(مقالهٔ پژوهشی)

# تأثیر ارتعاش موضعی ناحیه ی کمر بر کنترل وضعیتی افراد مبتلا به کمر درد مزمن غیر اختصاصی

**شاهین گوهرپی[1*]، راضیه سپهری[2]، نادر معروفی[3]، امیر احمدی[3]، رضا صالحی[1]**

۱-استادیار گروه فیزیوتراپی.
۲- کارشناس ارشد فیزیوتراپی.
۳-استادیار گروه فیزیوتراپی.

۱و۲- گروه فیزیوتراپی، مرکز تحقیقات عضلانی - اسکلتی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، ایران.
۳- دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، ایران.

* نویسندهٔ مسؤول:
شاهین گوهرپی؛ گروه فیزیوتراپی ، مرکز تحقیقات عضلانی - اسکلتی، دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز، ایران.
تلفن: ۰۰۹۸۶۱۱۳۷۴۳۱۰۶
Email:
shgoharpey@yahoo.com

## چکیده

**زمینه و هدف:** کنترل وضعیتی در افراد مبتلا به کمر درد مزمن غیر اختصاصی دارای اختلال می باشد. بررسی این اختلال از طریق اعمال اغتشاش مکانیکی بیرونی ممکن است. تأثیر ارتعاش موضعی مکانیکی بر پاسخ های وضعیتی این بیماران در حضور اغتشاش خارجی کمتر بررسی شده است، لذا هدف این مطالعه بررسی توانایی حفظ ثبات وضعیتی در این بیماران پس از دریافت ارتعاش موضعی مکانیکی در حضور اغتشاش بیرونی بوده است.

**روش بررسی:** ۳۰ آزمون شونده (۱۵ فرد مبتلا به کمر درد مزمن غیر اختصاصی و ۱۵ فرد سالم) در این تحقیق شرکت داده شده اند. ابتدا در حالت ایستاده بر روی صفحه نیرو با فرکانس ۵۰۰ هرتز، یک وزنه بصورت غیر منتظره از ارتفاع یک متری در داخل یک سینی که در دستان فرد بود رها می شد. سپس بدنبال اعمال ارتعاش موضعی ناحیه کمر به مدت ۵ دقیقه، بلافاصله اغتشاش مشابهی به فرد اعمال می شد. در این مطالعه به منظور بررسی اثر ارتعاش بر شاخص های کنترل وضعیتی شامل میانگین جابجایی و میانگین سرعت جابجایی مرکز فشار در جهات داخلی- خارجی و قدامی- خلفی از آزمون t زوجی استفاده شده است.

**یافته‌ها:** اختلاف کنترل پاسچرال در هیچ یک از صفحات ساژیتال و فرونتال در مرحله قبل و بعد از اعمال ارتعاش بین دو گروه و در داخل هر گروه مشاهده نشد.

**نتیجه‌گیری:** ارتعاش موضعی مکانیکی ناحیه کمر با فرکانس متوسط و در مدت زمان ۵ دقیقه تأثیر خاصی بر کنترل وضعیتی افراد دارای کمر درد مزمن نداشته و تعادل آن ها را بر هم نمی زند.

**کلید واژگان:** کمر درد مزمن، کنترل وضعیتی، اغتشاش بیرونی، ارتعاش موضعی مکانیکی.

**دریافت مقاله: ۱۳۹۱/۱۲/۱۲ دریافت مقاله‌ی اصلاح‌شده: ۱۳۹۲/۸/۴ اعلام قبولی: ۱۳۹۲/۹/۲۰**

## مقدمه

شیوع کمر درد در جوامع صنعتی ۶۰ تا ۸۰ درصد تخمین زده شده است(۱). و مردان و زنان معمولاً در سن ۳۰ تا ۵۵ سالگی به میزان برابر به این بیماری دچار می-شوند(۲). از آنجائی که تعداد کمی از موقعیت‌های پاتولوژیک به کمر درد منجر می شوند، بیشتر آن ها (۸۵ ٪) را جزء دسته " غیر اختصاصی" به حساب می آورند(۳و۴).

حفظ و کنترل تعادل، هم در وضعیت استاتیک و هم دینامیک، یکی از ضروریات فعالیت های فیزیکی و روزانه می باشد(۵). بیماران کمر درد معمولاً هنگام تطابق یافتن با وضعیت طبیعی فقرات کمری دچار مشکل می شوند. این نقص در کینستزی(حس حرکت) در حین تست های بالینی (برای مثال هنگام ارزیابی پاسچر و یا تمرین بازگشت به وضعیت اولیه کمر)، قابل مشاهده است(۶). کنترل پاسچر در انسان براساس تعامل اطلاعات دریافتی از سه منبع حسی مجزا شامل آوران‌های حسی پیکری، دهلیزی و بینایی، صورت می‌گیرد. این اطلاعات که اجازه درک موقعیت بدن و یا حرکتی که در فضا انجام می گیرد را می دهد، در فراهم سازی نیروهایی که برای کنترل و حفظ مجدد تعادل در موقعیت‌هایی که بدن در دامنه وسیعی از انحراف قرار گرفته، نیز نقش مؤثری دارند (۵و۷).

