

بررسی اولتراسونوگرافی ضخامت عضلات شکمی در بیماران مبتلا به کمردرد مزمن غیر اختصاصی در وضعیت هوک لایننگ روی سطوح با ثبات متفاوت

محسن امیری^{۱*}، هاشم سلمان دریس^۲

چکیده

هدف: بررسی تغییر ضخامت عضلات شکمی در بیماران مبتلا به کمردرد مزمن غیر اختصاصی در وضعیت هوک لایننگ با ایجاد تغییر در ثبات سطح اتکا.

روش بررسی: در یک مطالعه نیمه تجربی از نوع موردی - شاهدی به روش نمونه‌گیری احتمالی از داوطلبان در دسترس شامل ۲۰ مرد سالم غیر ورزشکار و ۲۰ مرد با حد اقل ۳ ماه ابتلا به کمردرد مزمن غیر اختصاصی در وضعیت هوک لایننگ بر روی سطوح با ثبات متفاوت بررسی و مقایسه بعمل آمد. افراد شرکت کننده در وضعیت هوک لایننگ: ۱- بروی سطح ثابت ۲- در حالی که فوم استوانه‌ای زیر ستون فقرات قرار گرفت و ۳- در حالیکه فوم استوانه‌ای زیر ستون فقرات و یک پا قرار گرفته بود و بطور همزمان پای دیگر فرد با زانوی صاف در زاویه تعیین شده حفظ گردید قرار گرفتند و ضخامت چهار عضله شکمی شامل مستقیم، عرضی، مایل داخلی و مایل خارجی در انتهای دم و بازدم بوسیله اولترا سونوگرافی نوع بی اندازه‌گیری شد. اطلاعات جمع‌آوری شده با استفاده از نرم افزار اس پی اس اس تجزیه و تحلیل گردید.

یافته‌ها: در گروه افراد سالم ضخامت عضلات مایل داخلی و عرضی شکم در زمان‌های دم و بازدم در سه وضعیت بطور معناداری متفاوت بودند و این اختلاف در حین بازدم چشمگیرتر بود ($p=0/001$). در گروه افراد بیمار عضله مایل داخلی و عضله عرضی شکمی تنها در مقایسه بین وضعیت یک و وضعیت دو فقط در انتهای بازدم تفاوت معنادار آماری نشان دادند ($p=0/005$). در مقایسه ضخامت عضلات در بین دو گروه بجز عضله راست شکمی مابقی عضلات در کلیه وضعیت‌ها در حالت بازدم دارای تفاوت معنادار آماری بودند ($p=0/001$).

نتیجه‌گیری: در بیماران عضلات مایل داخلی و عرضی شکمی در وضعیت‌های بی‌ثبات نسبت به افراد سالم تغییر ضخامت معناداری نداشتند.

بحث: قرارگیری افراد سالم در وضعیت هوک لایننگ منجر به چرخش محوری ستون فقرات کمری و به بی‌ثباتی وضعیتی شده که نیاز به افزایش فعالیت عضلات مایل داخلی و عرضی شکمی را ایجاد می‌کند در حالی که در بیماران پروسه درد مزمن منجر به تغییرات ساختار عضلانی شده و روند انتقال پیام از مراکز عضلانی و فعال‌سازی فیبرها در عضلات مشابه افراد سالم نیست.

کلید واژه‌ها: عضلات شکمی، کمردرد مزمن غیر اختصاصی، اولتراسونوگرافی تشخیصی، وضعیت هوک لایننگ

دریافت مقاله: ۹۲/۰۸/۰۸ پذیرش مقاله: ۹۲/۱۱/۰۵

- ۱- دانشیار گروه فیزیوتراپی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی
- ۲- کارشناس ارشد فیزیوتراپی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی

* آدرس نویسنده مسئول:

تهران، اوین، خیابان کودکیار، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، دپارتمان فیزیوتراپی.

