ستون فقرات کمری فرد چسبانده می‌شد. با استفاده از گونیامتر الکتریکی میزان تغییرات زوایای تنه مشخص می‌گردید (الکتروگونیامتر دیجیتالی با سیستم صفحه نیرو به طور همزمان کار می‌کرد و با استفاده از آن تغییرات زوایای تنه به طور لحظه‌ای روی مانیتور قابل مشاهده و کنترل بود. میزان دقت آن بیش از یک درجه در هر دو جهت (± 1) و دامنه اندازه‌گیری ± 150 درجه می‌باشد).

در مرحله بعد، فرد در وضعیت ایستاده روی صفحه نیرو قرار می‌گرفت (فاصله معمولی بین دو پا برای قرارگیری روی صفحه نیرو معادل فاصله بین دو Anterior Superior Iliac Spine- ASIS ذکر شده است (۱۵)). پارامترهای تعادل حین آزمون‌های حفظ (Holdig) بارهای استاتیک و دینامیکی به مدت ۵ ثانیه در دو وضعیت ایستاده نوترال و خمیده (۳۰ درجه) با سه تکرار در یک جلسه در نوبت صبح در آزمایشگاه فیزیوتراپی دانشگاه تربیت مدرس اخذ و ثبت می‌گردید.

اطلاعات مرکز فشار با استفاده از صفحه‌ی نیرو (شرکت Kistler، مدل B9286 - سوییس با فرکانس ۱۰۰ هرتز) به مدت ۵ ثانیه ثبت شد. پارامترهای مورد نظر با استفاده از برنامه R2010A matlab محاسبه گردید. سیگنال‌های مرکز فشار با استفاده از فیلتر پایین‌گذر ۱۰ هرتز



مکانیکی

الکتریکی

شکل ۲. دستگاه تولید کننده بار دینامیکی

۴- تنه در وضعیت خمیده ۳۰ درجه، بار استاتیک ۱۲ کیلوگرمی.

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

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

۷- در وضعیت ایستاده، بار استاتیک ۱۲ کیلوگرمی همراه با اغتشاش دینامیکی ۱۰ هرتز.

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

۹- در وضعیت ایستاده، بار استاتیک ۷ کیلوگرمی همراه با اغتشاش دینامیکی ۱۵ هرتز.

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

۱۱- در وضعیت ایستاده، بار استاتیک ۱۲ کیلوگرمی همراه با اغتشاش دینامیکی ۱۵ هرتز.

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

انتخاب شرایط آزمایش برای قرار گیری در زاویه ۳۰ درجه خمیدگی نیز بر اساس وفور انجام فعالیت‌های حمل بار در زاویه ۳۰ تا ۳۵ درجه صورت گرفت (۱۸-۱۶).

به منظور یکسان سازی شرایط نگهداری بار در افراد مورد آزمون، آرنج در وضعیت خمیده ۹۰ درجه و بازوها چسبیده به بدن قرار می‌گرفت.

در این مطالعه ابتدا تکرارپذیری (Reliability)

۱۰ و ۱۵ هرتز می‌باشد. نیروهای دینامیکی نزولی با دو مؤلفه عمود بر هم (در راستای شتاب جاذبه (g) و در راستای قدامی-خلفی) با استفاده از کاهش فرکانس ابتدایی سیستم تولید گردید.

مقدار تغییرات نیرو در راستای شتاب جاذبه 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 و مقدار تغییرات نیرو در راستای قدامی-خلفی در فرکانس ابتدایی ۱۰ هرتز از ۲/۲۷ به ۱ نیوتن و در فرکانس ابتدایی ۱۵ هرتز از ۱۹/۴ به ۱۴ نیوتن بوده است.

بر اساس تحلیل‌های آماری انجام شده با آزمون تی زوجی، در بین نتایج مربوط به هر دو فرکانس در بین نوبت‌های آزمون (در دو روز متفاوت)، تفاوت معنی‌داری بین نتایج حاصله مشاهده نشد ($p < 0/05$).

از آزمون (Intra class Correlation (ICC) Coefficient-ICC) برای بررسی میزان تکرار پذیری نتایج در دو نوبت آزمون متفاوت با ده تکرار استفاده شد. براین اساس نتایج حاصله در هر دو فرکانس، مقادیر بالا ۰/۹ می‌باشد که نشانگر تکرار پذیری بسیار خوبی بین نتایج است.

