مقایسه تغییرپذیری زمان‌بندی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه در بیماران مبتلا به کمردرد غیراختصاصی تکرارشونده و افراد سالم

رزیتا هدایتی[۱]، *صدیقه کهریزی[۲]، محمد پرنیان‌پور[۳]، فریبا بهرامی[۴]، انوشیروان کاظم‌نژاد[۵]، بهرام مبینی[۶]، سارا طاهریان[۷]

چکیده

هدف: این مطالعه با هدف بررسی تغییرپذیری استراتژی‌های کنترل وضعیت در بیماران مبتلا به کمردرد غیراختصاصی تکرارشونده، به‌عنوان شاخصی در ارزیابی قابلیت تطابق سیستم کنترل و ثبات وضعیت با نیازهای محیطی و مقایسه آن با افراد سالم و همچنین توجه به نقش عوامل روانشناختی همراه با درد به‌عنوان یک عامل تأثیرگذار در اختلال وضعیت انجام شد.

روش بررسی: این تحقیق تحلیلی، مقطعی و موردی- شاهدی، بر روی ۲۱ بیمار مبتلا به کمردرد غیراختصاصی تکرارشونده که به‌صورت ساده و دردسترس و ۲۱ فرد سالم که به روش جورکردن، از طریق همتاسازی با بیماران انتخاب شده بودند، انجام شد. فعالیت الکترومیوگرافی عضلات سه‌گوش، مایل خارجی و مایل داخلی/ عرضی شکم و راست‌کننده ستون‌مهره‌ها در طی حرکت پرتابی فلکشن بازو با حداکثر شتاب، به تعداد ۷۵ مرتبه در هر فرد ثبت گردید. جهت بررسی باورهای اجتنابی افراد، از پرسشنامه استاندارد باورهای اجتنابی ناشی از ترس و جهت ارزیابی ناتوانی ناشی از کمردرد از پرسشنامه رولند- موریس استفاده گردید. داده‌های حاصل با استفاده از تحلیل واریانس چندگانه و ضریب همبستگی پیرسون مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفت.

یافته‌ها: بررسی نتایج نشان داد که افراد مبتلا به کمردرد مزمن به‌طور معناداری، تغییرپذیری کمتری در زمان‌بندی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه عضله عرضی شکم / مایل داخلی نسبت به افراد گروه کنترل نشان می‌دهند($P=۰/۰۴۷$)، درحالی‌که کاهش تغییرپذیری محسوس و معناداری در عضلات مایل خارجی($P=۰/۴۵$) و راست‌کننده ستون‌مهره‌ها($P=۰/۶$) در آنها مشاهده نگردید. بین تغییرپذیری زمان‌بندی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه و نمره پرسشنامه ترس از درد($P=۰/۰۰۶$) ارتباط معناداری وجود داشت، هرچند ارتباط معناداری بین این متغیر و ناتوانی($P=۰/۰۹$) در بیماران مشاهده نگردید.

نتیجه‌گیری: کاهش تغییرپذیری در سیستم کنترل وضعیت بیماران مبتلا به کمردرد غیراختصاصی تکرارشونده وجود دارد که می‌تواند با کاهش قدرت تطابق با نیازهای محیطی موجود، به تداوم کمردرد و مزمن شدن آن بیانجامد. بهتر است بازگرداندن تغییرپذیری به سیستم کنترل وضعیت نیز در توانبخشی این گروه بیماران مدنظر قرار گیرد.

کلیدواژه‌ها: تغییرپذیری/ وضعیت/ باورهای اجتنابی ناشی از ترس/ ناتوانی/ کمردرد

۱-دانشجوی دکترای فیزیوتراپی دانشگاه تربیت مدرس
۲- دکترای فیزیوتراپی، استادیار دانشگاه تربیت مدرس
۳-دکترای بیومکانیک، استادیار دانشگاه صنعتی شریف
۴-دکترای برق، استادیار دانشگاه تهران
۵- دکترای آمار زیستی، استاد دانشگاه تربیت مدرس
۶-ارتوپد، استادیار دانشگاه ایران
۷-دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیوتراپی دانشگاه تربیت مدرس

تاریخ دریافت مقاله:
تاریخ پذیرش مقاله:

***آدرس نویسنده مسئول:**
تهران، تقاطع بزرگراههای جلال آل‌احمد و دکتر چمران، دانشگاه تربیت مدرس، دانشکده علوم پزشکی، گروه فیزیوتراپی
تلفن: ۲۸۸۴۵۱۱۸
*E-mail: kahrizis@modares.ac.ir

مقدمه

مطالعات بسیاری در خصوص کنترل وضعیت[1] افراد مبتلا به کمردرد انجام شده است. از زمانی که بلینکی در سال ۱۹۶۷ نشان داد که فعالیت عضلات کنترل‌کننده وضعیت پیش از فعالیت عضلات اصلی در حرکات ارادی بازو رخ می‌دهد، مطالعات در خصوص نقش عملکردی این عضلات آغاز گردید.

تغییر فعالیت عضلات کنترل‌کننده وضعیت تنه در طی انجام تکالیف[2] عملکردی در بیماران مبتلا به کمردرد، اولین بار توسط محققانی چون نیلسن- آرنت در سال ۱۹۹۶ و هاجز و ریچاردسون در همان سال مطرح شد. این تغییرات اغلب به صورت تأخیر فعالیت عضلات عمقی و تشدید فعالیت برخی عضلات سطحی تنه می‌باشد(۱). با وجود آنکه تغییرات پاسخ پیش‌خوراند[3] عضلات تنه و مکانیزم‌های ثبات وضعیت در بیماران مبتلا به کمردرد در مقالات متعددی مورد توجه قرار گرفته است(۵-۱)، به‌نظر می‌رسد، این پاسخهای وضعیتی هنوز در بسیاری از ابعاد ناشناخته بوده و روشهای درمانی حاضر در بازگرداندن این استراتژی‌ها به وضعیت طبیعی، ناکام مانده‌اند. درحالی‌که می‌دانیم بیشترین هزینه تحمیل شده بر جامعه از سوی این بیماران و بیشترین ناتوانی ناشی از آن در زمانی اتفاق می‌افتد که این عارضه مزمن شده، ارئه راهکارهای درمانی و پیشگیرانه برای کنترل آن ضروری به‌نظر می‌رسد.