* تلفن: ۰۲۱-۲۲۱۸۰۰۳۹

* رایانامه: m.amiri@uswr.ac.ir



مقدمه

شیوع کمردرد در زندگی انسان‌ها از ۶۵٪ تا ۸۰٪ برآورد شده است (۱). کمردرد را به طور عمده به اختصاصی^۱ و غیراختصاصی^۲ (۲-۴) و حاد (کمتر از ۴ هفته) تحت حاد (بین ۴ هفته تا ۳ ماه) و مزمن (بیشتر از ۳ ماه) طبقه‌بندی می‌کنند (۲). هزینه‌های درمانی ناشی از نوع مزمن بیشتر از نوع حاد و حدود ۱۱۸/۸ میلیارد دلار در سال در امریکا بوده است و در بین درمان‌های غیر جراحی فیزیوتراپی با ۱۷٪ سهم زیادی از هزینه‌های این بیماری را به خود اختصاص داده است (۳). در تحقیقات افزایش شیوع کمردرد مزمن به شکل معناداری از ۳/۹٪ در سال ۱۹۹۲ به ۱۰/۲٪ در سال ۲۰۰۶ افزایش یافته که شیوع آن در کلیه گروه‌های سنی، جنسی و نژادی در جامعه امریکا بوده است (۳).

فعالیت سیستم‌های عصبی-عضلانی توانایی تحمل نیروهای وارده در فعالیت‌های روزمره را به ستون فقرات می‌دهند (۴) در حالی که نقص کارکردی این سیستم‌ها می‌تواند توانمندی کارکردی ستون فقرات کمری را به میزان بسیار چشمگیری کاهش دهند (۵، ۴). حمایت مفصلی عضلات ناشی از فعالیت گامای سیستم دوک عضلانی می‌باشد که در این بین عضلات ضد جاذبه‌ای تونیک بیشترین فعالیت گاما در قشر مغزی را داشته و نقش مهمی در مقابله با جاذبه و کنترل وضعیتی^۳ دارند. گیرنده‌های حس عمقی در تعیین میزان فیبرهایی از عضله که در هر لحظه از حرکت باید بکارگیری شوند نقش منحصر به فردی بازی می‌کنند (۶-۷) کارکرد مطلوب عضلات ضد جاذبه نیازمند تبادل مداوم اطلاعات حس عمقی و فعالیت عضلات تونیک و عملکرد پلاستیسیته عصبی-عضلانی در هر لحظه از حرکت می‌باشد (۸). کاهش نیروی اعمالی به عضله باعث افت فعالیت نرون محرکه گاما و خروجی و ابران و در نهایت کاهش فعالیت دوک‌های عضلانی می‌شود (۹). آسیب‌هایی که منجر به کاهش نیروی اعمالی به عضلات تحمل کننده وزن که نقش حمایتی ستون مهره‌ای را دارند می‌شوند باعث مهار رفلکسی این عضلات و اختلال الگوهای فعالیت عضلانی-عصبی و در نهایت آتروفی فیبرهای آنها می‌شود. افت تبادل اطلاعات حسی عمقی با مراکز عصبی همراه، باعث کاهش فعالیت عضلات ضد جاذبه‌ای می‌گردد (۱۲-۸).

عضله عرضی شکم با فعالیت بازخوری پیش‌رونده و مستقل از جهت حرکت خود نقشی لازم اما نه کافی در ناحیه کمری-لگنی بازی می‌کند (۱۱-۸) و در افراد مبتلا به کمردرد تأخیر در انقباض این عضله در مقایسه با دیگر عضلات شکمی (۱۴) به عنوان

فعالیتی غیر طبیعی گزارش شده است (۱۳، ۱۲). سونوگرافی تشخیصی نوع بی^۴ در اندازه‌گیری ضخامت عضلات شکمی در افراد سالم و بیماران مبتلا به کمردرد مزمن و حاد از اعتبار بالایی برخوردار است (۱۵).

با توجه به نقش ضد جاذبه‌ای عضلات شکمی (۱۶) در توانبخشی بیماران مبتلا به بی‌ثباتی ستون فقرات کمری، استفاده از سطوح بی‌ثبات در بازآموزی فعالیت عصبی-عضلانی و بازآموزی سیستم‌های کنترل پلاستیسیته عصبی-عضلانی و افزایش حس عمقی موثر است (۱۷). در جهت بررسی ثبات ستون فقرات فرد را در حالتی که به پشت خوابیده و زانوهای خم است (هوک لایینگ)^۵ بر روی فوم استوانه‌ای یا سطحی بی‌ثبات در حالی که یک پا با زانوی صاف از زمین بلند شده قرار می‌دهند. این وضعیت ستون فقرات کمری شخص را دچار بی‌ثباتی و چرخش محوری می‌کند (۱۸). از این مانور در تمرینات فیزیوتراپی همراه با آموزش سفت کردن عضلات شکمی (ابدومینال بریسینگ)^۶ و کاهش چرخش محوری ستون فقرات و افزایش ثبات ناحیه کمری-لگنی استفاده می‌گردد (۲۰، ۱۹). انجام این تمرین بر روی سطح بی‌ثبات باعث افزایش فعالیت عضلات شکمی در افراد سالم نسبت به سطح با ثبات می‌شود (۲۱).