ارزیابی پاسچر بطور گسترده برای شناسایی نقص های تعادلی و کنترل پاسچر در افرادی که مشکلات عصبی- عضلانی مختلف دارند، از طریق اندازه گیری و ثبت میانگین جابجایی مرکز فشار در طی وضعیت ایستاده ساکن روی صفحه نیرو انجام می شود. مطالعات اخیر که این روش را به کار گرفته اند، اغلب گزارش کرده اند که بیمارانی که کمر درد دارند تعادل وضعیتی ضعیف تری در مقایسه با افراد سالم دارند (۱۱- ۸). برخی از نتایج راجع به کنترل حرکتی و ثبات دینامیکی ستون فقرات می تواند از طریق مقایسه ی ثبات استاتیک فقرات بیماران با پاسخ های آنان هنگام مواجهه با اغتشاشات(Perturbation) مختلف برای مثال حذف بینایی و یا اعمال ارتعاش(Vibration) به عضله مربوطه، بدست آید (۱۲).Henry و همکاران (۲۰۰۶) که به بررسی پاسخ های وضعیتی بیماران مبتلا به کمر درد با استفاده از جابجایی انتقالی سطح تکیه گاه پرداخته‌اند به این نتیجه دست یافتند که میانگین جابجایی-های مرکز فشار در اغتشاشات در جهت خارج بیشتر از جهت قدامی بوده است و این مسئله محدوده ی ثبات (Margin of stability) را برای افراد کمر دردی کاهش داده و آنها را در معرض خطر قرار می دهد(۱۳). همچنین Rohe و همکاران (۲۰۱۱) در یک مقاله مروری به مطالعه ۱۶ مقاله که در آنها جابجائی های مرکز فشار و میزان نوسانات بدن در افراد کمر درد را با افراد سالم مقایسه کرده اند، پرداختند. آنها به این نتیجه رسیدند که میزان بی ثباتی وضعیتی در بیماران مبتلا به کمر درد بیش از افراد سالم است، ولی علت اصلی این بی ثباتی هنوز به طور واضح مشخص نشده است(۱۴).

یکی از راه های مداخله در حس عمقی و بررسی تأثیر آن در کنترل وضعیتی بیماران مبتلا به کمر درد تحریک دوک عضلانی با استفاده از ارتعاش عضلانی می باشد(۱۵). ارتعاش تحریکی است که از طریق یک دستگاه نوسان ساز مکانیکی به بدن اعمال می‌شود. یعنی اینکه دوره‌های مختلفی از نیرو، شتاب و جابجایی در طول زمان ایجاد می کند(۱۶). مدت زمانی که اثر این تحریک ادامه پیدا می کند ۳۰ تا ۶۰ دقیقه می باشد(۱۷).

Brumagne و همکاران(۱۹۹۹) در مطالعه ی خود اینگونه گزارش کرده اند که ارتعاش عضله و تاندون به طور گسترده برای مطالعه ی نقش دوک های عضلانی بر حس عمقی اندام ها به کار گرفته می شود. تکنیک ارتعاش عضلانی برای ایجاد اغتشاش در آوران‌های بالقوه که از رسپتورهای عضلات می آیند، به کار گرفته می شود (۱۸). Claeys و همکاران(۲۰۱۱) کنترل وضعیتی بیماران مبتلا

به کمر درد مزمن غیر اختصاصی را از طریق اعمال ارتعاش بر روی عضلات مالتی فیدوس در وضعیت ایستاده روی سطح ثابت، ایستاده روی سطح بی ثبات (اسفنج) و در حالت نشسته با افراد سالم مورد مقایسه قرار دادند. در نهایت اینگونه گزارش کردند که میانگین جابجایی مرکز فشار هنگام اعمال ارتعاش بر روی عضلات مالتی فیدوس در وضعیت ایستاده روی سطح ثابت در دو گروه بیمار و سالم تفاوت معنی داری نداشته است(۱۵).

با توجه به اینکه تا به حال مطالعه ای که تأثیر ارتعاش موضعی مکانیکی بر پاسخ های وضعیتی بیماران مبتلا به کمر درد مزمن را در حضور اغتشاش بیرونی مورد بررسی قرار دهد، یافت نشده است، هدف از این مطالعه بررسی توانایی کنترل وضعیتی این دسته از بیماران در برابر اعمال اغتشاش بیرونی پس از دریافت ارتعاش موضعی مکانیکی بوده است.

## روش بررسی

این مطالعه از نوع شبه تجربی بوده که روی بیماران مبتلا به کمر درد مزمن غیر اختصاصی و افراد سالم بعنوان گروه کنترل انجام گرفت. ۱۵ بیمار مبتلا به کمر درد مزمن و ۱۵ فرد سالم با توجه به معیارهای ورود و خروج از بین مراجعه کنندگان انتخاب شدند. معیارهای ورود به مطالعه برای گروه بیمار عبارت بود از:

۱- داشتن درد ۱ تا ۵ در معیار خطی دیداری(VAS) از ناحیه ی $L_1$ تا چین تحتانی گلوتئال به مدت حداقل ۶ ماه (۱۹و ۲۰)

۲- عدم انتشار درد فراتر از محدوده ی باسن (۲۰)

۳- تست های نورولوژیکی نرمال (۲۰)

۴- داشتن دامنه ی حرکتی ستون فقرات کمری حداقل ۵۰ درصد از دامنه ی کامل طبیعی در همه صفحات (۱۹)

معیارهای ورود به مطالعه برای گروه سالم عبارت بود از :

۱- نداشتن هیچ گونه علائم بیماری حداقل به مدت یک سال (۸ و ۱۹ و ۲۱)

۲- داشتن دامنه ی حرکتی ستون فقرات کمری حداقل ۵۰ درصد از دامنه ی کامل طبیعی در همه صفحات (۱۹)

معیارهای خروج ازمطالعه برای هر دو گروه سالم و بیمار عبارت بود از:

۱- داشتن هر گونه عمل جراحی در ناحیه ی کمر(۱۱)

۲- سابقه ی شکستگی فشارنده در ناحیه ی کمر (۱۹)

۳- وجود اسکولیوز بیشتر از ۱۵ درجه (۱۹)

