

## بررسی پایداری وضعیتی حین حفظ بار متغیر دینامیکی در وضعیت غیرقرینه تنه در مردان سالم

سهبا برویس: کارشناس ارشد فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت مدرس. sohab.pt83@yahoo.com

\*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 پرنیان پور: استاد و متخصص بیومکانیک، استاد مدعو دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران. parnianpour@yahoo.com

دکتر بهرام مبینی: استادیار و فوق تخصص ستون فقرات، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران. bmobini77@hotmail.com

تاریخ پذیرش: ۹۱/۶/۱۸

تاریخ دریافت: ۹۱/۲/۳۰

### چکیده

**زمینه و هدف:** تغییرات در میزان نیرو حین حفظ بار غیرقرینه می‌تواند همراه با افزایش خطر به هم خوردن تعادل و آسیب‌های مهره‌ای باشد؛ بنابراین بررسی پایداری وضعیتی در چنین شرایطی مانند حفظ بار متغیر دینامیکی در وضعیت غیرقرینه تنه جهت ارزیابی آسیب‌های شغلی و طراحی برنامه‌های پیشگیری و توانبخشی از اهمیت به‌سزایی برخوردار می‌باشد.

**روش کار:** در یک پژوهش مقطعی، دامنه و سرعت نوسان مرکز فشار بدن در ۱۴ مرد سالم حین حفظ بار استاتیک و متغیر دینامیک در وضعیت قرینه و غیرقرینه تنه مورد مطالعه قرار گرفت.

**یافته‌ها:** پاسخ‌های پارامترهای مرکز فشار در جهت قدامی - خلفی به هر دو وضعیت قرینه و غیرقرینه تنه یکسان بود؛ در حالی که این پاسخ در جهت داخلی - خارجی در وضعیت غیرقرینه نسبت به قرینه به‌طور معنی‌داری بیشتر بود ( $p < 0.05$ ). حفظ بار متغیر دینامیکی در وضعیت غیرقرینه منجر به افزایش پارامترهای تعادل در هر دو جهت داخلی - خارجی و قدامی - خلفی گردید ( $p < 0.05$ ); در حالی که در وضعیت قرینه تنها افزایش در جهت قدامی - خلفی مشاهده شد ( $p < 0.05$ ).

**نتیجه‌گیری:** نتایج نشان داد که بار متغیر دینامیکی کنترل پایداری وضعیتی فرد را به‌مخاطره می‌اندازد که این اثر در شرایط غیرقرینه بیشتر می‌گردد.

**کلیدواژه‌ها:** پایداری وضعیتی، بار متغیر دینامیکی، وضعیت غیرقرینه تنه.

### مقدمه

کاهش دهد (۱). افتادن ۱۷٪ آسیب‌های شغلی در یک سال در سوئد را به خود اختصاص داده است و در یک مطالعه مشخص شده است که ۳۶٪ آسیب‌هایی که منجر به کمردرد می‌شوند، به دلیل افتادن می‌باشد.

تعادل به‌طور عموم تحت عنوان توانایی حفظ یا دوباره به دست آوردن شرایط تعادل در حالت ایستاده بدون تغییر در سطح اتکا تعریف می‌شود و معمولاً به عنوان میزان جابه‌جایی مرکز ثقل در قبال سطح اتکا اندازه‌گیری می‌گردد. پارامترهای مرکز فشار بدن اطلاعات متفاوتی درباره مکانیسم و استراتژی‌های به‌کار برده شده در کنترل وضعیت فراهم می‌آورد. کنترل تعادل یک مهارت حرکتی پیچیده شامل جمع و یکی شدن

پایداری وضعیتی یکی از مولفه‌های سلامتی در افراد است که شناسایی و بررسی متغیرهای موثر آن جهت جلوگیری از آسیب‌های مرتبط با از دست رفتن تعادل به‌خصوص در موارد پیچیده‌تر مانند حین حفظ بار از اهمیت به‌سزایی برخوردار می‌باشد. این مسئله برای کارگرانی که در ارتفاعات کار می‌کنند، اهمیت بیشتری می‌یابد.

اثر عارضه‌های تعادل برای جامعه بسیار زیاد بوده و یکی از مورد توجه‌ترین موارد آن افتادن (Falling) است که می‌تواند همراه با مرگ، آسیب، بی‌حرکتی، ترس از افتادن دوباره باشد، که ممکن است کیفیت زندگی یک فرد با نقص تعادل را تحت تاثیر قرار داده و به‌طور قابل توجهی آن را

مطالعه‌ی Holbein (۱۹۹۷) و Lee (۲۰۰۳) نشان دادند که محل بار نقش مهمی در توانایی فرد برای حفظ تعادل دارد؛ بدین ترتیب که حفظ بار در سطح شانه منجر به بیشترین حرکات مرکز فشار می‌گردد (۱۰ و ۱۱). مطالعه‌ی Didomenico که به بررسی اثر محل بار بر حفظ بالانس در افراد سالم پرداخت، نشان داد که باری که زیر سطح کمر نگه داشته شود موجب کاهش پایداری می‌گردد (۲). مطالعه‌ی Chow (۲۰۰۵) در بررسی اثر وضعیت تنه حین آزادی ناگهانی بار نشان داد، میزان جابه‌جایی داخلی-خارجی در شرایط غیرقرینه تنه افزایش می‌یابد (۸).

با وجود این یافته‌ها در رابطه با اثر بارهای ناگهانی یا غیر منتظره و اثر محل قرارگیری بار، اطلاعات مشابه در رابطه با اثر بار متغیر دینامیکی در شرایط غیرقرینه وجود ندارد. با آگاهی بهتر و بیشتر از مکانیسم کنترل وضعیت در افراد حین حفظ بار متغیر دینامیکی در شرایط غیرقرینه می‌توان دیدگاه جدیدی در انتخاب ارزیابی‌ها و برنامه‌توانبخشی در مشکلات کنترل وضعیت بدن به دست آورد. بنابراین این مطالعه در نظر دارد درکی از استراتژی پاسخ دهی به دنبال حفظ بار متغیر دینامیکی در وضعیت غیرقرینه تنه را فراهم آورد تا اطلاعاتی جهت کمک به ایجاد روش حمل بی‌خطر برای جلوگیری از آسیب‌های ناشی از حمل بار تحت شرایط حفظ بار متغیر دینامیکی در وضعیت غیرقرینه تنه را ارائه دهد.