از آنجایی که فعالیت عضلات لوکال و گلوبال شکمی و ستون فقرات تحت تأثیر درد، آسیب مفصلی نسبت به حالت طبیعی در انتهای دم و بازدم متفاوت است لذا بررسی پاسخ عضلات گلوبال و لوکال شکمی در بیماران با کمردرد مزمن غیراختصاصی در انتهای دم و بازدم در وضعیت هوک لایینگ بر روی سطوح با ثبات متفاوت همزمان با بلند کردن یک پا با زانوی صاف می‌تواند اطلاعات مناسبی در برنامه‌ریزی درمان فیزیوتراپی و طراحی تمرینات مورد نیاز تخصصی ارائه نماید (۲۲).

روش بررسی

در یک مطالعه نیمه تجربی^۷ از نوع موردی-شاهدی ۲۰ مرد داوطلب مبتلا به کمردرد مزمن غیر اختصاصی مراجعه کننده به مراکز درمانی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی پس از تشخیص و ارجاع توسط متخصص ارتوپد یا متخصص مغز و اعصاب به روش نمونه‌گیری احتمالی^۸ در دسترس^۹ با ۲۰ داوطلب مرد سالم مشابه از نظر سن و شاخص توده بدنی^{۱۰} مورد مقایسه قرار گرفتند.

معیارهای ورود و انتخاب بیماران شامل درد ستون فقرات کمری از چین گلوئتال تا حاشیه دنده‌ای با مدت بیش از ۳ ماه در هر

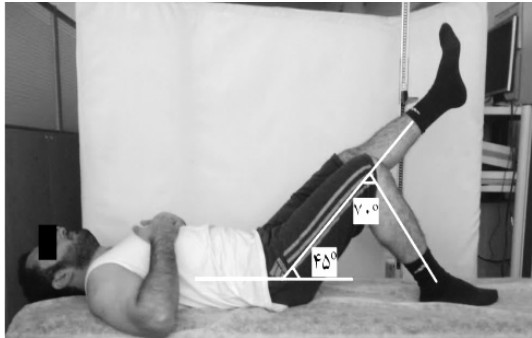
1- Specific
6- Abdominal bracing

2- Non-specific
7- Case control

3- Postural supportive
8- Non-probability

4- B Mode
9- Sample of convenience

5- Hook lying
10- Body mass index (BMI)



تصویر ۱

دروضعیتی دیگر شخص معاینه شونده در حالت هوک لایننگ روی فوم استوانه‌ای کاملاً سفت (به طول ۹۵ و قطر ۱۵ سانتیمتر) قرار می‌گرفت. در این حالت جهت تنظیم زوایای لگن و زانو و با توجه به افزایش ارتفاع سطح توسط فوم استوانه‌ای، از یک قطعه چوبی مکعبی شکل هم ارتفاع با فوم استوانه‌ای در زیر پای فرد استفاده شد. (تصویر ۲)



تصویر ۲

دروضعیتی دیگر، معاینه شونده در حالت هوک لایننگ روی فوم استوانه‌ای با مشخصات بالا قرار گرفت و همزمان فوم استوانه‌ای دیگری با مشخصات قبلی به طول ۳۰ و قطر ۱۵ سانتیمتر زیر پای فرد قرار می‌گرفت (تصویر ۳).



تصویر ۳

سمت از بدن بود. این گروه در زمان انجام تحقیق دارای درد حداکثر سه از ده در مقیاس VAS بودند.

افراد سالم با سابقه عمل جراحی ستون فقرات، ناهنجاری ساختاری مادرزادی و یا بیماری‌های بدخیم ستون فقرات، شکستگی ستون فقرات و اندام تحتانی و در صورت ورزشکار بودن از ورود به تحقیق منع گردیدند.

