

## مقایسه زمان بندی فعالیت عضلانی در عضلات اندام تحتانی، کمری و پشتی در افراد مبتلا به کمردرد مزمن و سالم در طی مرحله ایستایی راه رفتن

رحیمه محمودی<sup>۱</sup>، دکتر سعید طالبیان<sup>۲</sup>، الهه سجادی<sup>۱</sup>

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیوتراپی

۲- استاد دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

### چکیده

**زمینه و هدف:** هم اکنون کمردرد، شایع ترین و پرهزینه ترین مشکل عضلانی-اسکلتی در جوامع مدرن می باشد. از هر ده نفر، یک نفر، یکبار در طول زندگی به کمردرد مبتلا می شود. ۹۰٪ از کمردردها در طی شش هفته بهبود می یابند اما دوره تکرار و عود، بسیار شایع است. از طرفی، مفصل ساکروایلیاک بعنوان منشا بسیاری از دردهای ناحیه کمر و لگن و از جمله عناصر مهم در عملکرد طبیعی سیستم عضلانی-اسکلتی در طی راه رفتن می باشد. در ثبات این مفصل علاوه بر عوامل استخوانی و لیگامانی، عضلات نیز نقش دارند که شروع فعالیت و مدت شروع تا حداکثر فعالیت عضلانی در این عضلات در انتقال نیرو در این مفصل با اهمیت است. لذا هدف از این مطالعه، مقایسه زمان بندی فعالیت عضلانی در این عضلات در طی مرحله ابتدائی و میانی مرحله ایستایی راه رفتن با سرعت راحت (سرعت معمولی راه رفتن) بین دو گروه مبتلا به کمردرد مزمن و افراد سالم می باشد.

**روش بررسی:** ۱۶ فرد مبتلا به کمردرد (۱۴ زن و ۲ مرد) با میانگین سن  $25/23 \pm 2/61$  و ۱۵ فرد سالم (۱۳ زن و ۲ مرد) با میانگین سن  $29/23 \pm 11/29$  در این مطالعه شرکت کردند. شروع فعالیت و مدت شروع تا حداکثر فعالیت عضلات با استفاده از دستگاه Datalink ثبت شد و با نصب Footswitch در زیر پاشنه سمت درگیر در گروه مبتلا به کمردرد و پای غالب در گروه کنترل و نصب نشانگرهایی بر روی متاتارس پنجم و قوزک خارجی و دوربین فیلمبرداری، مرحله آغاز و میانی مرحله ایستایی راه رفتن مشخص شد.

**یافته ها:** اگرچه شروع فعالیت عضلانی در گروه مبتلا به کمردرد در طی آغاز مرحله ایستایی یعنی پاسخ به لودگذاری با تاخیر بود اما اختلاف در دو گروه از نظر آماری معنادار نشد ( $P=0/4$ ). مدت شروع تا حداکثر فعالیت عضلانی در طی مرحله آغاز در تمام عضلات مورد مطالعه (با  $P=0/01$ ) و در مرحله میانی جز در مورد عضله دو سر رانی در دیگر عضلات (با  $P=0/005$ )، در دو گروه، معنادار بود.

**نتیجه گیری:** شروع با تاخیر فعالیت عضلانی و مدت شروع تا حداکثر فعالیت عضلانی طولانی در طی رخدادهای ابتدائی و میانی مرحله ایستایی راه رفتن با سرعت راحت می تواند به عنوان یک استراتژی جبرانی در جهت کنترل حرکات تنه بطور موثر، تامین ثبات کافی و انتقال کارآمد لود به ناحیه کمری در نظر گرفته شود.

**کلید واژه ها:** فعالیت عضلانی، کمردرد مزمن، راه رفتن، عضلات تنه، عضلات اندام تحتانی

(ارسال مقاله ۱۳۹۲/۲/۲۴، پذیرش مقاله ۱۳۹۳/۸/۱۴)

**نویسنده مسئول:** تهران، خیابان انقلاب، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

Email: talebian@sina.ac.ir

### مقدمه

هم اکنون کمردرد، شایع ترین و پرهزینه ترین مشکل عضلانی-اسکلتی در جوامع مدرن می باشد (۱). فشار اقتصادی کمردرد بسیار وسیع و در حال رشد بنظر می رسد (۲-۴). کمردرد مکانیکی شایع ترین علت ناتوانی در افراد جوان کمتر از ۴۵ سال و سومین علت ناتوانی در افراد بالای ۴۵ سال می باشد (۵). ۸۰-۵۰٪ از مردم در مرحله ای از زندگی شان مبتلا به کمردرد می شوند. ۹۰٪ از کمردردها در طی شش هفته بهبود می یابند اما دوره تکرار و عود، بسیار شایع است (۶). کمردرد وابسته به جنس است که زنان غالباً بیشتر در معرض کمردرد هستند (۷). کمردرد یک علامت شایع و اغلب ناتوان کننده مورد توجه و علت مهم تحمیل بیماری در ایران مخصوصاً در سنین فعالیت در هر دو جنس زن و مرد و سومین علت مهم تحمیل بیماری در ایران در سنین ۶۹-۱۵ سال بدون در نظر گرفتن علل ضایعات عمدی و غیر عمدی است (۸،۹). از طرفی، مفصل ساکروایلیاک

