تأثیر روند ایجاد خستگی بر روی ثبات وضعیتی در حین انجام حرکات تکراری تنه در دو گروه افراد سالم و بیماران دارای کمردرد مزمن غیر اختصاصی

حمیدرضا مختاری نیا*، محمدعلی سنجری[1]، محمد پرنیانپور[2]

چکیده

مقدمه: مطالعه حاضر یک مطالعه مورد- شاهدی از نوع شبه تجربی بود که به بررسی تأثیر خستگی بر روی کنترل تعادل و ثبات وضعیتی در دو گروه افراد مبتلا به کمردرد و گروه سالم پرداخت.

مواد و روش‌ها: ۱۴ فرد سالم و ۱۳ بیمار دارای کمردرد حرکات تکراری خم و راست شدن تنه را در سطح میدساژیتال تا سر حد خستگی انجام دادند. پارامترهای استخراجی از مرکز فشار که به عنوان شاخصی جهت ارزیابی تعادل و ثبات وضعیتی هستند و در این مطالعه مورد استفاده قرار گرفتند، شامل انحراف معیار دامنه حرکت، انحراف معیار سرعت در جهت قدامی- خلفی و طرفی، میانگین کلی سرعت و طول مسیر بودند. با استفاده از آزمون Independent t و Paired t تأثیر خستگی در دو گروه مقایسه و وضعیت تعادل در گروه‌ها مورد بررسی قرار گرفت.

یافته‌ها: در گروه مبتلا به کمردرد، خستگی تأثیر معنی‌داری بر هیچ کدام از پارامترها نداشت، اما در گروه سالم خستگی باعث تغییر معنی‌دار در پارامترهای مشتق از مرکز فشار شد. همچنین قبل از خستگی، ثبات وضعیتی در بین دو گروه تفاوت معنی‌داری نداشت.

نتیجه‌گیری: نتایج گویای این مطلب است که سیستم کنترل وضعیتی افراد دارای کمردرد قابل تمییز از افراد سالم نمی‌باشد، مگر این که در معرض اغتشاشی قرار گیرد. همچنین افراد سالم استراتژی‌های متفاوتی در مقایسه با افراد مبتلا به کمردرد در مقابله با خستگی از خود نشان می‌دهند.

کلید واژه‌ها: کنترل وضعیتی، خستگی، کمردرد مزمن

نوع مقاله: پژوهشی

تاریخ دریافت: ۹۱/۱/۲۶
تاریخ پذیرش: ۹۱/۷/۲

مقدمه

یکی از عوامل خطرزا در محیط کار، انجام حرکات تکراری خم و راست شدن و اتخاذ وضعیت‌های خمشی است که منجر به ایجاد ضایعات اسکلتی- عضلانی می‌شود. افرادی که اغلب با حرکات تکراری خم و راست شدن ستون فقرات سر و کار دارند، دچار کمردرد می‌شوند (۱).

یکی از مباحثی که در حین حرکات تکراری تنه مطرح می‌شود، خستگی است. در اغلب فعالیت‌هایی که حرکات تکراری دارند، احتمال آسیب و کمردرد وجود دارد. خستگی عضلانی می‌تواند روی الگوی فعالیت عضلات تنه تأثیر بگذارد؛ به طوری که فعالیت عضلات از عضلات اطراف مهره‌ای به عضلات خارجی‌تر تنه کشیده می‌شود و این مسأله خود

مقاله حاضر مستخرج از طرح تحقیقاتی شماره ص/۱۱۶۹۷/۸۹ دانشگاه علوم بهزیستی و توان‌بخشی تهران می‌باشد.
* استادیار، گروه ارگونومی، دانشگاه علوم بهزیستی و توان‌بخشی، تهران، ایران
Email: hrmokhtarinia@yahoo.com
۱- استاد، گروه مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران
۲- استادیار، آزمایشگاه بیومکانیک، مرکز تحقیقات توان‌بخشی، دانشکده علوم توان‌بخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

می‌تواند روی بار اعمالی به ستون فقرات تأثیر بگذارد (۲).

از طرف دیگر خستگی باعث اختلال در کنترل عصبی- عضلانی ستون فقرات می‌شود. به دنبال خستگی، فعالیت جبرانی در عضلات دیگر را خواهیم داشت و این فعالیت جبرانی می‌تواند روی الگوی حرکتی اجزای دیگر بدن تأثیر گذارد (۳، ۲).