نکات اخلاقی موضوع این تحقیق به تایید کمیته اخلاق دانشگاه رسید و فرم موافقت آگاهانه از کلیه شرکت کنندگان پس از اطلاع دهی کامل در خصوص اهداف و روش انجام این تحقیق اخذ گردید.

هر یک از افراد جهت اندازه‌گیری با ترتیب اتفاقی در سه وضعیت ذیل قرار گرفتند:

۱- هوک لایننگ روی سطح ثابت.
۲- هوک لایننگ در حالی که فوم استوانه‌ای زیر ستون فقرات قرار گرفت.

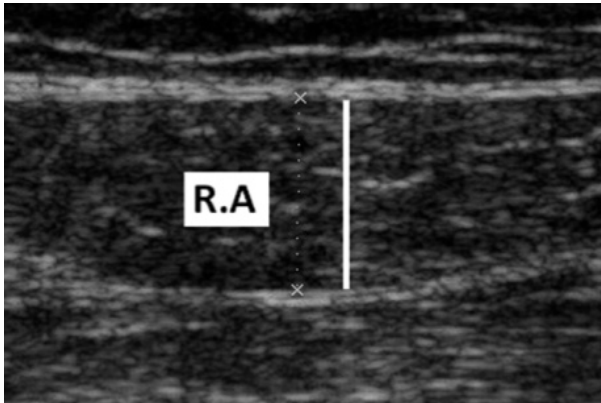
۳- هوک لایننگ در حالیکه فوم استوانه‌ای زیر ستون فقرات و پای چپ قرار گرفته بود.

در هر سه حالت یک پا با زانوی صاف از مفصل لگن در حالت خم شده ۴۵ درجه قرار داشت و علاوه بر کنترل دقیق زاویه‌ها توسط گونیا متر و کمک از وسیله‌ای که به این منظور طراحی شده بود در طی مدت ارزیابی از حفظ وضعیت تعیین شده تا پایان اندازه‌گیری اطمینان بعمل آمد.

در این تحقیق جهت اندازه‌گیری ضخامت عضلات از دستگاه اولتراسونوگرافی اولتراسونیکس (ایبی - ۵۰۰) با اپلیکاتور خطی ۶/۶ مگاهرتز ساخت کشور کانادا استفاده گردید.

روش انجام

وضعیت هوک لایننگ در حالی که بوسیله گونیامتر دستی مفصل لگن و زانوی پای سمت مقابل درد کمر در بیماران و همان سمت در افراد سالم بترتیب در ۴۵ و ۷۰ درجه خم شده و کف پا روی زمین قرار داده شد و همزمان پای دیگر در ۴۵ خم شده و مفصل لگن و زانو کاملاً صاف و بالا نگه داشته شده بود. در این حالت دست‌ها به صورت ضربدری روی ناحیه سینه‌ای قرار گرفته و از شرکت کنندگان خواسته شد که وضعیت تعیین شده را تا پایان مدت اندازه‌گیری که هر اندازه‌گیری حدوداً ۲۰ ثانیه بود حفظ نمایند و بدیهی است حفظ این وضعیت توسط محقق نیز کنترل گردید. (تصویر ۱).



تصویر ۶- تصویر سونوگرافی از عضله دیواره قدامی شکم (عضله مستقیم شکمی: RA).

جهت کنترل وضعیت تعیین شده‌ی افراد شرکت کننده حین انجام سونوگرافی به آنها آموزش‌های لازم داده شد و بعلاوه جهت اطمینان بیشتر در طول مدت اندازه‌گیری تست کننده وضعیت تست شونده را با چشم و با کمک وسیله‌ای که به این منظور طراحی و ساخته شده بود کنترل می‌کرد. این وسیله شامل میله‌ای با ارتفاع قابل تنظیم بود که به منظور راهنمایی چشمی - حسی و حفظ دقیق زوایای پای فرد تست شونده استفاده گردید بطوری که پس از تعیین دقیق زاویه مفصل لگن و زانوی پای فرد از او خواسته می‌شد که پایش را تا ارتفاعی مشخص و در حالتی که کاملاً به میله چسبیده بود به بالا آورده و در مدت انجام اندازه‌گیری این وضعیت را حفظ کند.