منشأ بسیاری از دردهای کمر و خلف لگن محسوب می شود به نحوی که در ۲۵-۱۰٪ از بیماران مبتلا به کمردرد، علت اصلی درد را تشکیل می دهد (۱۰،۵). شیوع درد مفصل ساکروایلیاک در بیمارانی که در گروه کمردرد مزمن با علت نامشخص قرار می گیرند تقریباً ۳۰-۱۳٪ می باشد (۱۱). این مفصل از جمله عناصر مهم در عملکرد طبیعی سیستم عضلانی اسکلتی در طی راه رفتن می باشد و یک رابط مهم در انتقال تمام وزن اندام فوقانی به اندام تحتانی و نیز به عنوان یک جاذب شوک در هنگام برخورد پاشنه به زمین و همچنین انتقال نیروی عکس العمل زمین از اندامهای تحتانی به تنه می باشد (۱۲) و در جایی که هیچ نابهنجاری مشخصی برای علت کمردرد یافت نشود اختلال عملکرد این مفصل به عنوان علت درد مطرح می شود (۱۳). البته در این موارد، فرض آن است که این مفصل از نظر بیومکانیکی در انتقال وزن به اندامهای تحتانی، بصورت

آنومالی مادرزادی در لگن و کمر. معیار خروج از مطالعه برای هر دو گروه، عدم ثبت سیگنال الکترومیوگرافی، خستگی در حین انجام آزمون و عدم تمایل فرد برای ادامه آزمون در هر مرحله از آزمون بود. آزمون در محل آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران انجام شد. در ابتدا پای غالب افراد مشخص می شد که برای نیل به این هدف دو آزمون (۱۶) انجام می شد که عبارت بودند از: الف) آزمون به هم زدن تعادل، با هل دادن فرد از پشت، در حالتی که فرد در یک وضعیت ثابت، ایستاده است؛ ب) انجام سه بار شروع راه رفتن، قبل از نصب هر گونه ابزار و وسیله ای بر روی بدن فرد شرکت کننده در آزمون. در افراد مبتلا به کمردرد بجز در یک مورد، بقیه درد در سمت غالب را گزارش دادند. سپس آماده سازی استاندارد پوست (۱۷) انجام می شد که شامل برداشتن موی ناحیه و شستن و تمیز کردن پوست این ناحیه با الکل و خشک کردن ناحیه مورد مطالعه بود. قبل از الکتروگذاری برای افراد سالم، در سمت پای غالب و برای گروه مبتلا به کمردرد در پای سمت مبتلا، الکتروگذاری عضلات مورد مطالعه بر اساس سیستم الکتروگذاری اروپا (SENIAM) انجام می شد به این صورت که: برای عضله دو سر رانی، الکترودهای دو قطبی نقره-کلرید نقره به قطر ده میلی متر و با فاصله مرکز به مرکز بیست میلی متر (که اتصال آنها به پوست از طریق چسب مخصوص بود)، در وسط خط واصل توبروزیته ایسکیال و اپی کوندیل خارجی تیبیا، برای عضله گلوئوس ماگزیموس، الکترودها در وسط خط واصل ساکروم و تروکانتر بزرگ مطابق با بزرگترین برجستگی میان باسن، دقیقاً بالای برجستگی قابل مشاهده تروکانتر بزرگ، برای عضله مالتی فیدوس کمری، الکترودها در راستای خطی که از لبه تحتانی خار خاصره خلفی فوقانی تا فضای بین مهره ای مهره اول و دوم کمری قرار دارد، در سطح زائده خاری مهره پنجم کمری (یعنی حدود بیست تا سی میلیمتر از خط میانی) و برای عضله ارکتور اسپاین پستی، الکترودها به پهنای یک انگشت در قسمت داخل خطی که از خار خاصره خلفی فوقانی تا پایین ترین نقطه دنده تحتانی در سطح مهره دوم کمری تعبیه می شد. الکترودها بر روی میج دست، هم جهت با پای غالب در گروه سالم و هم جهت با طرف درگیر در افراد مبتلا به کمردرد قرار می گرفت. برای مشخص کردن رخدادهای مختلف مرحله ایستائی راه رفتن، در زیر پاشنه پای غالب در گروه سالم و هم جهت با طرف درگیر در افراد مبتلا به کمردرد، یک Footswitch و نشانگرهایی بر روی متاتارس پنجم و قوزک خارجی قرار داده می شد. فرد شرکت کننده در آزمون، در پشت