آزمون‌ها شامل موارد زیر است:
۱- در وضعیت ایستاده، بار استاتیک ۷ کیلوگرمی.

۲- تنه در وضعیت خمیده ۳۰ درجه، بار استاتیک ۷ کیلوگرمی.

۳- در وضعیت ایستاده، بار استاتیک ۱۲ کیلوگرمی

جهت بررسی داده‌ها از نرم افزاری SPSS19 و آزمون‌های آنالیز واریانس تکرارشونده، تی مستقل و تی زوجی استفاده شد.

یافته‌ها

مقایسه داده‌های آنترپومتریکی شامل سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی تفاوت معنی‌داری را بین دو گروه بیمار و سالم نشان نداده است ($p > 0.05$) (جدول ۱).

نتایج بررسی مقدار جابه جایی طرفی مرکز فشار نشانگر اثر متقابل معنی‌دار نوع بار در گروه بوده است ($p > 0.021$). در سایر پارامترهای بررسی شده اثر متقابل نوع بار در گروه معنی‌دار نبوده است. طبق نتایج آزمون تی مستقل مقدار جابه جایی طرفی مرکز فشار در بیماران مبتلا به کمردرد حین حفظ بارهای دینامیکی (۱۵ و ۱۰ هرتز) مورد آزمون بیشتر از افراد سالم می‌باشد (نمودار ۱).

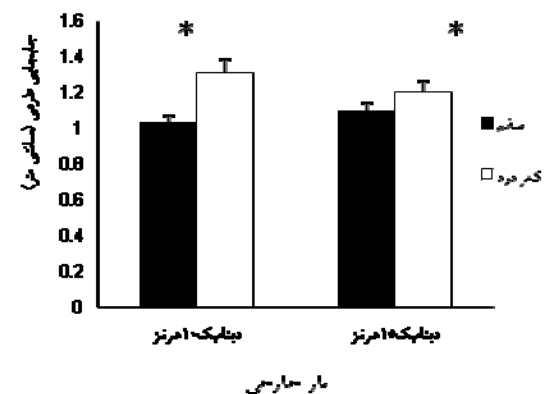
نتایج آنالیز واریانس نشان داد (جدول ۲) جابه‌جایی مرکز فشار و انحراف معیار آن در جهت قدامی- خلفی حین حفظ بار دینامیکی ۱۵ هرتز به طور معنی‌داری بیشتر از بار استاتیک و بار دینامیکی ۱۰ هرتز می‌باشد ($p = 0.02$). انحراف معیار جابه‌جایی طرفی مرکز فشار در وضعیت خمیده تنه و سرعت قدامی- خلفی مرکز فشار در وضعیت ایستاده حین حفظ بارهای دینامیکی (۱۵ و ۱۰ هرتز) در مقایسه با بار استاتیک به طور معنی‌داری افزایش می‌یابد ($p = 0.01$).

انحراف معیار سرعت مرکز فشار در جهت قدامی- خلفی در زمان نگهداشتن بار دینامیکی ۱۵ هرتز در هر دو وضعیت ایستاده و خمیده بیشتر از بار دینامیکی ۱۰ هرتز، و در وضعیت خمیده تنه در بار دینامیکی ۱۵ هرتز بیشتر از بار استاتیک است ($p = 0.01$). سرعت مرکز فشار و انحراف معیار آن در جهت طرفی حین نگهداشتن بار دینامیکی ۱۵ هرتز در مقایسه با بار استاتیک و نیز بار دینامیکی ۱۰ هرتز به طور معنی‌داری افزایش یافته است ($p = 0.03$).

طول مسیر جابه جایی مرکز فشار در زمان نگهداری بارهای دینامیکی (۱۵ و ۱۰ هرتز) در

جدول ۱. مشخصات آنترپومتریکی افراد سالم و مبتلا به کمردرد (میانگین و انحراف معیار)

متغیر	سالم	کمردرد	p
سن (سال)	۲۴/۹ (۵/۶)	۷/۲۷ (۴/۷)	۰/۱۸
قد (سانتیمتر)	۱۷۳/۵ (۶/۴)	۱۷۷/۰ (۵/۰)	۰/۱۵
وزن (کیلوگرم)	۶۷/۴ (۱۰/۴)	۶۷/۶ (۷/۷)	۰/۹۵
شاخص توده بدنی (کیلوگرم/متر مربع)	۲/۲۲ (۲/۵)	۲/۱۵ (۱/۹)	۰/۴۱