یکی از ابعادی که اخیراً در بررسی سلامت سیستم کنترل وضعیت مورد توجه قرار گرفته است، تغییرپذیری پاسخهای وضعیتی است. تغییرپذیری[4] جزء جدایی‌ناپذیر حرکات انسان می‌باشد. امروزه اغلب محققان علم حرکت به این پدیده به عنوان یک عامل مزاحم و دردسرزا که محقق را مجبور می‌سازد تکرارهای زیادی از هر تکلیف حرکتی ثبت کند نگاه نمی‌کنند، بلکه آنرا پنجره‌ای به سوی سازماندهی[5] مرکزی سیستم ایجادکننده حرکت می‌دانند که می‌تواند اطلاعات بسیاری را درخصوص سیستمهای کنترل حرکت در اختیار قرار دهد(۷، ۶).

از این‌رو در مطالعات اختلال حرکت، بررسی تغییرپذیری به اهداف تشخیصی و نیز شناخت اساس و پایه رفتار حرکتی پاتولوژیک، توجه زیادی را به خود جلب نموده است(۸). این اعتقاد وجود دارد که مهارتهای حرکتی تکامل یافته، با میزان تغییرپذیری حرکتی کافی و مناسبی همراهند. کاهش تغییرپذیری از خصوصیات سیستمهای بیولوژیک سخت[6] و غیرقابل‌تغییر است و بیش از حد مطلوب آن نیز از خصوصیات سیستمهای تصادفی[7] و بی‌ثبات است. هر دو خصوصیت، منجر به کاهش قدرت تطابق به اغتشاش می‌گردد. اولین مطالعه درخصوص تغییرپذیری تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه[8] توسط مزلی و همکارانش در سال ۲۰۰۶ انجام گرفت. این محققان با مطالعه تغییرپذیری پاسخهای پیش‌خوراند عضله مایل خارجی در ۱۶ فرد جوان سالم نشان دادند که تنها افرادی که در آنها القاء درد موجب کاهش تغییرپذیری استراتژی‌های وضعیتی شده بود، حتی در زمان فروکش درد به استراتژی طبیعی بازنمی‌گردند(۹). آنها این کاهش تغییرپذیری در خروجی حرکتی را از عوامل مؤثر در عدم توانایی تطابق سیستم کنترل وضعیت با شرایط محیطی موجود معرفی کردند. این محققان با انجام این مطالعه احتمال کاهش تغییرپذیری پاسخهای وضعیتی را در بیماران مبتلا به کمردرد حاد مطرح نمودند. اخیراً جاکوبز و همکارانش در سال ۲۰۰۹ تغییرپذیری در تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه را در بیماران مبتلا به کمردرد مزمن مورد مطالعه قرار دادند. این محققان با بررسی انحراف معیار تأخیر پاسخ عضلات مایل داخلی و راست‌کننده ستون‌مهره‌ها در ده بیمار مبتلا به کمردرد در حین پرتاب سریع اندام فوقانی در حالت نشسته نشان دادند که کاهش تغییرپذیری در زمان‌بندی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه عضله مایل داخلی بیماران مبتلا به کمردرد مزمن نیز رخ می‌دهد(۱۰).

بررسی متون نشان می‌دهد تنها دو مطالعه در خصوص تغییرپذیری استراتژی‌های کنترل وضعیت عضلات تنه انجام شده است که یکی از آنها بر روی افراد سالم به دنبال القای درد آزمایشگاهی بوده است، درحالی‌که تغییرات پاسخ پیش‌خوراند عضلات که متعاقب کمردرد رخ می‌دهد، پیچیده‌تر از آنست که بتواند با تغییر تحریک‌پذیری نرونهای حرکتی در سطح نخاع مشخص گردد(۳). در مطالعه دوم هم که توسط جاکوبز و همکارانش بر روی تعداد محدودی از بیماران مبتلا به کمردرد انجام شده، ابهامات زیادی درخصوص شاخصی چون تغییرپذیری اجزاء سیستم کنترل وضعیت در بیماران مبتلا به کمردرد مزمن وجود دارد که از آن‌جمله می‌توان به این موارد اشاره کرد: اولاً با توجه به نقش عملکردی متفاوت عضلات تنه(عضلات موضعی[9] و سراسری[10])، آیا می‌توان الگوهای متفاوتی در بررسی تغییرپذیری زمان‌بندی پاسخهای وضعیتی این عضلات انتظار داشت. دوماً بروز احتمالی این تغییرات در تغییرپذیری تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه، نتیجه مستقیم کمردرد است و یا تحت تأثیر عواملی چون باورهای اجتنابی ناشی از ترس و ناتوانی قرار می‌گیرد.

1- Posture
2-Task
3-Feedforward
4-Variability
5-Organization
6-Rigid
7-Random
8-Anticipatory Postural Adjustments
9 - Local
10 - Global

سوماً با توجه به آنکه وضعیت بدن پاسخهای وضعیتی عضلات شکم را تحت تأثیر قرار می‌دهد(۱۱) و دو مطالعه قبل تغییرپذیری زمان‌بندی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه را در حالت نشسته بررسی کردند، آیا این تغییرات مشاهده شده در کنترل پیش‌خوراند عضلات تنه در سایر وضعیتهای بدن (حالت ایستاده) نیز با همین الگو قابل مشاهده است. پاسخ به این سئوالات در خصوص استراتژی‌های وضعیتی بیماران مبتلا به کمردرد می‌تواند با روشن‌سازی تفاوتهای موجود در الگوی فعال‌شدن عضلات تنه در پاسخ به اغتشاش، به شناخت بیشتر سیستم کنترل وضعیت در این بیماران بیانجامد.

