



معاونت پژوهشی و فناوری

گزارش نهایی طرح تحقیقاتی

بررسی اثر استفاده طولانی مدت از بريس كمرى بر فعاليت الكتروميوگرافى

عضلات اندام تحتانى طى راه رفتن در سالمندان كمردرد با پاى پرونيت

مجری طرح:

دکتر امیرعلی جعفرنژادگرو

گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی

دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی

این طرح با تصویب و حمایت مالی حوزه معاونت پژوهشی دانشگاه محقق اردبیلی

اجرا گردیده است.

بهار ۹۸

چکیده

سابقه و هدف: کمردرد یک بیماری پیچیده است که بین مهره‌های کمری و مهره‌های خاجی اتفاق می‌افتد و تحت تاثیر عواملی می‌باشد که اغلب در هنگام تلاش برای انجام یک عمل خاص یا یک برخورد ایجاد می‌شود. هدف از پژوهش حاضر بررسی اثرات استفاده طولانی مدت از بریس کمری بر روی طیف فرکانس فعالیت الکترومایوگرافی عضلات در سالمندان دارای کمر درد با پای پرونیت می‌باشد.

مواد و روش‌ها: این پژوهش از نوع نیمه تجربی و آزمایشگاهی بود. ۱۵ بیمار دارای کمردرد با پای پرونیت بعنوان گروه تجربی (سن: $68/3 \pm 2/7$ سال) و ۱۵ بیمار دارای کمردرد با پای پرونیت به عنوان گروه کنترل (سن: $69/0 \pm 3/9$ سال) داوطلب شرکت در پژوهش شدند. بریس کمری مورد استفاده در این پژوهش از نوع **Sacro Lumbar Support**، مدل **BB-OPPO 2065** و ساخت کشور تایوان بود. فعالیت الکتریکی عضلات تنه و اندام تحتانی با دستگاه الکترومایوگرافی طی فعالیت راه رفتن طی پیش و پس‌آزمون ثبت شد. از یک سیستم الکترومایوگرافی بدون سیم با ۹ جفت الکترود سطحی دو قطبی برای ثبت فعالیت الکترومایوگرافی (نرخ نمونه- برداری: ۲۰۰۰ هرتز) عضلات ناحیه کمر و اندام تحتانی طی راه رفتن استفاده شد. سطح معناداری برابر $P < 0/05$ بود.

یافته‌ها: نتایج در گروه تجربی نشان داد میزان فرکانس الکتریکی عضله دوقلوی داخلی کاهش معنی‌داری را طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون داشت ($P=0/002$). همچنین در گروه تجربی دو عضله‌ی مورب خارجی ($P=0/007$) و راست شکمی ($P=0/000$) افزایش معنی‌داری را طی پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون نشان دادند. یافته‌های پژوهش حاضر در میانگین دامنه فعالیت الکتریکی عضله دوقلوی داخلی افزایش معنی‌داری را به اندازه ۱۳/۳۰ درصد طی پس‌آزمون گروه تجربی در مقایسه با پیش‌آزمون نشان داد ($P=0/022$); $d=0/40$). همچنین میانگین دامنه فعالیت الکتریکی عضله دوسر رانی افزایش معنی‌داری را به اندازه ۲۹/۷۰ درصد طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون نشان داد ($P=0/003$; $d=1/75$). میانگین دامنه فعالیت الکتریکی عضله مورب خارجی نیز کاهش معنی‌داری را به اندازه ۱۰/۷۹ درصد طی مقایسه پس‌آزمون و پیش‌آزمون نشان داد ($P=0/005$; $d=0/52$). علاوه بر این کاهش معنی‌داری در میانگین دامنه فعالیت الکتریکی عضله راست شکمی نیز به اندازه ۱۲/۶۹ درصد طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون مشاهده شد ($P=0/000$); $d=1/06$). در مطالعه حاضر اوج دامنه فعالیت الکتریکی عضله دوسر رانی افزایش معنی‌داری را به اندازه ۳۰/۵۱ درصد طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون نشان داد ($P=0/004$; $d=1/59$). عضله مورب خارجی نیز در اوج دامنه فعالیت الکتریکی خود در بین گروه تجربی افزایش معنی‌داری را به اندازه ۱۱۷/۱۱ طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون نشان داد ($P=0/011$; $d=2/72$). همچنین در اوج دامنه

فعالیت الکتریکی عضله راست شکمی کاهش معنی داری را به اندازه ۱۴/۸۸ درصد طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون نشان داد ($d=۰/۷۲$; $P=۰/۰۰۳$). در اوج دامنه فعالیت الکتریکی عضله راست‌کننده ستون فقرات کاهش معنی داری به اندازه ۹/۳۵ درصد در مقایسه پس‌آزمون و پیش‌آزمون نشان داد ($d=۱/۰۸$; $P=۰/۰۰۸$). در اوج و میانگین دامنه فعالیت الکتریکی سایر عضلات هیچگونه اختلاف معنی داری طی مقایسه پس‌آزمون و پیش‌آزمون مشاهده نشد ($P>۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری: طی فاز اتکای راه رفتن در گروه بیماران دارای کمردرد با پای پرونیت میانه فعالیت عضله دوقلوی داخلی کاهش و عضلات مورب خارجی و راست شکمی افزایش را نشان دادند. با توجه به نتایج بدست آمده می‌توان بریس کمری را برای افراد دارای کمردرد با پای پرونیت طراحی کرد که بیشترین تاثیر را روی عضلات مرکزی و همچنین عضلات حفظ‌کننده‌ی قوس طولی داخلی پا داشته باشد. در بیماران مبتلا به عارضه کمردرد مزمن سرعت دویدن کمتر از افراد سالم است و مقادیر پایین اغلب مولفه‌های طیف فرکانس می‌تواند حاکی از الگوی راه رفتن محافظتی در این بیماران باشد. این تغییر سرعت و فرکانس پایین هنگام دویدن، نشان‌دهنده کاهش کارایی مکانیکی در بیماران مبتلا به کمردرد است. با توجه به بالا بودن فعالیت عضله درشت نی قدامی در بیماران کمردرد با پای پرونیت در مقایسه با افراد سالم، کاهش معنی‌دار فرکانس میانه عضله درشت نی قدامی طی پس‌آزمون در مقایسه با پیش‌آزمون طی فاز پاسخ‌بارگیری نشان از اثرات مثبت استفاده طولانی مدت از بریس کمری دارد. همچنین دامنه فعالیت الکتریکی عضلات دوقلوی داخلی و دو سر رانی با افزایش همراه بود که این امر می‌تواند نشان‌دهنده این باشد که برای کنترل و کاهش کمر درد در بیماران دارای کمر درد عضلات مجبو به افزایش فعالیت الکتریکی خود شده اند.