موثر عمل نمی کند و این نابهنجاری بیومکانیکی سبب کمردرد می شود (۱۲). در انتقال نیرو از این مفصل، عضلات دو سر رانی، گلوئوس ماگزیموس، مالتی فیدوس و ارکتور اسپاین نقش دارند که عضلات موثر در راه رفتن نرمال نیز می باشند (۱۴). بنابراین فعالیت این عضلات در طی راه رفتن، ثابت دینامیک (پویا) را در این مفصل تسهیل می کند (۱۲،۸) و در طی مراحل راه رفتن، عملکرد یکپارچه عضلات تنه و اندام تحتانی، به انتقال نیرو در طی مرحله تحمل وزن کمک می کند (۱۵). چون هدف، بررسی انتقال نیرو از طریق مفصل ساکروایلیاک می باشد بنابراین مرحله ایستائی (Stance) و رخدادهای پاسخ به لودگذاری (Loading Response) و مرحله میانی ایستائی (Mid Stance) و شروع فعالیت عضلات (Onset) و مدت زمان شروع تا حداکثر فعالیت عضلات (Time to peak) به عنوان متغیرهای مورد آزمون، انتخاب شد. از آنجا که راه رفتن بر روی زمین، متفاوت از راه رفتن بر روی تردمیل است (۱۲،۱۵) چون در راه رفتن بر روی تردمیل، آمپلی تود شاخص های کینماتیک نواحی فوقانی کمری و لگن و نیز گشتاور مفاصل مختلف اندام تحتانی در صفحه سائیتال، با راه رفتن بر روی زمین متفاوت است و در راه رفتن بر روی تردمیل با تنظیم سرعت می توان از افراد خواست که با سرعت مشخص شده راه روند، این کار سبب می شود که فرد با سرعت تحمیلی و نه با سرعت طبیعی خود راه رود، از این رو، آزمون راه رفتن، بر روی زمین و نه بر روی تردمیل انجام شد.

### روش بررسی

تعداد ۳۱ نفر در محدوده سنی ۵۰-۲۰ بطور داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند که ۱۶ نفر در دو گروه مبتلا به کمردرد (۱۴ زن و ۲ مرد) با میانگین سن  $29.11 \pm 7.29$  و ۱۵ نفر در گروه سالم (۱۳ زن و ۲ مرد) با میانگین سن  $26.2 \pm 2.61$  قرار گرفتند. معیار ورود به مطالعه برای گروه مبتلا به کمردرد مزمین عبارت بود از: طول مدت درد حداقل به مدت سه ماه، عدم انتشار درد به قسمت دیستال زانو، عدم وجود التهاب در فقرات کمری و لگن، عدم جراحی ناحیه کمر، لگن، مفصل ران یا زانو، عدم وجود شکستگی، تومور، مشکل بینایی، مشکل شنوایی، مشکل قلبی-ریوی، مشکل نورولوژی یا ارتوپدی مرتبط با راه رفتن، عدم وجود مشکلات پاسچرال شدید (اسکولیوز، کیفوز شدید پستی) و راستای نادرست اندام تحتانی. معیارهای ورود به مطالعه برای افراد سالم عبارت بود از عدم وجود سابقه درد در ناحیه کمری و لگنی و عدم وجود تاریخچه

ایستائی راه رفتن، معیار ۱۰٪ حداکثر دامنه یا آمپلی تود (amplitude) سیگنال الکترومیوگرافی ثبت شده از عضلات مورد مطالعه در طی رخدادهای پاسخ به لودگذاری با استفاده از نرم افزار Datalink بکار گرفته شد. با توجه به زمان شروع فعالیت عضلانی و زمان حداکثر فعالیت عضلانی در عضلات مورد آزمون، مدت زمان شروع تا حداکثر فعالیت این عضلات در طی دو رخداد پاسخ به لودگذاری و مرحله میانی راه رفتن با استفاده از نرم افزار Datalink محاسبه می‌شد و سپس میانگین مدت زمان شروع تا حداکثر فعالیت حاصل از سه قدم برای رخدادهای پاسخ به لودگذاری، مرحله میانی راه رفتن استخراج شد. سپس برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از نرم افزار SPSS نسخه ۱۸ استفاده شد. داده‌های هر دو گروه ابتدا با استفاده از آزمون کولموگروف-اسمیرنوف ارزیابی شد. سپس با توجه به نرمال بودن متغیرهای مورد مطالعه، برای مقایسه شروع فعالیت عضلانی در آغاز راه رفتن و مدت زمان شروع تا حداکثر فعالیت این عضلات در طی دو رخداد پاسخ به لودگذاری و مرحله میانی راه رفتن بین دو گروه، از آزمون Independent t-test استفاده شد.