۴- نقص نورولوژیکی و ارتوپدی اندام تحتانی (۱۹)

۵- سابقه‌ی علائم رادیکولوپاتی مکرر در ناحیه‌ی کمری (۱۹)

۶- داشتن هر گونه علائم سرگیجه و تهوع (۱۹)

۷- دارا بودن هر گونه مشکل تعادلی خاص (۱۱)

۸- وجود هر گونه درد در ناحیه ی کمر قبل از تست و در مدت زمان تست برای افراد سالم (۲۲)

۹- وجود تومور و عفونت مهره ها (۱۳)

به دنبال اعلام آمادگی افراد بیمار برای شرکت در مطالعه فرم موافقت آگاهانه جهت تکمیل و امضا در اختیار آنان قرار گرفت و پس از امضای فرم در مطالعه شرکت داده شدند. سپس به ازاء هر فرد بیمار یک فرد سالم در طرح شرکت داده شد. گروه های مورد و شاهد از نظر جنس، سن، قد و وزن یکسان سازی شدند. پس از آن از هر فرد خواسته می شد که در وضعیت ایستاده ی ساکن در حالیکه دستان وی آزادانه در دو طرف بدنش قرار گرفته، به مدت ۲۰ ثانیه و بدون کفش بر روی یک صفحه نیرو با فرکانس نمونه برداری ۵۰۰ هرتز بایستد و یک نقطه ی مشخص در روبروی خود را نگاه کند. قابل ذکر است که از طریق یک سری نشانه گذاری ها محل قرار گیری فرد روی صفحه

نیرو مشخص می شد طوریکه دو پاشنه او ۱۰ سانتی متر از یکدیگر فاصله داشته و پنجه های دو پا کمی به سمت خارج قرار می گرفتند(۲۳). در مرحله اول از افراد هر دو گروه به صورت مجزا خواسته می شد که یک صفحه ی سینی مانند را در دستان خود نگه دارند (در حالی که آرنج ها تقریباً در زاویه ی ۹۰ درجه قرار می گرفت). هنگامی که نمونه در وضعیت راحتی بر روی صفحه نیرو قرار می گرفت، با استفاده از صفحه نیرو، جمع آوری داده ها آغاز می شد. سپس در بازه ی زمانی بین ۳ تا ۱۰ ثانیه پس از شروع ثبت داده ها، به صورت غیر منتظره وزنه ای معادل ۱ درصد وزن هر فرد از ارتفاع یک متری رها شده و با مرکز سینی برخورد می کرد (بارگذاری).

در مرحله‌ی دوم از نمونه خواسته می شد که بر روی یک صندلی بنشیند و سپس ارتعاش موضعی در محل سگمان های L1 تا L5 (برای تحریک دوک های عضلانی و فیبرهای Ia ) اعمال می شد. این ارتعاش بواسطه یک کمربند با فرکانس ۷۵ هرتز (۲۴و ۲۵) و با دامنه ی ۰/۵ تا ۱ میلی‌متر (۱۱و۲۳) بر روی عضلات پاراسپینال و همچنین مالتی فیدوس اعمال می‌شد و به مدت ۵ دقیقه(۲۴) تداوم داشت. پس از پایان یافتن ارتعاش، کمربند باز شده سپس بیمار بلافاصله روی صفحه نیرو قرار می گرفت و اغتشاش مطابق مرحله ی قبل به او اعمال می شد. قابل ذکر است که مراحل اول و دوم ، ۵ بار تکرار شده اند. در هر دو مرحله فرد ۲۰ ثانیه روی صفحه نیرو می ایستاد و میانگین جابجایی مرکز فشار و میانگین سرعت جابجایی مرکز فشار(در جهت داخلی- خارجی و قدامی– خلفی) اندازه گیری شد. این نکته را نیز باید مد نظر قرار داد که در این مطالعه زمان اعمال اغتشاش برای نمونه‌ها به صورت تصادفی و غیر منتظره بود و همچنین ارتعاش، به میزان مدت زمانی که برای درمان استفاده می شود(۲۵)، به کار گرفته شد، تا هم دوک‌های عضلانی را تحریک کرده و هم از نقطه نظر کاربردی مورد مطالعه قرار گیرد.

با استفاده از نرم افزار G-Power با سطح معنی داری ۹۵ درصد و توان ۸۰ درصد، تعداد نمونه ها ۱۵ نفر محاسبه شد. برای آنالیز سیگنال مرکز فشار پس از ثبت سیگنال مرکز فشار، داده های مربوط به هر آزمون وارد نرم افزار Matlab شده و سپس فیلتر شدند (مشخصات فیلتر: Butterworth، six order، zero lag، 10 Hz cut-off) و در ادامه با استفاده از کدهای تعریف شده، پارامترهای مورد نظر محاسبه شدند. با توجه به اهداف تحقیق و تکرارپذیری پارامترهای مطرح در کنترل پاسچر در بین پارامترهای استخراج شده مرکز فشار، میانگین جابجایی و میانگین سرعت جابجایی مرکز فشار انتخاب شدند.

برای تطبیق داده های آماری با منحنی نرمال از آزمون K-S استفاده شد. به منظور مقایسه فاکتورهای زمینه ای، آزمون t مستقل (جدول ۱) به کار گرفته شد. جهت مقایسه میانگین جابجایی و میانگین سرعت جابجایی مرکز فشار بین گروه بیمار و گروه سالم (مقایسه بین گروهی) در مرحله قبل از اعمال ارتعاش و همچنین مقایسه آن ها بعد از اعمال ارتعاش آزمون t مستقل به کار گرفته شد و جهت مقایسه میانگین جابجایی و میانگین سرعت جابجایی مرکز فشار بین مرحله قبل از اعمال ارتعاش و مرحله بعد از اعمال ارتعاش در هر دو گروه بیمار و سالم به صورت مجزا (مقایسه داخل گروهی) از آزمون t زوجی استفاده گردید.