واژه‌های کلیدی: بریس کمری، بیماران کمردرد، پای پرونیت، الکترومایوگرافی، راه رفتن

۱-۱- مقدمه

سالمندی مقطعی از زندگی است که آغازگر تغییرات روحی و جسمی بسیاری در فرد می‌باشد. عملکرد عضلات اسکلتی تحت تاثیر افزایش سن است. همچنین در دوران سالمندی به دلیل کاهش اطلاعات حسی-حرکتی، کنترل راه رفتن سخت‌تر شده و برای جلوگیری از بی‌ثباتی حین راه رفتن، نیاز به توجه افزایش می‌یابد(۱). با رسیدن به ۵۰ سالگی توده‌ی عضلانی به‌ازای هر سال ۱/۵ درصد و بعد از ۶۰ سالگی به‌ازای هر سال ۳ درصد کاهش می‌یابد. ضعف عضلانی در اندام تحتانی منجر به بی-ثباتی در راه رفتن می‌شود که این بی‌ثباتی سبب زمین خوردن و عدم توانایی حفظ تعادل می‌شود. با افزایش سن و طی شدن روند پیری شدت آسیب‌های ناشی از عدم تعادل و سقوط افزایش می‌یابد. اطلاعات اخیر از کمیته امور خارجه کانکتیکات در زمینه تروما در مورد آسیب‌های سالمندان این یافته را تایید می‌کند ۶۴ درصد آسیب‌های وارده در افراد بالای ۷۰ سال به علت سقوط رخ می‌دهد. سقوط، ۵۰ درصد از سهم علل مرگ و میر در سالمندان را به خود اختصاص می‌دهد(۲). اغلب عوارض ناشی از زمین خوردن در سالمندان جبران‌ناپذیر هستند و هزینه‌های درمانی زیادی دربردارند. دهه چهارم و پنجم زندگی را می‌توان سن ابتلا به درد دانست، چرا که تصور می‌شود در این دوران از زندگی تحمل درد در سالمندان کاهش می‌یابد(۳). وجود دردهای مفصلی مانند کمر درد در سالمندان ضعف عضلات را به دنبال دارد و این ضعف منجر به کاهش تحرک مفصل می‌باشد که این کاهش تحرک باعث آتروفی و تحلیل عضله می‌شود. تحلیل عضلانی یکی از عوامل برهم خوردن تعادل و در نتیجه سقوط سالمندان است.

یکی از ناهنجاری‌های اندام تحتانی، پرونیشن پاست که می‌تواند عوارضی همچون کاهش قوس طولی داخلی پا ایجاد کند که همراه با آن استخوان ناوی در سطح داخلی پا، افت پیدا می‌کند (۴). این ناهنجاری به‌عنوان یک حرکت ترکیبی تعریف شده است که در مفاصل ساب‌تالار و میدتارسال پا طی فاز اولیه اتکا رخ می‌دهد و در جذب شوک طی راه رفتن و دویدن ایفای نقش می‌کند (۵). افراد داری پرونیشن پا دچار بسیاری از ناکارآمدی‌های بیومکانیکی در پا و مچ پا می‌شوند (۶). بیشتر آسیب‌های اندام تحتانی ناشی از پرونیشن بیش از حد است که این ارتباط تنها به پرونیشن بیش از حد مرتبط نیست، بلکه

درصد حمایتی که پرونیشن ایجاد می‌کند و زمان‌بندی آن نیز در این امر دخالت دارند (۷). پرونیشن در ۵۵ تا ۸۵٪ فاز اتکا طی راه‌رفتن وجود دارد و در صورتی که حرکت چرخش خارجی اندام تحتانی با پرونیشن مفصل ساب‌تالار هم زمان باشد، باعث ایجاد مشکل می‌کند (۷). پرونیشن پا می‌تواند باعث بی‌نظمی‌های بیومکانیکی در عملکرد فرد شود که این مسئله منجر به درد ساق، درد تاندون آشیل، کشیدگی عضلات همسترینگ و کوادریسپس می‌شود (۸). این ناهنجاری همچنین منجر به اختلال در کنترل پاسچر (۹)، اختلال در فشارهای وارده بر کف پا (۱۰)، بروز آسیب‌های اندام تحتانی (۱۰)، و تغییر در تحریک‌پذیری مفاصل مچ پا و پا می‌شود (۱۱). یافته‌های پژوهشی نشان داده که در ناهنجاری پرونیشن پا، ساق پا و ران چرخش داخلی پیدا می‌کنند (۱۲). همچنین افزایش پرونیشن پا به‌صورت جبرانی با افزایش چرخش داخلی استخوان ران همراه است (۱۳) و هنگام تحمل وزن مفصل ساب‌تالار به‌عنوان یک مبدل گشتاور برای انتقال پرونیشن به چرخش ساق عمل می‌کند (۱۴) و در نهایت منجر به رخ دادن آسیب‌های مختلفی در اندام تحتانی و حتی ناحیه کمری می‌گردد (۱۵، ۱۶). ساختار تغییر شکل یافته پا بر اندام تحتانی و تنظیم لگن (۱۷)، کینماتیک ستون فقرات (۱۸) تأثیر دارد. طی چرخه راه‌رفتن پرونیشن بیش از حد پا باعث تغییر شکل ساق (۱۹)، ران (۲۰)، لگن (۲۱) و ستون فقرات (۲۲) و کمردرد می‌شود.