روش بررسی

این تحقیق تحلیلی و مقطعی، به‌صورت موردی ـ شاهدی بر روی ۲۱ بیمار شامل ۱۵ مرد و ۶ زن مبتلا به کمردرد غیراختصاصی تکرارشونده که با روش نمونه‌گیری ساده و دردسترس انتخاب شده و در تاریخچه خود حملات کمردرد را گزارش کرده و هیچ علت مشخصی در مورد بیماری آنها ذکر نشده و در زمان انجام آزمون درد نداشته یا حداکثر شدت درد آنها بر اساس مقیاس دیداری درد[1] دو یا کمتر بود انجام گرفت. روش تعیین حجم نمونه با توجه به مطالعه مقدماتی و با اطمینان ۹۵ درصد و با توان آزمون ۸۰ درصد و با استفاده از فرمول زیر و با احتساب احتمال ریزش ۲۰ نفرتعیین گردید.

$$n = \frac{[z_{1-\alpha} + z_{1-\beta}]^2 [s_1^{\,2} + s_2^{\,2}]}{(\bar{x}_1 - \bar{x}_2)^2}$$

همچنین ۲۱ فرد سالم بدون سابقه ابتلا به کمردرد حداقل در یکسال اخیر و عدم سابقه ابتلا به کمردردی که بیش از ۳ ماه طول کشیده باشد، به‌عنوان گروه کنترل از طریق همتاسازی با بیماران از لحاظ جنسیت، سن و شاخص توده بدن و به روش جورکردن[2] انتخاب شدند. افراد در صورت مثبت بودن تستهای درگیری عصب سیاتیک و یا سایر اعصاب اندام تحتانی، داشتن ناهنجاریهای ساختاری ستون‌فقرات، سابقه جراحی ستون‌فقرات، سابقه شکستگی و ضربات حاد و در صورت مصرف دارو، تب و تنگی نفس حذف می‌شدند. در موارد عدم اطمینان از غیراختصاصی بودن کمردرد با متخصص ستون‌فقرات تیم تحقیق مشورت می‌شد.

افراد مورد مطالعه در ساعات مشابهی از شبانه روز در آزمایشگاه بیومکانیک حاضر شده و پس از اخذ رضایت آگاهانه، در این تحقیق که مراحل انجام آن توسط کمیته اخلاق پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تأیید شده بود، شرکت می‌کردند. مرحله جمع‌آوری داده‌ها پنج ماه به طول انجامید.

پیش از شروع مرحله اصلی جمع‌آوری داده‌های تحقیق، یک مرحله مقدماتی جهت تعیین سطح تکرارپذیری داده‌ها بر روی یک نمونه ده نفری که در دو روز مجزا مراجعه کردند، انجام شد.

نحوه انجام آزمایش که تمامی مراحل آن توسط آزمونگر فیزیوتراپیست انجام می‌گرفت، به این صورت بود: پس از علامت‌گذاری محل الکترودها و سمباده کشیدن و برداشتن لایه‌های مرده پوست و پاکسازی آن با آب و الکل، الکترودهای سطحی در جهت قرارگیری فیبرهای عضلانی بر روی عضله سه‌گوش[3] اندام فوقانی غالب و عضلات مایل خارجی[4] (۱۳-۱۰ سانتیمتر از ناف بر روی خطی که ناف را به خار قدامی ـ فوقانی استخوان لگن وصل می‌کند) و مایل داخلی/عرضی شکم[5] (۲ سانتیمتر پایین و داخل خار قدامی ـ فوقانی استخوان لگن) و راست‌کننده ستون‌مهره‌ها[6] (۳سانتیمتر خارج زائده خاری مهره سوم کمری) سمت مقابل قرار می‌گرفت تا آرتیفکت حاصله از حرکت اندام به حداقل برسد (۱۲، ۱۳). سپس یک شتاب‌سنج بر روی مچ دست سمت غالب نصب می‌گردید . در این مرحله هر فرد در حالی که در محل مورد نظر ایستاده بود، اندام فوقانی غالب خود را از حالت خنثی (دست در کنار بدن) با حداکثر شتاب ممکن، در پاسخ به پیام شنیداری " رو " تا حدود ۹۰ درجه فلکشن بازو بالا برده و در پاسخ به پیام شنیداری " ایست " بدون حرکت باقی می‌ماند. این پیام شنیداری از طریق یک گوشی در گوش فرد پخش می‌شد. ترتیب و زمان ظهور پیامهای شنیداری کاملاً تصادفی بود تا احتمال پیش‌بینی زمان حرکت را در فرد به حداقل برساند. ظهور پیام شنیداری عامل فعال سازی دستگاه الکترومیوگرافی و ثبت همزمان فعالیت الکتریکی عضلات و ثبت شتاب بود.

فعالیت الکترومیوگرافی عضلات مورد نظر در طی حرکت فلکشن بازو ثبت می‌گردید. حرکات پرتابی بازو تا حدود ۹۰ درجه محدود می‌گردید، چراکه در حرکات بالاتر از ۹۰ درجه به علت تغییر جهت گشتاور واکنشی، پیچیدگی پاسخهای وضعیتی افزایش یافته و احتمال بروز تغییر بین تکرارها افزایش می‌یابد.

از آنجایی که زمان‌بندی پاسخ عضلانی تحت تأثیر فعالیت پایه الکترومایوگرافی قرار می‌گیرد، این فعالیت پایه در شروع هر آزمایش کنترل گردیده و در صورت مشاهده تغییرات زمینه‌ای فیدبک لازم جهت شل کردن عضلات به افراد داده می‌شد.