نمودار ۱. جابه جایی طرفی مرکز فشار در افراد سالم و مبتلا به کمردرد حین حفظ بارهای دینامیکی

داده‌های صفحه نیرو شامل دامنه جابه‌جایی، سرعت مرکز فشار و انحراف معیار آن‌ها در دو جهت قدامی- خلفی و طرفی و طول مسیر مرکز فشار حین حفظ بارهای دینامیکی مورد ارزیابی قرار گرفت. 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.

جهت تعیین عدم وجود خطای سیستماتیک از آزمون تی زوجی روی تفاوت‌های مقادیر تکرار اول و سوم که با فاصله زمانی اخذ شده بودند، استفاده شد. میزان آلفا برای آنالیز آماری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد. در هیچ یک از پارامترها تفاوت معنی‌داری بین تکرارها مشاهده نگردید که نشان دهنده عدم وجود خطای سیستماتیک می‌باشد. در این مطالعه، تمامی پارامترهای ارزیابی شده در همه آزمون‌ها (بجز انحراف معیار جابه‌جایی مرکز فشار در جهت قدامی- خلفی در آزمون شماره ۱۲ که تکرارپذیری متوسط داشت) تکرارپذیری خوب تا عالی داشتند ($ICC: 0.6-0.9$).

جدول ۲. مقایسه میانگین پارامترهای مرکز فشار بین بارهای استاتیک و دینامیک

متغیر	بار ۱* استاتیک	بار ۲* هرتز ۱۰ دینامیکی	بار ۳* هرتز ۱۵ دینامیکی	p**
جابه جایی قدامی - خلفی (سانتی متر)	۱/۳۸۵ (۰/۵۶۳)	۱/۵۱۴ (۰/۸۰۶)	۱/۶۵۲ (۰/۸۳۹)	۰/۰۲
انحراف معیار جابه جایی قدامی - خلفی (سانتی متر)	۰/۳۰۴ (۰/۱۱۴)	۰/۳۲۹ (۰/۱۹۲)	۰/۳۴۹ (۰/۱۷۵)	۰/۰۱۰
انحراف معیار جابه جایی طرفی (سانتی متر) در وضعیت خمیده	۰/۲۲۸ (۰/۰۷۴)	۰/۲۸۴ (۰/۱۰۸)	۰/۲۶۱ (۰/۱۰۳)	۰/۰۱۴
سرعت قدامی - خلفی (سانتی متر بر متر) در وضعیت ایستاده	۱/۳۳۶ (۰/۳۷۶)	۱/۵۶۳ (۰/۴۸۵)	۱/۶۲۱ (۰/۴۵۸)	۰/۰۰۰
انحراف معیار سرعت قدامی - خلفی (سانتی متر بر متر) در وضعیت ایستاده	۱/۸۶۲ (۱/۲۱۰)	۱/۹۵۲ (۰/۵۹۳)	۲/۲۰۸ (۰/۸۴۵)	۰/۰۱۶
انحراف معیار سرعت قدامی - خلفی (سانتی متر بر متر) در وضعیت خمیده	۱/۸۱۳ (۰/۸۰۱)	۱/۸۲ (۰/۶۵۹)	۲/۱۹۴ (۱/۰۹۲)	۶
سرعت طرفی (سانتی متر بر متر)	۰/۸۵۷ (۰/۲۶۷)	۰/۹۲۵ (۰/۲۵۱)	۰/۹۴۲ (۰/۳۳۰)	۰/۰۳۰
انحراف معیار سرعت طرفی (سانتی متر بر متر)	۱/۰۸۰ (۰/۴۲۸)	۱/۱۴۵ (۰/۴۴۰)	۱/۱۶۲ (۰/۵۵۸)	۰/۰۳۴
طول مسیر جابه جایی (سانتی متر)	۹/۳۹۹ (۴/۳۴۰)	۱۰/۴۳۴ (۶/۳۴۴)	۱۰/۶۶۶ (۴/۲۰۵)	۰/۰۰۰