کمردرد یک بیماری پیچیده است که تحت تأثیر تعدادی از عوامل است و اغلب در هنگام تلاش برای انجام دادن یک عمل خاص یا یک برخورد ایجاد می‌شود (۲۳). کمردرد در بسیاری از افراد بصورت آشکار وجود ندارد، در حالی که افراد دیگر علائمی مانند درد ستون مهره‌ها درد در پا و پایین تنه را تجربه می‌نمایند (۲۴). در بدترین حالت کمردرد شدید می‌تواند باعث آسیب جبران‌ناپذیر به اعصاب محیطی باشد و منجر به معلولیت شود. بنابراین بار اجتماعی و اقتصادی زیادی را به جامعه تحمیل می‌کند (۲۵). این عارضه یک اختلال اسکلتی عضلانی شایع در طول عمر است که شیوع آن توسط سازمان بهداشت جهانی (World Health Organization) به میزان ۸۴ درصد گزارش شده است (۲۶). میزان شیوع این آسیب در ایران نیز متفاوت است به گونه‌ای که ۱۷ درصد در کودکان، ۶۲ درصد در پرستاران و ۸۴ درصد در زنان باردار گزارش شده است (۲۷، ۲۸). عوامل مختلفی که موجب کمردرد می‌شوند عبارت از عوامل مادرزادی، برخورد، التهاب، مکانیکی و همچنین وزن زیاد می‌باشد (۲۹). پژوهش‌های گذشته بیان نموده‌اند که تغییر در راستای پا و همچنین ایجاد درد در اندام با بیومکانیک (کینماتیک، کینتیک و الکترومایوگرافی) غیرطبیعی اندام تحتانی در طی راه‌رفتن مرتبط می‌باشد. طی تحقیقی الگوی راه رفتن بیماران با کمردرد غیراختصاصی مورد بررسی قرار گرفت که آن‌ها افزایش فعالیت عضله راست کننده ستون مهره‌ها و کاهش چرخش معکوس بین لگن، کمر و ستون فقرات سینه‌ای را گزارش کردند (۳۰، ۳۱). سرعت راه‌رفتن، چرخش لگن و

فلکشن زانو در تماس اولیه پاشنه در افراد دارای کمردرد مزمن، کاهش می‌یابد (۳۲). محققین گزارش کردند، وقتی از افراد دارای کمردرد خواسته می‌باشد که سرعت راه رفتن خود را افزایش دهند، برخلاف افراد بدون درد، تمایل دارند به‌جای طول گام، ریتم گام‌برداری خود را افزایش دهند (۳۳). ساندرز و همکاران (۲۰۰۵)، طی تحقیقی با عنوان «تغییر در کینماتیک سه بعدی کمری- لگنی، فعالیت عضلات با سرعت و جهت حرکت» بیان کردند که حرکت کمری - لگنی بر طول گام‌برداری در هنگام دویدن و راه رفتن تاثیر دارد و ارتباط خوبی (۴=۰/۹۳)، بین طول یک گام و دامنه چرخش صفحه عرضی کمری- لگنی وجود دارد (۳۴). فونسکا و همکاران (۲۰۰۹)، به تاثیر یک دوره تمرینات پیلاتس بر روی افراد دارای کمردرد پرداختند و گزارش کردند که، سرعت راه رفتن در افراد دارای کمردرد کندتر است (۳۵). فرهپور و همکارانش (۲۰۱۸)، طی تحقیقی به بررسی فعالیت عضلانی و کینتیک اندام تحتانی در افراد با و بدون کمردرد با پای پرونیت پرداختند. آن‌ها نشان دادند که عضله سرینی‌میانی، عضله دوقلو، مایل داخلی شکم، راست‌کننده ستون فقرات فعالیت بالایی را در افراد دارای کمردرد با پای پرونیت طی راه رفتن دارند. همچنین بیان کردند، عضله دوقلو در افراد دارای کمردرد با پای پرونیت نسبت به افراد سالم فعالیت بیشتری دارد (۳۶). بین پرونیشن پا و بیماری کمردرد ارتباط معنی‌داری وجود دارد که یکی از راه‌های درمان بیماری کمردرد، درمان اختلالات وضعیتی پا است (۳۷، ۳۸). ویلیامز و همکاران (۲۰۱۳) طی تحقیقی بیان کردند که، ارتزهای پا باعث بهبود کمردرد می‌شود (۳۹). محققین طی مطالعه‌ای بر روی افراد جوان با پای پرونیت (بدون کمردرد) پرداختند. آن‌ها گزارش کردند که ۴ هفته استفاده از ارتزهای پا باعث کاهش چشم‌گیری در چرخش داخلی- خارجی در پای این افراد شد (۴۰).

الکترومایوگرافی سطحی (Electromyography) یکی از روشهای غیر تهاجمی برای ارزیابی فعالیت و یا مدت زمان فعالیت‌های عضلات است که بطور گسترده در شاخه‌های متفاوت بیومکانیک اسکلتی- عضلانی از جمله در مطالعات توان- بخشی، علم ارگونومی و علوم حرکتی استفاده می‌شود. از مزایای مهم الکترومایوگرافی می‌توان به غیر تهاجمی بودن و اقتصادی بودن آن اشاره کرد (۴۱). در کلیه این کاربردها، سیگنال‌های EMG در دو فضای کلی فرکانسی و دامنه‌های تحلیل می‌شود. هنگامی که این سیگنال‌ها در فضای دامنه‌ای آنالیز می‌شود، عوامل مختلفی مانند تفاوت ضخامت چربی و مقاومت الکتریکی پوست، اندازه و نیز عملکرد فیزیولوژیکی عضله‌ها باعث می‌گردد تا این سیگنال‌ها بین عضلات مختلف، بین افراد و حتی بین سیگنال‌های یک عضله در زمان‌های مختلف، مقایسه‌پذیر نباشد (۴۲). برای فراهم کردن مقیاسی یکسان برای چنین مقایسه‌هایی، از نرمال کردن سیگنال EMG استفاده می‌شود نرمال کردن پروسه‌ای است که در آن مقادیر مطلق EMG (میلی‌ولت)

جمع‌آوری شده از یک عضله در فعالیتی خاص به‌عنوان درصدی از مقادیر سیگنال EMG مرجع بیان می‌شود. در مطالعه‌های مختلف سیگنال‌های مرجع متفاوتی برای نرمال کردن استفاده شده است (۴۳، ۴۴). یکی از روش‌های معمول برای نرمال کردن، استفاده از بیشینه دامنه سیگنال در حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC) است.