Vuillerme و همکاران معتقد هستند که خستگی عضلانی می‌تواند به عنوان نوعی اغتشاش در فرایند کنترل وضعیتی عمل نماید. در مطالعه آن‌ها خستگی عضلات اکستنسور تنه باعث کاهش ثبات وضعیتی (افزایش اختلاف دامنه حرکات مرکز ثقل و مرکز فشار) شد (۴). به دنبال خستگی، پردازش مغز جهت انجام فعالیت کاهش می‌یابد و به عبارتی خستگی مکانیسم کنترل وضعیتی را از حالت خودکار خارج کرده و به حالت نیمه آگاهانه تبدیل می‌کند (۵). افزایش میزان و سرعت نوسان مرکز فشار به عنوان شاخصی از تغییر ثبات وضعیتی می‌باشد. در افراد سالم به دنبال خستگی، رفتار دینامیک مرکز فشار دچار بی‌ثباتی شده و استراتژی کنترل وضعیت به سمت مکانیسم حلقه بسته می‌رود (۶).

از آن جایی که خستگی منجر به کاهش ثبات وضعیتی می‌شود، می‌تواند احتمال بروز آسیب‌های وارد بر کمر را افزایش دهد. مطالعات متعددی به بررسی تأثیر خستگی بر روی ثبات وضعیتی پرداخته‌اند. Sparto و همکاران، کاهش ثبات وضعیتی به دنبال خستگی را در افراد سالم گزارش کردند (۷).

در بسیاری از فعالیت‌های شغلی، به خصوص در دنیای صنعتی امروز، کارکنان نیازی به تولید نیروی شدید و قدرت عضلانی بالا ندارند، بلکه نیاز اساسی آن‌ها ایجاد و حفظ سطوح پایین‌تری از نیرو طی مدت زمان طولانی و یا به دفعات مکرر است. این مسأله حاکی از اهمیت بررسی تحمل عضلانی در این بیماران و ترجیح احتمالی آن نسبت به عواملی مانند قدرت عضلانی است (۷).

Granata و همکاران، خستگی و تحمل عضلانی- اسکلتی را در احتمال ابتلا به کمردرد مؤثر می‌دانند و این واقعیت نشان دهنده آن است که خستگی می‌تواند بارهای وارد شده بر ستون فقرات و یا ظرفیت تحمل آسیب را تحت تأثیر قرار دهد (۶).

یکی از مسایل مهمی که در ارزیابی و درمان همیشه مدنظر می‌باشد، حفظ تعادل سیستم است. وجود ساختار سالم در حین انجام یک فعالیت دینامیک به حفظ تعادل کمک می‌کند. نقص در هر یک از سیستم‌های مورد نیاز برای حفظ تعادل، منجر به تأثیرات جبرانی و تغییرات الگویی می‌شود. کنترل وضعیت و حفظ تعادل در ضایعات نورولوژیک مورد توجه زیادی است، اما این مسأله در توان‌بخشی بیماران مبتلا به کمردرد کمتر مورد توجه قرار می‌گیرد. کاهش ثبات وضعیتی می‌تواند یکی از علل ایجاد آسیب در این افراد باشد (۳).

بحث ثبات وضعیتی به لحاظ این که کاربرد بیشتری در توان‌بخشی دارد، اغلب در حالت استاتیک بررسی شده است (۹، ۸)، اما خود ثبات موضعی ستون فقرات که توسط روش‌های آنالیز غیر خطی بررسی می‌شود (۱۰، ۷) و با روش‌های خطی قابل اندازه‌گیری نمی‌باشد، مبحث جدیدی است که در سال‌های اخیر گرایش بیشتری به این نوع مطالعات پیدا شده است. از آن جایی که فعالیت بیماران و حتی افراد سالم بیشتر در حالت دینامیک است و خیلی از ضایعات در حالت دینامیک ایجاد می‌شوند و حتی میزان برگشت ضایعه در شرایط دینامیک بیشتر است، به نظر می‌رسد ارزیابی هم باید دینامیک باشد.

آنالیز کمی نوسان وضعیتی اغلب توسط اندازه‌گیری جابجایی‌های مرکز فشار بدن صورت می‌گیرد. مرکز فشار محل نقطه‌ای بردار نیروی عکس‌العمل 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 (۱۱).

