

# اثر خستگی و کاهش ثبات سطح اتکا بر متغیرهای کنترل وضعیتی در وضعیت ایستاده در افراد سالم و مبتلا به کمردرد مزمن غیر اختصاصی

امیرحسین کهلایی<sup>۱</sup>، فرید بحریپما<sup>۲</sup>، علی استکی<sup>۳</sup>، بهرام مبینی<sup>۴</sup>

۱. دانشجوی دکتری تخصصی فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت مدرس
۲. استادیار فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت مدرس
۳. استاد فیزیکی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی
۴. استادیار ارتوپدی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

## چکیده

**زمینه و هدف:** هدف از انجام این مطالعه مقایسه اثر دو عامل خستگی و بی‌ثباتی بر پارامترهای کنترل وضعیتی در افراد سالم و مبتلا به کمردرد مزمن غیر اختصاصی بود. **مواد و روش کار:** در این مطالعه غیر تجربی و مورد-شاهدی نوسانات مرکز فشار در ۱۶ فرد سالم و ۱۵ بیمار مبتلا به کمردرد مزمن غیر اختصاصی در دو مرحله قبل و پس از خستگی و تحت دو شرایط با ثبات و بی‌ثباتی سطح اتکا مورد ثبت و تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفت. **یافته‌ها:** در شرایط عادی تفاوتی بین دو گروه وجود نداشت. هر دو عامل خستگی و بی‌ثباتی سطح اتکا موجب تغییر متغیرهای مورد مطالعه (محدوده، دامنه، سرعت و فرکانس میانگین نوسان مرکز فشار و توان کلی سیگنال) شدند. در گروه کمردرد این تغییرات در تمامی متغیرها معنی‌دار بود اما در گروه سالم معنی‌داری تغییرات محدود به متغیرهای حوزه زمان می‌گشت. میزان تأثیر بی‌ثباتی نیز بیشتر از خستگی بود. **نتیجه‌گیری:** سامانه کنترل وضعیت افراد مبتلا به کمردرد تا قبل از بروز اغتشاش بیرونی از کفایت لازم جهت حفظ ثبات وضعیتی برخوردار بوده و عملکرد آن از گروه سالم قابل تشخیص نمی‌باشد، ضمناً در مواجهه با عوامل مخاطره‌انگیز ثباتی از مکانیسم‌های متفاوتی نسبت به افراد سالم استفاده نموده و نیازمند فعالیت عصبی بیشتری جهت خنثی نمودن اینگونه عوامل می‌باشند.

**کلیدواژه‌ها:** کنترل وضعیت، خستگی، بی‌ثباتی، کمردرد

## مقدمه

سیستم وضعیتی به دینامیک اولیه پس از مواجهه با عوامل اغتشاش‌گر است. به عبارت دیگر شرایطی که طی آن بدن در حالت ایستاده کمترین میزان نوسان را ایجاد نماید، لزوماً به معنای شرایط با ثبات تعریف نمی‌شود زیرا این حرکات نوسانی بدن می‌توانند نقشی جستجوگرانه جهت یافتن بهترین راه حل در مواجهه با اغتشاشات غیر منتظره داشته باشند. بی‌ثباتی به این معنا نیز می‌تواند به عنوان یک عامل مؤثر در بروز کمردرد یا حداقل به عنوان یکی از عوامل همراه، مورد بررسی قرار گیرد زیرا با این کار می‌توانیم به شناخت بهتری از رفتار سیستم کنترل وضعیتی و تغییرات به وجود آمده به دنبال بروز CLBP (کمردرد مزمن) دست یابیم.

مطالعات متعددی حاکی از بروز تفاوت‌های رفتاری انتخابی در سیستم کنترل وضعیتی، تنها در شرایط مخاطره‌انگیز ثباتی‌اند. در نتیجه بهتر است جهت روشن شدن وضعیت عملکرد سیستم کنترلی در بیماران مبتلا به CLBP، این افراد تحت شرایط با ثبات کمتر قرار گرفته و در این حالت نیز پاسخ‌های سیستم کنترلی مورد بررسی قرار گیرد. این در حالی است که تاکنون مطالعه‌ای که مستقیماً به بررسی اثر بی‌ثباتی بر توانایی‌های کنترل وضعیتی افراد مبتلا به کمردرد پرداخته باشد، وجود ندارد. بنابراین هدف از انجام این مطالعه بررسی اثر هم‌زمان عوامل خستگی و بی‌ثباتی بر کنترل وضعیت افراد سالم و مبتلا به کمردرد می‌باشد.