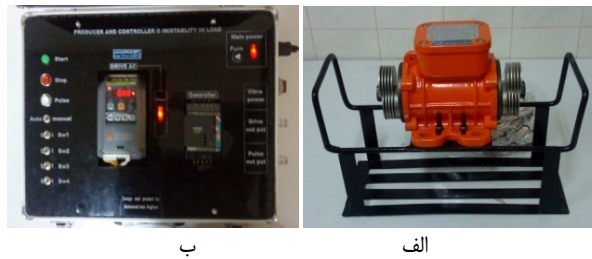
### روش کار

این مطالعه به صورت تجربی و مقطعی بر روی ۱۴ نفر مرد سالم از افراد در دسترس در میان دانشجویان و کارکنان دانشگاه تربیت مدرس با متوسط سن  $26/64 \pm 2/2$  سال، قد  $174 \pm 6/51$  سانتی متر، وزن  $71/5 \pm 8$  کیلوگرم انجام شد. جهت شرکت در مطالعه، ابتدا افراد واجد شرایط فرم موافقت آگاهانه شرکت در این تحقیق را که مراحل انجام آن توسط کمیته اخلاق پزشکی دانشکده علوم پزشکی دانشگاه تربیت مدرس تایید شده بود، امضا می‌کردند. افراد مورد آزمون بدون داشتن هرگونه سابقه کمردرد در تاریخچه خود و

ورودی‌های حسی و برنامه ریزی و انجام الگوهای حرکتی انعطاف پذیر می‌باشد که ممکن است توسط تغییرات در تکالیف روزانه (ایجاد چرخش‌های تنه و یا حفظ بار استاتیک و متغیر دینامیکی) و یا پارامترهای محیطی تحت تاثیر قرار بگیرد.

اضافه شدن بار خارجی، اغتشاشی ایجاد می‌کند که می‌تواند توانایی فرد را در حفظ تعادل تحت تاثیر قرار بدهد (۲). اثر بار به فاکتورهای مختلفی مانند وزن، محل قرارگیری و نوع بار بستگی دارد. بار متغیر دینامیکی، باری است که میزان نیروی متفاوتی را در هر لحظه از زمان به فرد وارد می‌کند. بنابراین این نوع بار با تغییر گشتاور ممکن است بتواند تعادل و پایداری وضعیتی را تحت تاثیر قرار بدهد. محل قرارگیری بار نیز به عنوان مثال با چرخش کمر و قرارگیری بار به صورت غیرقرینه، می‌تواند پایداری فرد را به مخاطره بیندازد. کنترل تعادل در محیط‌های صنعتی که بسیاری از کارگران باید ظروف حاوی مایعات (به عنوان بار متغیر دینامیکی) را در وضعیت ایستاده صاف یا چرخیده نگه دارند، از اهمیت به‌سزایی برخوردار می‌باشد؛ بنابراین بررسی کنترل وضعیت و حفظ تعادل حین حفظ بار متغیر دینامیکی در وضعیت غیرقرینه از موارد مهم و قابل توجهی خواهد بود.

مطالعه‌ی Schiffman (۲۰۰۶)، Punakallio (۲۰۰۳) و Ledin Odvist (۱۹۹۳) در بررسی اثر بارهای محوری نشان دادند که افزایش میزان بار، حرکات مرکز فشار را افزایش می‌دهد (۵-۳). مطالعه‌ی Thomas (۱۹۹۸) افزایش جابه‌جایی تنه را در شرایط اعمال بار غیر منتظره نسبت به شرایط قابل انتظار نشان داد (۶) و مطالعه‌ی van der Burg (۲۰۰۰) بیان کرده است که ظاهراً حین بلند کردن بار سنگین غیر منتظره وضعیت تعادل افراد بیشتر به مخاطره می‌افتد (۷). همچنین Chow (۲۰۰۵) افزایش جابه‌جایی‌های مرکز فشار را هنگام آزادی ناگهانی نیرو حین تکلیف عملکردی کشیدن بار نشان داد (۸). مطالعه‌ی Lee (۲۰۰۲) نیز بیان کرد که حین بلند کردن بار ناپایدار طول مسیر مرکز فشار افزایش می‌یابد (۹).



شکل ۱- نمایش از دستگاه تولید کننده بار دینامیکی: الف- بخش مکانیکی، ب- بخش الکتریکی

سیستم با استفاده از فرمول زیر محاسبه می گردد: (جرم حلقه‌های ایجاد کننده‌ی بار متغیر دینامیکی:  $m$ ، بازوی گشتاور:  $r$ ، سرعت زاویه‌ای  $\omega$ ):

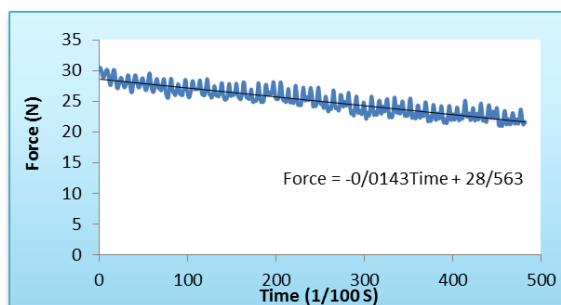
$$F = m * r * \omega^2$$

طی آزمایش‌های پی در پی، مقدار نیروی اغتشاش در فرکانس‌های مختلف مورد بررسی قرار گرفت، که نتایج آزمایش‌های مشخص نمود فرکانس ۱۵ هرتز جهت متغیر نمودن نیروی اعمالی مناسب می‌باشد.

دستگاه توسط یک چرخ پروانه قادر بود نیرو را پس از قرار گرفتن در موقعیت نزولی با فرکانس ۱۵ هرتز از مقدار ۲۸ نیوتن به ۲۱ نیوتن در مدت زمان ۵ ثانیه به فرد وارد نماید (نمودار ۱).

در این مطالعه، به منظور ایجاد غیرقرینگی تنه مطابق با تعریف NIOSH (۱۲) پایه ای طراحی شد که محور سجیتال آن در راستای ۴۵ درجه چرخش هر فرد، متناسب با خصوصیت آنترپومتریک تنظیم می گردید و بدین ترتیب وضعیت غیرقرینگی برای افراد ایجاد می‌شد.