1-Visual Analogue Scale
2- Matching
3- Deltoid
4- External Oblique
5-Transvers Abdominis /Internal Oblique
6- Erector Spine

حرکت بالا بردن بازو و ثبت فعالیت الکترو میوگرافی عضلات مذکور به تعداد ۷۵ مرتبه در هر فرد انجام می‌گرفت. در هر ثبت چنانچه زمان شروع فعالیت عضله سه‌گوش کمتر از ۱۰۰ میلی ثانیه و یا بیش از ۲۰۰ میلی ثانیه پس از ظهور پیام شنیداری اتفاق می‌افتاد، آن ثبت منظور نمی‌گردید. چراکه در آزمونهای سریعتر، احتمال ظهور پاسخ پیش از پیام صوتی و در آزمونهای با تأخیر احتمال آنکه فرد نتوانسته است از حداکثر شتاب خود استفاده نماید، مطرح می‌باشد. همچنین چنانچه زمان شروع فعالیت عضلات تنه بیش از ۱۰۰ میلی‌ثانیه قبل از زمان شروع فعالیت عضله سه‌گوش و یا بیش از ۲۰۰ میلی‌ثانیه پس از آن رخ می‌داد، نیز آن ثبت منظور نمی‌گردید، چراکه بعید به‌نظر می‌رسد که فعالیت عضلات تنه خارج از این پنجره زمانی ناشی از اغتشاش اعمال شده باشد(۳). برای حصول اطمینان از یکسان بودن میزان اغتشاش داخلی در تمام وضعیتهای پژوهش، در ابتدا سعی می‌گردید با گرفتن تکرارهای کافی فلکشن اندام فوقانی، میانگین حداکثر شتاب این حرکت و انحراف معیار آن در هر فرد مشخص گردد. در طی هر مرحله از انجام آزمایش، چنانچه در هر تکراری از وضعیتهای آزمون، میزان حداکثر شتاب اندام کمتر از ۲ برابر انحراف معیار میانگین شتاب فرد بود، آن تکرار حذف می‌گردید. برای جلوگیری از بروز خستگی، هر فرد حداقل پس از انجام ۲۰ تکرار استراحت کرده و در صورت لزوم زمان بیشتری برای استراحت به آنها داده می‌شد .

جهت بررسی باورهای اجتنابی بیماران، از نسخه فارسی پرسشنامه استاندارد و مکتوب باورهای اجتنابی ناشی از ترس[1] استفاده گردید. سپس جهت ارزیابی ناتوانی ناشی از کمردرد در گروه بیماران از پرسشنامه معتبر ترجمه شده به زبان فارسی رولند- موریس استفاده شد(۱۴) .

ثبت فعالیت عضلات توسط یک دستگاه هشت کاناله الکترومیوگرافی ساخت شرکت بایومتریکس[2] انجام گرفت. فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز بوده و پهنای باند۴۵۰-۲۰ کیلو هرتز در نظر گرفته شد. سیگنالهای شتاب‌سنج نیز در فرکانس ۲۰۰ هرتز جمع‌آوری شدند.

درتحلیل داده‌های الکترومیوگرافی که در برنامه نرم افزاری "مطلب[3]" انجام می‌گرفت، زمان‌بندی پاسخ عضلات به‌صورت زمان تأخیر پاسخ عضلات مایل خارجی و عرضی شکم/ مایل داخلی و راست‌کننده ستون‌مهره‌ها نسبت به عضله سه‌گوش، مورد بررسی قرار می‌گرفت. زمان شروع فعالیت عضلات در هر آزمایش با استفاده از برنامه نرم‌افزاری "جرالد استاد" تعیین گردید(۱۵). این برنامه نرم‌افزاری پس از اعمال یک فیلتر، امکان بررسی چشمی زمان شروع فعالیت عضله را فراهم می‌آورد. متغیرهای مورد بررسی عبارت بودند از (گروه سالم و با سابقه کمر درد)، نمره پرسشنامه‌های ترس از درد و ناتوانی رولند- موریس و انحراف معیار زمان تأخیر سه عضله مایل داخلی/ عرضی شکم، مایل خارجی و راست‌کننده ستون‌مهره‌ها که نسبت به زمان تأخیر عضله سه‌گوش نرمال شده بودند.

یافته‌ها

با توجه به نرمال بودن داده‌ها پس از بررسی میزان انطباق متغیرها با توزیع نظری نرمال که با استفاده از آزمون کولموگراف- اسمیرنوف انجام شد، از آزمونهای پارامتری جهت تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده گردید. ابتدا دو گروه از لحاظ شاخصهای دموگرافیک سن و شاخص توده بدن با استفاده از آزمون آماری تی مستقل مورد مقایسه قرار گرفتند که نتایج حاکی از یکسانی دو گروه در این موارد بود(جدول ۱). تفاوت متوسط حداکثر شتاب پرتاب دست در صفحه ساجیتال در دو گروه که با استفاده از آزمون آماری تی مستقل مورد بررسی قرار گرفت، نیز تغییر معناداری را نشان نداد(P= ۰/۲۳).

جدول ۱- مقایسه دو گروه از لحاظ شاخصهای دموگرافیک سن و شاخص توده بدن با استفاده از آزمون تی مستقل

متغیر	گروه آزمایش		گروه کنترل		مقدار احتمال
	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	
سن	۲۸	٦	۲۵	۵	۰/٤۸
شاخص توده بدن	۲۵	۲	۲۳	۳	۰/۲۷

به‌منظور تحلیل سطح تکرارپذیری روشهای اندازه‌گیری متغیرهای مورد مطالعه مقادیر شاخصهای تکرارپذیری متغیرهای مورد بررسی از آزمون آماری ضریب همبستگی درون‌گروهی استفاده گردید که نتایج آن که نشان‌دهنده تکرارپذیری عالی روشهای اندازه‌گیری متغیرهای مورد نظر می‌باشد، در جدول ۲ ارائه شده است.

جدول ۲- شاخصهای تکرارپذیری نسبی متغیرهای مورد بررسی

متغیر	ضریب همبستگی درون گروهی
تغییرپذیری زمان شروع فعالیت عضله مایل داخلی/ عرضی شکم	۰/۸۵
تغییرپذیری زمان شروع فعالیت عضله مایل خارجی	۰/۸۹
تغییرپذیری زمان شروع فعالیت عضله ارکتور اسپاین	۰/۸٦

1- Fear Avoidance Belief Questionnaire
2- Biometrics Co, UK
3- Matlab

شاخصی که به عنوان تغییرپذیری زمانبندی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه در نظر گرفته می‌شد، انحراف معیار زمان شروع فعالیت عضلات تنه نسبت به عضله سه‌گوش، در ۷۵ تکرار بود. تفاوت انحراف معیار زمان شروع فعالیت عضلات مذکور در دو گروه بیماران و افراد سالم با استفاده از تحلیل واریانس چندگانه مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار گرفت. بررسی نتایج نشان داد که افراد مبتلا به کمردرد مزمن تغییرپذیری کمتری را در زمانبندی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه عضله عرضی شکم / مایل داخلی نسبت به افراد گروه کنترل نشان می‌دهند، درحالیکه کاهش تغییرپذیری در عضلات مایل خارجی و راست‌کننده ستون‌مهره‌ها در این بیماران مشاهده نگردید (جدول ۳).