بنابراین توجه به رفتار و دینامیک حرکت در حین یک تکلیف حرکتی دینامیک که کل سیستم را درگیر و به چالش می‌کشاند، در شناخت مکانیسم ایجاد آسیب و رفتارهای مخاطره‌آمیز می‌تواند اهمیت بیشتری داشته باشد. خستگی یکی از چالش‌هایی است که می‌تواند در افراد مختلف منجر به اتخاذ استراتژی‌های متفاوت شود. با ارزیابی دینامیک رفتار حرکتی

www.mui.ac.ir

که در متغیرهای کنترل وضعیتی می‌تواند نمود پیدا کند، روند ارزیابی و توان‌بخشی بیماران می‌تواند مؤثرتر صورت گیرد.

بنابراین از اهداف این تحقیق، بررسی تأثیر خستگی بر روی ثبات وضعیتی در دو گروه از افراد سالم و بیماران مبتلا به کمردرد بود.

مواد و روش‌ها

تعداد ۲۷ نفر آزمودنی جهت شرکت در این مطالعه در دو گروه افراد سالم و بیماران دارای کمردرد غیر اختصاصی (۱۴ فرد سالم و ۱۳ بیمار مبتلا به کمردرد) به صورت غیر احتمالی ساده مورد آزمایش قرار گرفتند. خصوصیات دموگرافیک هر یک از دو گروه شامل قد، وزن، سن و شاخص توده بدنی (Body mass index یا BMI) در جدول ۱ آمده است.

معیار انتخاب افراد دارای کمردرد شامل:

- ابتلا به کمردرد غیر اختصاصی که حداقل ۱۲ ماه سابقه داشته باشد.
- درد کمتر از ۲ بر اساس معیار VAS (Visual analog scale) در زمان انجام آزمون‌ها.

معیار خروج افراد مبتلا به کمردرد شامل:

- انتشار درد به ناحیه گلوتئال و پایین‌تر به خاطر درگیری ریشه عصبی
- وجود پاتولوژی خاص ستون فقرات
- داشتن سابقه جراحی

گروه شاهد بر اساس سن، قد، شاخص توده بدنی، سطح فعالیت و زمینه ورزشی با گروه بیمار همسان شدند.

جدول ۱. خصوصیات دموگرافیک آزمودنی‌ها

متغیر	میانگین		انحراف معیار		P
	سالم	مبتلا به کمردرد	سالم	مبتلا به کمردرد	
سن (سال)	۲۸	۲۸/۰۷	۴/۲	۵/۴	۰/۹۰
قد (سانتی‌متر)	۱۷۴/۵	۱۷۶/۶	۷/۹	۵/۸	۰/۴۰
وزن (کیلوگرم)	۷۱/۵	۷۳/۱	۱۰/۶	۱۱/۴	۰/۷۰
شاخص توده بدنی	۲۳/۵	۲۳/۸	۳/۴	۴/۴	۰/۸۰

آزمودنی‌های سالم و بیمار قبل از شروع آزمون‌ها پرسش‌نامه دموگرافیک را تکمیل کرده و در صورتی که سابقه‌ای از مشکل بینایی، ناراحتی تنفسی، اختلاف طول پا، تغییر شکل اندام تحتانی، اختلال تعادلی یا نورولوژیک، نقص شنوایی یا شناختی، دیابت یا سابقه استفاده از داروهایی که روی تعادل مؤثر باشد را داشتند، از مطالعه خارج می‌شدند.

جهت جمع‌آوری اطلاعات اصلی تحقیق، افراد مورد مطالعه در ساعات مشابهی از شبانه‌روز (صبح از ساعت ۸ تا ۱۲) در آزمایشگاه بیومکانیک گروه ارگونومی دانشگاه علوم بهزیستی و توان‌بخشی حاضر شده و پس از اخذ رضایت آگاهانه، در این تحقیق شرکت کردند. در صورت تطابق فرد مراجعه کننده با شاخص‌های ورود و خروج به مطالعه، اطلاعات زمینه‌ای 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 می‌گردید.