در مطالعه حاضر با توجه به این که کلیه مراحل آزمایش در یک روز انجام می گرفت، قبل از شروع آزمایش‌های اصلی، تکرارپذیری مراحل آزمایش در



نمودار ۱- نمودار تغییرات نیرو در بازه زمانی ۵ ثانیه

با سمت غالب راست، وارد این مطالعه شدند. افراد با سابقه‌ی ورزشی به صورت حرفه‌ای و نیمه حرفه‌ای، با ناهنجاری‌های ستون فقرات، اندام تحتانی یا فوقانی و هرگونه بیماری نورولوژیکی و افراد با سمت غالب چپ از مطالعه حذف شدند.

دریافت و ثبت سیگنال دامنه نوسان مرکز فشار (Center of Pressure) و انحراف معیار آن و سرعت متوسط نوسان مرکز فشار و انحراف معیار آن، در هر یک از صفحات قدامی - خلفی و داخلی - خارجی در این مطالعه توسط صفحه نیرو (ساخت شرکت Kistler سوئیس، مدل 9286 AB) با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰ هرتز و با استفاده از فیلتر (Butler worth, low pass, Zero Phase -) second order با فرکانس cut-off - ۱۰ هرتز صورت گرفت. تجزیه و تحلیل داده‌های صفحه نیرو توسط نرم افزار MATLAB انجام شد.

جهت متغیر نمودن میزان نیرو، سیستم کنترل کننده بار متغیر دینامیکی سینوسی که برای اولین بار جهت بررسی اثر بار متغیر دینامیکی، طراحی و ساخته شد، مورد استفاده قرار گرفت. این دستگاه شامل دو بخش الکتریکی و مکانیکی می‌باشد (شکل ۱). طبق قوانین فیزیکی، گشتاور برابر است با حاصل ضرب نیرو در بازوی گشتاور. هرگونه تغییر در نیرو یا بازو منجر به تغییرات گشتاور کل می گردد. اساس این سیستم بر پایه تغییر نیروی مشخص به صورت نوسانی، از طریق تغییر بازوی گشتاور می‌باشد. این سیستم قابلیت کاربرد با فرکانس‌های مختلف را دارا می‌باشد. پارامتر فرکانس تغییرات گشتاور، حین حفظ بار در این سیستم را می‌توان نمادی از بارهای مایع با چگالی‌های مختلف محسوب کرد. مقدار نیروی اغتشاشگر (متغیر دینامیکی) تولید شده در

صورت تطابق فرد مراجعه کننده با شاخص‌های ورود به مطالعه، اطلاعات زمینه‌ای و مشخصات دموگرافیک افراد در یک پرسش نامه ثبت می‌گردید. به منظور بررسی اثر متغیرهای مستقل شامل: راستای تنه در دو وضعیت قرینه و غیر قرینه و دو نوع بار استاتیک و متغیر دینامیک بر متغیرهای وابسته شامل: دامنه و سرعت نوسان مرکز فشار بدن و انحراف معیارهای آنان (Standard deviation) در حالت ایستاده در ۱۴ فرد سالم آزمون‌های زیر انجام گرفت:

الف) آزمون غیرقرینگی وضعیت تنه:

به منظور بررسی اثر وضعیت تنه دو حالت در نظر گرفته شد: در حالت قرینه پایه دقیقاً در جلو فرد با فاصله ۵۰ سانتی متر از خط وسط بین دو قوزک داخلی قرار داشت. جهت زاویه‌ی غیرقرینگی در زمان حفظ بار، با لحاظ اصول اخلاقی و توجه به افزایش ریسک آسیب با افزایش میزان چرخش (۱۴)، خصوصاً نگهداری بار متغیر دینامیک، در این مطالعه زاویه ی ۴۵ درجه در نظر گرفته شد که در این حالت (بر اساس تعریف NIOSH)، پایه با زاویه ۴۵ درجه نسبت به صفحه سجیتال و در سمت غالب فرد با فاصله ۵۰ سانتی متری از نقطه

یک روز و در سه تکرار با فواصل زمانی چند ساعته در یک گروه ۱۰ نفره از مردان سالم مورد بررسی قرار گرفت. ICC رایج‌ترین ایندکس مورد استفاده جهت گزارش تکرارپذیری می‌باشد. به طوری که عدد ICC بین ۰/۲۶ تا ۰/۴۹ به عنوان همبستگی کم، ۰/۵ تا ۰/۶۹ همبستگی متوسط، ۰/۷ تا ۰/۸۹ به عنوان همبستگی بالا و ۰/۹ تا ۱ به عنوان همبستگی بسیار بالا در نظر گرفته می‌شود (۱۳). ICC پارامترهای صفحه نیرو در تکالیف مختلف آزمایش برای دامنه نوسان قدامی-خلفی مرکز فشار بین ۰/۵۱ تا ۰/۷۱، برای انحراف معیار دامنه نوسان قدامی-خلفی بین ۰/۵۵ تا ۰/۷۵، برای سرعت نوسان قدامی-خلفی بین ۰/۶۵ تا ۰/۸۸ و برای انحراف معیار سرعت نوسان قدامی-خلفی بین ۰/۵۱ تا ۰/۶۳ بود؛ همچنین برای دامنه نوسان داخلی-خارجی بین ۰/۵۶ تا ۰/۹، برای انحراف معیار دامنه نوسان داخلی-خارجی بین ۰/۶۷ تا ۰/۹، برای سرعت نوسان داخلی-خارجی بین ۰/۶۸ تا ۰/۹ و برای انحراف معیار سرعت نوسان داخلی-خارجی بین ۰/۶۳ تا ۰/۷۴ بود. مراحل انجام آزمایش به این ترتیب بود که در

جدول ۳- نتایج آزمون تحلیل واریانس چندعاملی مختلط برای بررسی تاثیر خالص و متقابل متغیر وضعیت تنه و نوع بار بر