#### یافته ها

خصوصیات آنتروپومتریک افراد در دو گروه مبتلا به کمردرد و کنترل در جدول ۱ نشان داده شده است.

جدول ۱- خصوصیات آنتروپومتریک افراد شرکت کننده در آزمون

گروه کنترل (n=۱۵)	گروه کمردرد (n=۱۶)	
۲۵/۲۳ ± ۲/۶۱	۲۹/۷۳ ± ۱۱/۲۹	سن
۱۶۵/۱۵ ± ۹/۴۳	۱۶۲/۷۳ ± ۹/۵۰	قد
۵۹/۲۶ ± ۱۱/۲۸	۵۹/۵۰ ± ۱۲/۰۲	وزن
۲۱/۴۵ ± ۲/۵۶	۲۲/۳۵ ± ۳/۲۶	شاخص توده بدن

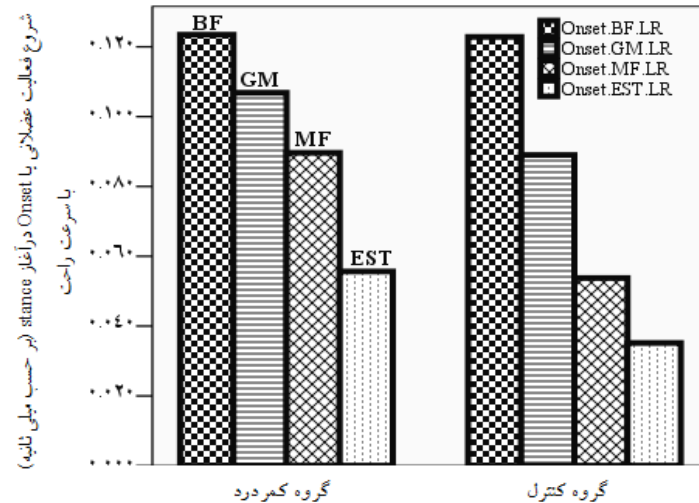
شاخص‌های آماری مربوط به شدت ناتوانی و شدت درد در گروه مبتلا به کمردرد مزمن نیز در جدول ۲ ارائه شده است.

جدول ۲- شاخص‌های آماری شدت ناتوانی و شدت درد در گروه مبتلا به کمردرد مزمن

متغیر	حداقل	حداکثر	میانگین	سطح معنی داری
شدت ناتوانی	۰	۳۰	۱۴/۷۶	۰/۸۱
شدت درد	۳	۵	۳/۶۷	۰/۱۶

شدت ناتوانی بر اساس پرسشنامه Oswestry و شدت درد بر مبنای VAS مشخص شد.

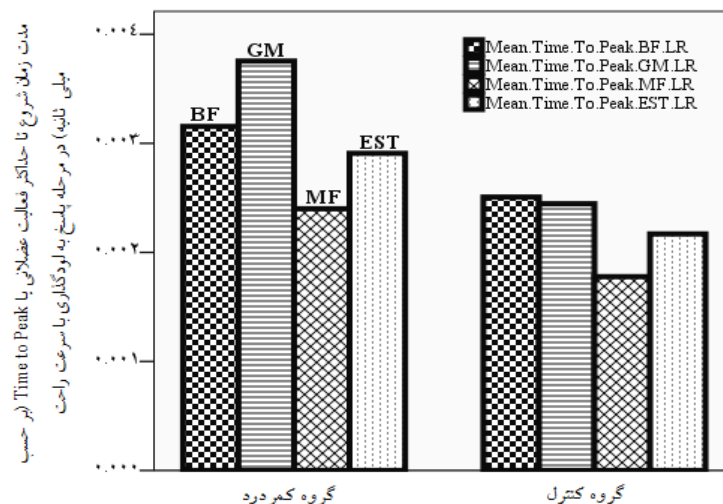
خط مشخص شده در ابتدای مسیر چهار و نیم متری آزمون قرار می‌گرفت که با پوشش سفید رنگی مشخص شده بود. همزمان با دستگاه الکترومیوگرافی Datalink با فرکانس نمونه برداری ۱ کیلو هرتز، دوربین فیلمبرداری (Sony Digital، Mega، ۱۴/۱pixel) که در فاصله چهار متری از وسط مسیر آزمون در ارتفاع هشتاد سانتی متری بر روی پایه ثابت نصب شده بود روشن می‌شد. فرد با دیدن نور Flash (که همزمان با آغاز ثبت سیگنال الکترومیوگرافی بود) که در میانه مسیر آزمون در مقابل عدسی دوربین قرار داشت با پوزیشن مستقیم سر و گردن و تنه، در شرایطی که به یک نقطه مشخص تعبیه شده در سطح بینایی بر روی دیوار نگاه می‌کرد، حرکت را با سرعت معمول و راحت راه رفتن خود با پای غالب به گونه‌ای آغاز می‌کرد که پای او بر روی خط مشخص شده در ابتدای مسیر قرار می‌گرفت. سپس مسیر آزمون را با سرعت حرکت راحت خویش طی می‌کرد تا پای او با خط دیگر مشخص شده در انتهای مسیر تماس می‌یافت. با مشخص بودن طول مسیر آزمون و مدت زمان پیمودن مسیر که توسط دوربین ثبت می‌شد سرعت فرد شرکت کننده مشخص می‌شد. با استفاده از جدول دامنه سرعت راه رفتن به جلو توسط Smidt، میزان سرعت افراد تعیین می‌شد که فرد با چه سرعتی مسیر را پیموده است (۱۸). برای مشخص کردن شروع فعالیت عضلانی در طی رخدادهای پاسخ به لودگذاری یعنی آغاز مرحله