## روش کار

این مطالعه غیر تجربی، مورد-شاهدی در زمستان ۱۳۸۹ در آزمایشگاه

کمردرد علت اصلی دوری از کار و ناتوانی به خصوص در جوامع صنعتی است<sup>۱</sup> که شیوع آن در جوامع مختلف و در طول زندگی ۸۰ درصد گزارش شده است.<sup>۲</sup> متأسفانه علی‌رغم وجود پروتکل‌های درمانی متعدد درمان آن تاکنون رضایت‌بخش نبوده و این واقعیت می‌تواند ما را مجاب سازد که نیازمند شناخت دقیق‌تر از تغییرات به‌وجود آمده در عملکرد سیستم‌های مختلف در گیر در این بیماری هستیم. امروزه در بسیاری از فعالیت‌های شغلی 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 مسئله حاکی از اهمیت بررسی تحمل عضلانی در این بیماران و ترجیح احتمالی آن نسبت به فاکتورهایی مانند قدرت عضلانی است.<sup>۳</sup> خستگی می‌تواند بارهای وارده بر ستون فقرات و یا ظرفیت تحمل آسیب را تحت تأثیر قرار داده و به عنوان نوعی اغتشاش در پروسه کنترل وضعیتی عمل نماید.<sup>۵،۶</sup> تغییراتی که به دنبال خستگی عصبی-عضلانی در کنترل و هماهنگی حرکتی رخ می‌دهد می‌تواند احتمال بروز آسیب در ناحیه کمری را افزایش دهد<sup>۷،۸</sup> که از جمله این تغییرات می‌توان به افزایش میزان و سرعت نوسان COP (مرکز فشار) و COM (مرکز جرم) اشاره نمود.<sup>۹،۸</sup> جهت بررسی اثر این عامل می‌توان متغیرهای گوناگونی را مورد بررسی قرار داد. فاکتور کنترل وضعیتی به لحاظ اهمیت کاربردی آن در ثبات بدن و پیشگیری از بروز آسیب، می‌تواند یکی از مهم‌ترین آن‌ها باشد. منظور از ثبات در این مقوله، ثبات دینامیک یا به عبارتی توانایی بازگشت

گزارش نماید که در این مطالعه معادل خستگی کامل بوده و نشانه پایان آزمون باربرداری و بارگذاری بود. نمره ۱۷ در این مقیاس Borg معادل شرایط بسیار دشوار بوده و دلیل عدم ادامه آزمون تا نمره‌های بالاتر از ۱۷، رعایت مسائل اخلاقی و اطمینان از عدم بروز آسیب در افراد مورد مطالعه و به خصوص بیماران مبتلا به کمردرد بود. پس از پایان مرحله باربرداری و بارگذاری، آزمودنی بلافاصله در دو شرایط ایستاده با و بدون واسطه تیلت مورد بررسی قرار گرفته و در هر حالت به مدت ۳۰ ثانیه اطلاعات خروجی صفحه نیرو ثبت می‌شد. جهت اجتناب از برطرف شدن خستگی، فاصله استراحتی بین دو شرایط آزمون در این مرحله وجود نداشت.

دریافت و ثبت سیگنال COP در این مطالعه توسط صفحه نیرو (ساخت شرکت Kistler سوئیس، مدل 9286 AB) صورت گرفت. اطلاعات حاصل از صفحه نیرو با فرکانس ۱۰۰ Hz اخذ و پس از ورود به سیستم تبدیل آنالوگ به دیجیتال، در حافظه کامپیوتر ثبت و بعداً مورد تجزیه و تحلیل قرار می‌گرفت. متغیرهای مورد بررسی در این مطالعه عبارتند از دامنه نوسان، محدوده نوسان، سرعت نوسان، فرکانس میانگین و توان کلی سیگنال در هر دو راستای قدامی-خلفی و جانبی. جهت حصول اطمینان از انطباق توزیع متغیرهای وابسته بر توزیع نظری نرمال از آزمون Kolmogorov-Smirnov استفاده گردید. تاثیر متغیرهای مستقل ثبات سطح اتکا و خستگی توسط آزمون Repeated Measures ANOVA و تأثیر عامل کمردرد بر متغیرهای وابسته توسط آزمون  $t$  مستقل نرم افزار SPSS-16 مورد سنجش قرار گرفت.

### یافته‌ها

نتیجه مقایسه متغیرهای زمینه‌ای دو گروه حاکی از عدم وجود تفاوت معنی‌دار بین گروه‌های مورد مطالعه در این متغیرهاست (جدول ۱).

جدول ۱: مقایسه متغیرهای زمینه‌ای آزمودنی‌های دو گروه

گروه	سالم	کمردرد	$p$
سن (سال)	۲۳/۱۵±۲/۰۴	۲۵/۳۳±۳/۴۵	۰/۰۸۲
قد (cm)	۱۶۵/۵۴±۹/۸۵	۱۶۳/۱۷±۶/۴۲	۰/۱۱۰
وزن (kg)	۶۱/۷۷±۹/۷۰	۶۴/۱۷±۱۴/۲۳	۰/۳۱۷
BMI	۲۲/۴۲±۲/۴۴	۲۴/۱۵±۳/۰۲	۰/۰۹۶

۱- اثر خستگی: نتایج این مطالعه حاکی از آن است که در افراد سالم، خستگی در شرایط باثبات تنها بر متغیر سرعت نوسان در هر دو صفحه قدامی-خلفی و جانبی و دامنه نوسان در صفحه قدامی-خلفی تأثیر معنی‌داری داشت ( $p=۰/۰۴$ ). در افراد مبتلا به کمردرد و در شرایط باثبات، این تاثیر بر متغیرهای محدوده نوسان، دامنه نوسان، سرعت جابه‌جایی، فرکانس میانگین و توان کلی سیگنال در راستای قدامی-خلفی و دامنه نوسان و سرعت جابه‌جایی در راستای جانبی به لحاظ آماری معنی‌دار بود ( $p=۰/۰۲$ ).

