مقاله پژوهشی

مقایسه فعالیت عضلات اندام تحتانی، لگنی، کمری و تنه در طی رخدادهای مختلف مرحله ایستایی راه رفتن در افراد مبتلا به درد مفصل ساکروایلیاک و افراد سالم

رحیمه محمودی[۱]، دکتر حسین باقری[۲]، دکتر محمد رضا هادیان[۲]، دکتر سعید طالبیان[۲]، دکتر اسماعیل ابراهیمی[۲]، مریم صنوبری[۳]

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیوتراپی

۲- استاد گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

۳- مربی گروه آموزشی فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

چکیده

زمینه و هدف: مفصل ساکروایلیاک از جمله عناصر مهم در عملکرد طبیعی سیستم عضلانی اسکلتی در طی راه رفتن (Gait) می باشد و به عنوان یک جاذب شوک در هنگام برخورد پاشنه با زمین و انتقال نیروی عکس العمل زمین از اندام های تحتانی به تنه عمل می کند. ثبات این مفصل محصول مشارکت عوامل استخوانی، لیگامانی و عضلانی است که این عضلات، ارکتور اسپاین توراسیک، گلوتئوس ماکزیموس، دو سر رانی، لاتیسیموس دورسی و مالتی فیدوس کمری می باشند که میزان فعالیت این عضلات در انتقال نیرو در این مفصل مهم می باشد. بنظر می رسد که عملکرد عضلات مذکور در بیماران دچار درد ساکروایلیاک مختل می شود. لذا هدف از این مطالعه، مقایسه فعالیت عضلات نامبرده شده بین دو گروه سالم و دارای درد ساکروایلیاک در طی رخدادهای مختلف مرحله ایستایی راه رفتن در طی سرعت راحت و آهسته راه رفتن می باشد.

روش بررسی: ۱۳ فرد دارای درد ساکروایلیاک (۱۲ زن، ۱ مرد) و ۱۳ فرد سالم (۱۱ زن، ۲ مرد) در این مطالعه شرکت کردند. میزان فعالیت عضلات بر اساس شاخص مجذور میانگین ریشه (Root Mean Square :RMS) با استفاده از دستگاه Datalink ثبت شد و بر اساس فعالیت عضله در طی یک دوره ۵۰۰ میلی ثانیه ای استراحت تحت عنوان Baseline Correction، نرمال شد.

یافته‌ها: تفاوت معنی داری بین دو گروه در میزان فعالیت عضلانی بر اساس شاخص مجذور میانگین ریشه در طی رخدادهای مختلف مرحله ایستایی وجود دارد (P = ۰/۰۰۶) اما تاثیر سرعت بر RMS عضلات مورد مطالعه در دو گروه، معنی دار نبوده است (P= ۰/۳۷). از نظر RMS بین عضلات مختلف مورد مطالعه در آزمون در طی سرعت آهسته و در هر یک از دو گروه در طی رخدادهای مختلف مرحله ایستایی، تفاوت معنا داری دیده شد (P= ۰/۰۰۳) اما در طی سرعت راحت، تفاوت معنا دار نشد (p= ۰/۱۴).

نتیجه‌گیری: افراد دارای درد ساکروایلیاک در طی هر دو سرعت راحت و آهسته راه رفتن، میزان فعالیت عضلانی بیشتری در طی مراحل مختلف نسبت به گروه کنترل نشان می دهند که می تواند به عنوان یک استراتژی جبرانی در جهت کنترل حرکات تنه بطور موثر، تامین ثبات کافی و انتقال کارآمد نیرو به ناحیه کمری در نظر گرفته شود.

کلید واژه‌ها: فعالیت عضلانی، مفصل ساکروایلیاک، راه رفتن، عضلات تنه، عضلات اندام تحتانی

(ارسال مقاله ۱۳۹۱/۱۲/۵، پذیرش مقاله ۱۳۹۲/۳/۱۳)

