Arshive of SID

Medical Journal
of
Tabriz University of Medical Sciences and Health Services

Original Article

Effects of gluteal muscle specific strength training on kinetics and pain in patients with chronic non specific low back pain

Hadi Naghibi[1], Malihe Hadadnezhad[1*], Amir hossein Barati[2], Sadredin Shojaedin[3]

[1]Department of Corrective Exercises and Sport Injury, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.
[2] Department of Biomechanics and Sport Injuries, School of Physical Education and Sport Sciences, Kharazmi University, Tehran, Iran.
[3] Department of Exercise Physiology, School of Physical Education and Sport Sciences, Shahid Rajaei University, Tehran, Iran.
*Corresponding author; E-mail: m.hadadnezhad@yahoo.com

Received: 5 March 2017 Accepted: 18 July 2017 First Published online: 22 September 2018
Med J Tabriz Uni Med Sciences Health Services. 2018 October-November; 40(4):80-91

Abstract

Background: Abnormal hip kinetics and impaired hip muscle performance have been associated with various musculoskeletal disorders, such as patellofemoral pain, iliotibial band syndrome, anterior cruciate ligament injuries, low back pain, and hip joint pathology. The aim of this study was to compare the effect of gluteal muscles specific strength training on kinetics (time and frequency domain) and pain in patients with chronic non specific low back pain.

Methods: In the present study the before and after the implementation of gluteal muscles specific strength training, the pain, kinetics variables (time and frequency domain) in two (stable-without fatigue and instable-fatigued positions) and electrical activity of gluteus medius, maximus and tensor fascia lata muscles were done by using visual analogue scale, force plate and electromyography respectively and results analysed by analysis of covariance, independent and paired t test

Results: 24 subjects with chronic nonspecific low back pain mean age 30.27±5.48 years old were selected and divided into two equal control and experimental groups The results showed that gluteal muscles specific strength training increases the activity of the gluteal muscles and decrease tensor activation, improve in the kinetics variables and pain decreases in patients with chronic non specific low back pain.

Conclusion: After implementation of gluteal muscles specific strength training, significant differences was gained in kinetics variables (time and frequency domain) and pain that beside the findings of muscle activation discused in complementary results of this study, need to be mor investigated in future researchers.

Keywords: Low Back Pain, Exercise Therapy, Kinetics

How to cite this article: Naghibi H, Hadadnezhad M , Barati A H, Shojaedin S. [Effects of gluteal muscle specific strength training on kinetics and pain in patients with chronic non specific low back pain]. Med J Tabriz Uni Med Sciences Health Services. 2018 October-November;40(4):80-91. Persian.

© 2018 The Author(s). This is an Open Access article published by Tabriz University of Medical Sciences under the terms of the Creative Commons Attribution License (http://creativecommons.org/licenses/by/4.0), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

www.SID.ir

Arshive of SID

مقاله پژوهشی

تاثیر تمرینات مقاومتی ویژه عضلات سرینی بر کینتیک و درد بیماران دارای کمردرد مزمن غیر اختصاصی

هادی نقیبی[۱]، ملیحه حدادنژاد[۲*]، امیرحسین براتی[۲]، صدرالدین شجاع الدین[۳]

[۱] گروه حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی پردیس خوارزمی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
[۲] گروه بیومکانیک و آسیب شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی، تهران، ایران
[۳] گروه فیزیولوژی ورزش، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید رجایی، تهران، ایران
[*] نویسنده مسئول؛ ایمیل m.hadadnezhad@yahoo.com

دریافت: ۱۳۹۵/۱۲/۱۵ پذیرش: ۱۳۹۶/۴/۲۷ انتشار برخط: ۱۳۹۷/۶/۳۱
مجله پزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی ـ درمانی تبریز. ۱۳۹۷ مهر و آبان؛ ۴۰(۴):۸۰-۹۱

چکیده

زمینه: کینتیک غیرطبیعی و اختلال در عملکرد عضلات ران با ناهنجاریهای اسکلتی عضلانی متعددی مانند درد کشککی رانی، سندرم باند ایلیوتیبیال، آسیب‌های لیگامان صلیبی قدامی، کمردرد و آسیب مفصل ران در ارتباط است. هدف تحقیق حاضر بررسی تاثیر تمرینات مقاومتی ویژه عضلات سرینی بر متغیرهای کینتیک (حوزه زمان و فرکانس) و درد در بیماران دارای کمردرد مزمن غیر اختصاصی بود.

روش‌کار: ۲۴ مرد دارای کمردرد مزمن غیر اختصاصی با میانگین سن ۵/۴۸±۳۰/۲۷ سال انتخاب و به دو گروه مساوی تجربی و کنترل تقسیم بندی شدند. قبل و بعد از اجرای تمرینات مقاومتی ویژه عضلات سرینی، درد، متغیرهای کینتیک (زمان و فرکانس) در دو شرایط (با ثبات-قبل از خستگی و بی ثبات-پس از خستگی) و فعالیت الکتریکی عضلات سرینی بزرگ، میانی و کشنده پهن نیام به ترتیب با استفاده از مقیاس بصری درد، صفحه نیرو و الکترومایوگرافی سطحی بعمل آمده و نتایج با استفاده از آنالیز کوواریانس، تی وابسته و مستقل مورد تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که تمرینات ویژه عضلات سرینی منجر به افزایش میزان فعالیت عضلات گلوتئال و کاهش فعالیت کشنده پهن نیام، بهبود متغیرهای کینتیکی (زمان و فرکانس) و کاهش درد در بیماران دچار کمردرد مزمن غیر اختصاصی گردید.

نتیجه‌گیری: بعد از انجام تمرینات مقاومتی ویژه عضلات سرینی، تغییرات قابل توجهی در متغیرهای کینتیکی (زمان و فرکانس) و درد بوجود آمد که می تواند در کنار یافته های مربوط به فعالیت عضلانی مورد بحث این تحقیق، مورد توجه محققان آینده جهت کمک به مراقبت و پیشگیری در بیماران مبتلا به کمردرد قرار بگیرد.

کلید واژه‌ها: کمردرد، تمرین درمانی، کینتیک

نحوه استناد به این مقاله: نقیبی ه، حدادنژاد م، براتی ا ح، شجاع الدین ص. تاثیر تمرینات مقاومتی ویژه عضلات سرینی بر کینتیک و درد بیماران دارای کمردرد مزمن غیراختصاصی. مجله پزشکی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی ـ درمانی تبریز. ۱۳۹۷؛ ۴۰(۴):۸۰-۹۱

حق تألیف برای مؤلفان محفوظ است.
این مقاله با دسترسی آزاد توسط دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی ـ درمانی تبریز تحت مجوز کریتو کامنز (http://creativecommons.org/licenses/by/4.0) منتشر شده که طبق مفاد آن هرگونه استفاده تنها در صورتی مجاز است که به اثر اصلی به نحو مقتضی استناد و ارجاع داده شده باشد.