از داده‌های الکترومایوگرافی می‌توان برای ارزیابی قدرت عملکردی عضلات استفاده کرد و فعالیت واحدهای حرکتی را ثبت نمود (۴۵، ۴۶). علاوه‌براین، داده‌های الکترومایوگرافی به راحتی در فعالیت‌های عملکردی مانند راه‌رفتن ثبت می‌شوند (۴۵، ۴۶). طیف فرکانس الکترومایوگرافی به عنوان یک پارامتری گزارش شده است که تحت تأثیر آنتروپومتری (Anthropometry) یا بافت بدن قرار می‌گیرد و اطلاعاتی را در مورد الگوی فعالیت فیبرعضلانی و پتانسیل عمل واحد حرکتی ارائه می‌دهد (۴۷). یک پژوهش نشان داد که سازگاری عصبی‌عضلانی پس از ۴ ماه دوییدن به صورت پابره‌نه، فعالیت عضلات چهارسر، درشت‌نی‌قدامی و دوقلو کاهش می‌دهد (۴۸).

با وجود این تاکنون مطالعه‌ای که به بررسی اثرات استفاده طولانی مدت از بریس کمربندی بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات بیماران کمردرد با پای پرونیته (Pronated) طی راه‌رفتن پرداخته باشد توسط پژوهشگر مشاهده نشد. بنابراین هدف از پژوهش حاضر اثر استفاده طولانی مدت از بریس کمربندی بر فعالیت الکترومایوگرافی عضلات اندام تحتانی در بیماران کمردرد با پای پرونیته طی راه‌رفتن می‌باشد.

۲-۱- بیان مسأله

کمردرد یک مشکل رایج می‌باشد که اغلب افراد در طی دوره‌ای از زندگی خود تجربه می‌کنند (۲۴). این بیماری یکی از علل اصلی غیبت از کار در سراسر جهان بوده (۴۹) و هزینه‌های اقتصادی بالایی را به افراد، خانواده‌ها، جامعه و صنعت تحمیل می‌نماید (۵۰). بیان شده است که تقریباً ۵ تا ۱۵ درصد (۵۱) علل کمردرد ناشی از شکستگی استئوپروتیک و نئوپلاسم یا عفونت می‌باشد و ۸۵ تا ۹۵ درصد باقی‌مانده بیماران کمردرد علت مشخصی ندارند (۵۲). برخی پژوهشگران اختلال در مکانیک اندام تحتانی را از علل کمردرد معرفی نموده‌اند. به عنوان مثال، یکی از علل احتمالی این بیماری پرونیته بیش از حد پا می‌باشد (۵۳) که در ادامه منجر به چرخش داخلی تیبیا و ران و تیلت قدامی لگن می‌شود (۵۴). از سوی دیگر بسیاری از پژوهشگران

تغییر الگو و میزان فعالیت عضلات ناحیه تنه و لگن و همچنین تغییرات کینماتیکی در ناحیه تنه و لگن را از علل اولیه کمردرد معرفی کرده‌اند، به عنوان مثال؛ Nelson-Wong و همکاران در سال ۲۰۱۲ و برخی محققین دیگر نشان دادند که افرادی که در ایستادن‌های طولانی دچار کمردرد می‌شوند در مقایسه با افرادی که دچار درد نمی‌شوند، الگوی فعالیت عضلانی متفاوتی را طی حرکت اکستنشن تنه (برگشت از فلکشن) دارا می‌باشند (۵۵). بیماران کمردرد مزمن دارای سطح مقطع عضلانی کمتری در عضلات پاراسپاینال می‌باشند. میزان هم‌انقباضی بین عضلات فلکسور و اکستنسور تنه در افرادی که در ایستادن‌های طولانی دچار کمردرد می‌شوند نسبت به افراد بدون درد بیشتر می‌باشد (۵۵). پژوهش‌های اخیر نشان داده است که هماهنگی بین حرکات تنه و لگن بیماران کمردرد در صفحه‌ی فرونتال طی راه رفتن و در صفحه‌ی هوریزنتال طی دویدن در مقایسه با افراد سالم متفاوت می‌باشد (۵۶). این پژوهشگران علت این امر را وجود guarded gait در بیماران دارای کمردرد مزمن ذکر نمودند که حرکات در این بیماران بیشتر در لگن رخ داده و به دلیل ترس از درد، ناحیه‌ی کمری حرکت کمتری را دارا می‌باشد (۵۶). کمردرد با کاهش معنادار در گشتاور اکستنسوری، اوج تولید و جذب انرژی در ناحیه کمری و افزایش گشتاور چرخش محوری در طی فعالیت‌هایی نظیر نشستن و بلند شدن مرتبط می‌باشد (۵۷). این تغییرات کینتیکی ممکن است جبران‌های مشابهی را که منجر به کاهش بار وارده بر بافت‌های ناحیه ستون فقرات گردیده و سبب محافظت از آنان گردد، در ادامه این تغییرات ممکن است تاثیر خود را بر الگوی انتقال انرژی بین سگمنت‌های ستون فقرات، لگن و اندام تحتانی گذاشته و سبب تغییر در این موارد شود (۵۸).