* میانگین (انحراف معیار) و ** معنی دار $p < 0.05$

کمردرد بیشتر از افراد سالم می باشد. سایر مطالعات انجام شده در مورد بررسی پارامترهای مرکز فشار در بیماران مبتلا به کمردرد حین اعمال اغتشاشات خارجی نتایج متفاوتی را نشان داده اند: نتایج مطالعه Henry نشان داد که حین اعمال اغتشاشات وضعیتی در صفحه ساجیتال، میزان جابه جایی COG (Center Of Gravity) در بیماران مبتلا به کمردرد بیشتر و میزان جابه جایی COP آن ها کمتر از افراد سالم است و هر دو جابه جایی ها با تأخیر در پاسخ به اغتشاش شروع می شود (۱۹).

نتایج Brumagne نیز حاکی از جلوتر قرار گرفتن COP در بیماران مبتلا به کمردرد نسبت به افراد سالم در شرایط کاهش پایداری وضعیتی نظیر حرکات پرتابی بازو یا اعمال لرزش روی عضلات مچ پا می باشد (۲۰). طبق مشاهدات Sung میزان جابه جایی عمودی COM (Center Of Mass)، امپلی تود نیروی عکس العمل زمین (GRF) و زمان پاسخ حین اعمال یک اغتشاش ناگهانی عمودی بین بیماران مبتلا به کمردرد با یا بدون تنگی کانال نخاعی (Spinal stenosis) تفاوتی ندارد (۲۱). ولی تاکنون مطالعه ای در

مقایسه با بار استاتیک و نیز بار دینامیکی ۱۵ هرتز نسبت به بار دینامیکی ۱۰ هرتز تفاوت معنی داری را در جهت افزایش نشان داده است ($p = 0.001$).

مقدار بار (۷ و ۱۲ کیلوگرم) تأثیر معنی داری بر پارامترهای ارزیابی شده نداشته است.

بحث و نتیجه گیری

تغییرات گشتاور در بارهای دینامیکی یک اغتشاش خارجی محسوب می گردد که می تواند تعادل را تحت تأثیر قرار دهد. هدف از این مطالعه مقایسه پارامترهای مرکز فشار (COP) حین حفظ بارهای دینامیکی بین افراد مبتلا به کمردرد غیراختصاصی و سالم می باشد. ارزیابی پارامترهای تعادلی را می توان به عنوان معیاری از عملکرد کل بدن در نظر گرفت. بنابراین بررسی عملکرد کل سیستم بدن در بیماران مبتلا به کمردرد می تواند به نحو بهتری ما را به سمت ارزیابی دقیق تر و درمان مؤثرتر هدایت نماید (۶).

طبق نتایج به دست آمده از این مطالعه، مقدار جابه جایی طرفی مرکز فشار حین حفظ بارهای دینامیکی (۱۰ و ۱۵ هرتز) در بیماران مبتلا به

پایداری وضعیتی با استفاده از صفحه نیرو در مردان سالم حین حفظ بار دینامیک (بی ثبات) و بار استاتیک (باثبات) در وضعیت ایستاده مشاهده کرد که میزان جابه جایی مرکز فشار در هر دو صفحه ساجیتال و فرونتال در بار دینامیکی (بی ثبات) در مقایسه با بار بار استاتیک (باثبات) افزایش می یابد (۶).

طبق نتایج این مطالعه به نظر می رسد اغتشاشات حاصله از بارهای دینامیکی در فعالیت های روزمره نظیر نگهداشتن بار می تواند نوسانات وضعیتی را در دو جهت قدامی - خلفی و طرفی افزایش دهد و حفظ تعادل را مشکل تر سازد. این تأثیرات نوع بار بر سیستم پایداری وضعیتی در افراد مبتلا به کمردرد بیشتر از افراد سالم است و ممکن است منجر به بروز آسیب گردد.

شایان ذکر است به دلیل تأثیرگذار بودن جنسیت بر پارامترهای مرکز فشار، نتایج این مطالعه تنها در مورد جمعیت مردان قابل تعمیم می باشد. در این مطالعه به دلیل محدودیت ها امکان بررسی در جنس مخالف و آزمون های باربرداری در وضعیت های مختلف نبوده است.