www.SID.ir

Arshive of SID

مقدمه

کمردرد به عنوان درد در قسمت پایین ستون فقرات بین مهره دوازدهم پشتی و اولین مهره خاجی شناخته شده است (۱) و درد آن ممکن از حاشیه دنده‌ای تا کشاله ران احساس شود. بر اساس زمان شروع، کمردرد می‌تواند در طبقه‌بندی حاد (کمتر از ۴ هفته)، تحت حاد (بین ۴ هفته تا ۳ ماه) و یا مزمن (بیش از ۳ ماه) قرار بگیرد (۲). بیماران مبتلا به کمردرد مزمن ۷۳ تا ۷۷ درصد کل بیماران با اختلالات کمر را تشکیل می‌دهند که در ۸۵ درصد آنها علت خاصی برای کمردردشان یافت نشده و تحت عنوان کمردرد مزمن غیراختصاصی طبقه‌بندی می‌شوند. اگرچه اکثر اوقات کمردرد خود به خود بهبود پیدا می‌کند، اما نیمی از مبتلایان به کمردرد، سابقه کمردرد طولانی یا چندین دوره کمردرد را دارند. طبق گزارش تحقیقات موجود، این گروه از بیماران به تنهایی ۸۰ درصد هزینه‌های مربوط به درمان کمردرد را به خود اختصاص می‌دهند (۳). کاهش استقامت عضلاتی از تغییراتی است که به دنبال مزمن شدن روند کمردرد رخ می‌دهد. استقامت بالای عضلات پاراسپاینال با وجود و احتمال ابتلا به کمردرد در ارتباط است. به دنبال خستگی، جهت حفظ ثبات وضعیتی، منابع بیشتری مورد نیاز بوده و توانایی پردازش مغزی جهت انجام فعالیت شناختی ثانویه کاهش پیدا می‌کند. به بیانی دیگر خستگی تا اندازه ای، مکانیسم کنترل وضعیتی را از حالت خودکار خارج کرده و به فعالیتی نیمه آگاهانه تبدیل می‌کند (۲،۱). کینتیک و کینماتیک غیرطبیعی و عملکرد نامناسب عضلات ران با اختلالات اسکلتی عضلانی متعددی مانند درد کشککی رانی (۳)، سندرم درد ایلیوتیبیال (۴)، آسیب لیگامان صلیبی قدامی (۵)، کمر درد (۶) و آسیب مفصل ران (۷) مرتبط است. بطور مثال در تحقیقات متعددی گزارش شده است که ضعف قابل توجهی در ابداکشن، چرخش خارجی و اکستنشن ران به همراه افزایش مرتبط در چرخش داخلی ران و ابداکشن زانو در حین فعالیت‌های عملکردی در افراد دارای درد کشککی رانی در مقایسه با افراد بدون درد وجود دارد (۸). به دلیل وجود رابطه مشخص بین اختلال ران و آسیب اندام تحتانی، در پروتکل‌های توانبخشی بیشتر بر تقویت عضلات ران تمرکز می‌شود (۲،۹). از جمله تغییراتی که به دنبال خستگی عصبی- عضلانی در کنترل و هماهنگی حرکتی رخ می‌دهد، می‌تواند احتمال بروز آسیب در ناحیه کمر را افزایش دهد. از جمله این تغییرات می‌توان به افزایش تغییرپذیری نیروی تولید شده توسط تنه، افزایش سفتی تنه، کاهش تغییرپذیری کینماتیک اندام تحتانی، اختلال در مکانیسم‌های پیش‌خوراند عضلات تنه، افزایش میزان و سرعت نوسان مرکز فشار و مرکز جرم، تغییر در پوسچر (تمایل به سمت جلو)، کاهش سرعت هدایت عصبی، افزایش حرکات ران و تنه، کاهش گشتاور ایزومتریک تولیدی تنه و افزایش تغییرپذیری آن و افزایش سطح هم انقباضی آنتاگونیستی عضلات تنه اشاره کرد (۱۱،۱۰). یکی از فعالیت‌های بسیار شایع به خصوص در حیطه بیومکانیک شغلی، باربرداری مکرر است که می‌تواند به دلیل ایجاد خستگی و همچنین در بر داشتن فاکتورهای متعدد دیگری همچون اعمال نیروهای فشاری و برشی، عدم قرینگی و سایر عوامل، به عنوان یک عامل خطر مهم برای بروز کمردرد مطرح باشد و به همین دلیل بررسی آن از دیدگاه ارگونومی و در رابطه با کمردرد از اهمیت بالایی برخوردار است (۱۲). جهت بررسی اثر عامل خستگی می‌توان متغیرهای گوناگونی را مورد بررسی قرار داد. فاکتور کنترل وضعیتی به لحاظ اهمیت کاربردی آن در ثبات بدن و پیشگیری از بروز آسیب می‌تواند یکی از مهم ترین فاکتورهای موجود باشد. سابقاً مطالعه کنترل وضعیتی عمدتاً در ضایعات عصبی کاربرد داشت اما امروزه، این جنبه از عملکرد انسان در ضایعات عضلانی اسکلتی نیز تقریباً به همان اندازه مد نظر قرار می‌گیرد (۲). از سوی دیگر اکثر مطالعات صورت گرفته بر روی کمردرد مزمن تنها بر تنه متمرکز شده‌اند در حالی که تنه تنها جزئی از یک سیستم به نام بدن انسان است. در نتیجه علاوه بر ویژگی های خاص تنه، بررسی عملکرد کل این سیستم می‌تواند به نحو بهتری ما را به سمت درمان و ارزیابی پیشرفت بیمار راهنمایی کند. در مطالعه Asghari و همکاران (۲۰۰۵) نیز ویژگی‌های روان سنجی نسخه ۲۴ سؤالی این پرسشنامه برای نمونه‌های ایرانی، قابل قبول عنوان شد. میزان reliability پرسشنامه در برخی از تحقیقات ۰/۹۱ گزارش شده است. یکی از بهترین شاخص‌ها جهت ارزیابی عملکرد کل سیستم بدن انسان، کنترل تعادل است. از طرف دیگر از آنجایی که بسیاری از آسیب‌های ناحیه کمر به دنبال بروز اغتشاشات وضعیتی ناگهانی مانند سر خوردن و افتادن گزارش شده است، بنابراین بررسی کنترل وضعیتی در ارزیابی و توانبخشی بیماران دارای کمردرد نیز همانند ضایعات عصبی حائز اهمیت است. از دیگر شواهد موجود مبنی بر وجود اختلالات ثباتی در بیماران مبتلا به کمردرد می‌توان به کاهش جابجایی مرکز فشار و افزایش جابجایی مرکز جرم در این افراد در مقایسه با افراد سالم اشاره کرد. از آنجایی که جابجایی‌های مرکز فشار به عنوان ابزاری جهت مقابله با جابجایی‌های مرکز جرم شناخته شده است، بنابراین یافته فوق می‌تواند حاکی از عدم کفایت سامانه کنترل وضعیتی در رسیدن به این هدف و تامین ثبات وضعیتی باشد (۱۴-۱۳). بررسی دینامیک رفتار مرکز فشار اطلاعات ارزشمندی را در رابطه با کینتیک و نحوه اعمال نیروهای موثر در حفظ وضعیت، در اختیار قرار می‌دهد اما جهت دستیابی به اطلاعاتی در رابطه با تاثیر این نیروها بر جابجایی‌های وضعیتی و پوسچر و همچنین استراتژی-های به کار گرفته شده توسط سیستم کنترل وضعیتی جهت حفظ ثبات بدن، نیاز به دسترسی به اطلاعاتی در رابطه با کینتیک داریم

www.SID.ir

Arshive of SID

(۲). از طرف دیگر، شاخص نسبت فعالیت عضلات سرینی به کشنده پهن نیام در توانبخشی بیماری‌هایی همچون کمردرد یافته با ارزشی محسوب می شود. در این شاخص از فعالیت نرمال شده الکترومایوگرافی برای عضلات استفاده می شود. این شاخص در واقع معادل با هم انقباضی محاسبه شده برای زانو در حین مانورهای راه رفتن و مانورهای برشی است که در اغلب تحقیقات نسبت فعالیت عضلات سرینی به کشنده پهن نیام زیر ۵۰ را به عنوان وجود تداخل فعالیت کشنده پهن نیام با عضلات سرینی در نظر می‌گیرند. برخی از اطلاعات موجود حاکی از تغییر در کورتکس سوماتوسنسوری اولیه در افراد دارای سابقه طولانی کمردرد می باشد. ارتباط قوی بین دقت حسی کمر با عملکرد تست‌های کنترل حرکت کمر و عملکرد تصویرسازی حرکتی اختصاصی کمر گزارش شده است. بنابراین این موضوع بیان می‌کند که تمرینات حرکتی و حسی ممکن است اثر تکمیل کننده بر روی هم داشته باشند (۱۴). شواهد اندکی وجود دارد که نشان می‌دهد تمریناتی که به نوعی با کنترل حرکت سروکار دارند می توانند در درمان افراد دارای کمردرد مزمن غیر اختصاصی مفید واقع شوند. تحقیقات موجود بیانگر این موضوع هستند که افراد دارای کمردرد مزمن غیر اختصاصی، دارای اختلالات کنترل حرکت بوده و برای درمان این افراد تمرینات خاص کنترل حرکت (۱۵)، تمرینات ثبات‌دهنده ستون فقرات (۱۶) و تمرینات حسی-حرکتی روی سطح نامتعادل (۱۷) موثر واقع می‌شوند. در سالهای اخیر در ارتباط با درمان کمردرد مزمن غیر اختصاصی، تمرکز محققان بر روی تمریناتی است که حس و حرکت را بطور همزمان و یا عضلات کنترل‌کننده لگن را به صورت اختصاصی مورد هدف قرار دهند (۲۰-۱۷). محققان عقیده دارند که اینگونه تمرینات احتمالاً توانایی بیماران دارای کمردرد مزمن را در کنترل حرکات عملکردی افزایش می‌دهند. هزینه‌های درمانی سنگین کمردرد و مشکلات متعاقب آن مانند بستری شدن طولانی مدت، از دست دادن کار و فشار به بدنه اقتصادی جامعه نگرانی‌های زیادی را معطوف به این بیماری کرده است. از طرف دیگر به دلیل آنکه بعضی از بیماران دارای شرایطی می‌باشند که بیشتر وقت روزانه خود را باید در خانه یا محل کار باشند و نمی‌توانند برای درمان کمردرد خود به مراکز درمانی بروند، تمرینات درمانی به این افراد برای اینکه بتوانند برای کاهش دردکمر، خودشان تمرینات را در خانه یا محل کار انجام دهند، ضروری به نظر می‌رسد. در تحقیقات قبلی عنوان شده بود که فعالیت بهتر عضلات گلوتئوس ماگزیموس و گلوتئوس مدیوس احتمالاً بتواند بر کینتیک و کینماتیک افراد دارای کمردرد مزمن تاثیرگذار باشد و انتظار بر این است که در تحقیقات انجام شده در این بیماران، دقیقا بر روی تمریناتی تمرکز شود که عضلات مذکور را به صورت ویژه مورد تمرین قرار می‌دهند تا در نهایت با توجه به یافته‌های کینتیکی و کینماتیک بتوان اطلاعات پایه‌ای مناسبی را در اختیار محققان آینده و همچنین افراد دچار کمردرد مزمن غیر اختصاصی قرار داد. بنابراین هدف تحقیق حاضر بررسی تاثیر تمرینات ویژه عضلات سرینی بر متغیرهای کینتیک (زمان و فرکانس) و درد در بیماران دچار کمردرد مزمن غیر اختصاصی بود.