پارامترهای پایداری پوسچرال در جهت داخلی-خارجی

جهت داخلی - خارجی								
انحراف معیار سرعت نوسان		سرعت نوسان		انحراف معیار دامنه نوسان		دامنه نوسان		
p value	F ratio	p value	F ratio	p value	F ratio	p value	F ratio	
*.۰/۰۰۰۱	۷۲/۱	*.۰/۰۰۰۱	۴۴/۵۵	۰/۶۱	۰/۲۶	۰/۴۴	۰/۶۱	اثر اصلی نوع بار
*.۰/۰۰۰۱	۵۶/۳۴	*.۰/۰۰۰۱	۵۵/۷۳	*.۰/۰۰۰۱	۱۹/۸۹	*.۰/۰۰۰۱	۲۱/۱۹	اثر اصلی وضعیت تنه
*.۰/۰۰۲	۴۵/۵۷	*.۰/۰۰۲	۱۵/۶۴	*.۰/۰۰۳	۵/۴۷	*.۰/۰۰۴	۴/۹	نوع بار وضعیت تنه

(\*) معنی‌داری با  $p < 0.05$

جدول ۱- نتایج آزمون تحلیل واریانس چندعاملی مختلط برای بررسی تاثیر خالص و متقابل متغیر وضعیت تنه و نوع بار بر

پارامترهای پایداری پوسچرال در جهت قدامی-خلفی

جهت قدامی - خلفی								
انحراف معیار سرعت نوسان		سرعت نوسان		انحراف معیار دامنه نوسان		دامنه نوسان		
p value	F ratio	p value	F ratio	p value	F ratio	p value	F ratio	
*.۰/۰۰۰۱	۳۷/۱	*.۰/۰۰۰۱	۴۴/۳	۰/۱۲	۲/۳۶	۰/۰۶	۴/۱۲	اثر اصلی نوع بار
۰/۲۲	۱/۶۲	۰/۳۷	۰/۸۶	۰/۲۵	۱/۴	۰/۴۷	۰/۵۴	اثر اصلی وضعیت تنه
۰/۱۶	۲/۱	۰/۱۸	۱/۹۸	۰/۷۲	۰/۱۲	۰/۶۲	۰/۲۴	نوع بار وضعیت تنه

(\*) معنی‌داری با  $p < 0.05$

صفحه نیرو ۶ تکلیف را به طور تصادفی انجام می‌داد. پارامترهای تعادل به مدت ۵ ثانیه با سه تکرار اخذ و ثبت می‌گردید. در فواصل هر آزمون مدت زمان استراحت کافی به فرد داده می‌شد تا از بروز خستگی پیشگیری نماید، که این تکالیف به شرح زیر بودند:

- ۱- تنه در وضعیت نوترال، بار حدود صفر کیلوگرمی
- ۲- تنه در وضعیت نوترال، بار استاتیک ۷ کیلوگرمی
- ۳- تنه در وضعیت نوترال، بار متغیر دینامیک ۷ کیلوگرمی همراه با نیروی اغتشاشگر
- ۴- تنه در وضعیت ۴۵ درجه چرخیده به راست، بار صفر کیلوگرمی
- ۵- تنه در وضعیت ۴۵ درجه چرخیده به راست، بار استاتیک ۷ کیلوگرمی
- ۶- تنه در وضعیت ۴۵ درجه چرخیده به راست، بار متغیر دینامیک ۷ کیلوگرمی همراه با نیروی اغتشاشگر

در این مطالعه با انجام آزمون آماری کولموگروف اسمیرونوف و با توجه به انطباق توزیع همه متغیرهای کمی با توزیع نظری نرمال، جهت تجزیه و تحلیل متغیرهای کمی مطالعه از آزمون‌های

وسط خط بین دو قوزک داخلی قرار داشت. بدین ترتیب فرد در وضعیت ۴۵ درجه چرخش به راست قرار می‌گرفت و بار را در همان وضعیت نگه می‌داشت.

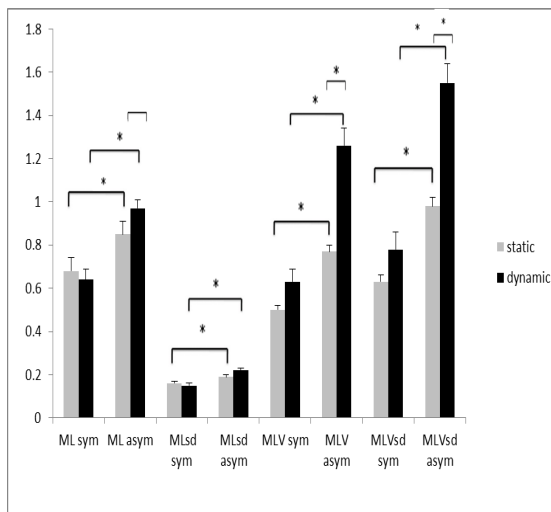
(ب) آزمون نوع بار:

به منظور بررسی اثر نوع بار، سه حالت در نظر گرفته شد:

- ۱- بار استاتیک ۷ کیلوگرمی: افراد دستگاه تولیدکننده بار متغیر دینامیکی را در حالت خاموش، با وزن ۷ کیلوگرم به عنوان بار استاتیک در حالتی که بازوها چسبیده به بدن و زاویه آرنج ۹۰ درجه خم بود، نگه می‌داشتند.
  - ۲- بار متغیر دینامیکی ۷ کیلوگرمی به همراه اغتشاش: دستگاه روشن به عنوان بار متغیر دینامیکی با فرکانس ۱۵ هرتز، علاوه بر میزان بار ثابت دستگاه، نیروی گشتاوری سینوسی را با میزان ۲۸ تا ۲۱ (معادل تقریبی ۲/۸ و ۲/۱ کیلوگرم) نیوتن به فرد وارد می‌کرد.
  - ۳- بار حدود صفر کیلوگرمی: به عنوان شرایط کنترل، افراد با نگه داشتن یک جعبه از جنس مقوا به اندازه ابعاد دستگاه اصلی و با وزن تقریبی ۲۰۰ گرم به عنوان بار صفر، تمام مراحل آزمایش را انجام می‌دادند.
- در مجموع هر شرکت کننده با قرارگیری بر روی