تغییرات گشتاور در بارهای دینامیکی یک اغتشاش خارجی محسوب می گردد که می تواند تعادل را تحت تأثیر قرار دهد. طبق نتایج این مطالعه نوسانات مرکز فشار در جهت طرفی در بیماران مبتلا به کمردرد حین حفظ بارهای دینامیکی بیشتر از افراد سالم است و ممکن است منجر به بروز آسیب بیشتر گردد. بنابراین جهت جلوگیری از بروز آسیب در فعالیت های باربرداری و نگهداشتن بار، علاوه بر در نظر گرفتن مقدار بار (کیلوگرم)، توجه به نوع بار خارجی (استاتیک یا دینامیک) به خصوص در بیماران کمردردی از اهمیت ویژه ای برخوردار است.

تقدیر و تشکر

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

زمینه مقایسه پایداری وضعیتی حین حفظ بار دینامیکی به عنوان یک اغتشاش خارجی بین بیماران مبتلا به کمردرد و افراد سالم انجام نشده است.

افزایش جابه جایی طرفی مرکز فشار، نشانه ای از افتادن است. این مسئله در سالمندان و کودکان فلج مغزی مشاهده شده است (۲۱ و ۲۲). نتایج این مطالعه نشان داد که حفظ بار دینامیکی به عنوان یک اغتشاش خارجی منجر به افزایش میزان جابه جایی مرکز فشار در جهت طرفی در بیماران مبتلا به کمردرد می گردد. بنابراین احتمال افتادن که نشانه ناپایداری سیستم می باشد نیز در این بیماران افزایش می یابد. این افزایش جابه جایی مرکز فشار ممکن است به خاطر بالا رفتن آستانه حسی در این بیماران باشد. به نظر می رسد افراد مبتلا به کمردرد سعی می کنند با حرکت بیشتر فیدبک بیشتری دریافت کنند تا بتوانند وضعیت ستون فقرات خود را بیشتر کنترل نمایند (۲۳ و ۲۴). در نهایت مشخص نیست که عدم فعالیت ناشی از آسیب به کمر علت اختلال در پاسخ سیستم پایداری وضعیتی در افراد مبتلا به کمردرد است و یا خود آسیب (- Pain behavior Trunk gardening) به طور مسقیم موجب بروز اختلال در تعادل در این بیماران شده است (۶).

در سایر پارامترهای بررسی شده تفاوت معنی داری بین دو گروه سالم و کمردردی مشاهده نشده است. نتایج این مطالعه نشانگر افزایش جابه جایی مرکز فشار و انحراف معیار آن در جهت قدامی - خلفی، انحراف معیار طرفی جابه جایی در وضعیت خمیده تنه، سرعت قدامی - خلفی در وضعیت ایستاده، سرعت طرفی و انحراف معیار آن و طول مسیر مرکز فشار حین حفظ بارهای دینامیکی در مقایسه با بار استاتیک می باشد. همان طور که ذکر شد تغییرات گشتاور در بارهای دینامیکی یک اغتشاش خارجی محسوب می گردد که می تواند تعادل را تحت تأثیر قرار دهد. این اغتشاش خارجی منجر به افزایش نوسانات مرکز فشار در دو جهت قدامی - خلفی و طرفی شده است که همسو با نتایج تنها مطالعه انجام شده توسط Lee در افراد سالم می باشد. وی با بررسی

segmental stabilization in low back pain. 2nd ed. Edinburgh :Churchill Livingstone; 1999.

16. Paris SV. Physical signs of instability. Spine. 1985; 10:277-9.

17. Ferguson A, Marras S, Burr L, Davis G, Gupta P. Differences in motor recruitment and resulting kinematics between asymptomatic participants during lifting exertions. Clin Biomech. 2004;19(2):992-9.

18. Radebold A, Cholewicki J, Panjabi M and Patel T. Muscle response to sudden trunk loading in healthy individuals and in patient with chronic low back pain. Spine. 2000;25(8):947-54.

19. 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(9):881-92.

20. 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(4):657-62.

21. Sung PS, Ham YW. Comparing postural strategy changes following adapted versus non-adapted responses in subjects with and without spinal stenosis. Man Ther. 2010;28(2):45-51.

22. Shin G, Mack LN, Mirka GA. difference in trunk kinematics and ground reaction force between older and younger adults during lifting. Int J Industrial Ergo. 2006;36(3):767-72.