روش‌کار

روش تحقیق حاضر از نوع مقایسه‌ای- هدفمند و طرح استفاده شده در این تحقیق، طرح دو گروهی با پیش آزمون و پس آزمون در گروه‌های تجربی و کنترل بود. جامعه آماری این تحقیق شامل مردان ۳۰ تا ۴۰ ساله و نمونه‌های آماری متشکل از ۲۴ آزمودنی مبتلا به کمردرد مزمن غیر اختصاصی بودند. لازم به ذکر است که تحقیق حاضر، کارآزمایی بالینی نبوده و دارای کد کارآزمایی نمی-باشد. قلمرو تحقیق شامل بیماران دارای کمردرد مزمن غیر اختصاصی دارای میانگین سن ۵/۴۸±۳۰/۲۷ سال، قد ۵/۲۴±۱۷۰/۲۲ سانتی‌متر، وزن ۱/۲۲±۶۸/۶۷ کیلوگرم و شاخص توده بدنی ۱/۱۸±۲۰ کیلوگرم بر مترمربع بود. معیارهای خروج از تحقیق شامل شرکت در برنامه تمرینات توانبخشی و تمرین درمانی در یک سال گذشته، سابقه آسیب دیدگی در یک سال گذشته در ناحیه تنه و اندام تحتانی، جراحی در ناحیه کمر و اندام تحتانی، بیماری التهابی ستون فقرات، سابقه شکستگی ستون فقرات، تومور در کمر و افراد دارای کمردرد با منشأ غیرمکانیکی بود. پس از تکمیل فرم جمع‌آوری اطلاعات، افرادی که دارای شرایط اولیه ورود به تحقیق بودند، در صورت ابتلا به کمردرد مزمن غیر اختصاصی وارد تحقیق می‌شدند. برای گزینش آزمودنی‌های آزمون ابتدا طرح تحقیق برای آنها تشریح می شد (دانشگاه خوارزمی تهران) و سپس از نظر سوابق بیماری ارتوپدی و عصبی- عضلانی، افرادی که مایل به شرکت در تحقیق بودند، پرسشنامه رولاند موریس را پر کرده و برای ارزیابی بالینی توسط متخصصان ارتوپدی بررسی می‌شدند و افرادی که طبق نظر متخصصان، دارای شرایط اجرای پروتکل تمرینی و آزمون‌های مورد نظر نبودند و نمره پرسشنامه رولاند موریس آنها زیر چهار بود از تحقیق کنار گذاشته می‌شدند (۲۰). آزمودنی‌ها پس از تکمیل رضایت‌نامه کتبی شرکت آگاهانه در تحقیق، به وسیله آزمون‌های درد، کینتیک و میزان فعالیت عضلانی بررسی شده و امتیازات آزمون‌ها در فرم امتیاز دهی ثبت می‌شد. نمونه‌ها ابتدا به صورت هدفمند انتخاب شده و سپس به دو گروه ۱۳ نفره (تمرینات ویژه عضلات سرینی و گروه کنترل) تقسیم شدند. تعداد نمونه در این تحقیق پس از یک مطالعه مقدماتی و بر اساس اطمینان ۹۵ درصد و توان آزمون ۸۰ درصد طبق فرمول، نه نفر برای هر گروه تعیین شد. جهت اطمینان از باقی ماندن تعداد کافی آزمودنی در هر یک از گروه ها، تعداد ۱۳ نفر در هر گروه مورد آزمون قرار گرفت که در مرحله پس آزمون

www.SID.ir

Arshive of SID

یک نفر از هر گروه حذف شده و اطلاعات ۲۴ نفر مورد تحلیل آماری قرار گرفت. روش اجرای تست‌گیری متغیرهای کینتیکی به این شکل بود که به منظور حذف عامل مخدوش کننده یادگیری در انجام تکلیف وضعیتی و پیش از آغاز مراحل اصلی جمع‌آوری اطلاعات، فرد مورد آزمون به مدت یک دقیقه ایستادن بر روی تیلت بورد را تمرین می کرد. علاوه بر این، به منظور ایجاد آمادگی، در همین مرحله، پنج مرتبه فعالیت باربرداری و بارگذاری را نیز تجربه می کرد. از آنجایی که معیار تشخیص خستگی در این مطالعه نمره مقیاس بورگ است، پیش از شروع آزمون، آزمودنی ها با این مقیاس آشنا شده و توضیحات لازم جهت استفاده از آن به وی داده شد و از او خواسته شد که در طول زمان انجام تکلیف حرکتی، هرگاه در رابطه با شاخص مورد نظر از وی سوال شد، بدون ایجاد وقفه در انجام حرکت، درجه ای را که به بهترین نحو شرایط او را در آن لحظه نشان می‌دهد، اعلام کند. جهت شروع مراحل اصلی جمع آوری اطلاعات، آزمودنی‌ها بدون پوشیدن کفش و جوراب، در دو مرحله (شرایط با ثبات– عدم خستیگی و شرایط بی ثبات– خستگی) طی سه تکرار بر روی صفحه نیرو ایستاده و از آنها خواسته می‌شد ضمن نگاه کردن به روبرو تاحد امکان بدون حرکت قرار بگیرند. در رابطه با وضعیت قرارگیری پاها تنها معیار مورد نظر هم راستا بودن پاشنه‌های فرد بوده و فاصله بین دو پا و زاویه قرارگیری آنها به دلخواه فرد تعیین شده و در تمامی تکرارهای بعدی ثابت باقی می‌ماند. جهت تعیین و ثابت نگهداشتن موقعیت قرارگیری پاها بر روی تیلت بورد، این صفحه به صورت کاملاً مدرج (مشابه صفحه تعادل سیستم بایودکس) علامتگذاری شده و قابلیت خواندن موقعیت مکانی طولی و عرضی پاها و همچنین زاویه بین آنها برای آزمونگر فراهم می آمد. پس از آنکه آزمودنی موقعیت دلخواه خود را بر روی تیلت بورد تعیین کرد، مختصات قرارگیری پاها شامل محل قرارگیری پاشنه‌ها، فاصله پاها از یکدیگر و زاویه انحراف پاها از خط وسط ثبت شده و همین مختصات برای دفعات بعدی که فرد بر روی تیلت بورد می ایستاد، مورد استفاده قرار می گرفت. هدف از عدم تحمیل وضعیت خاص قرارگیری پاها، حفظ وضعیت طبیعی ایستادن افراد است که می‌تواند با یکدیگر بسیار متفاوت بوده و تغییر اجباری آن به عنوان یک عامل مخدوش کننده عمل می‌کند. در نتیجه چنانچه از تمامی آزمودنی‌ها خواسته می‌شد تا همگی در یک وضعیت مشترک و از پیش تعیین شده بر روی صفحه نیرو یا تیلت بورد قرار گیرند (۲)، این وضعیت مسلماً برای بسیاری از آنها وضعیت ایستادن طبیعی نبوده و در نتیجه اطلاعات حاصل از چنین آزمونی نمی‌توانست حاکی از فرآیند کنترل وضعیتی در افراد مورد مطالعه باشد. ده ثانیه پس از قرارگیری فرد بر روی صفحه نیرو، ثبت اطلاعات خروجی صفحه نیرو آغاز شده و به مدت ۳۰ ثانیه ادامه می‌یافت (شرایط با ثبات– عدم خستگی). در این مرحله بین هر یک از آزمون ها، فرد به مدت دو دقیقه استراحت می‌کرد تا از خسته نبودن وی حین انجام آزمون اطمینان حاصل شود. پس از پایان این مرحله، آزمودنی بدون واسطه تیلت بورد بر روی صفحه نیرو قرار گرفته و وزنه‌هایی معادل ۱۵ درصد وزن بدن خود را که به صورت مساوی و متقارن در دو دست قرار می‌گرفتند از روی زمین برداشته تا محاذات کمر خود بلند کرده و مجدداً بر روی زمین بر می‌گرداند. سپس بدون فاصله و بدون جدا شدن دست ها از وزنه ها، عمل باربرداری و بارگذاری را تکرار می‌کرد. در حین انجام این فعالیت و در فواصل ۳۰ ثانیه‌ای، از آزمودنی در رابطه با سطحی از مقیاس بورگ که به بهترین نحو بیانگر شدت تلاش وی جهت ادامه فعالیت بود، سوال می‌شد. این فعالیت تا به آنجا ادامه می‌یافت که آزمودنی عددی بالاتر از ۱۷ را در مقیاس ۲۰ نمره ای بورگ گزارش می‌کرد که در این مطالعه معادل خستگی کامل بوده و نشانه پایان آزمون باربرداری و بارگذاری بود. نمره ۱۷ در این مقیاس معادل شرایط بسیار سخت بوده و دلیل عدم ادامه آزمون تا نمره های بالاتر از ۱۷، رعایت مسائل اخلاقی و اطمینان از عدم بروز آسیب در افراد مورد مطالعه و به خصوص بیماران مبتلا به کمردرد می‌باشد (۲). در تمام طول زمان انجام تکلیف حرکتی (بارگذاری و باربرداری)، اطلاعات خروجی صفحه نیرو ثبت می شد. اطلاعات حاصل از صفحه نیرو، پس از ورود به سیستم تبدیل آنالوگ به دیجیتال در حافظه کامپیوتر ثبت و بصورت غیر برخط مورد تجزیه و تحلیل قرار می گرفت. فرکانس نمونه برداری سامانه کینتیک هرتز انتخاب شده است. سپس بلافاصله آزمودنی در دو مرحله (شرایط بی ثبات– خستگی)، بر روی صفحه نیرو قرار گرفته و در هر حالت به مدت ۳۰ ثانیه اطلاعات خروجی صفحه نیرو ثبت می شد. جهت اجتناب از برطرف شدن خستگی، فاصله استراحتی بین دو شرایط آزمون در این مرحله وجود نداشته و آزمون‌های این مرحله تنها یک مرتبه انجام می‌شدند. بعد از این مرحله، در روز بعد ثبت اطلاعات مربوط به الکترومایوگرافی از سه عضله سرینی بزرگ، میانی و کشنده پهن نیام بعمل می‌آمد. بعد از انجام پیش آزمون، آزمودنی های گروه تجربی به مدت شش هفته تمرینات مقاومتی ویژه عضلات سرینی را انجام داده و پس از اتمام تمرینات مجدداً مطابق با شرایط آزمونی که برای پیش آزمون ذکر شد، مورد آزمون قرار گرفته و اطلاعات آنها مورد تجزیه و تحلیل آماری قرار می‌گرفت. در این پرسشنامه، بیمار یک سری از عبارت‌ها را خوانده و در صورت صادق بودن آن عبارت در مورد وضعیت سلامتی‌اش در مربع مقابل آن علامت «*» می‌گذارد. این عبارت‌ها بیانگر دامنه وسیعی از فعالیت‌های روزانه فرد است که توسط کمردرد مختل شده است. نمره کل این پرسشنامه با جمع نمودن تعداد علامت‌هایی که بیمار جلوی هر مربع گذاشته است (بین ۰ تا ۲۴)، بدست می‌آید. نمره بیشتر در این پرسشنامه بیانگر ناتوانی جسمی بیشتر است. در ایران Kahlaee و همکاران پایایی