نمودار ۱- شروع فعالیت عضلات (Onset) در آغاز مرحله stance در طی راه رفتن با سرعت راحت. اعداد، بیانگر زمان وارد عمل شدن عضلات بعد از رخداد (LR) یعنی آغاز stance (ایستایی) می باشد. **GM= Gluteus** ؛ **BF= Biceps Femoris** ؛ **MF= Multifidus** ؛ **EST= Thoracic Erector Spinae** ؛ **Maximus**

پشتی مورد مطالعه در طی راه رفتن با سرعت راحت، در آغاز مرحله ایستایی راه رفتن در گروه مبتلا به کمردرد نسبت به گروه کنترل با تاخیر بوده است؛ اگرچه این اختلاف بین دو گروه مورد مطالعه معنی دار نشد ( $P=0/4$ ). نمودار مربوط به میانگین مدت زمان شروع تا حداکثر فعالیت عضلات مورد مطالعه در طی مرحله پاسخ به لودگذاری (نمودار ۲) و مرحله میانی ایستایی (نمودار ۳) در دو گروه، در طی سرعت راحت راه رفتن در قسمت ذیل نشان داده شده است.

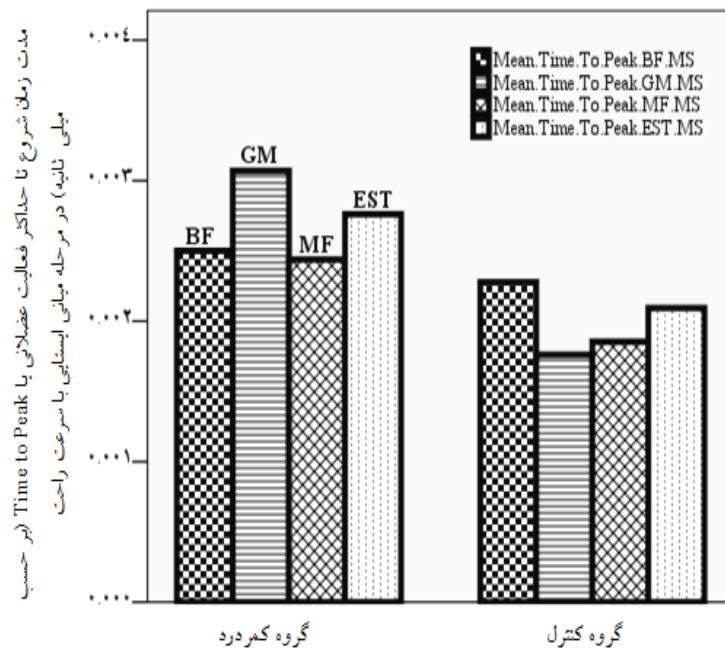
زمان شروع فعالیت هر عضله نسبت به زمان وقوع رخداد پاسخ به لودگذاری مرحله ایستایی راه رفتن محاسبه شد که زمان شروع فعالیت عضلات مورد مطالعه بعد از وقوع رخداد پاسخ به لودگذاری بود. نمودار مربوط به شروع فعالیت عضلانی در دو گروه کمردرد مزمن و کنترل در طی راه رفتن با سرعت راحت. معمول راه رفتن در نمودار ۱ نشان داده شده است. همچنان که در نمودار ۱ مشاهده می شود با وجود الگوی مشابه شروع فعالیت عضلانی در دو گروه مورد مطالعه، شروع فعالیت عضلانی در تمام عضلات اندام تحتانی، کمری و