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

24. Cholewicki J, Polzhofer G. Postural control of trunk during unstable sitting. J Biomech. 2000; 12(2):1733-7.

منابع

1. Lidden SD, Baxter GD, Gracey HJ. Exercise and chronic low back pain. Pain. 2004;107(2):176-90.

2. Bogduk N, Twomy LT. Clinical Anatomy of the lumbar spine. 2nd ed. New York :Churchill Livingstone; 1992.

3. Davis K G, Marras W.S, Heaney C.A, Waters T, Gupta P. The impact of mental processing and pacing on spine loading. Spine. 2002;27(23):2645-53.

4. Kronshage U, Kroener_Herwing B, Pflingsten M. Kinesiophobia in chronic low back pain patients – Does the startle paradigm support the hypothesis? Inter J Behave Medic. 2001;8(4):304-18.

5. Ogon M, Krismer M, Söllner W. Chronic low back pain measurement with visual analogue scales in different settings. Pain. 1996; 64(3):425-8.

6. Mientjes M, Frank J. Balance in chronic low back pain patients compared to healthy people under various conditions in upright standing. Clin Biomech. 1999; 14(3):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(4):3-12.

8. Nucomer L, Edward R, Bing Y, Johnson C, Kai-Nan. Differences in repositioning error among patients with low back pain compared with control subjects. Spine. 2000;25(19):2488-93.

9. Lam S, Jool G. Lumbar spine kinesthesia in patient low back pain. J Orthop Sports Phys Ther. 1999; 29(5):294-9.

10. Alexander M, Kinney L. Differences in static balance and weight distribution between normal subjects and subjects with chronic unilateral low back pain. J Orthop Sports Phys Ther. 1998; 28(6):378-83.

11. Brumagne S, Cordo P. The role of paraspinal muscle spindles lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain. Spine. 2000; 25(8):989-94.

12. Della VR, Popa T, Ginanneschi F, Spidaliere R, Mazzocchio R, Rossi A. Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back pain patients. Gait Posture. 2006;24:349-55.

13. 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(13):1415-21.

14. Lee Y-H., Lee T-H. Muscle response while holding an unstable load. Clin Biomech. 2002; 17;250-6.

15. Richardson C. Therapeutic exercise for spinal

Evaluation of postural stability while holding dynamic load in nonspecific low back pain patients

Neda Ershad, MSc. PhD candidate of Physiotherapy, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran. ershad@modares.ac.ir

***Sedighe Kahrizi, PhD.** Assistant Professor of Physiotherapy, Department of Physiotherapy, Faculty of Medicine, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran (*Corresponding author). kahrizis@modares.ac.ir

Mohamad Parnian Pour, PhD. Professor of Biomechanic, Sharif University, Tehran, Iran. parnianpour@yahoo.com

Mahmud Reza Azghani, PhD. Assistant Professor of Biomechanic, Sahand University, Tabriz, Iran. marazghani@yahoo.com

Anoushiravan Kazemnejad, PhD. Professor of Biostatistics, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran. kazem_an@modares.ac.ir

Abstract

Background: Epidemiological studies showed that low back pain after load-carrying and holding is the most common disorder in industrialized countries and cause of dysfunction and economic problems. Variable dynamic loads impose varying moments about the intervertebral joints and cause a threat to balance. The aim of the present study was to compare the postural stability while holding dynamic load among subjects with and without nonspecific low back pain.

Methods: In this semi-experimental study 24 men (12 healthy and 12 low back pain) participated. Subjects held static and dynamic loads in neutral and flexed trunk position (12 conditions). Center of pressure (COP) data were used to calculate: displacement, velocity and its standard deviation in Anterior- Posterior (AP) and Medial-Lateral (ML) directions, and path length.

Results: The results of repeated measurements and independent T- tests showed that displacement of COP in ML direction in low back pain patients (1.31, 1.22 cm) during holding dynamic loads (10-15 Hz) is more than healthy subjects (1.03, 1.10 cm). AP displacement, ML velocity and its standard deviation, path length, standard deviation of ML displacement in flexed and AP velocity in standing position during holding dynamic loads are more than static loads.

Conclusion: The increased displacement of COP in subjects with low back pain during holding dynamic loads is probably due to higher sensory threshold in this patient. In addition, external perturbations in dynamic loads increase postural sway and may cause spinal injury.

Keywords: Nonspecific low back pain, Postural stability, Dynamic load.