در این مطالعه متغیرهای مورد بررسی برای هر کدام از گروه‌های و بیمار (P) و سالم (N) شامل موارد زیر بوده اند:

میانگین جابجایی قدامی- خلفی حین بارگذاری قبل (CYLB) و بعد از اعمال ارتعاش (CYLA)

میانگین جابجایی داخلی- خارجی مرکز فشار حین بارگذاری قبل (CXLB) و بعد از اعمال ارتعاش (CXLA)

میانگین سرعت جابجایی قدامی- خلفی حین بارگذاری قبل (VYLB) و بعد از اعمال ارتعاش (VYLA)

میانگین سرعت جابجایی داخلی- خارجی مرکز فشار حین بارگذاری قبل (VXLB) و بعد از اعمال ارتعاش (VXLA)

## یافته ها

شاخص‌های مربوط به متغیر های دموگرافیک مطالعه شامل سن، قد و وزن در جدول ۱ آورده شده است (جدول ۱).

**مقایسه تغییرات بین دو گروه**: برای مقایسه تغییرات بین دو گروه آزمون t مستقل به کار گرفته شد. شاخص های کنترل وضعیتی که در این مطالعه مورد بررسی قرار گرفت، شامل میانگین جابجایی مرکز فشار و میانگین سرعت جابجایی مرکز فشار در جهت داخلی- خارجی و قدامی- خلفی بود که از مقایسه این متغیرها در مرحله اول (قبل از اعمال ارتعاش) بین دو گروه اختلاف معنی داری بدست نیامد(جدول ۲).

درمرحله دوم (بعد از اعمال ارتعاش) نیز نتایج بدست آمده مشابه مرحله اول بود و در مقایسه متغیرهای کنترل وضعیتی بین دو گروه تفاوت معنی داری بدست نیامد (جدول ۲).

**مقایسه تغییرات در داخل هر گروه:** برای مقایسه تغییرات در داخل هر گروه از آزمون t زوجی استفاده شد. هر دو شاخص کنترل وضعیتی یعنی میانگین جابجایی و میانگین سرعت جابجایی مرکز فشار حین مقایسه آن ها بین مرحله اول و دوم هم در گروه مبتلا و هم در گروه کنترل نتایج مشابهی بر جای گذاشته اند. در حقیقت اختلاف معنی داری از مقایسه این متغیرها در داخل هر دو گروه بدست نیامد (جدول ۳).

**جدول ۱: مقادیر شاخص های تمایل مرکزی و پراکندگی به همراه نتایج آزمون t مستقل متغیرهای زمینه ای در افراد سالم و بیمار (تعداد ۱۵)**

| متغیر / شاخص | | میانگین | انحراف معیار | نتیجه آزمون t مستقل |
|---|---|---|---|---|
| | سالم | ۲۷/۲ | ۵/۴۹ | |
| سن (سال) | بیمار | ۲۷/۱۳ | ۷/۱۹ | ۰/۹۷۷ |
| | سالم | ۱۶۵/۴ | ۵/۸۸ | |
| قد (سانتی متر) | بیمار | ۱۶۳/۲۶ | ۶/۰۲ | ۰/۳۳۵ |
| | سالم | ۵۷/۱۳ | ۵/۸۶ | |
| وزن (کیلو گرم) | بیمار | ۵۶/۷۳ | ۹/۶۲ | ۰/۸۹۲ |

**جدول ۲: نتایج آزمون t مستقل مربوط به تأثیر ارتعاش بر میانگین جابجایی و میانگین سرعت جابجایی مرکز فشار در دو جهت داخلی- خارجی و قدامی- خلفی در دو گروه سالم و بیمار**

| متغیر | اختلاف میانگین ها | آماره t | P |
|---|---|---|---|
| CXLB | -۰/۰۵۵۵ | -۰/۴۸۱ | ۰/۶۳۵ |
| CXLA | -۰/۰۷۶۹ | -۰/۷۷۴ | ۰/۴۴۵ |
| CYLB | -۰/۳۹۸۲ | -۱/۳۱۵ | ۰/۲۰۲ |
| VXLB | -۰/۲۷۷۴ | -۰/۴۸۰ | ۰/۶۳۵ |
| VXLA | -۰/۳۸۴۳ | -۰/۷۷۳ | ۰/۴۴۶ |
| VYLB | -۱/۹۹۰۲ | -۱/۳۱۴ | ۰/۲۰۲ |
| VYLA | -۱/۲۹۳۵ | -۱/۱۰۵ | ۰/۲۷۹ |

**CYLB:** میانگین جابجایی قدامی- خلفی حین بارگذاری قبل از اعمال ارتعاش **CXLB:** میانگین جابجایی داخلی- خارجی مرکز فشار حین بارگذاری قبل از اعمال ارتعاش

**CYLA:** میانگین جابجایی قدامی- خلفی حین بارگذاری بعد از اعمال ارتعاش **CXLA:** میانگین جابجایی داخلی- خارجی مرکز فشار حین بارگذاری بعد از اعمال ارتعاش

**VYLB:** میانگین سرعت جابجایی قدامی- خلفی حین بارگذاری قبل از اعمال ارتعاش **VXLB:** میانگین سرعت جابجایی داخلی- خارجی مرکز فشار حین بارگذاری قبل از اعمال ارتعاش