سپس جهت کنترل معیارهای ورود و خروج افراد، ارزیابی بالینی بر روی آزمودنی‌ها صورت گرفت و نتایج آن ثبت شد. ارزیابی‌ها شامل موارد زیر بود:

الف. بررسی دامنه حرکتی مفاصل هیپ، زانو و ستون فقرات

ب. بررسی وجود اختلالات ستون فقرات از جمله اسکلیوز، کیفوز و افزایش لوردوز

ج. بررسی وجود تغییر شکل در مفاصل اندام تحتانی شامل پا ضربدری، پا پرانتزی، تغییر شکل در مفاصل مچ پا

د. بررسی اختلاف طول پاها

لازم به ذکر است که این ارزیابی‌ها در هر دو گروه افراد سالم و مبتلا به کمردرد انجام شد. برای آشنایی آزمودنی با نحوه انجام کار، ابتدا مراحل مختلف انجام آزمون و ابزارها و وسایل مورد استفاده در آزمون برای وی توضیح داده می‌شد. ابزار مورد استفاده در این تحقیق شامل دستگاه صفحه نیرو Kistler مدل Z۸۱۲A ساخت کشور سوئیس بود که به عنوان ابزار اندازه‌گیری استفاده شد.

نوع تکلیف حرکتی مورد آزمون، انجام حرکات تکراری خم و راست شدن تنه بود. به منظور این که مقدار حرکت برای

www.mui.ac.ir

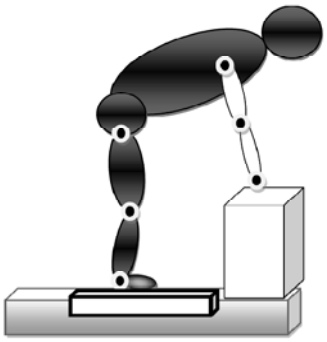
همه آزمودنی‌ها یکسان باشد، یک نشانه به فاصله ۵۰ سانتی‌متر در جلوی فرد (جلوتر از زانوی فرد) در سطح کشکک زانو قرار می‌گرفت (۱۰). نقطه شروعی انجام حرکت، وضعیت قائم ایستاده بود؛ به طوری که دست‌ها کنار تنه آویزان باشد. شکل ۱ نحوه شروع این وضعیت را نشان می‌دهد.

شکل ۱. وضعیت شروع آزمون

نحوه انجام آزمایش به این صورت است که قبل از قرارگیری بر روی صفحه نیرو، شرح کاملی از نحوه انجام آزمایش به هر یک از آزمودنی‌ها داده می‌شد. وضعیت شروع آزمون‌ها از حالت ایستاده معمولی در وسط صفحه نیرویی (Force plate) که در مرکز آزمایشگاه قرار داشت، بود؛ طوری که دست‌ها در کنار بدن قرار گرفته (شکل ۱) و فرد تا حدی که نوک انگشتان دستش به چهار پایه قابل تنظیمی که جلو فرد قرار گرفته بود، برسد خم می‌شد (شکل ۲). ارتفاع چهار پایه در حد ارتفاع کشکک برای هر فرد تنظیم می‌شد. از فرد خواسته شد که در حین بالا آمدن به طور کامل به حالت قائم بیاید؛ به طوری که علامتی را که بر روی دیوار در مقابل فرد قرار داشت و در راستای چشم فرد بود، ببیند.

نشانه‌های مورد نظر جهت انجام حرکت خم و راست شدن تنه در محل‌های مورد نظر قرار داده می‌شد. از فرد خواسته شد که حرکت تکراری تا سر حد خستگی را با سرعت یکنواخت انجام دهد.

برای به حداقل رساندن اثرات یادگیری، پیش از شروع اندازه‌گیری، تمام آزمون‌ها برای شرکت کنندگان شرح داده شد. لازم به ذکر است که در همه آزمون‌ها هیچ قید حرکتی در مفاصل اندام تحتانی ایجاد نشد و از فرد خواسته شد که حرکت را به صورت آزادانه و با الگوی دلخواه انجام دهد تا حرکت طبیعی‌تر باشد (۱۲).



شکل ۲. حرکت در سطح ساژیتال

نحوه استخراج و تحلیل داده‌های ثبات وضعیتی

پارامترهای نوسان وضعیت به عنوان متغیرهای وابسته از داده‌های مرکز فشار استخراج شدند. برای این منظور، داده‌های خام ابتدا با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باتروورث مرتبه ششم با فرکانس ۱۰ هرتز (Butterworth low pass filter– 10 Hz) توسط نرم‌افزار صفحه نیرو فیلتر شدند (۱۴، ۱۳).

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 و طول مسیر (Path length) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. فرمول محاسبه هر یک از این پارامترها در جدول ۲ آورده شده است. دلیل انتخاب این پارامترها، داشتن توانایی اندازه‌گیری جنبه‌های مختلف رفتار وضعیت بود. به عنوان مثال، سرعت میانگین و انحراف معیار آن نمایانگر جنبه‌های پویای کنترل وضعیت بود (۱۴).