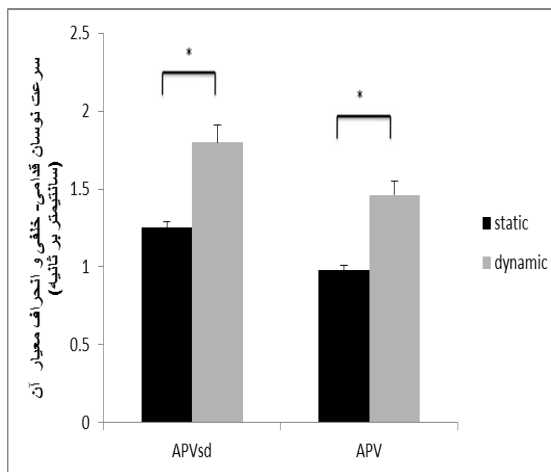
جدول ۲- شاخص‌های پراکندگی و تمایل مرکزی متغیرهای پایداری پوسچرال مربوط به مرکز فشار در تکالیف مختلف بار و پاسچر در افراد سالم (میزان نوسان و سرعت نوسان بر حسب سانتی متر و سانتی متر بر ثانیه)

میانگین و انحراف معیار		انحراف معیار نوسان		سرعت نوسان		انحراف معیار سرعت نوسان	
جهت قدامی - خلفی							
نوسان	انحراف معیار نوسان	انحراف معیار نوسان	سرعت نوسان	انحراف معیار سرعت نوسان	سرعت نوسان	انحراف معیار سرعت نوسان	نوسان
حفظ بار ۷ کیلوگرم استاتیک در وضعیت قرینه تنه	۰/۲۹ ± ۱/۰۲	۰/۰۵ ± ۰/۲۲	۰/۱۵ ± ۱/۰۱	۰/۱۸ ± ۰/۱۸	۰/۱۳ ± ۰/۱۳	۰/۲۲ ± ۰/۲۲	۱/۳ ± ۱/۳
حفظ بار ۷ کیلوگرم استاتیک در وضعیت غیر قرینه	۰/۲۳ ± ۱/۰۵	۰/۰۵ ± ۰/۲۴	۰/۱۳ ± ۰/۹۵	۰/۱۵ ± ۰/۱۵	۰/۱۳ ± ۰/۱۳	۰/۲۴ ± ۰/۲۴	۱/۲ ± ۱/۲
حفظ بار ۷ کیلوگرم دینامیک در وضعیت قرینه تنه	۰/۲۵ ± ۱/۱	۰/۰۴ ± ۰/۲۴	۰/۳۲ ± ۱/۴۵	۰/۴۱ ± ۰/۴۱	۰/۳۲ ± ۰/۳۲	۰/۲۴ ± ۰/۲۴	۱/۸ ± ۱/۸
حفظ بار ۷ کیلوگرم دینامیک در وضعیت غیر قرینه	۰/۲۴ ± ۱/۱۸	۰/۰۶ ± ۰/۲۶	۳۷/۰ ± ۱/۴۶	۰/۴۸ ± ۰/۴۸	۳۷/۰ ± ۳۷/۰	۰/۲۶ ± ۰/۲۶	۱/۸۱ ± ۱/۸۱
جهت داخلی - خارجی							
حفظ بار ۷ کیلوگرم استاتیک در وضعیت قرینه تنه	۰/۲۲ ± ۰/۶۸	۰/۰۵ ± ۰/۱۶	۰/۱۱ ± ۰/۵	۰/۱۴ ± ۰/۱۴	۰/۱۱ ± ۰/۱۱	۰/۱۶ ± ۰/۱۶	۰/۶۳ ± ۰/۶۳
حفظ بار ۷ کیلوگرم استاتیک در وضعیت غیر قرینه	۰/۲۵ ± ۰/۸۵	۰/۰۴ ± ۰/۱۹	۰/۱۳ ± ۰/۷۷	۰/۱۷ ± ۰/۱۷	۰/۱۳ ± ۰/۱۳	۰/۱۹ ± ۰/۱۹	۰/۹۸ ± ۰/۹۸
حفظ بار ۷ کیلوگرم دینامیک در وضعیت قرینه تنه	۰/۲ ± ۰/۶۴	۰/۰۴ ± ۰/۱۵	۰/۲۵ ± ۰/۶۳	۰/۳ ± ۰/۳	۰/۲۵ ± ۰/۲۵	۰/۱۵ ± ۰/۱۵	۰/۷۸ ± ۰/۷۸
حفظ بار ۷ کیلوگرم دینامیک در وضعیت غیر قرینه	۰/۱۸ ± ۰/۹۷	۰/۰۴ ± ۰/۲۲	۰/۳۱ ± ۱/۲۶	۰/۳۶ ± ۰/۳۶	۰/۳۱ ± ۰/۳۱	۰/۲۲ ± ۰/۲۲	۱/۵۵ ± ۱/۵۵



نمودار ۲- اثر اصلی نوع بار بر سرعت نوسان قدامی - خلفی و انحراف معیار آن.

Static: بار استاتیک، dynamic: بار متغیر دینامیک، APVsd: انحراف معیار سرعت نوسان قدامی - خلفی، APV: سرعت نوسان قدامی - خلفی.



نمودار ۳- اثر متقابل نوع بار و وضعیت تنه بر میزان دامنه نوسان، انحراف معیار دامنه نوسان، سرعت نوسان و انحراف معیار سرعت نوسان در جهت داخلی - خارجی.

Static: بار استاتیک، dynamic: بار متغیر دینامیک، ML sym: دامنه نوسان داخلی - خارجی در وضعیت قرینه تنه، ML asym: دامنه نوسان داخلی - خارجی در وضعیت غیرقرینه تنه، MLsd sym: انحراف معیار دامنه نوسان داخلی - خارجی در وضعیت قرینه تنه، MLsd asym: انحراف معیار دامنه نوسان داخلی - خارجی در وضعیت غیرقرینه تنه، MLV sym: سرعت نوسان داخلی - خارجی در وضعیت قرینه تنه، MLV asym: سرعت نوسان داخلی - خارجی در وضعیت غیرقرینه تنه، MLVsd sym: انحراف معیار سرعت نوسان داخلی - خارجی در وضعیت قرینه تنه، MLVsd asym: انحراف معیار سرعت نوسان داخلی - خارجی در وضعیت غیرقرینه تنه.

### بحث و نتیجه گیری

هدف اصلی این مطالعه بررسی پاسخ‌های وضعیتی حین حفظ بار متغیر دینامیکی در وضعیت غیرقرینه تنه بود.