تحت شرایط بی‌ثباتی سطح اتکا، در صفحه قدامی-خلفی و در افراد سالم خستگی منجر به کاهش دامنه نوسان و افزایش سرعت و محدوده جابه‌جایی مرکز فشار شد در حالی که در افراد مبتلا به کمردرد علاوه بر افزایش سرعت

ارگونومی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی تهران انجام پذیرفت. ۱۶ نفر داوطلب سالم و ۱۵ نفر بیمار مبتلا به کمردرد مزمن غیر اختصاصی در این مطالعه شرکت نمودند (جدول ۱). افراد گروه بیمار بر اساس معیارهای ورود به مطالعه شامل: دامنه سنی ۴۰-۲۰ سال، سابقه درد و ناراحتی در ناحیه کمر بدون انتشار به اندام تحتانی و حضور دائم یا متناوب کمردرد برای مدت بیش از ۳ ماه که هیچگونه شواهد آناتومیک یا پاتولوژیک آزمایشگاهی جهت توجیه علت کمردرد آنها به تشخیص مؤلف چهارم (پزشک فوق تخصص ستون فقرات) وجود نداشته و از این جهت گروه همگنی از یک زیر مجموعه خاص از کمردرد را تشکیل می‌دادند، بود.<sup>۱</sup> معیارهای خروج از مطالعه نیز عبارت بودند از: وجود علایم تحریک ریشه عصبی، سابقه شکستگی و یا جراحی ستون فقرات و یا اندام تحتانی، وجود هرگونه بیماری نورولوژیک، وجود دفورمیتی قابل مشاهده در ستون فقرات و یا اندام تحتانی و وجود بیماری‌های روماتیسمی. افراد گروه سالم به نحوی انتخاب شدند که به لحاظ عواملی همچون سن، جنسیت، شاخص توده بدنی و سطح فعالیت بدنی دارای هم‌خوانی مناسبی با افراد گروه بیمار باشند.

افراد مورد مطالعه پس از ورود به پژوهش، با جزئیات آزمون آشنا شده و فرم رضایت‌نامه ورود به پژوهش را امضا نمودند. افراد مورد مطالعه تحت دو حالت باثبات و بی‌ثباتی سطح اتکا مورد آزمون قرار گرفتند. از یک تیلت مورد جهت فراهم آوردن بی‌ثباتی استفاده شد. به منظور حذف عامل مخدوشگر یادگیری در انجام تکلیف وضعیتی، افراد مورد مطالعه پیش از شروع مراحل اصلی آزمون به مدت دو دقیقه ایستادن بر روی تیلت مورد را تمرین می‌نمودند. پیش از شروع آزمون، آزمودنی‌ها با مقیاس Borg برای تشخیص خستگی مورد استفاده قرار می‌گرفت آشنا می‌شدند. ترتیب قرارگیری آزمودنی بر روی صفحه نیرو در دو وضعیت با و بدون واسطه تیلت مورد، در شرایط قبل و پس از خستگی، پیش از شروع آزمون به صورت تصادفی و توسط قرعه تعیین می‌شد. سپس آزمودنی با پای برهنه، در هر یک از شرایط بدون واسطه و یا با واسطه تیلت مورد در سه تکرار بر روی صفحه نیرو ایستاده و از وی خواسته می‌شد ضمن نگاه کردن به روبه‌رو تا حد امکان بدون حرکت قرار گیرد. در رابطه با وضعیت قرارگیری پاها تنها معیار، هم راستا بودن پاشنه‌های فرد بوده و فاصله بین دو پا و زاویه قرارگیری آن‌ها به دل‌خواه فرد تعیین شده و در تمامی تکرارها ثابت باقی می‌ماند. ۱۰ ثانیه پس از قرارگیری فرد بر روی صفحه نیرو، ثبت اطلاعات خروجی صفحه نیرو آغاز شده و به مدت ۳۰ ثانیه ادامه می‌یافت. در این مرحله بین هر یک از آزمون‌ها فرد به مدت ۲ دقیقه استراحت می‌نمود تا از خسته نبودن وی حین انجام آزمون اطمینان حاصل شود. پس از پایان این مرحله، آزمودنی بدون

واسطه تیلت مورد بر روی صفحه نیرو قرار گرفته و وزنه‌هایی معادل ۱۵ درصد وزن بدن خود را که به صورت مساوی و متقارن در دو دست قرار می‌گرفت از روی زمین برداشته، تا محاذات کمر خود بلند نموده و مجدداً بر روی زمین بر می‌گرداند. سپس بدون فاصله و بدون جدا شدن دست‌ها از وزنه‌ها، عمل باربرداری و بارگذاری را تکرار می‌نمود. این فعالیت تا آنجا ادامه می‌یافت که فرد عددی بالاتر از ۱۷ را در مقیاس Borg ۲۰ نمره‌ای Borg

بی‌ثباتی سطح اتکا، خستگی تفاوت معنی‌داری در متغیرهای مورد بررسی در این راستا نداشت ( $p=0/012/009/008$ ) به ترتیب برای متغیرهای دامنه، سرعت و محدوده نوسان (جدول ۲).

جابه‌جایی، فرکانس میانگین و توان کلی سیگنال نیز دچار افزایش معنی‌داری گشتند ( $p=0/03$ ).