**VYLA:** میانگین سرعت جابجایی قدامی- خلفی حین بارگذاری بعد از اعمال ارتعاش **VXLA:** میانگین سرعت جابجایی داخلی- خارجی مرکز فشار حین بارگذاری بعد از اعمال ارتعاش

**جدول ۳: مقایسه جابجائی و سرعت جابجایی مرکز فشار در دو جهت داخلی- خارجی و قدامی- خلفی در افراد مبتلا به کمر درد مزمن و افراد سالم قبل و بعد از اعمال ارتعاش**

| نوع متغیر | زوج | اختلاف میانگین ها | آماره t | عدد P |
|---|---|---|---|---|
| جابجایی مرکز فشار | PCXLB – PCXLA | - ۰/ ۰۰۱۸ | - ۰/۰۴۱ | ۰/ ۹۶۸ |
| | PCYLB – PCYLA | ۰/۰۱۶۸ | ۱/۱۷۸ | ۰/۲۵۸ |
| | NCXLB – NCXLA | ۰/۰۰۱۹ | ۰/۵۴۵ | ۰/ ۵۹۴ |
| | NCYLB – NCYLA | ۰/۰۰۲۸ | ۰/۳۷۴ | ۰/۷۱۴ |
| سرعت جابجایی مرکز فشار | PVXLB – PVXLA | -۰/۰۰۹۰ | -۰/۰۴۱ | ۰/۹۶۸ |
| | PVYLB – PVYLA | ۰/۸۴۱۵ | ۱/۱۷۸ | ۰/۲۵۸ |
| | NVXLB –NVXLA | ۰/۰۹۷۸ | ۰/۵۴۵ | ۰/۵۹۴ |
| | NVYLB – NVYLA | ۰/۱۴۴۸ | ۰/۳۷۴ | ۰/۷۱۴ |

**CYLB:** میانگین جابجایی قدامی- خلفی حین بارگذاری قبل از اعمال ارتعاش **CXLB:** میانگین جابجایی داخلی- خارجی مرکز فشار حین بارگذاری قبل از اعمال ارتعاش

**CYLA:** میانگین جابجایی قدامی- خلفی حین بارگذاری بعد از اعمال ارتعاش **CXLA:** میانگین جابجایی داخلی- خارجی مرکز فشار حین بارگذاری بعد از اعمال ارتعاش

**VYLB:** میانگین سرعت جابجایی قدامی- خلفی حین بارگذاری قبل از اعمال ارتعاش **VXLB:** میانگین سرعت جابجایی داخلی- خارجی مرکز فشار حین بارگذاری قبل از اعمال ارتعاش

**VYLA:** میانگین سرعت جابجایی قدامی- خلفی حین بارگذاری بعد از اعمال ارتعاش **VXLA:** میانگین سرعت جابجایی داخلی- خارجی مرکز فشار حین بارگذاری بعد از اعمال ارتعاش

**N:** افراد سالم

**P:** افراد بیمار

## بحث

در مطالعه حاضربه بررسی تاثیر ارتعاش موضعی مکانیکی بر پاسخ های کنترل پاسچرال در بیماران کمردرد مزمن و افراد سالم بدنبال اغتشاش مکانیکی بیرونی پرداخته شد. نتایج بررسی، تفاوت معناداری بین میانگین جابجایی مرکز فشار و میانگین سرعت جابجایی آن را در بیماران کمردردی در مقایسه با افراد سالم نشان نداد. عدم مشاهده تفاوت در توانایی کنترل پاسچرال در بیماران شرکت کننده در این تحقیق با گروه افراد سالم می تواند بدلیل وضعیت ثباتی اولیه در این بیماران ناشی از مکانیسم هایی نظیر هم انقباضی عضلانی و یا عدم کفایت شدت بارگذاری در ایجاد اغتشاش باشد. گزارش شده است، افرادی که کمر درد غیر اختصاصی را تجربه کرده اند دارای استراتژی های متفاوتی در پاسخ های پاسچرال اتوماتیک می باشند که احتمالاً به دنبال سفت کردن تنه اتفاق می افتد. این سفت کردن که به صورت ناخودآگاه بوجود می آید، کاهش میزان گشتاور تنه و افزایش هم انقباضی عضلات تنه را در پی خواهد داشت (۲۶).این افراد در پاسخ به جابجا کردن سطح تکیه گاه در جهات مختلف، یک گشتاور حداکثری در اطراف مفاصل تحتانی خود نشان می دهند که البته از لحاظ مقدار و الگو در مقایسه با افراد سالم یکسان می باشد. بنابراین گشتاور تنه در این افراد در جهت فرونتال و ساژیتال در مقایسه با افراد سالم کاهش می یابد. این نتایج نشاندهنده این است که افراد دارای کمر درد از طریق به کارگیری استراتژی سفت کردن تنه به اغتشاشات پاسخ می دهند که این استراتژی بوسیله هم انقباضی بیشتر عضلات آگونیست و آنتاگونیست تنه در فازهای اولیه پاسخ های پاسچرال، در حین اعمال اغتشاش ایجاد شده که همچنان تا پایان اغتشاش ادامه خواهد داشت (۲۶) . همچنین این مکانیسم سفت کردن تنه در هنگام مواجهه با اغتشاش، از شدت و سرعت جابجایی تنه در طی اغتشاش می کاهد.(۱۳).