بررسی تکرارپذیری

به منظور بررسی تکرارپذیری انجام سونوگرافی توسط فرد تست کننده در این تحقیق هفت فرد بیمار و ۷ فرد سالم دو بار در یک روز و بار سوم سه روز بعد در وضعیت‌های تعریف شده در این پروتکل قرار گرفته و عضلات مورد نظر در دو وضعیت دم و بازدم مورد اندازه‌گیری قرار گرفتند. بررسی‌های آماری نشان دهنده ضریب همبستگی $0.93-0.86$ و خطای اندازه‌گیری از $0.88-0.86$ بود.

یافته‌ها

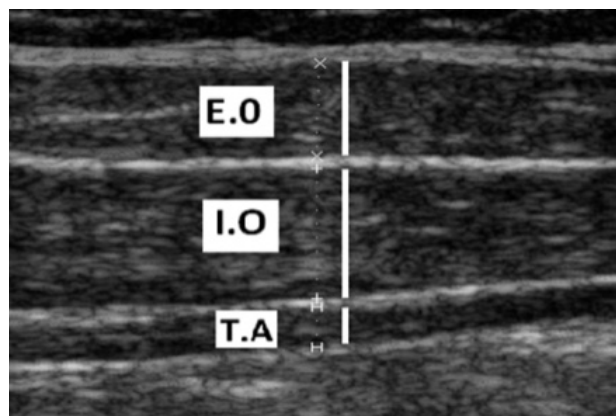
میانگین ضخامت سه بار اندازه‌گیری هر عضله به عنوان اندازه ان در بررسی‌های آماری مورد استفاده قرار گرفت. (جدول ۱)

به منظور انجام سونوگرافی عضله مستقیم شکمی علامتی با استفاده از ماژیک قابل پاک کردن، بر روی پوست خط وسط شکمی ۲ تا ۳ سانتیمتر به سمت بالا و خارج زده شد (۲۳، ۲۴) و برای اندازه‌گیری عضله عرضی، مایل داخلی و مایل خارجی شکمی نیز از نقطه‌ای بین لبه سستیغ ایلیاک و آخرین دنده ۲/۵ سانتیمتر به جلو آمده و (۲۵) بر روی پوست این ناحیه علامت گذاری کردیم (تصویر ۴)



تصویر ۴- محل قرارگیری پروب خطی سونوگرافی

با استفاده از اپلیکاتور خطی ۶/۶ مگاهرتز و رعایت کلیه اصول علمی انجام سونوگرافی تصاویر عضلات در سمت درد بیمار ثبت گردید. بدنبال ایجاد تصویری کاملاً واضح از عضله‌ی مورد نظر در هر یک از وضعیت‌ها تست کننده از بیمار می‌خواست که نسبت به نگهداشتن نفس به مدت ۵ ثانیه بصورت تصادفی در انتهای دم و یا در انتهای بازدم اقدام نماید تا تصاویر ضخامت عضلات ثبت گردد (تصویر ۵ و تصویر ۶). یک دقیقه استراحت بین انجام سه تکرار اندازه‌گیری هر عضله و سه دقیقه فاصله زمانی در انجام سونوگرافی بین عضلات در نظر گرفته شد. (۲۴-۲۲)



تصویر ۵- تصویر سونوگرافی از عضلات دیواره خارجی شکم (عضله مایل خارجی شکم: EO، مایل داخلی: IO، عرضی شکم: TA).



جدول ۱- میانگین ضخامت عضله

گروه سالم			
ضخامت عضله			
انحراف معیار ± میانگین (میانگین)			
عضله	وضعیت	دم	بازدم
مایل داخلی	۱	۱۰/۲۹±۳/۱۳	۱/۵۷±۳/۴۳
	۲	۱۰/۶۰±۴/۴۰	۱۲/۲۵±۴/۱۲
	۳	۱۰/۹۷±۴/۲۱	۱۲/۸۸±۳/۶۵
عرضی شکمی	۱	۴/۸۱±۰/۶۶	۵/۰۲±۱/۶۸
	۲	۵/۱۵±۰/۹۹	۵/۴۹±۱/۱۶
	۳	۵/۲۹±۱/۵۲	۵/۵۲±۱/۸۲