متخصصین علوم بالینی شیوه‌های درمانی غیر تهاجمی متعددی از جمله تمرینات درمانی، نواریندی و بریسینگ را جهت درمان و یا پیشگیری از عوارض آسیب‌های ناشی از پای پرونیته و بیماری کمردرد را برای این افراد مبتلا توصیه می‌کنند (۵۹). بریس کمر یکی از ابزار آزمایشگاهی و درمانی است که برای درمان بیماری‌های کمردرد مورد آزمایش قرار گرفته است (۶۰). این نوع بریس‌های کمری در حفظ موقعیت ایستا با افزایش ثبات در مرکز فشار (COP) حرکت لازم برای طرح‌ریزی مرکزگرائش (COG) در طی فاز ایستا را فراهم می‌کند (۶۱). انواع مختلف بریس‌های کمری با طرح‌های مختلف در دسترس هستند، که هر مدل نشان دهنده‌ی تاثیر بیشتر و یا کمتر قابل توجهی بر تعادل وضعیتی می‌باشد. بیماران مبتلا به کمردرد اختلال و ضعف را در عضلات تنه در محور قدامی-خلفی را نشان می‌دهند که بر تعادل موضعی ایستا تاثیر می‌گذارد (۳۶). بنابراین اگر بیشتر بریس‌های کمری اثر کیفوتیک یا خنثی داشته باشند، بعضی از بریس‌ها نیز تنش‌های مکانیکی (لایه‌ی

منعطف خلفی) را برای بازسازی یک لوردوز کمری فیزیولوژیک مناسب به همراه دارند (۶۲). از این رو بریس‌های کمری می‌توانند با ایجاد یک لوردوز کمری فیزیولوژیک، بر روی فعالیت الکتریکی عضلات تنه اثر گذار باشند.

با توجه به اختلالاتی که در الگوی فعالیت عضلات، کینماتیک و کینتیک حرکت مفاصل در بیماران کمردرد در مقایسه با افراد نرمال وجود دارد، پیدا کردن شیوه‌های درمانی که عملکرد بیومکانیکی این بیماران را به افراد سالم نزدیک کند ضروری می‌باشد. استفاده از ارتزهای پا و بریس حمایت‌کننده ناحیه کمری-لگنی از روش‌های غیر تهاجمی رایج جهت درمان بیماران کمردرد می‌باشد. به عنوان مثال گزارش شده است که سالانه ۵۰۰ هزار بریس کمری جهت درمان کمردرد در کشور فرانسه به فروش می‌رسد (۶۲). با وجود این بریس‌های حمایت غیرفعال را از عضلات فراهم می‌آورند و می‌توانند در طولانی‌مدت منجر به ضعف بیشتر عضلات به ویژه در شرایطی که بریس برداشته شده و استفاده نمی‌شود، می‌گردد (۶۳). بنابراین استفاده از شیوه‌های تمرینی به نظر می‌رسد ابزار مناسبتری جهت درمان این بیماران و پیشگیری از گسترش نرخ آسیب‌ها می‌باشد. ابتدائی‌ترین متغیرهای کینماتیک که در راه رفتن تحت تاثیر قرار می‌گیرند، نیروهای عکس‌العمل زمین در سه بعد و مولفه‌های آن‌ها همچون نرخ بارگذاری عمودی، ایمپالس و گشتاور آزاد می‌باشد. نرخ بارگذاری بالا سبب آسیب به بافت‌های بدن انسان می‌شود. گشتاور آزاد عکس‌العمل جفت نیروی اعمال شده به وسیله پا به زمین حول محور عمودی است که از محل مرکز فشار منشا می‌گیرد (۶۴). بیان شده است که این متغیر با بارهای پیچشی وارد شده بر بدن در طی حرکات انتقالی مرتبط می‌باشد (۶۵). گشتاور آزاد در صفحه عرضی (Transverse plane) در مقایسه با مولفه‌های عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی نیروی عکس‌العمل زمین شاخص بهتری در ارتباط با شناسایی احتمال آسیب می‌باشد (۶۶). از سوی دیگر شناسایی و مقایسه مقادیر نیروهای عکس‌العمل و مولفه‌های آن (اوج نیروها و زمان رسیدن به آن‌ها، نرخ بارگذاری، ایمپالس و گشتاور آزاد) همراه با سایر متغیرهای کینماتیک و کینتیک مفاصل اندام تحتانی در بیماران کمردرد با پای پرونیت بعد از یک دوره تمرینات تقویت‌کننده عضلات مرکزی بدن و عضلات اینورتور و چرخش‌دهنده خارجی ساق و ران طی مرحله استقرار راه رفتن این امکان را فراهم می‌آورد که چگونگی اثرگذاری این تداخلات در بیماران کمردرد با پای پرونیت مشخص گردد. هدف پژوهش حاضر بررسی اثر یک دوره تمرینات منتخب (تمرینات تقویت‌کننده عضلات مرکزی بدن و عضلات اینورتور و چرخش‌دهنده خارجی ساق و ران) بر کینتیک، کینماتیک و فعالیت الکتریکی عضلات طی مرحله استقرار راه رفتن در بیماران کمردرد با پای پرونیت می‌باشد.