در این شرایط و در افراد سالم، خستگی منجر به کاهش دامنه نوسان در راستای جانبی گشت در حالی که در افراد مبتلا به کمردرد و در شرایط

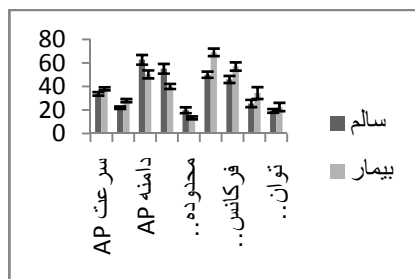
جدول ۲: مقایسه مقادیر متغیرهای وابسته در سطوح مختلف متغیرهای مستقل

شرایط	گروه	صفحه	دامنه	سرعت	فرکانس	توان کلی سیگنال	محدوده نوسان
قبل از خستگی باثبات	سالم	قدامی خلفی	۱۵/۵۷±۲/۸۵	۷/۰۷±۰/۹۶	۰/۲۶±۰/۰۶	۳/۲۶±۲/۰۶	۱۰۹/۸۲±۵۶/۸۹
		جانبی	۸/۸۱±۱/۷۶	۷/۵۴±۰/۹۵	۰/۱۳±۰/۱۰	۱/۵۲±۰/۷۴	
	کمردرد	قدامی خلفی	۱۶/۰۵±۳/۲۷	۷/۰۸±۱/۲۱	۰/۲۵±۰/۰۸	۴/۶±۲/۰۰	۱۱۳/۹۵±۹۶/۷۲
		جانبی	۱۰/۹۵±۲/۵۶	۷/۴۹±۱/۳۰	۰/۱۴±۰/۱۴	۱/۴۴±۰/۵۹	
قبل از خستگی بی‌ثبات	سالم	قدامی خلفی	۶۱/۶۳±۹/۱۲	۲۶/۹۹±۵/۰۹	۰/۳۶±۰/۱۷	۵/۸۹±۳/۰۷	۱۷۶۵/۳۱±۶۸۲/۳۲
		جانبی	۵۵/۳۹±۱۶/۲۰	۲۱/۳۲±۳/۲۳	۰/۱۷±۰/۱۲	۲/۵۲±۱/۷۴	
	کمردرد	قدامی خلفی	۵۱/۵۷±۹/۲۵	۳۳/۳۵±۵/۸۵	۰/۵۳±۰/۲۱	۹/۸۱±۵/۲۸	۱۲۴۶/۷۱±۳۹۸/۲۲
		جانبی	۴۵/۳۷±۸/۶۲	۲۶/۲۴±۳/۲۰	۰/۳۰±۰/۱۳	۴/۷۳±۲/۷۱	
پس از خستگی باثبات	سالم	قدامی خلفی	۲۱/۹۵±۱۲/۵۹	۸/۵۶±۱/۸۴	۰/۳۱±۰/۱۵	۵/۰۲±۳/۲۱	۲۱۵/۲۷±۲۱۵/۱۴
		جانبی	۱۲/۳۸±۴/۶۲	۷/۹۸±۱/۰۹	۰/۱۵±۰/۱۰	۲/۷۳±۰/۸۵	
	کمردرد	قدامی خلفی	۳۱/۴۸±۸/۰۲	۱۰/۴۴±۱/۰۰	۰/۳۸±۰/۰۷	۹/۵۶±۳/۷۷	۲۱۶/۱۰±۹۲/۸۲
		جانبی	۱۶/۴۰±۷/۳۱	۸/۱۹±۱/۲۰	۰/۱۸±۰/۱۶	۳/۴۶±۰/۷۴	
پس از خستگی بی‌ثبات	سالم	قدامی خلفی	۶۹/۶۷±۱۶/۴۹	۳۳/۷۱±۵/۹۳	۰/۴۲±۰/۲۱	۷/۳۸±۴/۷۷	۱۶۸۲/۶۸±۱۰۶/۰۴
		جانبی	۵۵/۰۶±۱۶/۵۱	۲۱/۹۴±۴/۲۱	۰/۱۹±۰/۱۲	۳/۳۱±۲/۰۱	
	کمردرد	قدامی خلفی	۵۴/۲۸±۱۳/۲۰	۳۸/۰۲±۵/۰۴	۰/۵۸±۰/۱۳	۳/۳۱±۲/۱۶	۱۳۳۱/۵۲±۴۸۹/۹۷
		جانبی	۴۵/۰۳±۸/۳۶	۲۷/۹۷±۵/۲۳	۰/۳۶±۰/۱۴	۷/۳۵±۲/۵۱	

سازیتال و محدوده نوسان مرکز فشار در افراد سالم بیشتر از گروه مقابل بود ( $p=0/03$  و  $0/02$ ). در صفحه جانبی تنها متغیر سرعت جابجایی در افراد مبتلا به کمردرد بیشتر از گروه سالم بود ( $p=0/02$ ).

در شرایط باثبات و پس از خستگی متغیرهای سرعت نوسان، فرکانس میانگین و توان کلی سیگنال در راستای قدامی-خلفی در گروه کمردرد بیشتر از گروه سالم بود، در حالی که در راستای جانبی تنها سرعت نوسان به لحاظ آماری تفاوت معنی‌داری از خود نشان می‌داد ( $p=0/03$ ) (جدول ۲).

در شرایط بی‌ثباتی و پس از خستگی در هر دو راستای قدامی-خلفی و جانبی متغیرهای سرعت نوسان همچنین فرکانس میانگین و توان کلی سیگنال در گروه کمردرد نسبت به افراد سالم بیشتر بودند در حالیکه متغیرهای دامنه و محدوده نوسان در گروه کمردرد کوچکتر بودند (به ترتیب  $p=0/003/001/002/003/004/002$ ) (نمودار ۱ و جدول ۲).



نمودار ۱: مقایسه مقادیر متغیرهای وابسته در شرایط بی‌ثباتی سطح اتکا و در دنبال فستگی. اختلاف بین متغیرها در دو گروه به لحاظ آماری معنادار است.