در گروه افراد سالم ضخامت عضلات مایل داخلی و عرضی شکم بازدم تفاوت معنادار آماری نشان داد ($p=0/005$). در مقایسه در انتهای دم و بازدم در سه وضعیت دارای تفاوت معنادار آماری بود و این اختلاف اندازه در حالت بازدم مشهودتر بود ($p=0/001$). در گروه افراد بیمار نیز ضخامت مایل داخلی و عضله عرضی شکمی تنها در مقایسه بین وضعیت یک و دو فقط در انتهای

جدول ۲- نتایج مقایسه ضخامت عضلات در وضعیت‌های ۱-۲ و ۳ در انتهای دم و بازدم بین گروه بیمار و سالم

عضله	وضعیت	سالم		مقدار احتمال
		انحراف معیار ± میانگین	انحراف معیار ± میانگین	
مایل خارجی	۱	۳/۰۳±۷/۵۹	۱/۰۶±۶/۶۲	۰/۰۰۱
	۲	۷/۶۶±۳/۲۳	۶/۵۹±۱/۱۸	۰/۰۰۱
	۳	۷/۷۳±۳/۰۱	۶/۶۲±۱/۴۰	۰/۰۰۱
بازدم	۱	۷/۶۲±۳/۴۶	۶/۶۲±۱/۰۸	۰/۰۰۱
	۲	۷/۵۳±۳/۲۸	۶/۵۸±۱/۳۲	۰/۰۰۱
	۳	۷/۸۰±۳/۴۳	۶/۹۲±۱/۰۱	۰/۰۰۱
مایل داخلی	۱	۱۰/۲۹±۳/۱۳	۹/۹۱±۱/۲۶	۰/۰۰۵
	۲	۱۰/۶۰±۴/۴۰	۹/۹۹±۱/۵۳	۰/۰۰۵
	۳	۱۰/۹۷±۴/۲۱	۹/۶۰±۱/۹۹	۰/۰۰۱
بازدم	۱	۱۱/۵۷±۳/۴۳	۱۰/۰۱±۱/۲۰	۰/۰۰۱
	۲	۱۲/۲۵±۴/۱۲	۱۰/۷۰±۱/۴۰	۰/۰۰۱
	۳	۱۲/۸۸±۳/۶۵	۱۰/۳۰±۱/۷۲	۰/۰۰۱
عرضی شکمی	۱	۴/۸۱±۰/۶۶	۴/۱۵±۰/۴۶	۰/۰۰۵
	۲	۵/۱۵±۰/۹۹	۴/۳۸±۰/۶۴	۰/۰۰۱
	۳	۵/۲۹±۱/۵۲	۴/۳۱±۰/۶۷	۰/۰۰۱
بازدم	۱	۵/۰۲±۰/۶۸	۴/۲۰±۰/۴۵	۰/۰۰۵
	۲	۵/۴۹±۱/۱۶	۴/۹۵±۰/۷۱	۰/۰۰۵
	۳	۵/۵۲±۱/۸۲	۴/۴۵±۰/۹۸	۰/۰۰۱



کاهش اطلاع بخش‌های بالادستی از نیازهای واحدهای عملکردی و افت توان بکارگیری فیبرهای مورد نیاز در هر وضعیت می‌شود که می‌تواند منتج از اختلالات بوجود آمده بدنبال درد مزمن ناحیه کمری بیماران باشند. عدم بکارگیری عضلات به نوبه خود منجر به کاهش توان عضلات و آتروفی پیش رونده آنها حداکثر تا یکسال می‌گردد و پس از آن عضلات در حالت نسبتاً ثابتی قرار می‌گیرند. (۲۵) کاهش بکارگیری عضلات و آتروفی عضلات ناحیه‌ای در بیماران مبتلا به کمردرد را می‌توان بر اساس تئوری مهار رفلکسی تفسیر نمود (۳۳-۳۰).

بکارگیری عضله عرضی شکمی در وضعیت بی‌ثباتی ستون فقرات در بیماران مبتلا به کمردرد و افراد سالم با مطالعه منز (۲۹، ۲۸) و تیهن (۲۴) مطابقت دارد. عدم تغییر در ضخامت عضله عرضی شکم در بیماران در وضعیت‌های بی‌ثبات‌تر با نتایج تحقیقات ریکاردسون (۳۲)، هاجز (۳۴) و رسولی (۱۹) هم راستا است.