۳-۱- ضرورت و اهمیت پژوهش

یکی از شایع‌ترین اختلالات عضلانی- اسکلتی، کمردرد است (۶۷، ۶۸). که در کشورهای صنعتی ۷۰-۸۰ درصد افراد حداقل یکبار در طول زندگی خود کمردرد را تجربه می‌کنند (۶۹، ۷۰). انجمن بین‌المللی درد و تشخیص آناتومیکی، کمردرد را به دردی که در ناحیه کمر یا خاجی ستون فقرات احساس شود تعریف کرده‌اند (۷۱). افراد مبتلا به کمردرد مزمن (CLBP)، ثبات ستون فقرات خود را به علت کنترل غیر فعال (مهره‌ها، دیسک‌ها، رباط‌ها) و یا کنترل فعال (عضلات و تاندون‌ها) از دست می‌دهند (۷۲، ۷۳). از عوامل مهم بی‌ثباتی در ستون فقرات، تغییر در ساختار و کارکرد نادرست و نامناسب عضلات این ناحیه است که به ضعف عضلات، اختلال در عملکرد آن‌ها، خستگی و در نهایت، کمردرد منتهی می‌شود (۷۴). طی تحقیقی الگوی راه رفتن بیماران با کمردرد غیراختصاصی مورد بررسی قرار گرفت که آن‌ها افزایش فعالیت عضله راست کننده ستون مهره‌ها و کاهش چرخش معکوس بین لگن، کمر و ستون فقرات سینه‌ای را گزارش کردند (۳۰، ۳۱). بین پرونیشن پا و بیماری کمردرد ارتباط معنی‌داری وجود دارد که یکی از راه‌های درمان بیماری کمردرد، درمان اختلالات وضعیتی پا است (۳۲، ۳۸). فونسکا و همکاران (۲۰۰۹)، به تاثیر یک دوره تمرینات پیلاتس بر روی افراد دارای کمردرد پرداختند و گزارش کردند که، سرعت راه رفتن در افراد دارای کمردرد کندتر است (۳۵). با این حال، به تحقیقات بیشتری برای بررسی اثرات این اختلال نیاز می‌باشد. همچنین، در بسیاری از تحقیقاتی که بر روی افراد کمردرد و فعالیت عضلات آن‌ها انجام شده است، ناهنجاری‌های ساختار پا مورد توجه قرار نگرفته است. تنها فرهپور و همکاران (۲۰۱۸) فعالیت عضلات اندام تحتانی را مورد بررسی قرار داده‌اند (۳۶). این پژوهشگران دریافتند که عضلات دوقلو، سרینی‌میانی، راست‌کننده ستون فقرات و مایل داخلی شکم فعالیت بالایی را در افراد دارای کمردرد با پای پرونیته طی راه رفتن دارا می‌باشند (۳۶). بنابراین، پیدا نمودن شیوه‌های درمانی جهت جلوگیری از عوارض ثانویه و تشدید شدت بیماری در این افراد از اهمیت بالایی برخوردار است. یکی از این شیوه‌های درمانی استفاده از تمرینات توان‌بخشی می‌باشد.

۴-۱- فرضیات و سوالات تحقیق

- استفاده از بريس كمرى باعث بهبود ميانهگين دامنه فعاليت الكتريكي عضلات اندام تحتاني طى راه رفتن در بيماران كمردرد با پرونييت مى گردد.
- استفاده از بريس كمرى باعث بهبود اوج دامنه فعاليت الكتريكي عضلات اندام تحتاني طى راه رفتن در بيماران كمردرد با پرونييت مى گردد.
- استفاده از بريس كمرى باعث بهبود طيف فرکانس فعاليت الكتريكي عضلات طى راه رفتن در بيماران كمردرد با پرونييت مى گردد.

۱-۵- هدف كلی

هدف پژوهش حاضر بررسى اثر استفاده طولانى مدت از بريس كمرى روى فعاليت الكتريكي عضلات طى راه رفتن در بيماران كمردرد با پاى پرونييت مى باشد.

اهداف اختصاصی

بررسى اثر استفاده طولانى مدت از بريس كمرى بر ميانهگين دامنه فعاليت الكتريكي عضلات اندام تحتاني طى راه رفتن در بيماران كمردرد با پاى پرونييت

بررسى اثر استفاده طولانى مدت از بريس كمرى بر اوج دامنه فعاليت الكتريكي عضلات اندام تحتاني طى راه رفتن در بيماران كمردرد با پاى پرونييت

بررسى اثر استفاده طولانى مدت از بريس كمرى بر طيف فرکانس فعاليت الكتريكي عضلات اندام تحتاني طى راه رفتن در بيماران كمردرد با پاى پرونييت

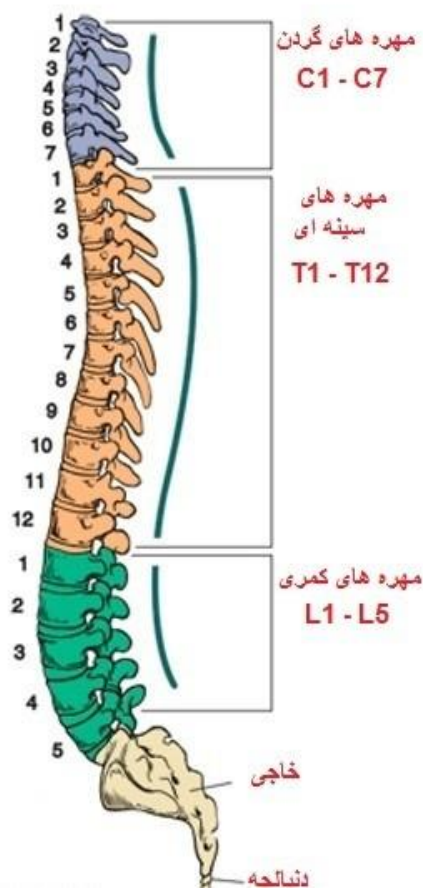
۱-۶- مباني نظری:

عضلات از طریق مفاصل در حفظ تعادل بدن ایفای نقش می‌کنند و این موضوع روشن است که عضلات عمل‌کننده در مفصل ران، زانو و مچ پا نقش اساسی را در تنظیم تعادل بدن ایفا می‌کنند. به علت ساختار غیر طبیعی مچ پا و ضعف تعدادی از عضلات اندام تحتانی در افراد با پای پرونیته، ممکن است ویژگی‌های عصبی-عضلانی این افراد تغییر یافته و سبب اختلال در کنترل بدن این افراد گردد. همچنین، کمردرد از مشکلات مهم سلامتی است که معمولاً هزینه‌های درمانی زیادی نیز در بر دارد. نکته مهم اینجاست که بسیاری از این دردها در صورتی که ساختاری و یا ناشی از بیماری‌های دیگر نباشد، به راحتی قابل پیش‌گیری و درمان هستند.