www.SID.ir

Arshive of SID

درونی این پرسشنامه را ۸۸٪ گزارش نموده‌اند (۲). در این تحقیق، وزن آزمودنی‌ها بوسیله ترازو و قد آزمودنی‌ها بوسیله قدسنج مارک Seca ساخت آلمان ارزیابی شد. میزان درد کمر با استفاده از مقیاس بصری درد (VAS) اندازه‌گیری شد. از این مقیاس برای اندازه‌گیری شدت درد ادراک شده استفاده می‌شود. این مقیاس شامل خط صاف افقی ۱۰۰ میلی‌متری است که روی یک سر آن عبارت «عدم وجود درد» و بر روی سر دیگر آن عبارت «شدیدترین درد ممکن» نوشته شده است. بیمار، میزان درد خود را که در غالب اوقات احساس می‌کند بر روی پیوستار ۱۰۰ میلی-متری این خط صاف علامتگذاری می نماید. شیوه اندازه گیری میزان درد با استفاده از یک خط کش مدرج از ابتدای پیوستار تا جایی که بیمار علامت گذاشته است، محاسبه می‌شود. این مقیاس بطور گسترده در پژوهش‌های مرتبط با درد، مورد استفاده بوده و اعتبار و روایی آن مکرر مورد تأیید قرار گرفته است (۲). دریافت و ثبت سیگنال مرکز فشار در این مطالعه توسط صفحه نیرو ساخت شرکت Kistler سوئیس مدل AB ۹۲۸۶ صورت می گرفت. این صفحه نیرو از نوع پیزوالکتریک بوده و دارای چهار حسگر در چهار گوشه صفحه مستطیلی شکل ۳۰ در ۵۰ سانتی متر می باشد. این سیستم قابلیت نمونه برداری با فرکانس بیش از ۱۰۰۰ هرتز را دارا می باشد. تجزیه و تحلیل سیگنال خروجی این سیستم بصورت غیر برخط و توسط سیستم MATLAB صورت می گرفت و اطلاعات مربوط به متغیرهای کینتیک حوزه زمان و فرکانس استخراج می شد. جهت بررسی فعالیت الکتریکی عضلات (سرینی بزرگ، میانی و کشنده پهن نیام) از دستگاه الکترومایوگرافی تله متریک هشت کاناله (MT8، ساخت شرکت MIE کشور انگلستان) استفاده شد. این دستگاه دارای ۸ کانال می-باشد که در تحقیق حاضر از سه کانال آن برای بررسی عضلات و از دو کانال بعد برای استفاده از صفحه سوئیچ کف پایی و الکتروگونیامتر استفاده شد. در این تحقیق از الکترودهای سطحی یکبار مصرف الکتروکاردیوگرافی F-RG1 مستطیل شکل، مارک SKINTACT ساخت کشور اتریش استفاده شد. داده‌های الکترومیوگرافی با فرکانس نمونه‌برداری (Sampling rate) ۱۰۰۰ هرتز در ثانیه جمع‌آوری شد. این سیگنال‌ها ابتدا به میزان ۱۰ برابر (×۱۰) پیش تقویت شده (Preamplified) و در محدوده گذردهی (Band-pass filter) بین ۲۰ تا ۵۰۰ هرتز فیلتر گردید. ثبت فعالیت الکتریکی عضلات در روز جداگانه و در شرایط ثباتی و خستگی مورد بحث در بخش قبلی صورت نگرفته است. سیگنال‌های الکترومیوگرافی در این تحقیق در حین تکلیف فرود دراپ بر روی یک پا ثبت شدند. همان‌طور که گفته شد از یک سوئیچ پایی هماهنگ با دستگاه الکترومیوگرافی نیز برای مشخص شدن زمان‌های برخورد پا استفاده گردید. جهت محاسبه فعالیت الکتریکی عضلات نیز از سیگنال‌های ثبت شده در تکلیف فرود دراپ استفاده شد. برای این کار ابتدا زمان آغاز فعالیت و زمان پایان فعالیت عضله محاسبه می‌شدند. نحوه محاسبه زمان آغاز فعالیت عضله و زمان پایان فعالیت نیز بر طبق این تعریف جایی است که میزان فعالیت عضله به کمتر از میانگین به علاوه سه انحراف استانداردِ فعالیت خط زمینه افت کند و تا ۲۵ میلی ثانیه در این حد باقی بماند. محاسبه زمان‌های آغاز و پایان فعالیت عضله به‌وسیله برنامه نوشته شده در نرم افزار MATLAB (که پیش‌تر توضیح داده شد) به دست می‌آمدند. سپس سیگنال خام الکترومیوگرافی بین نقاط آغاز و پایان فعالیت تحت پردازش در حوزه زمان قرار گرفته و به وسیله الگوریتم RMS (Root Mean Square) (محاسبه ریشه میانگین مربعات) با ثابت زمانی ۵۰ میلی‌ثانیه و به‌وسیله نرم افزار Megawin نسخه ۳ مورد پردازش قرار می‌گرفت. عدد حاصل از پردازش به‌وسیله RMS، منعکس کننده میانگین توان (Power) یک سیگنال است که میزان یا سطح فعالیت (Activity or activation level) عضله را نشان می‌دهد. شاخص نسبت فعالیت سرینی به کشنده پهن نیام در این پژوهش بر اساس فرمول زیر محاسبه گردید: GTA index: {((GMED/TFL) × GMED) + ((GMAX/TFL) × GMAX)}/2 (۲۱). در این تحقیق از پروتکل ارائه شده به وسیله Selkowitz و همکاران در سال ۲۰۱۳ استفاده شد (۲۱). در این پروتکل تمرینی، تمرکز بر روی تمریناتی بود که دو عضله سرینی میانی و بزرگ را بدون درگیر کردن عضله کشنده پهن نیام مورد تمرین قرار می داد. در هر جلسه سه تمرین بصورت تصادفی و به توالی انتخاب شده و به اجرا در می‌آمد و اگر هر کدام از تمرینات در جلسه بعدی تکرار می شد، ده درصد به شدت تمرین اضافه می‌شد. شدت تمرینات از جلسه اول تا یک جلسه مانده به آخر افزایش داده شد و در دو جلسه آخر شدت تمرینات هر دو گروه مشابه هم بود تا اثر تمرینات بر روی آزمون از بین برود. مدت زمان هر جلسه تمرینی بین ۱۰ تا ۱۵ دقیقه بود. زمان استراحت حین تکرارها و بین ست ها به نسبت سه به یک تنظیم شد. ۴۸ ساعت پس از آخرین جلسه تمرینی، پس آزمون بعمل آمد. برای تجزیه و تحلیل داده های کسب شده از آمار توصیفی و استنباطی (آزمون‌های آماری کولموگروف اسمیرنوف، تحلیل کوواریانس، تی مستقل و وابسته در سطح معنی‌داری ۰/۰۵) استفاده شد. کلیه محاسبات آماری توسط نرم افزار SPSS نسخه ۲۲ انجام شد.

یافته ها

در طی مطالعه نشان داد تفاوت آماری معنادار در ویژگی‌های دموگرافی آزمودنی‌های چهار گروه یافت نشد. بررسی تاثیر تمرینات ویژه عضلات سرینی بر درد در جدول ۱ نمایان است.

www.SID.ir

Arshive of SID

جدول ۱: مقایسه نمرات درد در گروه های تحت مطالعه (آزمون تی مستقل و وابسته).

	گروه	میانگین و انحراف استاندارد	معناداری
پیش آزمون	گروه کنترل	۵/۴±۳/۱۲	۰/۷۳۶
	گروه تجربی	۴/۱۸±۳/۱۲	
پس آزمون	گروه کنترل	۶/۱±۲/۷۶	۰/۰۲۱ *
	گروه تجربی	۲±۱/۲۴	

جدول ۲: مقایسه نمرات کینتیک (حوزه زمان و فرکانس) در گروه های تحت مطالعه (آزمون تی مستقل و وابسته)