نتیجه‌گیری

در بیماران مبتلا به کمردرد مزمن غیر اختصاصی عضله عرضی شکم در بی‌ثباتی ناشی از چرخش محوری ستون فقرات هنگام بلند کردن یک پا با زانوی صاف در وضعیت هوک لایننگ نسبت به افراد سالم فعالیت کترلی کمتری دارد.

در گروه افراد سالم تغییر ضخامت عضلات مایل داخلی و عرضی شکم در وضعیت دم و بازدم نشان دهنده الگوی طبیعی پاسخ عضلات متناسب با تغییرات وضعیتی ۱، ۲ و ۳ بوده است. در گروه بیماران الگوی بکارگیری عضلات نسبت به گروه افراد سالم در وضعیت‌های ۱، ۲ و ۳ نشان دهنده نقص در برآورد نیاز وضعیتی و بکارگیری میزان فیبرعضلانی و متعاقباً ایجاد تغییر محسوس در قطر عضلات که با سونوگرافی قابل ثبت و رویت باشد نبود. ناتوانی در برآورد نیاز فعالیت عضلانی در وضعیت‌های متفاوت می‌تواند ناشی از تاثیر دراز مدت درد بر سیستم‌های عصبی-عضلانی و تاثیر درد بر روی زیر ساختار فعال و غیرفعال ناحیه‌ی درگیر باشد. کاهش فعالیت عضلات در گروه بیماران کمردردی مزمن غیر اختصاصی نیز در تحقیقات قبلی گزارش شده است. (۲۷-۲۵)

در افراد سالم تغییرات قابل توجه عمدتاً در عضلات مایل داخلی و عرضی شکمی بدنبال افزایش بی‌ثباتی در انتهای بازدم نشان داده شد در حالیکه در بیماران این عضلات تنها قادر به پاسخ دهی در حالت بازدم در وضعیت‌هایی با ثبات بیشتر بودند. کاهش حس عمقی و تعداد دوک عضلانی در عضلات نواحی درگیر و تاثیر دراز مدت درد بر سیستم‌های هماهنگ کننده عصبی-عضلانی می‌تواند از عوامل اصلی این نقص عملکردی باشند. کاهش کارایی عضلات در انتقال اطلاعات به مراکز تصمیم گیر منجر به

منابع:

1. Manchikanti L. Epidemiology of low back pain. Pain physician. 2000;3(2): 167-92.
2. Dagenais S, Caro J, Haldeman S. A systematic review of low back pain cost of illness studies in the United States and internationally. The spine journal: official journal of the North American Spine Society. 2008;8(1): 8.
3. Freburger JK, Holmes GM, Agans RP, Jackman AM, Darter JD, Wallace AS, et al. The rising prevalence of chronic low back pain. Arch Intern Med. 2009;169(3): 251.
4. Crisco J, Panjabi M, Yamamoto I, Oxland T. Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part II: Experiment. Clin Biomech. 1992;7(1): 27-32
5. Salavati m. Postural control abnormalities in patients with chronic low back pain. Ph.D. thesis 2001.
6. Thomas E, Silman AJ, Croft PR, Papageorgiou AC, Jayson MI, Macfarlane GJ. Predicting who develops chronic low back pain in primary care: a prospective study. Bmj. 1999;318(7199): 1662-1667
7. Crisco J, Panjabi M. Euler stability of the human ligamentous lumbar spine. Part I: Theory. Clin Biomech. 1992;7(1): 19-26.
8. Johansson H, Sojka P. Pathophysiological mechanisms involved in genesis and spread of muscular tension in occupational muscle pain and in chronic musculoskeletal pain syndromes: a hypothesis. Med hypoth. 1991;35(3): 196-203.
9. Richardson c, Hodges p, Hides j. Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization. Churchill Livingstone. 2004;2nd ed: 106
10. Richardson c, Hodges p, Hides j. Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization. Churchill Livingstone. 2004;2nd ed: 107.
11. White MJ, Davies CT. The effects of immobilization, after lower leg fracture, on the contractile properties of human triceps surae. Clin Sci. 1984;66(3): 277-82.
12. Kanemura N, Kobayashi R, Kajihara H, Minematu A, Sasaki H, Tanaka S, et al. Changes of mechanoreceptor in anterior cruciate ligament with hindlimb suspension rats. J Phys Ther Scie. 2002;14(1): 27-32
13. Panjabi MM. Clinical spinal instability and low back pain. J ELECTROMYOGR KINES. 2003;13(4): 371-80.
14. Gollhofer A, Kyrolainen H. Neuromuscular control of the human leg extensor muscles in jump exercises under various stretch-load conditions. Int J Sports Med. 1991;12(1): 34-40.
15. Norasteh A, Ebrahimi E, Salavati M, Rafiei J, Abbasnejad E. Reliability of B-mode ultrasonography for abdominal muscles in asymptomatic and patients with acute low back pain. J Body Mov Ther. 2007;11(1): 17-20
16. Hodges PW, Richardson CA. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. Phys Ther. 1997;77(2): 132-42.
17. Richardson c, Hodges p, Hides j. Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization. Churchill Livingstone. 2004;2nd ed: 116.
18. Creager C. C., Therapeutic Exercises using Foam Rollers, Executive Physical Therapy. Inc; 1996
19. Rasouli O, Arab AM, Amiri M, Jaberzadeh S. Ultrasound measurement of deep abdominal muscle activity in sitting positions with different stability levels in subjects with and without chronic low back pain. Man Ther. 2011;16(4): 388-93.
20. Liebonson C, Karpowicz AM, Brown SH, Howarth SJ, McGill SM. The active straight leg raise test and lumbar spine stability. Pm R. 2009;1(6): 530-5.
21. Kim SJ, Kwon OY, Yi CH, Jeon HS, Oh JS, Cynn HS, et al. Comparison of Abdominal Muscle Activity During a Single-Legged Hold in the Hook-Lying Position on the Floor and on a Round Foam