۱-۶-۱- ستون مهره‌ها و قوس‌های آن

قبل از دوره بلوغ، ستون مهره‌ها (که به عنوان استخوان‌های پشت نیز نامیده می‌شوند)، از ۳۳ تا ۳۴ قطعه استخوان نامنظم موسوم به مهره ساخته شده است. این مهره‌ها به پنج گروه نسبتاً مجزا به اسامی گردنی^۱، پشتی^۲، کمری^۳، خاجی^۴ و دنبالچه-ای^۵ تقسیم می‌شوند. ناحیه گردن از هفت مهره گردنی به وجود آمده است. ناحیه پشتی یا سینه‌ای از دوازده مهره پشتی ساخته شده است که دوازده جفت دنده به آن متصل می‌شوند. ناحیه کمر (بخش تحتانی پشت) از پنج مهره کمری به وجود آمده است. پنج مهره خاجی بخش خلفی لگن خاصره را می‌سازند. در زمان بلوغ، پنج مهره خاجی به یکدیگر جوش خورده و یک مهره خاجی (ساکروم) را به وجود می‌آورند. چهار یا پنج مهره دنبالچه‌ای، کوچک هستند و یک دنباله یا دم کوچک را به نمایش می‌گذارند. مهره‌های دنبالچه‌ای به طور طبیعی در زمان بلوغ به هم جوش خورده و استخوان دنبالچه را که تقریباً به طول سه سانتی‌متر است و به وسیله رباط‌ها به استخوان خاجی متصل می‌شوند، به وجود می‌آورند (شکل ۱-۷۵).

۱. Cervical
۲. Thoracic
۳. Lumbar
۴. Sacrum
۵. Coccyx



(شکل ۱-۱). تصویر نمای جانبی از ستون فقرات طبیعی

زمانی که از نمای پهلو به ستون مهره یک نوزاد تازه متولد شده نگاه می‌کنیم، کل آن به طرف جلو مقعر و فرورفته است. در سه تا شش ماهگی بچه یاد می‌گیرد که سرش را صاف نگه دارد و با انجام این عمل، شکل ناحیه گردنی از حالت تقعر به طرف جلو، به حالت تحدب به طرف جلو تغییر می‌یابد. به همین ترتیب، همان‌طور که بچه در سن ده تا هجده ماهگی ایستادن و راه رفتن را فرا می‌گیرد، ناحیه کمری نیز از حالت تقعر به طرف جلو به حالت تحدب به طرف جلو تغییر شکل می‌دهد. انحناها و قوس‌های گردنی و کمری به عنوان قوس‌ها یا خمیدگی‌های ثانویه نامیده می‌شوند، زیرا در همان حال بچه وضعیت صاف را اتخاذ می‌کند، این قوس‌ها نیز شکل می‌گیرند. قوس پشتی و قوس خاجی-دنبالچه‌ای به قوس یا خمیدگی‌های اولیه معروف هستند، زیرا آن‌ها در سراسر زندگی به طرف جلو مقعر هستند (۷۵). انحناهای ستون مهره‌ها سبب افزایش مقاومت آن در برابر

نیروهای عمودی و از جمله وزن بدن می‌شود. مقاومت ستون مهره‌ها با داشتن چهار انحنای انعطاف‌پذیر تقریباً ۱۷ برابر حالتی است که این ستون بدون انحنای صاف باشد (۷۶).

۱-۶-۲- وظایف ستون مهره‌ها

به طور کلی می‌توان گفت که ستون مهره‌ها سه نقش مهم را در بدن به عهده دارد :

۱. تحمل وزن بدن و انتقال آن به اندام‌های تحتانی

۲. محافظت و نگهداری از قسمتی از سیستم اعصاب مرکزی (نخاع)

۳. نقش حرکتی و شرکت در حرکات مختلف تنه

عملکرد دیگر ستون مهره‌ها نقش حمایتی آن از قفسه سینه است. ناحیه سینه به دلیل وجود اندام‌های داخلی مخصوصاً قلب به حمایت زیادی نیاز دارد که ستون مهره‌ها در این حمایت نقش اصلی را ایفا می‌کند و با انحنای این ستون به عقب در این ناحیه فضای کافی برای اندام داخلی به وجود می‌آید (۷۶).

۳-۶-۱- ساختمان جسم مهره

ستون فقرات از مهره‌هایی درست شده که پشت سر هم از بالا به پایین ردیف شده‌اند. هر مهره از دو قسمت تشکیل شده است. یک قسمت جلویی که به شکل یک استوانه است و یک قسمت پشتی که شامل تیغه‌های استخوانی است که به نحوی به یکدیگر متصل شده‌اند که یک حلقه را تشکیل می‌دهند. در درون این حلقه نخاع قرار دارد (۷۶).

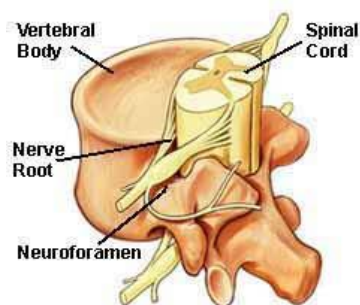
اندازه مهره‌های ستون فقرات با یکدیگر متفاوت است بطوریکه مهره‌های ستون مهره در بالا کوچک هستند و هر چه به سمت پایین حرکت می‌کنیم مهره‌ها بزرگتر می‌شوند. شکل مهره‌های ستون فقرات به جز مهره‌های اول و دوم گردنی، تقریباً مشابه یکدیگر بوده و خصوصیات مشترکی دارند (۷۶).

همان‌طور که گفتیم بزرگترین قسمت مهره، یک استخوان استوانه‌ای شکل است که آن را تنه^۱ می‌نامند و در پشت تنه تیغه‌های استخوانی وجود دارد که با هم پیوستن آن‌ها یک حلقه استخوانی ایجاد شده است. در دو طرف کناری این حلقه دو

^۱ Body .

برجستگی استخوانی به نام زائده‌های عرضی^۱ قرار گرفته‌اند. در پشت این حلقه هم یک تیغه استخوانی به نام زائده خاری^۲ وجود دارد. زوائد عرضی و خاری مهره محل‌هایی هستند که از طریق آن‌ها عضلات به ستون مهره می‌چسبند. پس عضلات اطراف ستون مهره که موجب خم و راست شدن و چرخش ستون مهره می‌شوند از طریق اتصال به این زوائد موجب حرکت مهره‌ها می‌شوند. قسمت استوانه‌ای مهره از جنس استخوان اسفنجی است که روی آن را یک لایه از استخوان کورتیکال فرا گرفته است (۷۶)

همانطور که گفته شد در پشت تنه مهره، زوائد مهره، زوائد مهره‌ای یک حلقه تو خالی استخوانی را درست می‌کنند. با پشت سر هم قرار گرفتن این حلقه‌های تو خالی مهره‌ای که روی یکدیگر قرار گرفته‌اند یک کانال استخوانی درست می‌شود که به آن کانال مهره‌ای^۳ می‌گویند. به این کانال، کانال نخاعی می‌گویند چون در داخل آن نخاع قرار گرفته است (۷۶) (شکل ۱-۲).