جدول ۳- نتایج حاصل از تحلیل واریانس چندگانه انحراف معیار زمان شروع فعالیت عضلات تنه در دو گروه بیماران و افراد سالم

متغیر	آماره اف	مقدار احتمال
تغییرپذیری زمان شروع فعالیت عضله مایل داخلی/ عرضی شکم	٤/٢١	٠/٠٤٧
تغییرپذیری زمان شروع فعالیت عضله مایل خارجی	٠/٥٩	٠/٤٥
تغییرپذیری زمان شروع فعالیت عضله راست‌کننده ستون‌مهره‌ها	٠/٢٧	٠/٦

ارتباط تغییرپذیری زمان شروع تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه عضلات مورد بررسی با نمره پرسشنامه‌های باورهای اجتنابی ناشی از ترس و ناتوانی با استفاده از ضریب همبستگی پیرسون تعیین گردید. بین تغییرپذیری زمانبندی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه این عضلات و ناتوانی در بیماران مبتلا به کمر درد ارتباط معناداری وجود نداشت، درحالیکه نتایج این آزمون حاکی از وجود ارتباط معنادار بین تغییرپذیری زمانبندی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه عضله عرضی شکم / مایل داخلی و نمره پرسشنامه‌های باورهای اجتنابی ناشی از ترس بود(جدول ۴).

جدول ۴- ضرایب همبستگی پیرسون بین تغییرپذیری زمان‌بندی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه عضلات تنه و ترس از درد و ناتوانی در بیماران مبتلا به کمر درد

تغییرپذیری زمان‌بندی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه	ترس از درد		ناتوانی	
	ضریب همبستگی	مقدار احتمال	ضریب همبستگی	مقدار احتمال
عضله عرضی شکم / مایل داخلی	-٠/٥٧٦	٠/٠٠٦	-٠/٣٧٧	٠/٠٩
عضله مایل خارجی	٠/٤٠٦	٠/٠٦	٠/١٦٥	٠/٤٧
عضله راست‌کننده ستون‌مهره‌ها	٠/٢٨٠	٠/٢١	٠/٠٩٤	٠/٦٨

بحث

بررسی نتایج نشان داد که تغییرپذیری زمان‌بندی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه در عضله عرضی شکم / مایل داخلی در بیماران مبتلا به کمردرد مزمن کمتر از افراد سالم است. این یافته با نتیجه مطالعات هاجز و مزلی در سال ۲۰۰۶ و جاکوبز در سال ۲۰۰۹همخوانی دارد. نتیجه این تحقیق نشان داد که کاهش تغییرپذیری زمان‌بندی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه در برخی عضلات بیماران مبتلا به کمردرد مزمن مشهود است.

از جمله عوامل تاثیرگذار بر تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه، خستگی، جهت حرکت، سرعت و شتاب آن می‌باشد(۱۹-۱۶). با توجه به یکسان‌سازی جهت حرکت و وضعیت قرارگیری افراد در حین انجام آزمایش و شدت اغتشاش داخلی اعمال شده در دو گروه که توسط شتاب سنج در تمامی‌مراحل انجام آزمون کنترل می‌شد و همچنین با توجه به در نظر گرفتن زمانهای استراحت کافی برای افراد که مانع از بروز خستگی عضلانی در آنها گردد، نمی‌توان تغییرات مشاهده شده در بیماران را به عوامل مکانیکی نسبت داد. ازطرفی افراد گروه آزمایش در زمان انجام آزمایش درد نداشته و یا بر اساس مقیاس دیداری درد از شدت درد ۲ یا کمتر برخوردار بودند. در نتیجه نمی‌توان بروز این تغییرات را به درد نسبت داد. با توجه به آنکه روش ارزیابی در این تحقیق انجام یک تکلیف زمان عکس‌العملی انتخابی[1] بود سعی شد هیچ‌گونه شرایط ایجاد استرسی وجود نداشته باشد و به افراد فیدبک مثبت در خصوص نحوه انجام کار داده شود، تا استرس ناشی از انجام کار بر نتیجه آن تاثیرگذار نباشد.

بنابراین انتظار می‌رود عوامل دیگری به جز درد، فعالیت فیزیکی و یا استرس از نحوه انجام تکلیف، در بروز این تغییرات موثر باشند . نقص کنترل حرکت در بیماران مبتلا به کمردرد، از تاخیر در زمان عکس‌العمل انگشتان تا تاخیر در فراخوانی عضلات تنه، همراه با اغتشاشهای قابل و غیر قابل پیش‌بینی گزارش شده است(۲۰، ۵-۲). انجام حرکات پرتابی بازو به عنوان تهدیدی برای ثبات کلی بدن و نیز ثبات سگمانی به دو صورت جابجا کردن مرکز جرم بدن و تاثیر بر قطعات مهره‌ای مختلف و در هم فروریختن آنها محسوب می‌گردد که باید با عملکرد به موقع و مناسب سیستم کنترل ثبات و وضعیت در بدن مقابله گردد(۲۱). در مطالعات مدل‌سازی و تحقیقات انجام شده بر روی نمونه‌های انسانی، مشاهده شده است که در چنین شرایطی بیماران مبتلا به کمردرد از هم انقباضی عضلات تنه به منظور افزایش ثبات استفاده می‌نمایند(۲۲). این هم انقباضی و کاهش حرکت

1- Choice Reaction Time Task

مهره‌ها می‌تواند نتیجه تلاش سیستم عصبی مرکزی به منظور جبران عدم کارایی سیستم استخوانی لیگمانی و یا اجتناب از درد و آسیب مجدد باشد(۲۵-۲۳). حال آنکه تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه پیچیده‌تر و فراتر از یک هم انقباضی عمومی‌در تنه است و باید به‌گونه‌ای باشد که بتواند حرکاتی که از لحاظ جهت و شدت متناسب با گشتاورهای واکنشی ناشی از حرکات ارادی است، ایجاد نماید.