۲- اثر بی‌ثباتی سطح اتکا: در هر دو گروه سالم و مبتلا به کمردرد و در شرایط پیش از خستگی، بی‌ثباتی سطح اتکا منجر به ایجاد افزایش معنی‌دار در متغیرهای سرعت و دامنه نوسان در صفحه قدامی-خلفی و محدوده نوسان شد ( $p=0/02$ ) اما در گروه کمردرد، علاوه بر متغیرهای فوق، فرکانس جابه‌جایی‌های مرکز فشار و توان کلی سیگنال نیز افزایش یافتند ( $p=0/04$ ). در افراد سالم پاسخ تمامی متغیرها به بی‌ثباتی سطح اتکا در صفحه جانبی، مانند صفحه قدامی-خلفی بود ضمن آن که پاسخ بیماران در صفحه جانبی تفاوتی با افراد سالم نداشت. در شرایط پس از خستگی و در افراد سالم بی‌ثباتی سطح اتکا موجب ایجاد افزایش معنی‌دار در متغیرهای دامنه، محدوده و سرعت نوسان در صفحه قدامی-خلفی گشت (به ترتیب  $p=0/01/003/004$ ). در این افراد، تأثیر مشابهی در تمامی متغیرهای نامبرده در صفحه جانبی ملاحظه شد.

تأثیر بی‌ثباتی سطح اتکا در شرایط پس از خستگی در افراد مبتلا به کمردرد شامل افزایش معنی‌دار مقادیر تمامی متغیرها در هر دو صفحه بود ( $p=0/004/001/004/003/001/004/002$ ) به ترتیب برای متغیرهای دامنه، سرعت، محدوده، فرکانس میانگین و توان کلی سیگنال نوسان (جدول ۲).

۳- اثر کمردرد: نتایج این مطالعه حاکی از آن است که افراد سالم و مبتلایان به کمردرد در شرایط پیش از خستگی و باثبات سطح اتکا، هیچ‌گونه تفاوتی در متغیرهای مورد مطالعه در صفحات قدامی-خلفی و جانبی از خود نشان نمی‌دهند اما تحت همین شرایط و بدنال بی‌ثباتی سطح اتکا در صفحه قدامی-خلفی، متغیرهای فرکانس میانگین، توان کلی سیگنال و سرعت نوسان مرکز فشار در افراد مبتلا به کمردرد بیشتر از افراد سالم بود (به ترتیب  $p=0/003/004/002$ ). این در حالی است که دامنه جابه‌جایی در صفحه

## بحث

افراد مبتلا به کمردرد نیز اگرچه این کاهش دامنه نوسان در شرایط بی ثباتی و به دنبال خستگی دیده نشد، اما افزایش دامنه نوسان به عنوان پاسخ انتخابی به خستگی، آن گونه که در شرایط با ثبات در این افراد دیده شد، اتفاق نیافتاد. این یافته هم چنین در جهت تأیید فرضیه مخفی ماندن برخی تفاوت-های کنترل وضعیتی در افراد مبتلا به کمردرد مزمن نسبت به گروه سالم در شرایط عادی بوده و نشان دهنده بروز برخی از این تفاوت‌ها تنها در شرایط پیچیده و دشوار وضعیتی است.

تحت هر دو شرایط با ثبات و بی ثباتی سطح اتکا، پاسخ افراد مبتلا به کمردرد به خستگی، افزایش فرکانس جابجایی COP را نیز شامل می‌شد در حالی که در افراد سالم تحت هیچ یک از شرایط، خستگی تغییری را در متغیرهای حوزه فرکانس ایجاد نمود. این مسئله نیز جلوه دیگری از تفاوت در استراتژی انتخابی افراد سالم و مبتلا به کمردرد در پاسخ به اغتشاشات وضعیتی (در این جا خستگی) است. به نظر می‌رسد با توجه به اختلالات موجود در سامانه عصبی عضلانی اسکلتی و نیازهای ثباتی بیشتر این گروه از بیماران سامانه کنترل وضعیتی نیازمند فعالیت بیشتری جهت مقابله با چالش-های ثباتی است که این مسئله در قالب افزایش فرکانس جابجایی‌های COP و توان کلی سیگنال بروز می‌یابد.<sup>۱۷</sup> Davidson و همکارانش نیز تغییری در متغیرهای حوزه فرکانس به دنبال خستگی در افراد سالم نیافته و تنها افزایش سرعت و محدوده نوسان را به دنبال خستگی در این افراد گزارش نمودند.<sup>۸</sup>

آخرین نکته حائز اهمیت در رابطه با تأثیر خستگی، عدم تغییر هیچ یک از متغیرهای مورد بررسی در صفحه فرونتال در افراد مبتلا به کمردرد در شرایط بی ثبات است. شاید بتوان این مسئله را چنین توجیه نمود که بی ثباتی سطح اتکا حداکثر تغییرات را در متغیرهای مورد بررسی باعث گشته و به نوعی این تغییرات در حد اشباع قرار گرفته‌اند چنان که افزودن عامل مخاطره‌انگیز خستگی تأثیر مضاعفی در پاسخ سامانه کنترل وضعیتی را در صفحات ساژیتال و فرونتال موجب نمی‌شود.