جهت مقایسه تأثیر خستگی ابتدا ۵ ثانیه اول و آخر هر سری داده حذف می‌شد، سپس سری داده را به سه قسمت تقسیم کرده و پارامترهای فوق برای قسمت اول و سوم محاسبه می‌شد که در تحلیل آماری از آن‌ها استفاده گردید. جهت مقایسه مقادیر استخراجی ابتدا به کمک آزمون

www.mui.ac.ir

Kolmogorov-Smirnov نرمال بودن داده‌ها بررسی و سپس با توجه به مقدار P که بالاتر از ۰/۰۵ بود، از آزمون‌های پارامتریک Paired t جهت بررسی تأثیر خستگی استفاده شد.

جدول ۲. نحوه استخراج متغیرهای ثبات وضعیت

پارامتر	فرمول‌ها
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	$\bar{V} = \frac{1}{T}\sum_{i=1}^{T}\sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2}$
طول جابجایی	$PL = \sum_{i=1}^{T}\sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2 + (y_{i+1} - y_i)^2}$

یافته‌ها

همان طور که در جدول ۱ مشاهده شد، دو گروه مورد مطالعه از نظر متغیرهای زمینه‌ای با یکدیگر همسان شده و نتایج مقایسه دو گروه نشان دهنده عدم وجود تفاوت معنی‌دار بین دو گروه است (P > ۰/۰۵).

قبل از ایجاد خستگی، پارامترهای مشتق از مرکز فشار در بین دو گروه تفاوت معنی‌داری با یکدیگر نداشتند (P > ۰/۰۵). تأثیر خستگی بر روی پارامترهای مشتق از مرکز فشار نشان داد که در افراد سالم خستگی بر متغیر میانگین کلی سرعت و انحراف معیار جابجایی مرکز فشار در جهت طرفی تأثیر معنی‌داری داشته است.

این اثر در افراد دارای کمردرد خود را نشان نداده و خستگی تأثیر معنی‌داری بر هیچ یک از متغیرهای مورد بحث نداشت (جدول ۳).

بحث

عدم وجود اختلاف معنی‌دار در شرایط قبل از خستگی می‌تواند حاکی از کفایت سامانه کنترل وضعیتی در غیاب عوامل بر هم زننده و مخاطره‌انگیز ثباتی باشد و شاید مسأله دیگر، کافی نبودن اختلافات موجود در دو گروه جهت ایجاد تغییر معنی‌دار در متغیرهای مورد بررسی در این مطالعه باشد.

جدول ۳. آمار توصیفی و تحلیلی اثر خستگی بر متغیرهای ثبات وضعیتی در دو گروه

متغیر		افراد سالم			بیماران مبتلا به کمردرد		
		میانگین	انحراف معیار	P	میانگین	انحراف معیار	P
انحراف معیار جابجایی در جهت قدامی- خلفی	۵ ثانیه اول	۰/۰۲	۰/۰۷	۰/۳۰	۰/۰۲	۰/۰۵	۰/۲۰
	۵ ثانیه سوم	۰/۰۴	۰/۰۵		۰/۰۳	۰/۰۱	
انحراف معیار سرعت جابجایی در جهت قدامی- خلفی	۵ ثانیه اول	۰/۱۳	۰/۰۳	۰/۱۰	۰/۱۳	۰/۰۴	۰/۱۶
	۵ ثانیه سوم	۰/۱۸	۰/۱		۰/۲	۰/۱۴	
انحراف معیار جابجایی در جهت طرفی	۵ ثانیه اول	۰/۰۱	۰/۰۰۲	۰/۰۴	۰/۰۱	۰/۰۰۴	۰/۱۴
	۵ ثانیه سوم	۰/۰۱	۰/۰۰۶		۰/۰۲	۰/۰۰۲	
انحراف معیار سرعت جابجایی در جهت طرفی	۵ ثانیه اول	۰/۰۷	۰/۰۱	۰/۱۰	۰/۰۷	۰/۰۲	۰/۱۲
	۵ ثانیه سوم	۰/۱۸	۰/۲		۰/۱	۰/۰۵	
میانگین کلی سرعت	۵ ثانیه اول	۰/۱۲	۰/۰۱	۰/۰۱	۰/۱۳	۰/۰۳	۰/۱۴
	۵ ثانیه سوم	۰/۱۴	۰/۰۳		۰/۲۱	۰/۱۸	
طول مسیر	۵ ثانیه اول	۱۴/۳	۸/۱	۰/۷۰	۱۲/۰۸	۸/۰۶	۰/۱۲
	۵ ثانیه سوم	۱۴/۶	۸/۴		۱۹/۱	۸/۴	

www.mui.ac.ir

به نظر می‌رسد، الگوی سیستم کنترل وضعیت افراد گروه مبتلا به کمردرد همانند افراد سالم درگیر بوده و نیازی به به کارگیری مکانیسم‌های ویژه فراتر از آن چه افراد سالم به کار می برند، نبوده است.