نمودار ۲. مدت زمان شروع تا حداکثر فعالیت عضلات (Time to Peak) بر حسب میلی ثانیه در مرحله پاسخ به لودگذاری در طی راه رفتن با سرعت راحت. **MF= Multifidus** ؛ **GM= Gluteus Maximus** ؛ **BF= Biceps Femoris** ؛ **LR = Loading Response** ؛ **EST= Thoracic Erector Spinae** ؛

بر طبق نمودار ۳ (که در قسمت ذیل نشان داده شده است)، میانگین مدت زمان شروع تا حداکثر فعالیت عضلات مورد مطالعه در طی مرحله میانی ایستایی با وجود الگوی مشابه در عضلات کمری و پشتی در دو گروه، در گروه مبتلا به کمردرد طولانی تر از گروه کنترل بود ( $P=0/005$ ). مدت شروع تا حداکثر فعالیت عضله گلوئوتوس ماگزیموس در دو گروه مبتلا به کمردرد و کنترل، برخلاف مدت زمان شروع تا حداکثر فعالیت عضله دو سر رانی معنی دار بود ( $P=0/04$ ).

با توجه به نمودار ۲، میانگین مدت زمان شروع تا حداکثر فعالیت عضلات مورد مطالعه در طی مرحله پاسخ به لودگذاری با وجود الگوی مشابه در تمام عضلات جز عضله گلوئوتوس ماگزیموس در دو گروه، در گروه مبتلا به کمردرد طولانی تر از گروه کنترل بود و معنی دار شد ( $P=0/01$ ). ضمن آنکه مدت شروع تا حداکثر فعالیت عضلانی در عضله گلوئوتوس ماگزیموس در گروه مبتلا به کمردرد برخلاف گروه کنترل بیشتر از دیگر عضله اندام تحتانی یعنی عضله بایسپس فموریس بود و تفاوت معنی داری را نشان داد ( $P=0/05$ ).



نمودار ۳. مدت زمان شروع تا حداکثر فعالیت عضلات (Time to Peak) بر حسب میلی ثانیه در مرحله میانی ایستایی در طی راه رفتن با سرعت راحت. EST= Thoracic Erector Spinae; MF= Multifidus; GM= Gluteus Maximus; BF= Biceps Femoris; MS = Mid Stance

بحث

نظر آماری، اختلاف معنادار بود. در مرحله میانی راه رفتن، در طی سرعت راحت راه رفتن، مشابه با مرحله پاسخ به لودگذاری، شروع تا حداکثر فعالیت عضلانی در عضلات اندام تحتانی، کمری و پشتی مورد آزمون جز در مورد عضله دو سر رانی، اختلاف معنی دار آماری را نشان داد. در این مطالعه، شروع با تاخیر فعالیت عضلانی در عضله ارکتور اسپاین پشتی وجود داشت که برخلاف راه رفتن نرمال است که عضله ارکتور اسپاین برای هدایت جابجایی تنه، زودتر وارد عمل می شود (۱۹). در این مطالعه نیز همچون مطالعات قبلی شروع فعالیت عضله گلوئوتوس ماگزیموس و عضله مالتی فیدوس کمری در طی سرعت راحت راه رفتن در گروه مبتلا به کمردرد دیرتر از گروه کنترل بود (۲۰). البته در این مطالعه، مدت زمان شروع تا حداکثر فعالیت تمام عضلات مورد آزمون در گروه مبتلا به کمردرد بیشتر از گروه کنترل بود (۲۱).

یافته‌های این پژوهش نشان داد که در طی راه رفتن با سرعت راحت، با وجود الگوی مشابه شروع فعالیت عضلانی در عضلات اندام تحتانی، کمری و پشتی مورد آزمون، شروع فعالیت عضلانی در تمام عضلات مورد آزمون در گروه کمردرد نسبت به گروه کنترل با تاخیر بوده است؛ اگرچه از نظر آماری این تفاوت معنی دار نبود. در طی راه رفتن با سرعت راحت، در گروه مبتلا به کمردرد برخلاف گروه کنترل، در مرحله پاسخ به لودگذاری، مدت زمان شروع تا حداکثر فعالیت عضلانی گلوئوتوس ماگزیموس بیشتر از دیگر عضله اندام تحتانی یعنی عضله دو سر رانی بود که معنادار بود در حالیکه مدت زمان شروع تا حداکثر فعالیت عضلانی در عضلات کمری و پشتی مورد آزمون یعنی عضلات مالتی فیدوس، ارکتور اسپاین پشتی با وجود الگوی مشابه فعالیت، در گروه مبتلا به کمردرد طولانی تر بود که در این مورد نیز از