در رابطه با اثر بی ثباتی سطح اتکا، همان گونه که نتایج نشان می‌دهند، در صفحه ساژیتال تمامی متغیرهای مورد بررسی در گروه کمردرد دچار افزایش معنی داری شدند در حالی که در گروه سالم تنها متغیرهای حوزه زمان افزایش یافته و تغییری در متغیرهای حوزه فرکانس ایجاد نگردید. این مسئله نشان می‌دهد بی ثباتی سطح اتکا نسبت به عامل خستگی، به میزان بیشتری سامانه ثباتی را به چالش کشیده و وادار به بروز واکنش‌های بیشتری می‌نماید. البته در تفسیر این یافته توجه به سطح بی ثباتی و خستگی اعمال شده ضروری به نظر می‌رسد. در شرایط پیش از خستگی پاسخ افراد سالم و مبتلا به کمردرد در صفحه فرونتال یکسان بوده و شامل افزایش سرعت و دامنه نوسان مرکز فشار بود. تنها تفاوت پاسخ این دو گروه به بی ثباتی سطح اتکا در صفحه فرونتال، در شرایط پس از خستگی دیده شد، جایی که علاوه بر تغییرات در شرایط پیش از خستگی در این صفحه، فرکانس میانگین و توان کلی سیگنال در بیماران مبتلا به کمردرد افزایش یافت ولی در افراد سالم چنین تغییری دیده نشد. این یافته نیز در جهت تأیید فرضیه بروز برخی اختلافات کنترلی در

به دنبال خستگی در شرایط با ثبات در افراد سالم، دامنه نوسان و هم چنین سرعت جابجایی COP در صفحه ساژیتال دچار افزایش شدند، در حالی که تنها پارامتر تغییر یافته به دنبال خستگی و در این شرایط در صفحه فرونتال شامل سرعت جابجایی COP بود. در افراد مبتلا به کمردرد مزمن نیز در شرایط با ثبات و به دنبال بروز خستگی، دامنه و محدوده نوسان و سرعت جابجایی افزایش یافتند. در این بیماران خستگی موجب افزایش دامنه و سرعت جابجایی COP در صفحه فرونتال شد. به نظر می‌رسد پاسخ افراد سالم و مبتلا به کمردرد مزمن به خستگی در شرایط با ثبات تفاوت چندانی نداشته و تحت هر دو شرایط، اغتشاش ناشی از خستگی موجب نوسان بیشتری در مرکز فشار می‌شود. خستگی به عنوان نوعی اغتشاش در سامانه کنترل وضعیتی عمل نموده و بر هر دو جزء حسی و آوران و عملگر اثر می‌گذارد.<sup>۱۱</sup> نتیجه این تأثیر کاهش دقت و صحت عملکرد سامانه کنترل وضعیتی و به دنبال آن افزایش نیاز سامانه کنترل وضعیتی به فعالیت بیشتر عصبی می‌باشد که این مسئله در قالب افزایش سرعت جابجایی COP نمود می‌یابد. با توجه به ثابت بودن زمان ۳۰ ثانیه‌ای کلیه آزمون‌ها، افزایش سرعت جابجایی مرکز فشار به معنای افزایش طول مسیر پیموده شده نیز می‌باشد. افزایش دامنه نوسان COP نیز نوعی رفتار جستجوگرانه و پیشگیرانه جهت مقابله با چالش-های احتمالی حاصل از شرایط فوق می‌باشد.<sup>۱۲</sup> این یافته‌ها در جهت تأیید مطالعات قبلی مبنی بر افزایش میزان و دامنه نوسان و هم چنین سرعت نوسانات وضعیتی در مقابله با اغتشاشات وارده می‌باشد.<sup>۱۳-۱۵</sup> صلواتی و همکارانش نیز پیشتر به اختلال در مکانیسم‌های ثباتی در قالب افزایش شاخص‌های ثباتی به دنبال بروز خستگی عضلات اندام تحتانی اشاره نموده-اند.<sup>۱۶</sup>

در شرایط بی ثبات نیز خستگی موجب افزایش سرعت نوسان در هر دو گروه سالم و مبتلا به کمردرد در صفحه ساژیتال شد. یکی از تفاوت‌های مهم پاسخ افراد سالم و مبتلایان به کمردرد، نسبت به خستگی در شرایط بی ثبات، کاهش دامنه نوسان در هر دو صفحه ساژیتال و فرونتال در افراد سالم بود در حالی که در گروه کمردرد و تحت این شرایط، دامنه نوسان در هیچ یک از دو صفحه دچار تغییر معنی داری نشد. در افراد سالم، به دنبال خستگی در شرایط با ثبات، دامنه نوسان افزایش می‌یابد در حالی که پاسخ سامانه کنترل وضعیتی به خستگی در شرایط بی ثباتی سطح اتکا، کاهش دامنه نوسان در هر دو صفحه است. این مسئله را که می‌تواند بیانگر نقش عامل ثبات در پاسخ این سامانه به خستگی باشد، می‌توان در قالب عملکرد پیشگیرانه (anticipatory) سامانه کنترل وضعیتی توجیه نمود. احتمالاً اگر چه افزایش دامنه نوسان با عملکرد به عنوان نوعی رفتار جستجوگرانه می‌تواند پیامدهای ناشی از خستگی را جبران نماید اما با توجه به این که بی ثباتی سطح اتکا خود موجب افزایش چشمگیر دامنه نوسان می‌شود، لذا استراتژی افزایش مضاعف این دامنه تحت این شرایط، نمی‌تواند استراتژی موفق قلمداد شده و حتی ممکن است فرد را از محدوده ثباتی (limit of stability) خارج نماید. در

اغتشاشات وارده بسیار اختصاصی عمل نموده و ماهیت اغتشاش وضعیتی در تعیین استراتژی انتخابی این سامانه نقش تعیین کننده‌ای دارد.