در یک سری از مطالعات قبلی نیز به این مسأله اشاره شده است که در بیماران مبتلا به کمردرد تحت شرایط خاصی از ثبات وضعیتی، سامانه کنترلی از خود رفتارهای متناسب با آن وضعیت نشان می‌دهد. به عنوان مثال در شرایطی که سطح اتکا افراد بی‌ثبات می‌شود یا حس بینایی افراد دستخوش تغییر می‌گردد، تفاوت‌های موجود بین دو گروه خود را نشان می‌دهند (۱۶-۱۴، ۸). شاید جهت افتراق مکانیسم‌های مؤثر در افراد مبتلا به کمردرد و افراد سالم، نیاز به ایجاد شرایطی باشد که طی آن ثبات به اندازه کافی به مخاطره بیافتد و علت پوشیده ماندن ماهیت مکانیسم‌های کنترلی (منظور در این مطالعه تغییرپذیری پارامترهای استخراجی از مرکز فشار می‌باشد که به عنوان مکانیسمی جهت مقابله یا واکنش در مقابل اغتشاش اعمالی به سیستم مطرح شده است) این بیماران در برخی مطالعات، فراهم نبودن شرایط بی‌ثباتی کافی است. توجیه دیگر این یافته‌ها، عدم وجود حساسیت کافی در متغیرهای پژوهش حاضر و مطالعات مذکور به اختلافات موجود در افراد سالم و مبتلا به کمردرد مزمن غیر اختصاصی در شرایط آسان تکلیف وضعیتی است.

خستگی باعث تأثیر معنی‌داری بر روی متغیرهای انحراف معیار جابجایی در جهت طرفی و میانگین کلی سرعت شد. به دنبال ایجاد خستگی تلاش عصبی- عضلانی جهت حفظ ثبات وضعیتی افزایش پیدا می‌کند (۴) و به دنبال چنین اتفاقی سیستم کنترل بدن در شرایط جدیدی قرار می‌گیرد که همراه با عکس‌العمل‌های جدیدی است. یکی از این واکنش‌ها، افزایش سرعت جابجایی مرکز فشار می‌باشد. به نظر می‌رسد افزایش سرعت جابجایی مرکز فشار منجر به افزایش کارایی سامانه کنترل وضعیتی می‌شود؛ به طوری که از حرکت و جابجایی اضافی مرکز جرم بدن جلوگیری می‌کند (۱۶).

مکانیسم دیگری که شاید افزایش سرعت جابجایی مرکز فشار در آن دخیل است، انتقال اطلاعات حسی- محیطی بیشتری به سامانه اعصاب مرکزی می‌باشد و از این طریق منجر به افزایش کارایی سیستم کنترل وضعیتی می‌شود.

در مطالعه مقدماتی متودولوژیکی که توسط محقق در همین زمینه انجام شده است، میانگین کلی سرعت به عنوان تکرارپذیرترین پارامتر در نظر گرفته شد که شاید یکی دیگر از علل معنی‌دار شدن اختلاف این متغیر نیز حساسیت بالاتر این پارامتر جهت تمییز تفاوت‌ها به دنبال خستگی بوده است.

افزایش تغییرپذیری جابجایی مرکز فشار در جهت طرفی نیز نشان دهنده انعطاف‌پذیری در سامانه کنترل وضعیت جهت مقابله با مخاطرات ثباتی است (۱۷). در حقیقت سامانه کنترل وضعیت به دنبال خستگی، نوعی رفتار جستجوگرانه (در سیستم کنترل وضعیت، مکانیسم جبرانی وجود دارد تا سیستم بتواند به دینامیک لازم برسد، بنابراین از تمام ظرفیت‌ها استفاده کرده تا به طور مثال تکلیف حرکتی را تکمیل کند. این رفتار سیستم به صورت پاسخ‌های متنوعی است که از خود نشان می‌دهد. به عنوان مثال تغییرپذیری جابجایی مرکز فشار می‌تواند یکی از این رفتارها باشد) و جبرانی جهت مقابله با اغتشاشات وضعیتی اعمال می‌کند (۱۸).