از طرفی با در نظر گرفتن آسیب های حس عمقی در افراد دارای کمر درد می توان انتظار داشت که این افراد سعی می کنند صرف نظر از جهت اغتشاش، پاسخ های پاسچرال خود را افزایش دهند تا بتوانند نقص در دریافت اطلاعات دقیق را از این طریق جبران کرده و از آسیب های بالقوه ای که ممکن است در اثر از دست دادن تعادل برایشان اتفاق بیفتد، اجتناب کنند. بعلاوه افراد مبتلا به کمر درد ممکن است هنگام انجام وظیفه عملکردی سطح بالاتری از توجه و تمرکز را با هدف محدود کردن حرکات کمر داشته باشند. احتمالاً این رفتار به دنبال ترس از حرکت یا درد، ثانویه به کمر درد مزمن در این افراد دیده می شود که البته استراتژی کنترل پاسچرال را در آن ها تحت تأثیر قرار می دهد(۲۶). این مطالب می تواند توجیهی برای عدم مشاهده بی ثباتی وضعیتی در افرادکمردردی مطالعه حاضر مشابه با افراد سالم باشد. این در حالی است که Henry و همکاران در مطالعه خود به این نتیجه دست یافتند که افراد دارای کمر درد از محدوده ثبات کمتری نسبت به افراد سالم برخوردارند و جابجایی های بیشتر مرکز فشار در این افراد که بدلیل افزایش گشتاور اندام های تحتانی اتفاق می افتد، آن ها را در معرض خطر افتادن قرار می دهد (۱۳) .

Volpe و همکاران (۲۰۰۶) مطالعه ای انجام داده اند که در آن هماهنگی کنترل وضعیتی در طی ایستادن دینامیک را در افرادی که کمر درد مزمن داشته با افراد سالم مقایسه کرده اند. در نهایت این نتیجه بدست آمد که افراد دارای کمر درد در حین وضعیت ایستادن آرام و نیز در حین اعمال اغتشاش نوسانات بیشتری در جهت قدامی- خلفی نسبت به افراد سالم نشان می دادند (۲۷) . با وجود اینکه در مطالعه حاضر، نه در وضعیت ایستادن آرام و نه در مرحله اعمال اغتشاش تفاوت معنی داری بین دو گروه بدست نیامد، علت این تناقض احتمالاً به دلیل کم بودن درد کمر قبل از تست ویا

حین انجام تست در بیماران مطالعه حاضر، کمتر بودن مدت زمان کمر درد مزمن در نمونه های حاضر (به طور متوسط، یک سال) ، متفاوت بودن معیارهای ورود بیماران و افراد سالم و همچنین متفاوت بودن نحوه اعمال اغتشاش در مطالعه حاضر نسبت به مطالعه Volpe و همکاران بوده است.

Claeys و همکاران در مطالعه خود اینگونه گزارش کرده اند که افراد جوانی که کمر درد غیر اختصاصی دارند، زمانی که بر روی یک سطح با ثبات و یا حتی بی ثبات و متحرک می ایستند، سهم حس عمقی مچ پا در کنترل پاسچرال آنان، در مقایسه با افراد سالم از قدرت بیشتری برخوردار می باشد. این مسئله ممکن است باعث کاهش حداکثر توان پاسچرال در طی ایستادن شود. همچنین در موقعیت هایی که آوران های حس عمقی کمر خیلی حیاتی به نظر می رسند (مانند وضعیت نشسته) افراد دارای کمر درد ممکن است نتوانند به این آوران ها برای کنترل پاسچرال خود تکیه کنند (۱۵) . در مطالعه حاضر آزمون های کنترل پاسچرال در وضعیت ایستاده انجام شده است. بدیهی است که در چنین شرایطی استراتژی جبرانی مچ پا در گروه کمردردی می تواند نقایص کنترلی ناشی از کمر را در این افراد تحت تاثیر قرار دهد و باعث شود که این افراد صرف نظر از موقعیت پاسچرال خود، کمتر بر حس عمقی عضلات کمر تکیه داشته باشند. این استراتژی برای وضعیت های با ثبات، کافی به نظر می رسد ولی باعث کاهش توان پاسچرال در موقعیت های بی ثبات می شود (۱۵) . Rohe و همکاران در مطالعه مروری خودنیز به نتایج مشابهی دست یافتند(۱۳).

یکی از مکانیسم های احتمالی که بیانگر کاهش تکیه افراد مبتلا به کمر درد غیر اختصاصی بر حس عمقی عضلات کمری می باشد، ممکن است تفاوت در تراکم دوک های عضلانی در عضلات پاراسپینال باشد. دوک های عضلانی تمایل دارند که به طور خاص در مناطقی که فیبرهای هوازی عضلانی تجمع یافته‌اند (اغلب در بخش‌های مرکزی و عمقی تر عضله) متمرکز شوند. افراد دارای کمر درد به دلیل کاهش ظرفیت هوازی بدنشان، فیبرهای عضلانی خستگی پذیر بیشتری داشته در نتیجه تراکم دوک های عضلانی در عضلات کمر آن ها ممکن است کاهش یابد(۱۵).