از طرفی، می‌توان پذیرفت که افراد مبتلا به کمردرد در این پژوهش، ممکن است از یک برنامه درمانی در جهت فعال ساختن بیشتر عضلات بصورت عملکردی در انواع مختلف فعالیت‌های حرکتی برای کسب تعادل و هماهنگی عضلانی بین عضلات اکستنسور اندام تحتانی و تنه در طی راه رفتن سود برند.

#### قدردانی

این مقاله بخشی از طرح پژوهشی در سال ۹۲-۹۱ می باشد که با حمایت مالی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران اجرا شده است. مولفین مراتب سپاسگزاری خود را از این جهت اعلام می دارند.

بنظر می رسد شروع با تاخیر فعالیت اکستنسورهای ران و کمری در این مطالعه، بعلت اختلال در انتقال نیرو از طریق لگن باشد که خود ناشی از تغییر در استراتژی ثبات کمری لگنی است. مدت زمان طولانی شروع تا حداکثر فعالیت عضلانی در عضلات اکستنسور هیپ (دو سر رانی و گلوئتوس ماگزیموس) و تنه (ارکتور اسپاین) در گروه مبتلا به کمردرد مزمن نیز می‌تواند بعنوان یک مکانیسم برای کنترل کارآمد انحرافات (Deviation) قدامی و طرفی تنه و نیز یک مکانیسم جبرانی در مقابل ثبات کاهش یافته ستون فقرات (۲۲) و انتقال نیرو به ناحیه کمری (۲۳) باشد. شروع با تاخیر و مدت زمان طولانی شروع تا حداکثر فعالیت عضلانی در عضله مالتی فیدوس کمری را هم می‌توان به عنوان یک سازش عملکردی سیستم عصبی برای فراهم ساختن ثبات بیش از حد و پیشگیری از درد تفسیر کرد.

## REFERENCES

- O'sullivan PB, Beales DJ, Beetham JA, Cripps J, Graf F. Altered motor control strategies in subjects with sacroiliac joint pain during the active straight-leg-raise test. *Spine* 2002; 27(1):E1-E8.
- Kulcu DG, Naderi S: Differential diagnosis of intraspinal and. extraspinal non-discogenic sciatica. *J Clin Neurosci* 2008; 15:1246-1252
- Rubinstein SM, van Middelkoop M, Assendelft WJ, de Boer MR, van Tulder MW. Spinal manipulative therapy for chronic low-back pain: An update of a Cochrane review. *Spine (Phila Pa 1976)* 2011; 36:E825-E846
- van Middelkoop M, Rubinstein SM, Kuijpers T, Verhagen AP, Ostelo R, Koes BW, van Tulder MW. A systematic review on the effectiveness of physical and rehabilitation interventions for chronic nonspecific low back pain. *Eur Spine J* 2011; 20:19-39
- Zelle BA, Gruen GS, Brown S, George S. Sacroiliac joint dysfunction: evaluation and management. *Clin J Pain* 2005; 21(5):446-455
- Schwarzer A, Aprill C, Bogduk N. The sacroiliac joint in chronic low back pain. *Spine* 1995;20:31-7
- Wekslar N, Velan GJ, Semionov M, Gurevitch B, Klein M, Rozentsveig V, et al. The role of sacroiliac joint dysfunction in the genesis of low back pain: the obvious is not always right. *Arch Orthop Trauma Surg* 2007; 127:885-888
- Vleeming A. Stability, movement & low back pain regards. First Published, Churchill Livingstone. Chapter3, The role of the sacroiliac joints in coupling between spine, pelvis, legs and arms; 1997; 53-70
- Don Tigny. Dysfunction of the sacroiliac joint and its treatment. *Journal of Orthopedics and Sports Physical Therapy* 1979; 1:23-35
- O Sullivan PB, Beales DJ, Beetham JA, Cripps J, Graf F. Altered motor control strategies in subjects with sacroiliac joint pain during the active straight-leg-raise test. *Spine* 2002 Jan (1); 27(1):E1-8
- Schwarzer A, Aprill C, Bogduk N. The sacroiliac joint in chronic low back pain. *Spine* 1995; 20:31-37
- Boven V, Cassidy JD. Macroscopic and microscopic anatomy of the sacroiliac joints from embryonic life until to eighth decade. *Spine* 1981; 6:620
- DePalma MJ, Ketchum JM, Saullo T. What is the source of chronic low back pain and does age play a role? *Pain Med* 2011; 12:224-233
- Matteo Cioni M, Pisasale M, Abela M, Tiziana Belfiore T, Micale M. Physiological Electromyographic Activation Patterns of Trunk Muscles During Walking. *The Open Rehabilitation Journal* 2010; 3:136-142
- Vleeming A. Stability, movement & low back pain regards: First Published. Churchill: Livingstone; chapter18, Instability of the sacroiliac joint and the consequences for gait; 1997;231-233
- Van der Hulst M, Vollenbroek-Hutten MM, Rietman JS, Hermens HJ. Lumbar and abdominal muscle activity during walking in subjects with chronic low back pain: Support of the "guarding" hypothesis? *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2010; 20:31- 37
- Ceccato JC, de Se'ze M, Azevedo C, Cazalets JR. Comparison of trunk activity during gait initiation and walking in humans. *PLoS ONE* 2009; 4(12):e8193
- Vogt L, Pfeifer K, Banzer W. Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain. *Manual Therapy* 2003; 8(1):21-28