این احتمال وجود دارد که بیماران مبتلا به کمردرد تغییرپذیری زمان‌بندی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه عضلات خود را نیز به منظور به حداقل رساندن حرکات مهره‌ای و افزایش ثبات کاهش دهند. این تغییرات وضعیتی که نشانگر اختلال کنترل وضعیت طبیعی هستند، می‌تواند نتیجه ایجاد یک استراتژی تغییریافته جدید باشد(۱۲). به‌حداقل رساندن حرکات ناشی از تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه می‌تواند نتیجه ترس از حرکت و ایجاد درد و آسیب مجدد باشد(۹). ترس از درد، حرکت و آسیب مجدد به تنهایی می‌تواند باعث تغییر الگوی فعال شدن عضلات در طول حرکات بالا بردن بازو گردد(۱). ترس از ایجاد درد می‌تواند پرفورمنس سیستم عصبی مرکزی را کاهش دهد، چراکه درد در سیستم عصبی مرکزی بالاترین ارجحیت را دارد. ال ـ عبیدی و همکارانش در سال ۲۰۰۳ نشان دادند که پیش‌بینی درد، ترس مربوط به درد و باورهای ناتوانی از عوامل مؤثر و تاثیرگذار بر نقص راه رفتن در بیماران مبتلا به کمر درد مزمن می‌باشد(۲۶). این محققان احتمال بروز این تغییرات در الگوی راه رفتن بیماران مبتلا به کمردرد را به تجربه قبلی درد، حافظه درد و باورهای مربوط به درد نسبت دادند و بیان کردند که غیرمحتمل است که این تاثیرات ناشی از ایجاد حس درد باشد. همچنین لاموت و همکارانش در سال ۲۰۰۴ کاهش فعالیت الکترومیوگرافی عضله راست‌کننده ستون‌مهره‌ها را در بیماران مبتلا به کمر درد مزمن در حین راه رفتن به القای ترس از درد نسبت دادند(۲۷). در همین راستا دسکاریوکس در سال ۲۰۰۷ افزایش زمان رسیدن به حداکثر نیروی ایزومتریک عضلات تنه را به دو عامل تطابقهای نورولوژیک و تطابقات شناختی مدوله شده توسط ترس از درد، حرکت و آسیب مجدد به درد مزمن نسبت داد(۲۸). ترس از درد، حرکت و آسیب مجدد نیز می‌تواند همانند سایر انواع درد و اضطراب با عملکرد شناختی فرد تداخل کند. این افراد اغلب به سیگنالهایی توجه می‌کنند که تهدیدآمیز هستند و در نتیجه در این افراد سایر فعالیتهای شناختی نمی‌تواند به طور موثری پردازش شوند(۲۹). بنابراین ترس از ایجاد درد در بیماران مورد مطالعه در این تحقیق نیز می‌توانند به عنوان عاملی در کاهش تغییرپذیری پاسخهای وضعیتی آنها تاثیرگذار باشد. تغییرپذیری یکی از جنبه‌های پیچیدگی رفتاری محسوب می‌گردد و کاهش آن با محدودسازی درجه‌ای از درجات آزادی حرکت سیستم کنترل وضعیت، ظرفیت پردازش اطلاعات را تا حدی حفظ می‌نماید. این مکانیزم تغییریافته در بیماران مبتلا به کمردرد، تعادل پویا را دچار اختلال ساخته و می‌تواند علاوه بر اعمال میکروتروما و افزایش درد در اثر بارگذاری‌های مکرر، در بروز بی ثباتی مهره‌ای و اختلال تعادل کل بدن نیز موثر باشد (۸). موک و همکارانش نشان دادند که کاهش حرکات مهره‌ای ناشی از تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه در بیماران مبتلا به کمردرد، نهایتاً می‌تواند منجر به افزایش حرکات مهره‌ای گردد(۲۲). لذا کاهش تغییرپذیری در زمان‌بندی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه می‌تواند با کاهش قدرت تطابق بیماران با توجه به نیازهای محیطی موجود به تداوم کمردرد و مزمن شدن آن بیانجامد . لازمه حفظ تعادل پویا وجود تغییرپذیری مناسب در استراتژی عصبی عضلانی، متناسب با تغییر شرایط می‌باشد(۸). بنابراین به نظر می‌رسد که بیماران مبتلا به کمردرد با اتخاذ چنین استراتژی، تغییرپذیری اجزای تشکیل‌دهنده حرکات خود را که لازمه حفظ پرفورمنس نامتغیر و ایده آل است کاهش می‌دهند .

یافته دیگر این مطالعه، عدم مشاهده تغییرات قابل‌ملاحظه در تغییرپذیری زمان‌بندی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه دو عضله مایل خارجی و راست‌کننده ستون‌مهره‌ها بین دو گروه آزمایش و کنترل بود. بررسی این متغیر در این دو عضله، برخلاف عضله عرضی شکم/ مایل داخلی تغییرات معناداری را بین دو گروه نشان نداد. این امر را شاید بتوان به کنترل متفاوت عضلات سراسری (گلوبال) که بیشتر در تولید گشتاور، کنترل موقعیت و جلوگیری از فرو ریختن مهره‌های ستون‌فقرات نقش دارند با عضلات موضعی (لوکال) که بیشتر در کنترل دقیق حرکات بین‌سگمانی موثرند، نسبت داد(۳۰). هاجز و ریچاردسون در سال ۱۹۹۹ مطرح کردند که هماهنگی حرکات اندامها و پاسخهای وضعیتی پیش‌بینانه همراه با آنها به یک استراتژی خاص محدود نمی‌گردد و می‌تواند با توجه به نقش بیومکانیکی آن عضله خاص در ثبات وضعیت، متفاوت باشد(۳۱). این محققان نشان دادند که با تغییر زمان عکس‌العمل حرکت اندام فوقانی، در طی یک تکلیف زمان عکس‌العملی انتخابی، زمان‌بندی پاسخهای وضعیتی پیش‌بینانه در عضله عرضی شکم تغییر نمی‌کند. در حالی‌که زمان وارد عمل شدن سایر عضلات شکمی متناسب با زمان عکس‌العمل اندام می‌باشد. آنها این دو الگوی متفاوت پاسخ عضلات تنه به اغتشاش را به دو مدل متفاوت هماهنگی پاسخهای پیش‌بینانه عضلات کنترل‌کننده وضعیت با حرکت اندام مربوط دانستند. نتیجه مطالعه این