شکل ۱-۲. تصویر ساختمان جسم مهره

۴-۶-۱- دیسک بین مهره‌ای

دیسک بین مهره‌ای^۴ همان‌طور که از اسمش پیدا است به شکل یک دیسک یا یک استوانه کم ارتفاع است که بین مهره‌ها قرار می‌گیرد. دیسک بین مهره‌ای مثل لاستیک قابلیت ارتجاعی و تغییر شکل دارد. آن‌ها در واقع ضربه‌گیر ستون مهره هستند و موقع دویدن یا جهیدن ضربات و فشارهایی که به ستون مهره وارد می‌شود در دیسک‌ها جذب و مستهلک می‌باشد. ارتفاع

^۱ Transverse process
^۲ Spinal process
^۳ Spinal canal
^۴ Inter vertebral

The effect of long-term use of lumbar brace on electromyography activities of lower limb muscles during walking in older adults with low back pain and pronated foot

AmirAli Jafarnezhadgero¹

1. Department of Physical Education and Sport Sciences, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran.

Abstract

Background & Purpose: Lumbar back pain is a complex disease that occurs between the lumbar vertebrae and the sacral vertebrae and is affected by factors that often occur when trying to perform a particular operation or collision. The purpose of this study was to investigate the effects of long-term lumbar brace on the electromyography activities of lower limb muscles during walking in low back pain older adults with pronated foot.

Methodology: This research was of a semi-experimental and a laboratory type. 15 low back pain patients with pronated feet was selected as an experimental group (age: 68.3 ± 2.7 years) and 15 low back pain patients with pronated feet was selected as a control group (age: 69.0 ± 3.9 years). The lumbar buckle used in this research was Sacro Lumbar Support, the BB-OPPO 2065 model, and Taiwan's manufacturing. The electrical activity of the lower limb and trunk muscles was recorded by the electromyography system during walking activity in both pre and post-test. Independent sample t-test was used for statistical analysis. A wireless electromyography system with 9 pairs of bipolar surface electrodes used to record the electromyography activity of back and lower limb muscles (sample rate: 2000 Hz). Alpha level was set at $p < 0.05$.

Results: The findings in the experimental group demonstrated that the frequency content of the gastrocnemius medialis muscle during post-test was significantly lower than that during the pre-test ($P=0.002$). Also, two external oblique ($P = 0.007$) and rectus abdominus ($P = 0.000$) muscles showed a significant increase in their frequency content during post-test than that in the test pre-test. The findings of the present study showed a significant increase in the intensity of mean amplitude of electrical activity of the internal gastrocnemius muscle at 13.30% during the experimental group test ($p = 0.022$, $d= 0.42$). Also, the mean amplitude of electrical activity of biceps femoris muscle showed a significant increase of 29.67% during the post-test compared to the pre-test ($P = 0.003$, $d = 1.75$). The mean amplitude of electrical activity abdominal external oblique muscle also showed a significant decrease of 10.79% during post-test and post-test comparisons ($P = 0.005$, $d = 0.52$). In addition, a significant reduction in the mean amplitude of electrical activity of rectus abdominis muscle was also 12.69% during the post-test compared to the test ($P = 0.000$, $d = 1.06$). In the present study, the peak in the domain of electrical activity of biceps femoris muscle showed a significant increase of 30.51% during the post-test compared with the pre-test ($P = 0.004$, $d = 1.59$). Abdominal external oblique muscle at the peak of domain of electrical activity in the experimental group showed a significant increase of 117.1 117 during the post-test compared to the pre-test ($P = 0.11$, $p = 0.72$). Also, at the peak of domain of electrical activity of the rectus abdominis muscle, a significant decrease of 14.88% during the post-test compared with the test ($P = 0.003$, $d = 0.72$). At the peak amplitude of electrical activity, the spinal retractor muscle showed a significant reduction of 9.35% in comparison with the post-test and pre-test ($P = 0.008$, $p = 0.88$). At the peak and mean of the domain of electrical activity

of other muscles, no significant difference was observed between the post-test and pre-test comparisons ($P > 0.05$).

Conclusion: During the walking stance phase in the group of patients with low back pain, the median electrical movement of the internal gastrocnemius muscle and the external and abdominal external oblique muscle and rectus abdominis muscle increased. According to the results, lumbar braces can be designed for those with low back pain, which has the greatest impact on the central muscle and the leg muscles of the longitudinal arch. In patients with chronic low back pain, the speed of running is lower than that of healthy people, and low frequencies of frequency spectrum components can indicate a pattern of protective walking in these patients. This change in speed and low frequency during running indicates a decrease in mechanical efficiency in patients with low back pain. Regarding the high activity of the tibialis anterior muscle in patients with low back pain with pre-intervention versus healthy subjects, a significant reduction in the median frequency of the anterior medullary muscle during post-test compared with the pre-test during response phase showed the effects Positive Long-term use of lumbar braces. Also, the electrical activity domain of internal gastrocnemius muscle and biceps femoris muscle was accompanied by an increase, which could indicate that they were able to increase their electrical activity in order to control and reduce back pain in patients with low back muscle pain.

Key Words: lumbar brace, Low back pain, Pronated feet, Electromyography, Walking



University of Mohaghegh Ardabili

Final Report of Research Project

**The effect of long-term use of lumbar brace on
electromyography activities of lower limb muscles during
walking in older adults with low back pain and pronated
foot**

AmirAli Jafarnezhadgero

Department of Sports Sciences

Faculty of Educational Sciences and Psychology

**This Research Project Has Been Financially Supported by the Office of
Vice Chancellor for Research**

May 2019