Mazaheri و همکاران(۲۰۱۳) که در مطالعه مروری خود به مطالعه ۲۳ مقاله با رویکرد بررسی نوسانات پاسچرال در افراد مبتلا به کمر درد مزمن و افراد سالم پرداخته اند، اینگونه ذکر کرده اند که از مجموع ۵ مقاله که از طریق دستکاری حس عمقی ( جابجایی سطح تکیه گاه و یا به کار بردن ارتعاش موضعی بر روی دوک عضلانی) به مقایسه نوسانات افراد مبتلا به کمر درد و افراد سالم پرداخته اند، در ۴ تای آن ها تفاوت خاصی بین افراد سالم و بیماران دیده نشده است (۲۸) . از یافته های مهم مطالعه حاضر این بود که ارتعاش موضعی عضلانی بر روی عضلات پاراسپینال تأثیر چندانی بر سرعت جابجایی مرکز فشار در هر دو گروه سالم و بیمار نداشته است. در این مطالعه از ارتعاش عضلانی که به عنوان محرک پرقدرت دوک های عضلانی شناخته شده است، استفاده شد تا بتوان نقش حس عمقی را به صورت غیر مستقیم بر کنترل پاسچرال بررسی کرد. در حقیقت هدف ما از به کار بردن ارتعاش، ایجاد اختلال در حس عمقی و تحریک آوران های حس عمقی که در بیماران دچار اختلال می شود، بوده است. Claeys و همکاران (۲۰۱۱) به بررسی نقش حس عمقی به صورت مستقیم بر کنترل پاسچرال از طریق اعمال ارتعاش موضعی مکانیکی بر روی عضلات مالتی فیدوس پرداختند. آن ها نیز تفاوت معنی داری بین میزان نوسانات افراد سالم و بیمار در وضعیت ایستاده بر روی سطح با ثبات بدست نیاوردند. این محققین ذکر کرده اند که از آنجائیکه در افراد مبتلا به کمر درد غیر اختصاصی، تراکم دوک های عضلانی در عضلات کمر کاهش یافته است(به دلیل کاهش ظرفیت هوازی در

آنها که پیش از این ذکر شد) پس در نتیجه ی آن ارتعاش عضلات مالتی فیدوس کمری ممکن است اثرات کمتری بر حس عمقی داشته باشد (۱۵) . بدین ترتیب می توان اینطور نتیجه گیری کرد که با توجه به کاهش سایز عضلات مالتی فیدوس در محل درد (۱۸) در افراد مبتلا به کمر درد مزمن، میزان آوران های این عضلات نیز کاهش می یابد (۱۸) . بنابراین با توجه به تحریک این عضلات از طریق اعمال ارتعاش در تحقیق حاضر، ممکن است پیام های کمتری را به مغز مخابره کند، پس نتیجه دلخواهی که از ارتعاش عضلات مالتی فیدوس انتظار می رود، بدست نمی آید. البته این احتمال وجود دارد که با افزایش مدت زمان اعمال ارتعاش و نیز به کارگیری فرکانس های بالاتر نتیجه دیگری بدست آید. در عین حال این احتمال نیز وجود دارد که با توجه به رعایت نکات اخلاقی و ملاحظات در محاسبه مقدار بارگذاری در محدوده امنیت بیمار، مقدار اغتشاشی که در مطالعه حاضر به افراد مبتلا و سالم اعمال شده، از کفایت لازم برای بر هم زدن تعادل پاسچرال آن ها برخوردار نبوده باشد.

## نتیجه گیری

با توجه به نتایج بدست آمده از این مطالعه افراد مبتلا به کمر درد مزمن در شرایط اعمال اغتشاش این تحقیق، دارای کنترل وضعیتی مشابهی در مقایسه با افراد سالم بوده و اعمال ارتعاش موضعی کمر به اندازه مدت زمان درمان در آن ها تأثیر خاصی بر پارامترهای کنترل وضعیتی نداشته است . با در نظر گرفتن نتایج بدست آمده از اعمال ارتعاش در این مطالعه و مطالعات دیگر پیشنهاد می شود که مطالعات بیشتری در زمینه تأثیر ارتعاش بر دیگر پارامترهای کنترل وضعیت انجام شود و همچنین ارتعاش های با مدت زمان و فرکانس های متنوع دیگر نیز به کار گرفته شود.

## قدردانی

این مقاله حاصل پایان نامه کارشناسی ارشد راضیه سپهری می باشد. مجریان این مطالعه از مدیران محترم گروه فیزیوتراپی دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز و دانشگاه علوم پزشکی ایران که تسهیلات لازم را برای انجام این طرح فراهم نموده اند، سپاسگزاری می نماید.

## منابع

1-Pradhan BB. Evidence-informed management of chronic low back pain with watchful waiting. Spine J 2008;8(1):253-7.
2-Tasleem RA, Buth BA, Koul PA, Kadri SM. Chronic low back pain- comparative analysis of treatment response to drugs and different physical modalities. Dep of physical therapy 2003;10(3):201-4.
3-O'Sullivan P. Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. Man Ther 2005;10(4):242-55.
4-Dilindham T. Evaluation and management of low back pain: and overview. State Art Reviews 1995;9(3):559-74.
5- Della Volpe R, Popa T, Ginanneschi F, Spidalieri R, Mazzocchio R, Rossi A. Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back pain patients. Gait Posture 2006;24(3):349-55.
6-Preuss R, Fung J. Can acute low back pain result from segmental spinal buckling during sub-maximal activities? A review of the current literature. Man Ther 2005;10(1):14-20.
7-Sung PS, Park HS. Gender differences in ground reaction force following perturbations in subjects with low back pain. Gait Posture 2009;29(2):290-5.
8-Cholewicki J, Polzhofer GK, Radebold A. Postural control of trunk during unstable sitting. J Biomech 2003;33(12):1733-7.
9-Nies N, Sinnott PL. Variations in balance and body sway in middle-aged adults. Subjects with healthy backs compared with subjects with low-back dysfunction. Spine 1991;16(3):325-30.
10-Takala EP, Korhonen I, Viikari-Juntura E. Postural sway and stepping response among working population: reproducibility, long-term stability, and associations with symptoms of the low back. Clin Biomech 1997;12(7-8):429-37.