متغیر های کینتیک			**گروه ها**	**پیش ازمون (با ثبات-بدون خستگی)**	**پیش آزمون (بی ثبات- خستگی)**	**پس (با ثبات-بدون خستگی)**	**پس آزمون(بی ثبات- خستگی)**
متغیرهای حوزه زمان	دامنه نوسان	قدامی -خلفی	گروه تجربی	۱۶/۳۲±۸/۵۳	۴۴/۱۷±۱۱/۴۳	۱۳/۱۱±۵/۳	۳۶/۱۶±۸/۰۵
			گروه کنترل	۱۷/۸۷±۵/۳۳	۴۱/۴۵±۹/۷۹	۱۸/۲۱±۶/۱۵	۴۰/۳۳±۱۰/۲۳
		جانبی	گروه تجربی	۷/۰۳±۳/۴۴	۴۱/۱۶±۱۲/۲۱	۵/۶±۳/۲	۳۳/۶۸±۷/۵۶
			گروه کنترل	۸/۰۴±۱/۷۶	۴۴/۳۲±۱۶/۴۳	۹/۱۲±۲/۸	۴۴/۶±۱۵/۲۲
	تغییرپذیری نوسان	قدامی -خلفی	گروه تجربی	۶/۳۳±۱/۳۳	۹/۵۶±۳/۱۲	۵/۵±۲/۸	۶/۴±۲/۴۴
			گروه کنترل	۵/۸۱±۱/۱۶	۱۱/۴۶±۳/۲۲	۵/۴±۲	۱۲/۵۴±۳/۱۴
		جانبی	گروه تجربی	۳/۵۶±۰/۴۳	۴/۳۲±۳/۵	۲/۱±۰/۲۲	۳/۷±۱/۵
			گروه کنترل	۳/۱۵±۰/۹۴	۴/۴۶±۱/۴۳	۴/۱۸±۱/۱	۵/۱±۰/۹
	سرعت نوسان	قدامی -خلفی	گروه تجربی	۶/۱۲±۲/۱۱	۴۱/۳۶±۳/۸	۴/۲۱±۱/۷۶	۳۵/۲۲±۲/۶۱
			گروه کنترل	۷/۶۴±۱/۸۲	۳۷/۱۲±۲/۲۱	۶/۹±۳/۱	۳۷/۶۵±۲/۱۸
		جانبی	گروه تجربی	۳/۷۷±۱/۴۷	۲۵/۴۴±۵/۵۱	۱/۸±۱/۰۷	۱۹/۷±۳/۱۶
			گروه کنترل	۳/۹۹±۰/۵۷	۲۴/۹۷±۳/۲۲	۴/۶±۱/۴	۲۶/۲۹±۳/۴۷
	محدوده نوسان	–	گروه تجربی	۱۲۶/۳۴±۲۱/۶۶	۱۳۰۰/۳±۱۷۶/۲۱	۱۱۶/۲۱±۳۲/۰۳	۱۲۴۵/۳۴±۱۵۰/۱
			گروه کنترل	۱۲۰/۴۵±۳۴/۷۲	۱۳۰۹/۷±۲۵۷/۶۷	۱۲۳/۱۲±۲۷/۱۴	۱۳۱۹/۵۱±۲۶۳/۸
	طول مسیر نوسان	–	گروه تجربی	۳۳۱/۶۲±۳۷/۱۸	۱۶۰۱/۴۴±۳۴۲/۸	۳۱۹/۴±۲۶/۱	۱۴۸۱/۵±۳۰۱/۶۲
			گروه کنترل	۳۲۴/۱۸±۳۱/۴۵	۱۵۰۸/۴±۱۹۳/۹	۳۲۶/۱۴±۳۳/۱۲	۱۶۱۰/۲±۲۰۳/۴
متغیرهای حوزه فرکانس	فرکانس میانگین	قدامی -خلفی	گروه تجربی	۰/۲۵±۰/۶	۰/۵۵±۰/۴۲	۰/۲۱±۰/۲	۰/۴۳±۰/۳۳
			گروه کنترل	۰/۲۶±۰/۴۵	۰/۴۹±۰/۱۲	۰/۲۸±۰/۲۶	۰/۵۲±۰/۲۴
		جانبی	گروه تجربی	۰/۱۴±۰/۰۹	۰/۳۳±۰/۲۳	۰/۱۱±۰/۰۳	۰/۲۶±۰/۱۱
			گروه کنترل	۰/۱۱±۰/۰۷	۰/۳۸±۰/۴۳	۰/۱۳±۰/۰۴	۰/۳۸±۰/۳۲
	فرکانس ۹۹ درصد مجموع طیف	قدامی -خلفی	گروه تجربی	۱/۵۶±۰/۴۸	۳/۲۱±۱/۳۲	۱/۴۰±۰/۳۳	۲/۴±۱
			گروه کنترل	۲/۹۱±۰/۱	۳/۰۲±۱/۷۸	۳/۱۴±۰/۶	۳/۱۶±۱/۴۳
		جانبی	گروه تجربی	۰/۵۶±۰/۲۱	۰/۹۳±۰/۷۵	۰/۵۱±۰/۴	۰/۷۵±۰/۲۱
			گروه کنترل	۰/۵۷±۰/۳۴	۰/۹۱±۰/۷۹	۰/۵۷±۰/۴۱	۰/۹۴±۰/۶۹
	مجموع توان فرکانسی	قدامی -خلفی	گروه تجربی	$۳/۱\times۱۰^{-۲}\pm۱\times۱۰^{-۲}$	$۹/۵۶\times۱۰^{-۴}\pm۲/۶۶\times۱۰^{-۴}$	$۲/۸\times۱۰^{-۴}\pm۱\times۱۰^{-۴}$	$۵/۱۷\times۱۰^{-۲}\pm۱/۰۶\times۱۰^{-۲}$
			گروه کنترل	$۲/۴۳\times۱۰^{-۲}\pm۱\times۱۰^{-۲}$	$۸/۳۹\times۱۰^{-۴}\pm۲/۳۸\times۱۰^{-۴}$	$۲/۶۹\times۱۰^{-۴}\pm۲\times۱۰^{-۴}$	$۸/۶۲\times۱۰^{-۲}\pm۲/۴۳\times۱۰^{-۲}$
		جانبی	گروه تجربی	$۱/۱۷\times۱۰^{-۲}\pm۰/۵۴\times۱۰^{-۲}$	$۳/۴۵\times۱۰^{-۴}\pm۱/۸\times۱۰^{-۴}$	$۱/۰۲\times۱۰^{-۴}\pm۰/۶۱\times۱۰^{-۴}$	$۲/۶۷\times۱۰^{-۲}\pm۰/۹۳\times۱۰^{-۲}$
			گروه کنترل	$۱/۷۶\times۱۰^{-۲}\pm۰/۶۱\times۱۰^{-۲}$	$۲/۷۳\times۱۰^{-۴}\pm۱/۹\times۱۰^{-۴}$	$۱/۸۵\times۱۰^{-۴}\pm۱/۳۲\times۱۰^{-۴}$	$۲/۴۶\times۱۰^{-۲}\pm۱/۱۱\times۱۰^{-۲}$

نتایج آزمون آنالیز کوواریانس نشان داد که در پیش آزمون تفاوت میزان درد گروه‌های مختلف وجود ندارد. اما نتایج آزمون تی مستقل بیانگر وجود اختلاف معنادار در پس آزمون بین گروه کنترل با دو گروه تمرینات بود (P=۰/۰۲۱). نتایج آزمون تی وابسته بیانگر وجود اختلاف معنادار از پیش آزمون به پس آزمون در تمرینات ویژه عضلات سرینی (P=۰/۰۰۱) بود. بنابراین می توان گفت که تمرینات ویژه عضلات سرینی باعث کاهش درد در گروه تجربی شده است.

نتایج آزمون‌های آماری حاکی از آن بود که بعد از اجرای تمرینات، تغییرات معناداری در شرایط با ثبات- عدم خستگی در گروه تجربی ایجاد نشد. همانطور مشاهده می‌شود، در وضعیت بی‌ثبات-خستگی، اختلاف معنادار در متغیرهای کینتیک (حوزه زمان و فرکانس) دو گروه مشاهده نشد (جدول ۲). براساس نتایج آزمون تی مستقل، انجام تمرینات باعث کاهش معنادار همه متغیرهای کینتیکی مورد بررسی (حوزه زمان [دامنه نوسان قدامی-خلفی (P=۰/۰۰۲)، دامنه نوسان جانبی (P=۰/۰۰۷)، تغییرپذیری

www.SID.ir

Arshive of SID

نوسان قدامی–خلفی (P=۰/۰۰۱)، تغییرپذیری نوسان جانبی (P=۰/۰۰۱)، سرعت نوسان قدامی–خلفی (P=۰/۰۱۹)، سرعت نوسان جانبی (P=۰/۰۰۲)، محدوده نوسان (P=۰/۰۰۱) و طول مسیر نوسان (P=۰/۰۰۱)]، و (حوزه فرکانس فرکانس میانگین [قدامی–خلفی (P=۰/۰۰۴) و جانبی (P=۰/۰۰۳)]، فرکانس ۹۹ درصد [قدامی–خلفی (P=۰/۰۰۱) و جانبی (P=۰/۰۰۱)] و مجموع توان فرکانسی [قدامی–خلفی (P=۰/۰۰۵) و جانبی (P=۰/۰۰۲)]) در پس آزمون (بی‌ثبات– خستگی) شده است (جدول ۲). نتایج آزمون تی وابسته نیز بیانگر وجود اختلاف معنادار از پیش آزمون به پس آزمون در گروه تجربی بود. بنابراین می‌توان گفت که تمرینات ویژه عضلات سرینی باعث بهبود متغیرهای کینتیکی (حوزه زمان و فرکانس) در گروه تجربی شده است.

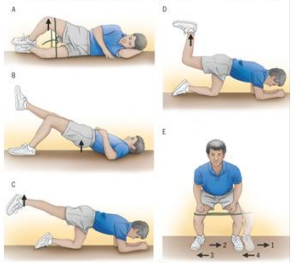
جدول ۳: شاخص GTA (نسبت فعالیت عضلات سرینی به کشنده پهن نیام) در گروه های مورد مطالعه (آزمون تی مستقل و وابسته).

	پیش آزمون	پس آزمون
گروه کنترل	۴۲/۲±۷/۱۷	۴۰/۹±۴/۳۸
گروه تجربی	۴۶/۴۸±۸/۱۳	۷۹/۵۳±۱۳/۱۱

بر اساس نتایج آزمون تی مستقل انجام تمرینات ویژه عضلات سرینی، باعث افزایش معنادار (P=۰/۰۰۳) در پس آزمون شده است. نتایج آزمون تی وابسته نیز بیانگر وجود اختلاف معنادار از پیش آزمون به پس آزمون (P=۰/۰۰۲) در گروه تجربی بود (جدول ۳). بنابراین بعد از انجام تمرینات در گروه تجربی تغییرات معناداری در شاخص GTA مشاهده شد.

پیوست یک، پروتکل تمرینی به شرح ذیل می‌باشد.