پارامتریک استفاده گردید؛ بدین ترتیب که برای بررسی اثر خالص و متقابل متغیرهای مستقل وضعیت های تنه (قرینه و غیرقرینه ۴۵ درجه چرخش به راست)، نوع بار (۷ کیلوگرم استاتیک و ۷ کیلوگرم دینامیک) بر پارامترهای صفحه نیرو از آزمون آنالیز واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر (Repeated measures) استفاده شد.

### یافته‌ها

نتایج مربوط به اثر نوع بار نشان داد که پارامترهای سرعت نوسان قدامی - خلفی ( $p=0/0001$ ) و انحراف معیار سرعت نوسان قدامی - خلفی ( $p=0/0001$ ) تحت تاثیر اثر اصلی نوع بار قرار گرفتند؛ بدین صورت که این دو پارامتر حین حفظ بار متغیر دینامیکی نسبت به بار استاتیک افزایش معنی داری یافتند (نمودار ۲)، (جدول ۱ و ۲). همچنین در بررسی اثر نوع بار در تقابل وضعیت تنه و نوع بار در پارامترهای دامنه نوسان ( $p=0/02$ )، انحراف معیار دامنه نوسان ( $p=0/09$ )، سرعت نوسان ( $p=0/0001$ ) و انحراف معیار سرعت نوسان ( $p=0/0001$ ) در جهت داخلی - خارجی نشان داده شد که در وضعیت غیرقرینه تنه، حین حفظ بار متغیر دینامیکی نسبت به بار استاتیک افزایش وجود دارد که این افزایش در پارامترهای دامنه نوسان، سرعت نوسان و انحراف معیار سرعت نوسان معنی دار و در پارامتر انحراف معیار دامنه نوسان نزدیک به معنی داری بود (نمودار ۳)، (جدول ۱ و ۲).

نتایج مربوط به اثر وضعیت تنه نشان داد که پارامترهای وضعیتی در جهت قدامی - خلفی تحت تاثیر وضعیت تنه قرار نگرفتند (جدول ۱ و ۲). همچنین پارامترهای دامنه نوسان مرکز فشار ( $p=0/0001$ ) و انحراف معیار دامنه نوسان ( $p=0/0001$ )، سرعت نوسان ( $p=0/0001$ ) و انحراف معیار سرعت نوسان ( $p=0/0001$ ) در جهت داخلی - خارجی در هر دو شرایط حفظ بار استاتیک و متغیر دینامیک افزایش معنی داری را دادند (نمودار ۳)، (جدول ۱ و ۲).

قدمای- خلفی و داخلی- خارجی را گزارش می‌دهد (۵-۳ و ۱۵).

در مطالعه حاضر بار متغیر دینامیکی علاوه بر اثر فیزیولوژیکی و موقعیت قرارگیری آن در بالاتر از سطح کمر، با توجه به اعمال نیروی متغیر مرکز ثقل بدن را دچار نوساناتی می‌کند؛ مرکز فشار نیز شتابی نزدیک به شتاب مرکز ثقل را تجربه می‌کند. سیستم عصبی مرکزی و عضلات از طریق افزایش نوسانات در جهت حفظ مرکز فشار در محدوده سطح اتکا و حفظ تعادل تلاش می‌کنند. ابزار جبران به مخاطره افتادن تعادل، عضلات و مفاصل دو طرف بدن می‌باشند؛ بنابراین وجود هر نوع غیرقرینگی در این مفاصل یا فعالیت عضلانی حین مقابله با اغتشاشات، باعث ثبت نوسانات در صفحه فرونتال، علاوه بر صفحه‌ی سجیتال می‌گردد.

این مطالعه با طراحی و ساخت نوع خاصی از اعمال بار توانسته است برای اولین بار شرایطی شبیه به بارهای متغیر دینامیکی مانند مایعات را در حالت "Holding" برای افراد ایجاد نماید. بار ۷ کیلوگرم متغیر دینامیکی از لحاظ وزن مشابه بار جامد ۷ کیلوگرم می‌باشد؛ با این تفاوت که بار متغیر دینامیکی به دلیل تغییرات نیرو منجر به افزایش نیروی وارد به فرد می‌گردد، که با بررسی‌های انجام شده بر روی صفحه نیرو در مطالعه مقدماتی، مشخص گردید که بار متغیر دینامیکی نزولی نیرویی در حدود ۲۸ تا ۲۱ نیوتن (حدود ۲/۸ تا ۲/۱ کیلوگرم) علاوه بر ۷۰ نیوتن ناشی از جرم ثابت دستگاه به فرد وارد می‌کند.

از آن جهت که هدف این مطالعه مقایسه دو نوع بار با جرم‌های مساوی و متفاوت در ماهیت (استاتیک در مقابل متغیر دینامیک) بوده است، بنابراین اعمال بار ۲/۸-۲/۱ کیلوگرم ناشی از دینامیک بودن آن اجتناب‌ناپذیر می‌باشد. با توجه به این مطالب ممکن است این ابهام به نظر برسد که شاید تغییرات ایجاد شده در مقایسه بار استاتیک و بار متغیر دینامیک ناشی از افزایش بار آن باشد؛ در پاسخ چنین می‌توان بیان نمود که اولاً هدف این مطالعه بررسی اثر اعمال چنین نیروهایی اضافه بر نیروی ناشی از جرم بار به عنوان

در بررسی اثر نوع بار، نتایج نشان داد که پارامترهای سرعت نوسان و انحراف معیار آن در جهت قدمای- خلفی حین حفظ بار متغیر دینامیکی نسبت به بار استاتیک افزایش یافتند (نمودار ۲)، درحالی که این افزایش در جهت داخلی-خارجی وابسته به وضعیت تنه بود؛ بدین صورت که هنگامی که افراد در وضعیت چرخیده قرار گرفتند، پارامترهای دامنه و سرعت نوسان در جهت داخلی-خارجی افزایش یافتند (نمودار ۳) که این مسئله نشان دهنده‌ی اثر محل قرارگیری بار و نحوه‌ی توزیع آن علاوه بر نوع بار می‌باشد. به عبارتی حفظ بار متغیر دینامیکی در شرایط غیرقرینه نسبت به قرینه با توجه به افزایش نوسانات در جهت داخلی-خارجی علاوه بر جهت قدمای-خلفی، پایداری فرد را در این وضعیت بیشتر به مخاطره می‌اندازد. البته دو پارامتر سرعت نوسان داخلی-خارجی و انحراف معیار آن در شرایط قرینه نیز، حین حفظ بار متغیر دینامیکی نسبت به بار استاتیک افزایش نزدیک به معنی‌داری را نشان دادند که حاکی از آن است که احتمالاً بار متغیر دینامیکی نسبت به بار استاتیک پایداری وضعیتی را در هر دو سطح به مخاطره می‌اندازد.