11-Mientjes MI, Frank JS. Balance in chronic low back pain patients compared to healthy people under various conditions in upright standing. Clinical Biomech 1999;14(10):710-6.
12-Luoto S, Aalto H, Taimela S, Hurri H, Pyykko I, Alaranta H. One-footed and externally disturbed two-footed postural control in patients with chronic low back pain and healthy control subjects. A controlled study with follow-up. Spine 1998;23(19):2081-9.
13-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.
14-Ruhe A, Fejer R, Walker B. Center of pressure excursion as a measure of balance performance in patients with non-specific low back pain compared to healthy controls: a systematic review of the literature. Eur Spine J 2011;20(3):358-68.
15-Claeys K, Brumagne S, Dankaerts W, Kiers H, Janssens L. Decreased variability in postural control strategies in young people with non-specific low back pain is associated with altered properioceptive reweighting. Eur J Appl Physiol 2011;111(1):115-23.
16-Rittweger J. Vibration as an exercise modality: how it may work, and what its potential might be. Eur J Appl Physiol 2010;108(5):877-904.
17-Filippi GM, Brunetti B, Botti FM, Panichi R, Roscini M, Camerota F, et al. Improvement of stance control and muscle performance induced by focal muscle vibration in young-elderly women: a randomized control trial. Arch Phys Med Rehabil 2009;90(12):2019-25.
18-Brumagne S, Lysens R, Swinnen S, Verschueren S. Effect of paraspinal muscle vibration on position sense of the lumbosacral spine. Spine 1999;24(13):1328-31.
19-Newcomer KL, Laskowski ER, Yu B, Johnson JC, An KN. Differences in repositioning error among patients with low back pain compared with control subjects. Spine 2000;25(19):2488-93.
20-Lafond D, Champagne A, Descarreaux M, Dubois J-D, Prado JM, Duarte M. Postural control during prolonged standing in persons with chronic low back pain. Gait Posture 2009;29(3):421-7.
21-Chow DH, Cheng AC, Holmes AD, Evans JH. The effects of release height on center of pressure and trunk muscle response following sudden release of stoop lifting tasks. Appl Ergon 2003;34(6):611-9.
22-Gill KP, Callaghan MJ. The measurement of lumbar properioception in individuals with and without low back pain. Spine 1998;23(3):371-7.
23-Gadner-Morse M, Stokes IA, Laible JP. Role of muscles in lumbar spine stability in maximum extension efforts. J Orthop Res 1995;13(5):802-21.
24-Nault ML, Allard P, Hinse S, Le Blanc R, Caron O, Labelle H, et al. Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis. Spine 2002;27(17):1911-7.
25-O'Sullivan P, Twomey L, Allison G, Sinclair J, Miller K. Altered patterns of abdominal muscle activation in patients with chronic low back pain. Aust J Physiother 1997;43(2):91-8.
26-Jones SL, Henry SM, Raasch CC, Hitt JR, Bunn JY. Individuals with non-spesific low back pain use a trunk stiffening strategy to maintain upright posture. J Electromyogr Kinesiol 2012;22(1):13-20.
27-della Volpe R, Popa T, Ginanneschi F, Spidalieri R, Mazzocchio R, Rossi A. Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back pain patients. Gait Posture 2006;24(3):349-55.
28-Mazaheri M, Coenen P, Parnianpour M, Kiers H, van Dieen JH. Low back pain and postural sway during quiet standing with and without sensory manipulation: a systematic review. Gait Posture 2013;37(1):12-22.

# The Effect of Local Vibration of Low Back Area on Postural Control in People with Non-specific Chronic Low Back Pain

**Shahin Goharpey[1*], Razieh Sepehri[2], Nader Maroufi[3], Amir Ahmadi[3], Reza Salehi[1]**

*1-Professor of Physical Therapy.*
*2-MSc of Physiotherapy.*
*3-Professor of Physiotherapy.*

*1,2-Department of Physical Therapy, Musculoskeletal Rehabilitation Research Center, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.*
*3-Department of Physical Therapy,Rehabilitation Center, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran.*

**Corresponding author:*
*Shahin Goharpey; Department of Physical Therapy, Musculoskeletal Rehabilitation Research Center, Ahvaz Jundishapur University of Medical Sciences, Ahvaz, Iran.*
*Tel:+986113743106*
*Email: shgoharpey@yahoo.com*

## Abstract

**Background and Objective:** Postural control in people with non-specific low back pain (NSLBP) is disturbed. To investigate this disturbance, an external mechanical perturbation can be applied. The effect of local mechanical vibration on postural control through external perturbation in people with NSLBP has been less studied, so the purpose of this study was to investigate the ability to maintain postural stability in this patients following local mechanical vibration under external perturbation.

**Subjects and Methods:** Thirty participants (15 with NSLBP and 15 healthy controls) were recruited. First while standing on a force plate with sampling frequency of 500 HZ, the load was released unexpectedly on a tray which was on the participant's hands. Then, following experiencing a local vibration on lumbar area for 5 minutes, the similar perturbation, was applied. To investigate the effects of vibration on postural control parameters including mean displacement and mean velocity of center of pressure (COP), in Medio-Lateral and Antro-Posterior directions, paired T-test was used.

**Results:** No difference was found in postural control parameters in sagital and frontal planes before and after vibration between two groups and within each group.

**Conclusion:** Local, medium frequency mechanical vibrations for 5 minutes on low back area had no significant effects on postural control in people with low back pain and did not decrease their postural robustness.

**Keywords:** Chronic low back pain, Postural control, External perturbation, Local mechanical vibration.

►*Please cite this paper as:*
*Goharpey Sh, Sepehri R, Maroufi N, Ahmadi A, Salehi R The Effect of Local Vibration of Low Back Area on Postural Control in People with Non-specific Chronic Low Back Pain. Jundishapur Sci Med J 2014; 13 (1): 89-99*

**Received: Mar 2, 2013** **Revised: Oct 26, 2013** **Accepted: Dec 11, 2013**