پروتکل تمرینات اختصاصی کمری- لگنی (تاکید بر عضلات گلوتئوس مدیوس و گلوتئوس ماگزیموس)



(A) Clam exercise	(B) single-leg bridge
(C and D) hip extension exercises on all fours: while on , extend one leg upward	(E) sidestep exercise

بحث

هدف این تحقیق بررسی تاثیر تمرینات ویژه عضلات سرینی بر متغیرهای کینتیک (زمان و فرکانس)، نسبت فعالیت عضلات سرینی به کشنده پهن نیام و درد در بیماران دارای کمردرد مزمن غیر اختصاصی بود. نتایج تحقیق نشان داد که تمرینات مورد استفاده منجر به کاهش درد در پس آزمون گروه تجربی شده است. در مورد تاثیر تمرینات بر کاهش درد باید عنوان کرد پوسچر نامناسب بیماران مبتلا به کمردرد مزمن ممکن است بصورت جبرانی به دلیل درد بوجود آمده باشد که این باعث ایجاد فشارهای نامتقارن بر مفاصل مختلف بویژه در ناحیه مهره‌های کمری می‌شود. در برخی از مطالعات نشان داده شده است بیماران کمردرد مزمن مرکز فشار ناشی از وزن خود را در حالت ایستاده بیشتر به سمت عقب متمایل می‌سازند و این وضعیت با افزایش لوردوز کمری و در نتیجه وارد شدن نیروهای بهم فشارنده نامتقارن بر سطوح مفصلی مهره و بر روی دیسک مرتبط بوده و احتمالاً موجب بیرون زدگی دیسک از یک طرف و وارد ساختن فشار به ریشه‌های عصبی می‌شوند. از طرف دیگر در بیماران مبتلا به کمردرد مزمن بدون اینکه محدودیتی در حرکات ناحیه کمری آنها دیده شود، در حرکات آنها ناهنجاری هایی دیده می شود که ممکن است نشان دهنده اختلال در کنترل حرکات کمری آنها باشد که این هم دلیل دیگری برای وارد شدن فشارهای نامتقارن به ستون فقرات کمری می تواند به حساب بیاید که باعث بروز یا تشدید کمردرد می شوند. تمرینات درمانی احتمالاً با افزایش قدرت، استقامت و تعادل عضلانی از مکانیک‌های بدنی غلط (که منجر به خستگی می شوند) جلوگیری کرده و باعث کاهش درد کمر و آسیب می‌شود (۲۲). وجود درد کمر بیمار را در یک چرخه معیوب قرار می دهد به گونه ای که بیماران مبتلا به کمردرد مزمن به علت درد طولانی مدت (بیش از سه ماه) با محدودیت حرکتی روبرو شده و میزان فعالیت فیزیکی آنها شدیداً محدود می شود. محدود شدن فعالیت بدنی بدنی نیز باعث ضعف عضلانی بیشتر می شود. بنابراین طبیعی به نظر می رسد که بیماران مبتلا به کمردرد، عضلات ضعیف‌تری نسبت به افراد سالم داشته باشند (۲۳). ضعف در عضلات تنه و ران باعث کاهش ثبات ستون فقرات، نارسایی گیرنده‌های حس عمقی، اختلال در هماهنگی عصبی– عضلانی و اختلال در کنترل حرکتی حرکات ستون فقرات ناحیه کمری و در نهایت باعث بوجود آمدن درد کمر می شود (۲۳). بنابراین برای بهبودی درد در بیماران کمردرد تمریناتی باید طراحی شود که باعث بهبودی در تمام نارسایی‌های کمر شود. از آنجا که در این تحقیق بوسیله تمرینات ویژه عضلات سرینی (عضلات منتخب کنترل کننده تنه و ران)، شاهد نتایج بهبودی معنی دار کینتیک، و فعالیت عضلانی بودیم، می‌توان اعلام کرد که ممکن است در نهایت بهبودی در تمام فاکتورهای مورد بررسی، باعث کاهش درد در بیماران کمردرد مزمن شده است. نتایج تحقیق نشان داد انجام تمرینات ویژه عضلات سرینی، باعث تغییر معنادار در متغیرهای کینتیکی (حوزه زمان و فرکانس) در پس آزمون می شود. مقادیر مشاهده شده در پیش آزمون در مقایسه با تحقیقات قبلی حاکی از آن است که متغیرهای کینتیکی در افراد دارای کمردرد نسبت به افراد سالم بعد از خستگی و بی ثباتی دچار تغییرات بیشتری شده است. باید خاطر نشان کرد که به دنبال

www.SID.ir

Arshive of SID

خستگی و با افزایش نیازهای ثباتی و همچنین تلاش عصبی-عضلانی مورد نیاز جهت حفظ ثبات وضعیتی (۲۴)، سامانه کنترل وضعیتی ناچار به ارائه عکس العمل مناسب جهت مقابله با نیازهای جدید و حفظ ثبات وضعیتی می‌شود. این پاسخ در قالب افزایش دامنه و سرعت جابجایی مرکز فشار بروز می‌کند که منجر به افزایش کارآیی سامانه کنترل وضعیتی از طریق در دسترس قرار دادن جریان اطلاعات حسی محیطی بیشتر برای سامانه اعصاب مرکزی عمل می‌شود. افزایش میزان و سرعت جابجایی مرکز فشار مکانیسمی جهت حفظ ثبات وضعیتی از طریق جلوگیری از جابجایی های اضافی مرکز جرم می‌باشد (۲۴). Corbeil معتقد است به دنبال خستگی، رفتار سامانه کنترل وضعیتی، stochasticity (به معنای پایداری در جهت فرمان های صادره از سامانه کنترلی که در قالب مکانیسم حلقه باز بروز می کند) کمتر و antipersistency (که نمایانگر رفتار سامانه کنترلی در قالب مکانیسم حلقه بسته است) بیشتری خواهد یافت (۲۵). افزایش تغییرپذیری جابجایی مرکز فشار نیز که می‌تواند به عنوان توانایی مضاعفی جهت ایجاد انعطاف پذیری در سامانه کنترل وضعیتی جهت مقابله با مخاطرات ثباتی عمل کند (۲۶)، ابزار دیگری است که این سامانه در پاسخ به اغتشاشات ناشی از خستگی به کار می‌گیرد. افزایش تغییرپذیری جابجایی مرکز فشار، به عنوان نوعی رفتار جستجوگرانه و جبرانی جهت مقابله با اغتشاشات وضعیتی وارده تعبیر شده است (۲۷). استفاده از مکانیسم افزایش تغییرپذیری جهت ایجاد انعطاف پذیری بیشتر در پاسخ‌های وضعیتی مورد نیاز در پاسخ به افزایش نیازهای ثباتی تحت شرایطی همچون افزایش سرعت راه رفتن و دویدن نیز در افراد سالم گزارش شده است (۲۸). در مطالعات پیشین نیز محققین به این نتیجه دست یافته‌اند که اثر مخدوشگر خستگی در افراد سالم از طریق افزایش متغیرهای حوزه زمان از قبیل دامنه، سرعت و تغییرپذیری جابجایی خنثی خواهد شد و در این گروه از افراد نیازی به بکارگیری مکانیسم‌هایی که متغیرهای حوزه فرکانس را شامل می‌شوند، وجود ندارد (۲۹). تحت شرایط با ثبات، سامانه کنترل وضعیتی این افراد نیز از افزایش دامنه و سرعت نوسان جهت برآورده کردن نیازهای ثباتی افزایش یافته، بهره می‌برد. رفتار سامانه کنترل وضعیتی در بیماران مبتلا به کمردرد ریجیدتر از افراد سالم است. این ریجیدیتی به نوبه خود انعطاف پذیری سامانه کنترل وضعیتی را در مواجهه با عوامل مخاطره انگیز ثباتی کاهش خواهد داد. این احتمال مطرح است که سامانه اعصاب مرکزی با آگاهی از محدودیت های موجود در حضور کمردرد (افراد دارای کمردرد)، از مکانیسم‌های محافظه کارانه‌تری نسبت به گروه سالم در مواجهه با بی‌ثباتی بهره خواهد برد (۲۸). افزایش فرکانس میانگین و به تبع آن توان کلی سیگنال در این گروه و در مواجهه با خستگی را نیز می‌تواند ناشی از ناکارآمدی برخی دیگر از مکانیسم‌های کیتتیک مانند افزایش محدوده، دامنه و تغییرپذیری نوسان در این گروه دانست. عدم افزایش معنادار فرکانس نیز می-تواند ناشی از ناکافی بودن اغتشاش حاصل از خستگی بر سامانه کنترل وضعیتی باشد. چنان که بی‌ثباتی سطح اتکا موجب افزایش چشمگیرتر این متغیر در بیماران مبتلا به کمردرد گردید. به عبارت دیگر، در پاسخ به خستگی در افراد دارای کمردرد، مرکز فشار در فرکانس‌های بالاتری نسبت به شرایط پیش از خستگی نوسان می-کند اما این نوسان همچنان در محدوده فرکانسی خاصی قرار داشته و در همین محدوده فرکانس، طیف توان سیگنال به سمت فرکانس‌های بالاتر جابجا می‌شود. بنابراین نتایج بدست آمده از تحقیق در پیش آزمون نشان داد بی‌ثباتی سطح اتکا باعث افزایش تمامی متغیرهای حوزه زمان تحت هر دو شرایط پیش و پس از خستگی می‌شود. چنین به نظر می‌رسد که بی‌ثباتی سطح اتکا طبق شرایطی که در این مطالعه فراهم شده است، چالش بیشتری را پیش روی سامانه کنترل وضعیتی قرار خواهد داد زیرا چنانچه مشاهده می‌شود، در پاسخ به بی‌ثباتی سطح اتکا، این سامانه از دسته گسترده‌تری از متغیرها (تمامی متغیرهای وابسته حوزه زمان مورد مطالعه)، جهت مقابله با اغتشاش وارده بهره می‌گیرد. نکته قابل توجه، اختصاصی عمل نمودن سامانه کنترل وضعیت است. از نتایج این بخش از مطالعه چنین بر می‌آید که خستگی و بی‌ثباتی سطح اتکا هر دو به عنوان نوعی اغتشاش وضعیتی عمل نموده و سامانه کنترل وضعیتی را وادار به واکنش و ارائه پاسخ‌های جبرانی می‌کنند (۲۹). افراد سالم به دنبال بروز خستگی، بیشتر از مفصل ران خود جهت باربرداری و بارگذاری استفاده می کنند تا مصرف انرژی را به حداقل برسانند. در ضمن این افراد با ایجاد شتاب بیشتر در بار حمل شده از گشتاور حرکتی آن جهت صرفه جویی در مصرف انرژی بهره می برند (۳۰). لازم به ذکر است این استراتژی منجر به افزایش قابل توجه گشتاورهای وارده بر بخش تحتانی ستون فقرات می شود که این مساله خود می تواند توجیه عدم استفاده بیماران مبتلا به کمردرد از این تکنیک باشد. از علت های احتمالی اثرگذاری تمرینات می توان به تغییر در دقت حس عمقی، تغییر در استراتژی کنترل وضعیتی و حرکتی، تاخیر در پاسخ عضلانی به بارگذاری ناگهانی تنه، افزایش آستانه درک حرکات تنه، بهبود الگوی سینرژی عضلات تنه و ران، تغییر در استراتژی کنترل حرکتی در قالب زمان رسیدن به حداکثر نیرو و الگوی تغییرپذیری نیروهای تولیدی تنه اشاره کرد (۲۹،۲۸). نتایج تحقیق نشان داد انجام تمرینات ویژه عضلات سرینی، باعث تغییر معنادار در کنترل حرکت در پس آزمون می شود. ضعف عضلات ران منجر به حرکت ضعیف در ران و حرکات ضعیف ران باعث ایجاد درد در زانو، ران و کمر می گردد. با تقویت عضلات ران که کنترل کننده چگونگی حرکات ران هستند می توان درد را در این بخشها از بدن کاهش داد. دو عضله اصلی و مهم در این زمینه سرینی بزرگ و میانی هستند. اما مشکل است که این دو عضله را