اعمال بار خارجی به بدن به هر صورتی که باشد از جمله پوشیدن کوله پشتی، پوشیدن لباس آتش‌نشانی و حمل یک بار خارجی باعث افزایش نوسان بدن در حالت ایستاده آرام می‌شود (۳، ۱۰ و ۱۵). یکی از دلایل این افزایش می‌تواند به تاثیر فیزیولوژیکی بار که باعث افزایش تقاضای قلبی-عروقی می‌شود، ارتباط داد. هنگامی که تعداد ضربان قلب و تنفس جهت تطابق با بار اعمال شده افزایش می‌یابد، حرکت مرکز فشار در نتیجه افزایش حرکت ارگان‌های داخلی افزایش می‌یابد (۱۶). علاوه بر آن حفظ بار بالاتر از سطح کمر و جابه‌جایی مرکز جرم بدن به سمت بالا باعث ایجاد بی‌ثباتی و افزایش حرکات مرکز فشار می‌شود و فرد را وادار به افزایش کنترل برای حفظ بالانس می‌کند (۳، ۱۰ و ۱۵). اکثر مطالعات اثر بارهای محوری بر نوسانات را مورد بررسی قرار داده‌اند و نتایج آنان افزایش نوسان در هر دو جهت

قرینه و غیرقرینه تنه تفاوتی با یکدیگر ندارند. این مسئله نشان می‌دهد که احتمالاً با تغییر محل مرکز ثقل کل بدن با حفظ بار در وضعیت غیرقرینه، افراد قادر به جبران همان سطح از پایداری وضعیتی در جهت قدامی - خلفی بوده‌اند. علاوه بر آن نتایج نشان داد که پارامترهای وضعیتی در جهت داخلی - خارجی در هر دو شرایط حفظ بار استاتیک و متغیر دینامیک افزایش معنی‌داری در وضعیت غیرقرینه تنه نسبت به قرینه، می‌یابند. در این ارتباط تنها می‌توان به مطالعات معدودی اشاره نمود؛ همسو با این مطالعه، مطالعه مختارنیا حین باربرداری غیرقرینه این نتایج را تایید می‌کند (۱۵). همچنین مطالعات مختلف حین باربرداری غیرقرینه (۸) و حین حفظ بار در یک دست کنار بدن (۱۰) و حین حرکت دست به صورت یک طرفه (۱۸) نیز افزایش پارامترهای جهت داخلی - خارجی را نشان می‌دهند. در حالت غیرقرینه با توجه به توزیع طرفی بار و افزایش مخاطره پایداری در جهت داخلی - خارجی منطقی است که مقدار جابه‌جایی طرفی افزایش یابد.

با توجه به نتایج این مطالعه می‌توان بیان نمود که بار متغیر دینامیکی کنترل تعادل وضعیتی را به چالش می‌اندازد که این اثر در وضعیت غیرقرینه بیشتر می‌باشد. بنابراین توجه به وضعیت تنه و دینامیک بودن بار (کیفیت بار) علاوه بر مقدار و جرم آن، از اهمیت بسزایی در ارتباط با اعمال نیرو بر سیستم اسکلتی-عضلانی افراد و احتمال ایجاد ناپایداری در کنترل تعادل آن‌ها، برخوردار می‌باشد که بایستی جهت حفظ ایمنی محیط کار و باربرداری در مراکز صنعتی به آن توجه شود؛ خصوصاً مراکزی که احتمالاً افراد با ناراحتی‌های اسکلتی-عضلانی (مانند افراد مبتلا به کمردرد) یا اختلال کنترل پایداری (افراد مسن) در آنجا مشغول به کار می‌باشند.

بنابراین پیشنهاد می‌شود که در مطالعات آینده با توجه به تغییرات سیستم کنترل حرکتی در افراد مبتلا به کمردرد یا مسن چنین بررسی‌هایی در این گروه از افراد در مقایسه با افراد سالم انجام شود. همچنین با توجه به این که در این مطالعه

بارهای دینامیک که اثرات آن در معدود مطالعات با روش‌های الکترومیوگرافی مورد بررسی قرار گرفته است (۱۱ و ۱۷) بود؛ دوم آنکه بررسی نتایج حاصل از مقایسه بار کنترل (حدود صفر کیلوگرم) و بار استاتیک ۷ کیلوگرم نشان داد که افزایش نوسانات ناشی از حدود ۷ برابر شدن میزان بار، تنها در پارامترهای سرعت نوسان ( $p=0/0001$ )، انحراف معیار آن ( $p=0/0001$ ) در جهت قدامی - خلفی و سرعت نوسان داخلی - خارجی ( $p=0/008$ ) در شرایط غیرقرینه مشاهده می‌گردد. در حالی که در مقایسه بار متغیر دینامیکی نسبت به بار استاتیک و افزایش بار فقط به اندازه ۲/۸ تا ۲/۱ کیلوگرم، علاوه بر افزایش در پارامترهای ذکر شده، در پارامترهای دامنه نوسان ( $p=0/02$ ) و انحراف معیار ( $p=0/09$ ) آن، انحراف معیار سرعت نوسان ( $p=0/0001$ ) در جهت داخلی - خارجی در شرایط غیرقرینه و سرعت نوسان ( $p=0/07$ ) و انحراف معیار ( $p=0/06$ ) آن در جهت داخلی - خارجی در شرایط قرینه نیز، افزایش مشاهده گردید (جدول ۳) و این نشان دهنده اثر ماهیت بار می‌باشد و نه میزان بار.