در افراد مبتلا به کمردرد، خستگی منجر به افزایش همه پارامترهای مشتق از مرکز فشار می‌شود، اما این تغییرات باز هم از لحاظ آماری معنی‌دار نبودند. شاید یکی از علل و توجیهات در حاصل شدن چنین رفتاری خود سامانه کنترل وضعیتی افراد دارای کمردرد باشد. این سامانه در افراد مبتلا به کمردرد سخت‌تر از افراد سالم می‌باشد و این سختی به نوبه خود انعطاف‌پذیری سامانه کنترل وضعیت را در مواجهه با عوامل مخاطره‌انگیز یا شرایط اعمال اغتشاش کاهش می‌دهد. عدم وجود چنین انعطاف‌پذیری در سیستم کنترل وضعیتی نیز می‌تواند توجیهی برای این مسأله باشد. بنابراین افراد دارای کمردرد مکانیسم‌های محافظه‌کارانه‌تری (منظور عدم نوسان مرکز فشار و یا به عبارت دیگر، کاهش محدوده جابجایی مرکز فشار است) را نسبت به گروه سالم در مواجهه با خستگی از خود نشان می‌دهند (۱۹).

سیستم کنترل وضعیت را می‌توان به عنوان یک سینرژی

www.mui.ac.ir

در نظر گرفت. ویژگی مشترکی که در سیستم‌های سینرژیکی وجود دارد، این است که اگر یک واحد ساختاری دچار اختلال عملکردی شود، سایر واحدهای ساختاری نقش خود را طوری تغییر می‌دهند تا اختلال تحمیلی اعمال شده به سیستم را به حداقل برسانند. این روند تحت عنوان مکانیزم جبران- خطا (Error compensation) اطلاق می‌شود و هدف آن، حفظ ثبات رفتار حرکتی کلی سیستم می‌باشد (۲۰).

تأثیر کمردرد در حین حرکت خم و راست شدن منجر به خستگی- به عنوان یک سینرژی حرکتی کلی- می‌تواند توسط سینرژی‌های حرکتی کوچک‌تر (مثل سینرژی‌های کینماتیکی یا سینرژی‌های عضلانی) مخفی شده باشد. بنابراین تأثیر کمردرد در سینرژی‌های حرکتی کوچک‌تر به صورت اختلال در عملکرد عضلانی یا اختلال در کینماتیک حرکات مشاهده می‌شود، اما به علت مکانیزم جبران- خطا در سینرژی‌های حرکتی بزرگ‌تر و کلی به صورت تغییر در دینامیک ثبات وضعیتی یا جابجایی مرکز فشار دیده نشده است، بنابراین به دنبال خستگی تفاوت معنی‌داری در پارامترهای مرکز فشار دیده نشده است.

از آن جایی که در این مطالعه روند تأثیر خستگی مورد بررسی قرار گرفته بود، مطالعه‌ای که بدین صورت تأثیر خستگی را مورد بررسی قرار داده باشد به زعم نویسنده و با توجه به محدودیت دسترسی به منابع یافت نشد. اگر چه مطالعات متعددی به بررسی تأثیر خستگی موضعی یا حتی عمومی (۲۰، ۱۸، ۷) بر روی ثبات وضعیتی پرداخته‌اند -که با توجه به مفاهیم و روش کار متفاوتی که اتخاذ شده و به طور کل مفاهیم متفاوت بوده است- بنابراین مقایسه نتایج مطالعه حاضر با مطالعات ذکر شده شاید مقایسه درستی نباشد.

نتیجه‌گیری

به طور کلی، نتایج این مطالعه حاکی از آن است که افراد سالم و مبتلا به کمردرد مزمن غیر اختصاصی، در شرایط قبل از خستگی، تفاوت چندانی به لحاظ متغیرهای کینتیک نشان نمی‌دهند. در ضمن استراتژی این دو گروه در پاسخ به عامل مخاطره‌انگیز "خستگی" متفاوت است.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله نویسندگان مقاله مراتب تقدیر و تشکر خود را از سرکار خانم مهندس نبوی، مسؤول آزمایشگاه بیومکانیک گروه ارگونومی دانشگاه علوم بهزیستی و توان‌بخشی تهران اعلام می‌دارند.