www.SID.ir

Arshive of SID

بدون تقویت کشنده پهن نیام مورد تمرین قرار داد. فعال شدگی بیش از حد کشنده پهن نیام باعث ایجاد حرکات ناخواسته در ران شده و باعث ایجاد و تشدید درد در زانو، ران و کمر می شود (۲۹). نتایج نشان داد پروتکل مورد استفاده بهبودی بیشتری در فعالیت عضلات سرینی، کینتیک، کینماتیک، درد و کنترل حرکت بیماران داشته است برای بحث در مورد تاثیرگذاری احتمالی در این پژوهش بهتر است در مورد تک تک تمرینات بحث انجام شود. نتایج تحقیقات قبلی نشان داده است که در انجام تمرین ابداکشن ران در حالت خوابیده به طرفین فقط سرینی میانی فعالیت بالایی نسبت به کشنده پهن نیام دارد. در گام برداری به پهلو، لانج و Hike تفاوت معناداری در فعالیت عضلات سرینی و کشنده پهن نیام مشاهده نمی شود (۲۱). نتایج تحقیق Selkowitz نشان داد بیشترین فعالیت عضله سرینی میانی در حین تمرینات ابداکشن ران در حالت خوابیده به طرفین و Hike اتفاق می افتد. این یافته‌ها در توافق با نتایج Bolgla و Uhl است که این دو تمرین را برای تقویت سرینی میانی پیشنهاد کرده‌اند، هرچند این محققان فعال شدگی کشنده پهن نیام را اندازه‌گیری نکردند. در تحقیق Selkowitz بیشترین فعالیت کشنده پهن نیام در این دو تمرین مشاهده شد. در ابداکشن ران در حالت خوابیده به طرفین، سرینی میانی بیشتر از کشنده پهن نیام فعال می شود، اما تفاوت معناداری بین این دو عضله در تمرین Hike مشاهده نشد. فعالیت کشنده پهن نیام در دو تمرین ذکر شده بطور معناداری بیشتر از سرینی بزرگ گزارش شده است. فعالیت سرینی بزرگ در تمرین CLAM و سپس پل زدن طرفی دارای بیشترین میزان است. این یافته‌ها نشان می دهد که این دو تمرین باعث ایجاد چرخش خارجی و اکستنشن بیشتر ران نسبت به دیگر تمرینات می شوند. برخلاف مطالعه Selkowitz، MCBeth و همکاران تفاوت معناداری بین کشنده پهن نیام و عضلات سرینی در حین تمرین CLAM مشاهده نکردند(۲۱). شاید دلیل این موضوع این باشد که آنها از مقاومت متفاوتی برای این تمرین نسبت به تحقیق حاضر استفاده کردند. هرچند ابداکشن ران در حالت خوابیده به طرفین و Hike نیازمند ابداکشن ران بیشتری نسبت به دیگر تمرینات هستند اما در تحقیقات قبلی در این تمرینات سرینی بزرگ نسبت به سرینی میانی و کشنده پهن نیام فعالیت قابل توجهی نشان نداده است. از بین تمرینات، CLAM، گام برداری به طرفین، پل زدن یک طرفی، اکستنشن ران در حالت چهار دست و پا با زانوهای باز شده و یا اکستنشن ران در حالت چهار دست و پا با زانوهای خم شده اندازه شاخص سرینی به کشنده پهن نیام ۵۰ درصد یا بالاتر نشان داده اند و به همین خاطر در تحقیق حاضر در قالب یک پروتکل واحد از آنها استفاده شده است که این تمرینات ممکن است بیشترین میزان فعال شدگی سرینی ها را به همراه کاهش همزمان فعالیت کشنده پهن نیام داشته باشند. بنابراین بعد از انجام تمرینات خاص این گروه میزان شاخص سرینی به کشنده پهن نیام در بیماران افزایش زیادی نسبت به گروه دیگر نشان داد که بیانگر دقیق بودن تاثیر این تمرینات بر عضلات سرینی بدون فعال شدگی کشنده پهن نیام می باشد. نتایج تحقیقات قبلی خاطر نشان کرده‌اند که در CLAM بیشترین فعالیت الکترومایوگرافی برای سرینی بزرگ و کمترین فعالیت برای کشنده پهن نیام وجود دارد. این عوامل باعث شده اند که بالاترین شاخص سرینی به کشنده پهن نیام را داشته باشد. این یافته تایید می‌کند که CLAM بیشتر از تمرینات دیگر نیازمند چرخش خارجی و ابداکشن ران است. گام برداری به پهلو دیگر تمرینی است که طبق گزارش تحقیقات در آن فعالیت کمتر در کشنده پهن نیام مشاهده شده است و از لحاظ شاخص سرینی به کشنده پهن نیام در رده دوم قرار گرفته است. در این تحقیق گام برداری به طرفین در وضعیت اسکوات با استفاده از باند الاستیک حول بخش تحتانی ران انجام شد. گزارش شده است در این تمرین، کشنده پهن نیام فعالیت کمتری نسبت به سرینی میانی داشته اما میزان فعالیت آن بیشتر از سرینی بزرگ است که این مورد بر خلاف یافته‌های Selkowitz و همکاران (۲۰۱۳) بود. آنها گزارش کرده بودند که در این تمرین کشنده پهن نیام فعالیت کمتری نسبت به سرینی بزرگ و میانی دارد. در تمرین ابداکشن ران در حالت خوابیده به طرفین، گام برداری به پهلو، Hike و لانج شاخص سرینی به کشنده پهن نیام کمتر از ۴۰ گزارش شده است. علاوه بر آن، در این تمرینات عضلات سرینی فعالیت بیشتری نسبت به عضله کشنده پهن نیام نشان نداده است (۳۰)، بنابراین برای تقویت اختصاصی عضلات سرینی بزرگ و میانی، این تمرینات پیشنهاد نشده است که این تمرینات را در گروه دوم تمرینی ارائه کرده بودیم. در تمرین پل زدن دو طرفی و اسکوات میزان فعال شدگی سرینی بیشتر از کشنده پهن نیام بود، اما با توجه به اینکه شاخص سرینی به کشنده پهن نیام آنها در کمترین میزان قرار داشت، بنابراین برای استفاده از آنها جهت تقویت اختصاصی سرینی بزرگ و میانی با قطعیت اعلام نظر نشده است. با توجه به تاثیر تمرینات ویژه عضلات سرینی مورد استفاده در این تحقیق بر فعالیت عضلات سرینی، درد و کینتیک بیماران، می توان گفت که این تمرینات در ثبات بخشی به ستون فقرات مثبت واقع شده و می توان این تمرینات را در زمره تمرینات ثبات بخش برای ستون فقرات در نظر گرفت. تمرینات ثبات دهنده ستون فقرات، تمرین-های اختصاصی عضلات ستون فقرات کمری می باشند که نقش اولیه آنها ایجاد ثبات دینامیک و کنترل سگمان‌های ستون فقرات می باشد. هدف این تمرینات ایجاد ظرفیت فیزیکی برای حفظ وضعیت خنثی در ستون فقرات در طول فعالیت‌های روزمره زندگی می باشد که این کار با افزایش تحمل و هماهنگی عضلات ثبات دهنده ستون فقرات انجام می شود. احتمال می‌رود که تمرینات مورد استفاده ما، از طریق ایجاد انقباضات در عضلات

www.SID.ir

Arshive of SID

سرینی، کنترل وضعیت ران، تنه و زانو را تحت تأثیر قرار داده اند. با فعال شدن عضلات موضعی، عضلات گلوبال ثبات دهنده بصورت سینرژی (هم‌افزایی) برای حفظ عملکرد طبیعی وارد عمل می شوند. از این رو تمرینات مورد استفاده با افزایش فعالیت تونیک و توانایی حفظ انقباض در عضلات سرینی و افزایش ورودی های محیطی منجر به بهبود عملکرد عضلات شده و در نتیجه سبب بهبود درد، کینتیک و فعالیت الکتریکی عضلات سرینی در بیماران شده است (۲۷).