- Roll. *J Athl Training*. 2011;46(4): 403-8.
22. Misuri G, Colagrande S, Gorini M, Landelli I, Mancini M, Duranti R, et al. In vivo ultrasound assessment of respiratory function of abdominal muscles in normal subjects. *Eur Respir J*. 1997;10(12): 2861-7.
23. McMeeken J, Beith I, Newham D, Milligan P, Critchley D. The relationship between EMG and change in thickness of transversus abdominis. *Clin Biomech*. 2004;19(4): 337-42.
24. Teyhen DS, Williamson JN, Carlson NH, Suttles ST, O'Laughlin SJ, Whittaker JL, et al. Ultrasound characteristics of the deep abdominal muscles during the active straight leg raise test. *ARCH PHYS MED REHAB*. 2009;90(5): 761-7.
25. Ainscough-Potts AM, Morrissey MC, Critchley D. The response of the transverse abdominis and internal oblique muscles to different postures. *Man Ther*. 2006;11(1): 54-60.
26. Escamilla RF, Lewis C, Bell D, Bramblett G, Daffron J, Lambert S, et al. Core muscle activation during swiss ball and traditional abdominal exercises. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010;40(5): 265-76.
27. Stokes M, Young A. The contribution of reflex inhibition to arthrogenous muscle weakness. *Clin Sci*. 1984;67(1): 7-14.
28. Mens JMA, Vleeming A, Snijders CJ, Koes BW, Stam HJ. Reliability and validity of the active straight leg raise test in posterior pelvic pain since pregnancy. *Spine*. 2001;26(10): 1167-71.
29. Mens JMA, Vleeming A, Snijders CJ, Koes BW, Stam HJ. Validity of the active straight leg raise test for measuring disease severity in patients with posterior pelvic pain after pregnancy. *Spine*. 2002;27(2): 196-201
30. Richardson C, Jull G. Muscle control-pain control. What exercises would you prescribe? *Man Ther*. 1995;1(1): 2-10.
31. Hodges P. Is there a role for transversus abdominis in lumbo-pelvic stability? *Man Ther*. 1999;4(2): 74-86.
32. Richardson C. Concepts for rehabilitation for spinal stability. 1994. In: Boyling JD, Palastanga N (eds) Greive's modern manual therapy of the vertebral column 2nd edn. Churchill Livingstone, Edinburgh ch 51 p705-720.
33. Baugher WH, Warren RF, Marshall JL, Joseph A. Quadriceps atrophy in the anterior cruciate insufficient knee. *Am J Sports Med*. 1984;12(3): 192-5.
34. Hodges PW, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*. 1976;21(22): 2640-50.