References

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; 23(1): 21-34.
2. Maduri A, Pearson BL, Wilson SE. Lumbar-pelvic range and coordination during lifting tasks. J Electromyogr Kinesiol 2008; 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; 17(2): 89-98.
4. Vuillerme N, Anziani B, Rougier P. Trunk extensor muscles fatigue affects undisturbed postural control in young healthy adults. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2007; 22(5): 489-94.
5. Simoneau M, Begin F, Teasdale N. The effects of moderate fatigue on dynamic balance control and attentional demands. J Neuroeng Rehabil 2006; 3: 22.
6. Granata KP, Slota GP, Wilson SE. Influence of fatigue in neuromuscular control of spinal stability. Hum Factors 2004; 46(1): 81-91.
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. Harringe ML, Halvorsen K, Renstrom P, Werner S. Postural control measured as the center of pressure excursion in young female gymnasts with low back pain or lower extremity injury. Gait Posture 2008; 28(1): 38-45.
9. Lafond D, Champagne A, Descarreaux M, Dubois JD, Prado JM, Duarte M. Postural control during prolonged standing in persons with chronic low back pain. Gait Posture 2009; 29(3): 421-7.
10. Granata KP, England SA. Stability of dynamic trunk movement. Spine (Phila Pa 1976) 2006; 31(10): E271-E276.

www.mui.ac.ir

11. Clark S, Riley MA. Multisensory information for postural control: sway-referencing gain shapes center of pressure variability and temporal dynamics. Exp Brain Res 2007; 176(2): 299-310.
12. Granata KP, Gottipati P. Fatigue influences the dynamic stability of the torso. Ergonomics 2008; 51(8): 1258-71.
13. 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.
14. Winter DA, Patla AE, Frank JS. Assessment of balance control in humans. Med Prog Technol 1990; 16(1-2): 31-51.
15. 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.
16. Caron O. Effects of local fatigue of the lower limbs on postural control and postural stability in standing posture. Neurosci Lett 2003; 340(2): 83-6.
17. Seely AJ, Macklem PT. Complex systems and the technology of variability analysis. Crit Care 2004; 8(6): R367-R384.
18. Gribble PA, Hertel J. Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. J Electromyogr Kinesiol 2004; 14(6): 641-6.
19. Seay JF, Van Emmerik RE, Hamill J. Low back pain status affects pelvis-trunk coordination and variability during walking and running. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2011; 26(6): 572-8.
20. Latash ML, Scholz JP, Schoner G. Motor control strategies revealed in the structure of motor variability. Exerc Sport Sci Rev 2002; 30(1): 26-31.

www.mui.ac.ir

The effect of fatigue on postural stability during repetitive trunk bending motion in healthy and chronic non-specific low back pain subjects

Hamidreza Mokhtarinia[*], *Mohammadali Sanjari*[1], *Mohammad Parnianpour*[2]

Received date: 14/04/2012
Accept date: 23/09/2012

Abstract

Introduction: This study was a quasi-experimental, case-control design to investigate the effect of fatigue on postural stability during repetitive trunk bending motion in subjects with chronic low back pain and healthy adults.

Materials and Methods: Fourteen healthy volunteers and thirteen subjects with low back pain participated in this research. They performed repeated trunk bending motion in mid sagittal plane until exhaustion. All data were divided into three parts then first and third parts were compared together. Some variables like standard deviation of amplitude, standard deviation of velocity in anterior-posterior and medial-lateral directions mean total velocity and path length were calculated. Paired and Independent T-test were used to explore the pre/post fatigue and the between groups difference.

Results: The results showed that fatigue had a significant effect on the mean total velocity and amplitude standard deviation in anterior-posterior direction in healthy subjects. There was no effect in low back pain participants. Also, no difference was observed between two groups at the beginning of the test in postural stability.

Conclusion: Results suggested that the Postural control system of chronic low back pain patients is distinguishable from the healthy adults' one, just in an induced perturbation condition. Also healthy subjects showed the different strategies in response to fatigue compared to low back pain subjects.

Keywords: Postural balance, Fatigue, Low back pain
Type of article: Original article

* Assistant Professor, Department of Ergonomics, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran Email: hrmokhtarinia@yahoo.com
1- Professor, Department of Mechanical Engineering, Sharif University of Technology, Tehran, Iran
2- Assistant Professor, Biomechanics Lab, Rehabilitation Research Center, Department of Rehabilitation Basic Sciences, School of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

www.mui.ac.ir