نتیجه‌گیری

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که پس از خستگی و بی ثباتی، کینتیک افراد دارای کمردرد در برخی از موارد دچار تغییرات جبران ناپذیری می شود. بنابراین با توجه به این موضوع و مساله خستگی که به وقوع پیوستن آن در طول فعالیتهای عملکردی روزمره برای اکثر افراد دارای این بیماری اجتناب ناپذیر است، توصیه می شود که متخصصان حرکات اصلاحی، فیزیوتراپیست ها و متخصصان حرکت درمانی نسبت به جبران و یا درمان این موضوع دقت ویژه انجام دهند. همچنین نتیجه این مطالعه نشان داد سامانه کنترل حرکتی در بیماران مبتلا به کمردرد از انعطاف پذیری کافی برخوردار نبوده و در نتیجه این افراد جهت حفظ ثبات حرکتی خود ناگزیر از اتخاذ استراتژی هایی هستند که خود می توانند پیامدهای منفی جدیدی برای این بیماران در پی داشته باشند. بعد از انجام تمرینات، تغییرات قابل توجهی در کینتیک بوجود آمد که می تواند در کنار یافته های مربوط به فعالیت عضلانی مورد بحث در این تحقیق، مورد توجه درمانگران آینده جهت کمک به درمان بیماران مبتلا به کمردرد قرار بگیرد. نتایج تحقیق در ادامه (پس از اجرای تمرینات) نشان داد که تمرینات مورد استفاده تا حدودی توانسته است بر برخی از عوامل تاثیرگذاری مثبت داشته باشد، اما با توجه به اینکه تمرینات در زمان کوتاهی انجام شده اند، برای دستیابی به نتایج قطعی‌تر و برطرف کردن این مشکل نیاز است در تحقیقات بعدی follow up نیز انجام شود.

قدردانی

تحقیق حاضر برگرفته از رساله دکتری آقای هادی نقیبی دانشجو دکتری تخصصی آسیب شناسی دانشگاه خوارزمی به شماره ۱۳۹۵۰۱۲۹ می باشد.

References

1. Oesch P, Kool J, Hagen K, Bachmann S. Effectiveness of exercise on workdisability in patients with non-acute non-specific low back pain: Systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *J Rehabil Med* 2010; **42**: 193-205. doi: 10.2340/16501977-0524
2. Kahlaee A H, Bahrpeyma F, Esteki A. The Effect of Fatigue and Instability on Postural Control Parameters in Standing Posture in Healthy Adults and Patients with Chronic Low Back Pain . *ZJRMS* 2012; **14**(6): 17-22. (Persian)
3. Lumajoki H. Movement control impairment as a sub group of non-specific Low Back Pain: Evaluation of movement control test battery as a practical tool in the diagnosis of movement control impairment and treatment of this dysfunction. Publications of the University of Eastern Finland. *Dissertations in Health Sciences*. 2010; 4-6. doi: 10.1186/isrctn48684087
4. Ostelo R, De vet H, Waddell G, Kerckhoffs M, Leffers P. Rehabilitation after lumbar disc surgery. *Cochr Data Syst Rev* CD. 2002. doi: 10.1002/14651858. cd003007
5. Seay JF, Van-Emmerik R, Hamill J. Low back pain status affects pelvis-trunk coordination and variability during walking and running. *Clin Biomech* 2011; **26**(6): 572-578. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010. 11.012
6. Stillman B. Making sense of proprioception: The meaning of proprioception, kinaesthesia and related terms. *Physiother* 2002; **88**(11): 667-676. doi: 10.1016/ S0031-9406(05)60109-5
7. Huber F, Wells C. Therapeutic exercise: Treatment planning for progression. Maryland: *Marion Waldman* 2006; **23**: 174-211. doi: 10.1016/B0-72-164077-X/50021-8
8. Newcomer K, Laskowski E, Yu B, Johnson J, An K-N. Differences in Repositioning Error Among Patients With Low Back Pain Compared With Control Subjects. *Spine* 2000; **25**(19): 2488-2493. doi: 10.1097/00007632-200010010-00011
9. Clare H, Adams, Maher C. A systematic review of efficacy of McKenzie therapy for spinal pain. *The Austra J Physiother* 2004; **50**: 209-216. doi: 10.1016/ s0004-9514(14)60110-0
10. Yasuchika A, Shiro S, Koichi N, Arata N, Hiroshi T. Evaluation of Nonspecific Low Back Pain Using a New Detailed Visual Analogue Scale for Patients in Motion, Standing, and Sitting. *Hind Corpor Pain Research and Treat* 2012; **4**: 680496. doi: 10.1155/ 2012/680496
11. Leo rathinaraj A, Sreeja M, Arun B, Shayam sundar K, Premlal R. A surface electromyographic study to assess the effect of spinal segmental stabilization (multifidus) exercise program in chronic mechanical low back pain patients. *Europ Orthop & Traumatol* 2012; **3**(3): 161-168. doi: 10.1007/s12570-012-0113-y
12. Gill K, Callaghan M. The measurement of lumbar proprioception in individuals with and without low back pain. *JMPT* 1998; **21**(10): 582. doi: 10.1097/ 00007632-199802010-00017

www.SID.ir

Arshive of SID

13. Taimela S, Kankaanpaa M, Luoto S. The effect of lumbar fatigue on the ability to sense a change in lumbar position. A controlled study. *Spine* 1999; **24**(13): 1322-1327. doi: 10.1097/00007632-199907010-00009
14. Asghari A, Golak N. The role of pain coping strategies in adjustment to chronic pain. *Daneshvar Raftar* 2005; **12**(10): 1-22. (Persian)
15. Flor H, Diers M. Sensorimotor training and cortical reorganization. *Neuro Rehabil* 2009; **25**: 19-27. doi: 10.1007/978-1-4939-1408-1_13
16. Suni J, Rinne M, Natri A, Pasanen M, Parkkari J, Alaranta H. Control of the Lumbar Neutral Zone Decreases Low Back Pain and Improves Self-Evaluated Work Abilit: A 12-Month Randomized Controlled Study. *Spine* 2006; **31**(18): 611-620. doi: 10.1097/01.brs.0000231701.76452.05
17. Costa L, Maher C, Latimer J, Hodges P, Herbert R, Refshauge K. Motor control exercise for chronic low back pain: a randomized placebo-controlled trial. *Phys Ther* 2009; **89**: 1275-1286. doi: 10.2522/ptj.20090218
18. Rasmussen-Barr E, Nilsson-Wikmar L, Arvidsson I. Stabilizing training compared with manual treatment in sub-acute and chronic low-back pain. *Man Ther* 2003; **8**(4): 233-241. doi: 10.1016/s1356-689x(03)00053-5
19. Hides JA, Richardson CA, Jull GA. Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first-episode low back pain. *Spine* 1996; **21**(23): 2763-2769. doi: 10.1097/00007632-199612010-00011
20. Luomajoki H, Kool J, de Bruin E, Airaksinen O. Reliability of movement control tests in the lumbar spine. *BMC Musculoskel Disord* 2007; **8**: 90. doi: 10.1186/1471-2474-8-90
21. Selkowitz M, Beneck J, Powers M. Which exercises target the Gluteal muscles while minimizing activation of the Tensor Fascia Lata? Electromyographic assessment using fine-wire electrodes. *J orthop & sports phys ther* 2013; **4**: 54-65. doi: 10.2519/jospt.2013.4116
22. Brumagne S, Lysens R, Swinnen S, Verschueren S. Effect of paraspinal muscle vibration on position sense of the lumbosacral. *Spine* 1999; **24**(13): 1328-31. doi: 10.1097/00007632-199907010-00010
23. Mousavi SJ, Akbari ME, Mehdian H, Mobini B, Montazeri A, Akbarnia B, et al. Low back pain in Iran: a growing need to adapt and implement evidence-based practice in developing countries. *Spine* 2011; **36**(10): 638-646. (Persian)
24. Caron O. Effects of local fatigue of the lower limbs on postural control and postural stability in standing posture. *Neurosci Lett* 2003; **340**(2): 83-86. doi: 10.1016/s0304-3940(02)01455-6
25. Corbeil P, Blouin JS, Begin F, Nougier V, Teasdale N. Perturbation of the postural control system induced by muscular fatigue. *Gait & Posture* 2003; **18**(2): 92-100. doi: 10.1016/s0966-6362(02)00198-4
26. Seely AJ, Macklem PT. Complex systems and the technology of variability analysis. *Crit Care* 2004; **8**(6): 367-384. doi: 10.1186/cc2948
27. Gribble PA, Hertel J. Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. *J Electromyogr Kinesiol* 2004; **14**(6): 641-646. doi: 10.1016/j.jelekin.2004.05.001
28. Seay JF, Van Emmerik RE, Hamill J. Low back pain status affects pelvis-trunk coordination and variability during walking and running. *Clin Biomech* 2011; **26**(6): 572-578. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2010. 11.012
29. Davidson BS, Madigan ML, Nussbaum MA. Effects of lumbar extensor fatigue and fatigue rate on postural sway. *Eur J Appl Physiol* 2004; **93**(1-2): 183-189. doi: 10.1007/s00421-004-1195-1
30. Nogaki H, Ohba Y, Matsumoto K, Morimatsu M, Fukuoka Y. Statistical analysis of poststrokepatients in a rehabilitation institution. *Nihon Ronen Igakkai Zasshi* 1991; **28**(5): 678- 682. doi: 10.3143/geriatrics. 28.678

www.SID.ir