Lee (۲۰۰۲) در مطالعه خود نشان داد که بلند کردن بار ناپایدار منجر به افزایش طول مسیر مرکز فشار می‌گردد (۹). متأسفانه مطالعه مشابه دیگری که بتوان نتایج این بخش را با آن مقایسه کرد، موجود نمی‌باشد؛ گرچه در تعداد معدودی از مطالعات به بررسی اثر بار ناگهانی یا غیرمنتظره پرداخته شده است که به لحاظ تشابهات تا حدودی قابل مقایسه می‌باشند. به عنوان مثال می‌توان به مطالعه Chow (۲۰۰۵) اشاره نمود که همسو با این مطالعه افزایش نوسانات را با اعمال ناگهانی بار حین باربرداری نشان دادند (۸). همچنین مطالعه ی Thomas (۱۹۹۸) و van der Burg (۲۰۰۰) افزایش جابه‌جایی‌های تنه و افزایش به مخاطره افتادن وضعیت تعادل افراد را حین اعمال بارهای غیرمنتظره نشان دادند (۷ و ۶). نتایج اثر وضعیت تنه نشان داد که پارامترهای وضعیتی در جهت قدامی - خلفی تحت تاثیر وضعیت تنه قرار نگرفتند (جدول ۱)؛ بدین معنی که نوسانات در جهت قدامی - خلفی در شرایط



Ind Ergon. 1997;19(5):387-95.

11. Lee TH, Lee YH. An investigation of stability limits while holding a load. *Ergonomics*. 2003; 46(5):446-54.

12. Mathur S, Eng JJ, MacIntyre DL. Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. *J Electromyogr Kinesiol*. 2005; 15(1):102-10.

13. Nordin M. *Musculoskeletal disorder in the workplace, principle and practice*. 2<sup>nd</sup> ed. Philadelphia, PA: Mosby Inc; 2007.p.230-6.

14. Marras WS, Davis KG. Spine loading during asymmetric lifting using one versus two hands. *Ergonomics*. 1998;41(6):817-34.

15. Mokhtari nia H, Kahrizi S. The effect of velocity, movement asymmetry and external load on dynamic postural stability and intersegmental coordination in nonspecific low back pain and healthy subjects. Unpublished PhD thesis, Tehran, TMU, 2011 (Persian).

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

17. Van Dieën JH, Kingma I, van der Bug P. Evidence for a role of antagonistic contraction in controlling trunk stiffness during lifting. *J Biomech*. 2003;36(12):1829-36.

18. Shiratori T, Latash M. The roles of proximal and distal muscles in anticipatory postural adjustments under asymmetrical perturbations and during standing on rollerskates. *Clin Neurophysiol*. 2000;111(4):613-23.

تنها به بررسی پارامترهای پایداری وضعیتی پرداخته شده است می‌توان در مطالعات آینده به بررسی همزمان الکترومیوگرافی عضلات تنه و ارتباط آن دو از طریق مدل سازی پرداخت و نتایج حاصل از آن را بهتر تجزیه و تحلیل نمود.

### تقدیر و تشکر

این تحقیق مستخرج از پایان نامه کارشناسی ارشد رشته فیزیوتراپی و با حمایت مالی دانشکده علوم پزشکی دانشگاه تربیت مدرس انجام شده است که نویسندگان این مقاله مراتب قدردانی خود را از مرکز مذکور اعلام می‌دارند.

### منابع

1. Visser JE, Carpenter MG, van der Kooij H, Bloem BR. The clinical utility of posturography. *Clin Neurophysiol*. 2008;119(11):2424-36.

2. Didomenico A, Gielo-Perczak K, McGorry RW, Chang CC. Effects of simulated occupational task parameters on balance. *Appl Ergon*. 2010; 41(3):484-9.

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

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

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

6. Thomas JS, Lavender SA, Corcos DM, Andersson GB. Trunk kinematics and trunk muscle activity during a rapidly applied load. *J Electromyogr Kinesiol*. 1998;8(4):215-25.

7. Van der Burg JC, van Dieën JH, Toussaint HM. Lifting an unexpectedly heavy object: the effects on low-back loading and balance loss. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2000;15(7):469-77.

8. Chow DHK, Cheng IYW, Holmes AD, Evans JH. Muscular and center of pressure response to sudden release of load in symmetric and asymmetric stoop lifting tasks. *Appl Ergon*. 2005;36:134-24.

9. Lee YH, Lee TH. Human muscular and postural responses in unstable load lifting. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2002;27(17):1881-6.

10. Holbein MA, Redfern MS. Functional stability limits while holding loads in various positions. *Int J*

## Evaluation of postural stability while holding variable dynamic load in asymmetric postures in healthy men subjects

**Soha Bervis**, MSc of Physiotherapy, Tarbiat Modares, Tehran, Iran. [sohab.pt83@yahoo.com](mailto:sohab.pt83@yahoo.com)

\***Sedighe Kahrizi**, PhD. Assistant Professor of Physiotherapy, Physiotherapy Group, School of Medicine, Modarres University, Tehran, Iran. (\*Corresponding author). [kahrizis@modares.ac.ir](mailto:kahrizis@modares.ac.ir)

**Mohammad Parnianpour**, PhD. Professor of Biomechanics, Sharif Technical University, Tehran, Iran. [parnianpour@yahoo.com](mailto:parnianpour@yahoo.com).

**Bahram Mobini**, PhD. Assistant Professor of Orthopedics, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran. [bmobini77@hotmail.com](mailto:bmobini77@hotmail.com).

### Abstract

**Background:** Changes in load during asymmetric holding may be associated with particularly high risk of loss of balance and spinal injury. Therefore, in order to assess occupational lesions and to make preventive rehabilitation programs in such conditions like holding dynamic loads in asymmetric postures could be important.

**Methods:** In a cross-sectional study, COP amplitude and velocity sway were studied in 14 normal male volunteers during holding static and dynamic load in symmetric and asymmetric postures.

**Results:** Similar Anterior-Posterior responses to the postures were seen, although asymmetric postures showed a larger Medial-Lateral COP amplitude and velocity sway ( $p<0.05$ ). While dynamic load increased Anterior-Posterior and Medial-Lateral postural parameters in asymmetric posture ( $p<0.05$ ), we observed increase only in Anterior-Posterior direction in symmetric posture ( $p<0.05$ ).

**Conclusion:** The results showed that dynamic load challenges the postural stability control, with a higher effect in asymmetric posture.

**Keywords:** Postural stability, Variable dynamic load, Asymmetric posture.