19. Bernard TN, Cassidy JD. The sacroiliac joint syndrome: pathophysiology, diagnosis and management. In: Frymoyer JW (ed). *The adult spine: principle and practice*. Raven Press, New York; 1991;2111–2112
20. Hungerford B, Gilleard W, Hodges P. Evidence of altered lumbopelvic muscle recruitment in the presence of sacroiliac Joint Pain. *Spine* 2003; 28(14):1593–1600
21. De Groot M, Pool-Goudzwaard AL, Spoor CW, Snijders CJ. The active straight leg raising test (ASLR) in pregnant women: differences in muscle activity and force between patients and healthy subjects. *Manual Therapy* 2008; 13:68–74
22. Potter NA, Rothstein JM. Intertester reliability for selected clinical tests of the sacroiliac joint. *Phys Ther* 1985; 65:1671–1675
23. Slipman CW, Jackson HB, Lipetz JS, Chan KT, Lenrow D, Vresilovic EJ. Sacroiliac joint pain referral zones. *Arch PhysMed Rehabil* 2000; 81:334–338

## Research Articles

## Comparison of muscle activity timing during stance phase of gait cycle in chronic low back pain and healthy subjects

Mahmoodi R<sup>1</sup>, Talebian S<sup>2\*</sup>, Sajadi E<sup>1</sup>

1. MSc Student PT, of Tehran University of Medical sciences

2. Full Professor of Tehran University of Medical Sciences

### Abstract

**Background and Aim:** Low back pain (LBP) is the most common and expensive musculoskeletal problem in industrialized societies. One in ten people suffers from LBP once in his life. It is self-limited up to 90%, but it is common to repeat. By the way, sacroiliac joint (SIJ) is the origin of low back and pelvic pain in many cases and one of the most important elements in normal musculoskeletal function during gait cycle. Muscles are important to stabilize this joint plus to bones and ligaments. Some of the muscles (Gluteus Maximus, Biceps Femoris, Multi Fidus, Erector Spinae) contributing in gait cycle are important to transfer load through SIJ. The aim of this present study is to compare muscle activity timing during initial and mid stance phase of gait cycle.

**Methods and Materials:** Sixteen low back pain cases and fifteen healthy subjects participated in this study. A footswitch is placed beneath foot at the suffered side in LBP cases and dominant foot in control group. Two markers were on the 5<sup>th</sup> metatarsal bone and lateral maleolus. Electrodes are placed on selected muscles according to SENIAM. Digital camera and EMG Datalink were turned on simultaneously and subject started to walk with his own favorite speed in a specific direction and path. Onset and time to peak of selected muscles were recorded during gait by Datalink and processed by its software.

**Results:** Low back pain cases showed delayed muscle onset, although it was not significant ( $P=0.4$ ). Time to peak of all selected muscles in loading response event in LBP group was longer and significant ( $P=0.01$ ). There was also significant difference in time to peak of all selected muscles during mid-stance event ( $P= 0.005$ ) except biceps femoris muscle.

**Conclusion:** Delayed onset and longer time to peak during initial and mid stance phase of gait can be interpreted as a compensatory strategy to control trunk movements effectively, provide sufficient stability and transfer load to lumbar area efficiently.

**Key words:** Muscle activity, Low back pain, Gait, Trunk muscles, Lower Limb Muscles

**\*Corresponding author:** Dr. Saeed Talebian, Professor of school of Rehabilitation, Tehran University of Medical Sciences

**E-mail:** talebian@sina.ac.ir

*This research was supported by Tehran University of Medical Sciences (TUMS)*