تحت سخت‌ترین شرایط تکلیف وضعیتی یعنی در شرایط بی ثباتی و پس از خستگی نیز، سرعت جابجایی، فرکانس میانگین و توان کلی سیگنال در گروه مبتلا به کم‌درد بیشتر از گروه مقابل بود اما افراد سالم از دامنه و محدوده نوسان بیشتری برخوردار بودند. این یافته‌ها در راستای نظریه سفتی (rigidity) در رفتار سامانه کنترل وضعیتی افراد مبتلا به کم‌درد است و نشان می‌دهد که این سفتی به دنبال پیچیدگی و دشواری تکلیف حرکتی بروز می‌یابد.<sup>۲۲</sup>

به طور کلی یافته‌های این مطالعه حاکی از آن است که بیماران مبتلا به کم‌درد در مواجهه با عوامل چالش‌زای ثباتی استراتژی‌های متفاوتی نسبت به افراد سالم بر می‌گزینند. از سوی دیگر نیازهای ثباتی این بیماران بیشتر از افراد سالم بوده و جهت حفظ ثبات به تلاش عصبی-عضلانی بیشتری نیازمندند. یافته مهم دیگر این مطالعه حاکی از آن است که پاسخ سامانه کنترل وضعیتی وابسته و اختصاصی به ماهیت عامل بر هم زنده ثبات می‌باشد. از مهم‌ترین محدودیت‌های این مطالعه می‌توان به عدم امکان بررسی هم-زمان تغییرات کینماتیک در پاسخ به عوامل چالش‌زای ثباتی اشاره نمود که در صورت وجود می‌توانست اطلاعات جامع‌تری در رابطه با استراتژی‌های کنترل وضعیتی در اختیار قرار دهد.

### سپاسگزاری

این مقاله حاصل بخشی از پایان نامه دکترای تخصصی نویسنده اول با کد ۵۰۷۲۶۳۲ بوده و با حمایت مالی دانشکده پزشکی دانشگاه تربیت مدرس ممکن گردیده است. نویسندگان این مقاله مراتب تشکر و قدردانی خود را از همکاری‌های صمیمانه گروه فیزیوتراپی دانشگاه تربیت مدرس و هم‌چنین ریاست محترم آزمایشگاه بیومکانیک گروه ارگونومی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی سرکار خانم دکتر مقصودی پور و کارشناس مربوطه، خانم مهندس نبوی ابراز می‌دارند.

### References

1. Maher CG, Hodges PW, Refshauge KM, et al. The effect of motor control exercise versus placebo in patients with chronic low back pain. *BMC Musculoskeletal Disorders* 2005;6.
2. Bogduk N. Management of chronic low back pain. *Med J Aust* 2004; 180(2): 79-83.
3. Waddell G. The clinical course of low back pain. Edinburgh: Churchill Livingstone; 1998.
4. Sparto PJ, Parnianpour M, Reinsel TE and 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.
5. Granata KP, Slota GP, Wilson SE. Influence of fatigue in neuromuscular control of spinal stability. *Hum Factors* 2004; 46(1): 81-91.
6. Vuillerme N, Danion F, Forestier N and Nougier V. Postural sway under muscle vibration and muscle fatigue in humans. *Neurosci Lett* 2002; 333(2): 131-5.
7. Marras WS, Lavender SA, Leurgans SE, et al. The role of dynamic three-dimensional trunk motion in occupationally-related low back disorders. The effects of workplace factors, trunk position, and trunk motion characteristics on risk of injury. *Spine* 1993; 18(5): 617-28.
8. Davidson BS, Madigan ML, Nussbaum MA. Effects of lumbar extensor fatigue and fatigue rate on postural sway. *Eur J Appl Physiol* 2004; 93(1-2): 183-9.
9. Potvin JR, O'Brien PR. Trunk muscle co-contraction increases during fatiguing, isometric, lateral bend exertions. Possible implications for spine stability. *Spine* 1998; 23(7): 774-80.
10. Mientjes MI, Frank JS. Balance in chronic low back pain patients compared to healthy people under various conditions in upright standing. *Clin Biomech* 1999; 14(10): 710-6.

شرایط پیچیده تکلیف وضعیتی است. از دیگر نکات حائز اهمیت در یافته‌های این مطالعه می‌توان به عدم وجود اختلاف معنی‌دار در متغیرهای مورد بررسی در شرایط باثبات و پیش از بروز خستگی بین دو گروه اشاره نمود. این مسئله نیز در تأیید مطالعات قبلی می‌تواند حاکی از کفایت سامانه کنترل وضعیتی در شرایط عادی و پیش از مواجهه با عوامل چالش‌زای ثباتی باشد.<sup>۱۱</sup>

تحت همین شرایط باثبات و به دنبال بروز خستگی، علاوه بر افزایش سرعت نوسان، پاسخ افراد مبتلا به کم‌درد، افزایش مقادیر فرکانس میانگین و توان کلی سیگنال را نیز در بر می‌گیرد در حالی که چنین تغییراتی در افراد سالم دیده نمی‌شود. به نظر می‌رسد با توجه به افزایش نیازهای ثباتی در افراد مبتلا به کم‌درد، افزایش فرکانس جابجایی‌های مرکز فشار هم‌راستا با افزایش سرعت جابجایی این پارامتر استراتژی انتخابی و ظاهراً اختصاصی این گروه جهت مقابله با اغتشاشات وضعیتی می‌باشد. Popa معتقد است پاسخ سامانه کنترل وضعیتی بیش از آن‌که به سیگنال‌های حسی مستقیم مربوط باشد، به تخمین‌های درونی از اغتشاش بستگی دارد.<sup>۱۸</sup> با توجه به وجود شواهدی مبنی بر بروز تغییرات ماندگار در مراکز پردازش اطلاعات درد و حس عمقی در حضور دردهای مزمن و طولانی مدت،<sup>۱۹-۲۱</sup> می‌توان گسترده-تر بودن دامنه متغیرهای وارد عمل شده در پاسخ به اغتشاشات وضعیتی در گروه مبتلا به کم‌درد را تا اندازه‌ای به تفاوت‌های موجود در مدل‌های درونی دینامیک بدن در این افراد نسبت داد.