محققان نشان داد که فعالیت وابسته به جهت عضلات سطحی‌تر شکمی می‌تواند بیشتر از مدل سلسله مراتبی[1] در ایجاد هماهنگی بین پاسخهای وضعیتی عضلات تنه و حرکت اندام پیروی کند و بالعکس فعالیت وضعیتی عضله‌ای چون عرضی شکم که مستقل از جهت حرکت اندام است بیشتر به روش موازی[2] توسط سیستم عصبی مرکزی کنترل گردد(۲۳). این امر حساسیت بیشتر هماهنگی زمان‌بندی عضلات سراسری (گلوبال) تنه نسبت به حرکت اندام را مطرح می‌سازد. ایجاد تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه در عضلات مسئول حرکتی چون مایل خارجی و راست‌کننده ستون‌مهره‌ها باید به گونه‌ای باشد که گشتاوری متناسب با جهت و مقدار گشتاور ایجاد کننده اغتشاش ایجاد نماید تا مانع به‌هم خوردن تعادل گردند و از آنجایی که هر گشتاوری می‌تواند عامل ایجاد حرکت باشد، چنانچه گشتاور این عضلات به طور دقیق نسبت به گشتاورهای اغتشاشی ناشی از حرکت اندام تنظیم نگردد، می‌تواند عامل بروز اغتشاش محسوب شود و بالعکس عضله عرضی شکم / مایل داخلی بیش از آنکه در ایجاد گشتاور و حرکت در تنه نقش داشته باشد در کنترل سفتی[3] آن موثر است و بنابراین عدم هماهنگی آن با حرکت اندام خطر کمتری در بهم‌خوردن تعادل محسوب می‌گردد. بنابراین به نظر می‌رسد سیستم عصبی مرکزی ترجیح دهد زمان‌بندی تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه عضلات ایجادکننده حرکت را با دقت بیشتری نسبت به حرکت اندام تنظیم کند. خطر از دست دادن تعادل و ثبات در مواردی که هماهنگی زمان شروع فعالیت عضلات عرضی شکم با سه‌گوش (عضله اصلی ایجادکننده حرکت اندام) بهم می‌خورد، کمتر از زمانی است که هماهنگی شروع فعالیت عضلات ایجادکننده حرکت مثل راست‌کننده ستون‌مهره‌ها و مایل خارجی با عضله سه‌گوش دچار اختلال می‌گردد. لذا، با توجه به محدود بودن ظرفیت پردازش اطلاعات در سیستم عصبی مرکزی بیماران مبتلا به کمردرد مزمن، این احتمال وجود دارد که چنانچه سیستم کنترل وضعیت ناچار گردد تغییرپذیری تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه را در عضلات مسئول حرکت که خطر بیشتری در بهم خوردن تعادل فرد محسوب می‌گردد، حفظ نموده و بالعکس در عضلات مسئول ثبات کاهش دهد .

بنابراین با توجه به نقش متفاوت عضلات سطحی‌تر مثل مایل خارجی و راست‌کننده ستون‌مهره‌ها نسبت به عضله عرضی شکم / مایل داخلی، بروز رفتارهای متفاوت از نظر پاسخهای وضعیتی تا حدی قابل پیش‌بینی است. از آنجایی که تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه در عضلات ایجاد کننده حرکت مثل راست‌کننده ستون‌مهره‌ها و مایل خارجی منجر به ایجاد حرکات شده(۲۲، ۱۸) و خود این حرکت می‌تواند اغتشاشی برای سیستم کنترل پاسچر محسوب گردد، زمان‌بندی پاسخ این عضلات با دقت بیشتری نسبت به زمان حرکت اندام تنظیم شود . بالعکس عضله عرضی شکم / مایل داخلی که بیش از آنکه در ایجاد حرکت در تنه نقش داشته باشد، در کنترل سفتی آن موثر است .

با توجه به محدودیتهای این تحقیق نظیر عدم امکان بررسی سایر عضلات موثر در ایجاد تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه به علت محدودیتهای سخت‌افزاری (محدود بودن تعداد کانالهای دستگاه الکترومیوگرافی) و عدم دسترسی به بیمارانی که از شدت درد و ناتوانی بالاتری از افراد شرکت‌کننده در این تحقیق برخوردار هستند، پیشنهاد می‌شود تغییرپذیری پاسخهای وضعیتی در بیمارانی با شدت درد و ناتوانی بالاتر و سایر عضلات موثر در ایجاد تنظیمات وضعیتی پیش‌بینانه مورد بررسی قرار گیرد و توصیه می‌گردد این جنبه از کنترل وضعیت نیز در توانبخشی بیماران مد نظر قرار گیرد تا بتواند قابلیت تطابق سیستم کنترل وضعیت را بهبود بخشد .

نتیجه‌گیری

کاهش تغییر پذیری در سیستم کنترل وضعیت بیماران مبتلا به کمردرد غیراختصاصی تکرارشونده وجود دارد که می‌تواند با کاهش قدرت تطابق به نیازهای محیطی موجود به تداوم کمردرد ومزمن شدن آن بیانجامد.