گروه‌های مورد مطالعه در شرایط آسان وضعیتی به لحاظ دامنه و محدوده نوسان اختلاف معنی‌داری نداشتند. اما به دنبال بروز خستگی افراد مبتلا به کم‌درد نوسانات بیشتری را نسبت به گروه کنترل نشان می‌دادند. اما نکته قابل توجه این است که به دنبال بی‌ثباتی سطح اتکا، دامنه نوسان در گروه کم‌درد کوچک‌تر بود. اگرچه به دنبال بی‌ثباتی سطح اتکا، سرعت جابجایی‌های مرکز فشار و در نتیجه طول مسیر حرکت آن در گروه کم‌درد نسبت به گروه مقابل بیشتر است، اما این جابجایی‌ها در محدوده کوچکتری رخ می‌دهند. به نظر می‌رسد سامانه کنترل وضعیتی در مواجهه با

11. Granata K, Slota G, Wilson SE. Influence of fatigue in neuromuscular control of spinal stability. *Hum Factors* 2004; 2004: 81-91.
12. van Wegen EE, van Emmerik RE, Riccio GE. Postural orientation: Age-related changes in variability and time-to-boundary. *Hum Mov Sci* 2002; 21(1): 61-84.
13. Corbeil P, Blouin JS, Begin F, et al. Perturbation of the postural control system induced by muscular fatigue. *Gait Posture* 2003; 18(2): 92-100.
14. Adlerton AK, Moritz U. Does calf-muscle fatigue affect standing balance? *Scand J Med Sci Sports* 1996; 6(4): 211-5.
15. Nardone A, Tarantola J, Giordano A, Schieppati M. Fatigue effects on body balance. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1997 Aug;105(4):309-20.
16. Salavati M, Moghadam M, Ebrahimi I and Arab AM. Changes in postural stability with fatigue of lower extremity frontal and sagittal plane movers. *Gait Posture* 2007; 26(2): 214-8.
17. Gribble PA, Hertel J. Effect of lower-extremity muscle fatigue on postural control. *Arch Phys Med Rehabil* 2004; 85(4): 589-92.
18. Popa T, Bonifazi M, Della Volpe R, et al. Adaptive changes in postural strategy selection in chronic low back pain. *Exp Brain Res* 2007; 177(3): 411-8.
19. Wand BM, Parkitny L, O'Connell NE, et al. Cortical changes in chronic low back pain: current state of the art and implications for clinical practice. *Man Ther* 2011; 16(1): 15-20.
20. Tsao H, Galea MP, Hodges PW. Reorganization of the motor cortex is associated with postural control deficits in recurrent low back pain. *Brain* 2008; 131(Pt 8): 2161-71.
21. Jacobs JV, Henry SM, Nagle KJ. Low back pain associates with altered activity of the cerebral cortex prior to arm movements that require postural adjustment. *Clin Neurophysiol* 2007; 121(3): 431-40.
22. Henry SM, Hitt JR, Jones SL and Bunn JY. Decreased limits of stability in response to postural perturbations in subjects with low back pain. *Clin Biomech* 2006; 21(9): 881-92.

## The effect of fatigue and instability on postural control parameters in standing posture in healthy adults and patients with chronic low back pain

Amir H. Kahlaee,<sup>1</sup> Farid Bahrpeyma,<sup>2</sup> Ali Esteki,<sup>3</sup> Bahram Mobini<sup>4</sup>

**Background:** The purpose of this study was to investigate the effects of fatigue and instability on the postural control parameters in chronic low back pain (CLBP) patients and healthy adults.

**Materials and Method:** COP (Center of Pressure) trajectories of 16 healthy and 15 CLBP subjects were analyzed under 4 conditions of pre/post fatigue and stable/unstable in a case-control, non-experimental study by repeated measures design.

**Results:** The results showed that there was no difference between the groups under the normal pre-fatigue/stable condition ( $p > 0.05$ ). Fatigue and instability both made significant alterations to the studied parameters. While these changes were confined to the time-domain parameters in the control group, instability significantly altered both time and frequency-domain ones in the CLBP group. Instability had a more pronounced effect than fatigue.

**Conclusion:** The findings of this study are suggestive that the postural control system of the CLBP patients acts efficiently and is undistinguishable from that of the healthy adults until a perturbation interferes. Also CLBP patients apply different strategies in response to postural perturbations and are in need of more neural effort to maintain stability under postural challenging conditions.

**Keywords:** Postural control, fatigue, instability, CLBP

1. PhD Candidate of Physical Therapy, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran.
2. Assistant Professor of Physical Therapy Department, Faculty of Medicine, Tarbiat Modares University, Tehran, Iran.
3. Professor of Biomechanics, Medical Physics and Engineering, Shahid Beheshti University of Medical Sciences, Tehran, Iran.
4. Assistant Professor of Orthopedic Surgery, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.