ترس از درد و آسیب مجدد به‌عنوان یکی از جنبه‌های روانشناختی همراه با درد، که بیش از خود درد ناتوان‌کننده بوده و نقش عمده‌ای در تغییر رفتار سیستمهای کنترل حرکت و وضعیت در بیماران ایفا می‌کند نیز باید در توانبخشی بیماران مد نظر قرار گیرد.

منابع:

1- Moseley GL, Nicholas MK, Hodges PW. Does anticipation of back pain predispose to back trouble? Brain 2004; 127: 2339-47.

2- Hodges PW, Moseley GL. Pain and motor control of the lumbo pelvic region: effect and possible mechanism. J Electromyography and Kinesiology 2003; 13: 361-70.

3- Hodges PW, Moseley GL, Gabrielsson A, et al. Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. Experimental Brain Research 2003; 151: 262-71.

4- Moesely GL, Hodges PW. Pain differs from non–painful attention–demanding or stressful tasks in its effect on postural control pattern of trunk muscles. Experimental Brain Research 2004; 156: 67-71.

5- Leinonen V, Airaksinen M, Taimela S, et al. Low back pain suppresses preparatory and triggered upper-limb activation after sudden upper-limb loading. Spine 2007; 32(5): E150-E155.

1- Hierarchical Model 2- Parallel 3- Stiffness

6- Latash ML, Scholz JP, Schoner G. Motor control strategies revealed in the structure of motor variability. Exercise and Sport Sciences Reviews 2001; 10: 26-31.
7- Riley MA, Turvey MT. Variability and determinism in motor behavior. Journal of Motor Behavior 2002; 34(2): 99-125.
8- Stergiou N. Innovative Analyses of Human Movement. 1 ST ed. USA. Human Kinetics; 2004, pp: 34-36.
9- Moseley GL, Hodges PW. Reduced variability of postural strategy prevents normaliztion of motor changes induced by back pain: a risk factor for chronic trouble? Behavioral Neuroscience 2006; 120: 474-6.
10- Jacobs J, Henry S, Nagle K. People with chronic low back pain exhibit decrease variability in the timing of their anticipatory postural adjustments. Behavior Nouroscience 2009; 123(2): 455-58.
11- Urquhart DM, Hodges PW, Story IH. Postural activity of the abdominal muscles varies between regions of these muscles and between body positions. Gait&Posture 2005; 22(4): 295-301.
12- Moseley GL, Hodges PW. Are changes in postural control associated with low back pain caused by pain interference? Clinical Journal of Pain_2005; 21(4): 323-9.
13- Marshall P, Murphy B. The validity and reliability of surface EMG to assess the neuromuscular response of the abdominal muscles to rapid limb movement. Journal of Electromyography and Kinesiology 2003; 13: 477-89.
14- Mousavi SJ, Parnianpour M, Mehdian H, et al. The Oswestry disability index, the Roland-morris disability scale, and the Quebec back pain disability scale: translation and validation studies of the iraninan versions. Spine 2006; 31(14): E454-E456.
15- Staude G, Flachenecker C, DaumerM, et al. Onset detection in surface electromyographic signals: A systematic comparison of methods. Journal on Applied Signal Processing 2001; 2: 67-81.
16- Bouisset S. Posture, dynamic stability and voluntary movement. Clinical Neurophysiology 2008; 38: 345-62.
17- Aruin A. The organization of anticipatory postural adjustment. Journal of Automatic Control 2002; 12: 31-7.
18- Allison GT, Henry SM. The influence of fatigue on trunk muscle responses to sudden arm movements: A pilot study. Clinical Biomechanics 2002; 17: 414-17.
19- Vuillerme N, Nougier V, Teasdale N. Effects of lower limb muscular fatigue on anticipatory postural adjustments durring arm motions in humans. Journal of Sports Medicine and Physical Fitness 2002; 42: 289-94.
20- Luoto S, Teimela S, Hurri H. Psychomotor speed in postural control in chronic low-back pain patients: A controlled follow up study. Spine 1996; 21(22): 2621-7.
21- Patla AE, Ishac MG, Winter DA. Anticipatory control of center of mass and joint stability during voluntary arm movement from a standing posture: Interplay between active and passive control. Experimental Brain Research 2002; 143: 318-27.
22- Mok NW, Brauer SG, Hodges PW. Failure to use movement in postural strategies leads to increased spinal displacement in low back pain. Spine 2007; 32(19): E537-E543.
23- Van Dieen JH, Selen LP, Cholewicki J. Trunk muscle activation in low – back pain patients, An analysis of the literature. Journal of Electromyography and Kinesiology 2003; 13: 333-51.
24- MacDonald D, Moseley GL, Hodges PW. Why do some patients keep hurting their back? Evidence of ongoing back muscle dysfunction during remission from recurrent back pain. Pain 2009; 142: 183-8.
25- Leinonen V, Kankaanpaa M, Luukkonen M. Lumbar paraspinal muscle function, perception of lumbar position, and postural control in disc herniation-related back pain. Spine 2003; 28: 842-8.
26- Al-Obaidi SM, Al-Zoabi B, Al- Shuwaie N, et al. The influence of pain and pain-related fear and disability benefits on walking velocity in chronic low back pain. International Journal of Rehabilitation Research 2003; 26(2): 101-8.
27- Lamoth CJ, Daffertshofer A, Meijer OG, et al. Effects of experimentally induced pain and fear of pain on trunk coordination and back muscle activity during walking. Clinical Biomechanics 2004; 19: 551-63.
28- Descarreaux M, Lalonde C, Normand MC. Isometric force parameters and trunk muscle recruitment strategies in a population with low back pain. Journal of Manipulative and Physiological Theraputics 2006; 30(2): 91-7.
29- Crombez G, Vlaeyen JW, Hodges PW. Pain related fear is more disabling than pain itself: evidence on the role of pain-related fear in chronic back pain disability. Pain 1999; 80(1-2): 329-39.
30- Richardson C, Hodges P, Hides J. Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilizatio. A motor control approach for the treatment and prevention of low back pain. London: Churchill livingstone; 2004.
31- Hodges W, Richardson A. Transversus abdominis and the superficial abdominal muscles are controled independently in a postural task. Neuroscience Letters 1999; 265: 91-4.