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

Email: hbagheri@tums.ac.ir

Archive of SID

مقدمه

مفصل ساکروایلیاک منشأ بسیاری از دردهای کمر و خلف لگن محسوب می شود به نحوی که در ۱۰ تا ۲۵ درصد از بیماران مبتلا به کمردرد، علت اصلی درد را تشکیل می‌دهد (۱، ۲). این مفصل، مرتبط با اکثر سندرمهای کمردرد ایدیوپاتیک است که می تواند علائم مشابه بیماریهای دیسک را نیز بروز دهد (۳) و با مشکلاتی همچون فتق دیسک کمری و سندرم مفاصل فاست، با الگوی درد مشابه، اشتباه شود (۴). در حقیقت تنوع بسیاری در الگوهای انتشار درد در بیماران مشاهده می شود و این امر سبب می شود که تشخیص اختلال عملکرد مفصل ساکروایلیاک (Sacro Iliac Dysfunction) بسیار مشکل باشد. درد مفصل ساکروایلیاک ناشی از اختلال عملکرد این مفصل، درد بین خار خاصره خلفی تحتانی (Posterior inferior :PSIS iliac spine) و چین گلوتئال، مخصوصا در محل مفصل ساکروایلیاک (۵)، تقریبا ده سانتیمتر زیر و سه سانتیمتر خارج PSIS می باشد (۶). از طرف دیگر، مفصل ساکروایلیاک از جمله عناصر مهم در عملکرد طبیعی سیستم عضلانی اسکلتی در طی راه رفتن می‌باشد. این مفصل، یک رابط مهم در انتقال تمام وزن اندام فوقانی و تنه به اندام تحتانی است و نیز به عنوان یک

www.SID.ir

جاذب شوک در هنگام برخورد پاشنه با زمین و همچنین انتقال نیروی عکس‌العمل زمین از اندام های تحتانی به تنه عمل می-کند (۷) و اختلال عملکرد این مفصل در جایی که هیچ نابهنجاری مشخصی برای علت کمردرد یافت نشود مطرح می-شود. البته فرض مسلم در مورد اختلال عملکرد این مفصل آن است که این مفصل از نظر بیومکانیکی در انتقال موثر وزن به اندامهای تحتانی، ناکارآمد است که این نابهنجاری بیومکانیکی سبب کمردرد می‌شود (۷). از جمله عناصر موثر در ثبات این مفصل، که محصول مشارکت عوامل استخوانی، لیگامانی و عضلانی(Form & Force Closure) است، عبارتند از: عضلات ارکتور اسپاین توراسیک، گلوتئوس ماکزیموس، دو سر رانی، لاتیسیموس دورسی و مالتی فیدوس کمری. از عضلات نامبرده، عضله گلوتئوس ماکزیموس فیبرهایی دارد که عمود بر سطح مفصل ساکروایلیاک است. شواهد آزمایشگاهی وجود دارد که این عضله می‌تواند بطور چشمگیری بر ثبات این مفصل اثر گذارد (۸). پیشنهاد شده است که Force Closure غیر طبیعی مفصل ساکرو ایلیاک ناشی از فعالیت نامناسب گلوتئوس ماکزیموس در طی راه رفتن، منجر به درد می‌شود. این اختلال در Force Closure، در پای اتکاء، منجر به اختلال در مکانیسم جذب شوک پای اتکاء در مفصل ساکروایلیاک در طی رخدادهای برخورد اولیه و پاسخ به نیروگذاری حین راه رفتن می‌شود. بدن برای جبران این فقدان ثبات، عضله بایسپس فموریس را که اتصال فوقانی سر دراز آن تا لیگامان ساکروتوبروس ادامه دارد فرا می‌خواند که بهترین گزینه است اما فعالیت این عضله برای جبران این فقدان ثبات، کافی نیست و مفصل در یک وضعیت بی ثباتی نسبی می‌ماند و در نتیجه‌ی فعالیت طولانی یا نامناسب این عضله، فرد مبتلا، درد ناحیه خلفی لگن دارد. عضلات ارکتور اسپاین توراسیک و مالتی فیدوس کمری در همان طرف و لاتیسیموس دورسی سمت مقابل (با انتقال نیرو به اندام فوقانی مقابل در هنگام نوسان (Swing) این اندام) از طریق فاسیای توراکولومبار،(که نقش آن در انتقال نیرو در طی راه رفتن نشان داده شده است) (۹) نقش ویژه‌ای را در انتقال نیرو از اندام تحتانی از طریق مفصل ساکروایلیاک ایفا می‌کنند و فعالیت این عضلات در طی راه رفتن، سبب تسهیل ثبات پویا (دینامیک) در این مفصل می‌شود (۷، ۸) و در طی مراحل راه رفتن، عملکرد یکپارچه عضلات تنه و اندام تحتانی، به انتقال نیرو در طی مرحله تحمل وزن کمک می‌کند (۱۰). از جمله فعالیت‌های روزمره هر فرد مبتلا به درد مفصل ساکروایلیاک نیز راه رفتن می‌باشد اما بیشتر مطالعات انجام شده در مورد این مفصل و نقش آن در انتقال نیرو در وضعیت استاتیک و بطور معمول در وضعیت‌های طاقباز و یا خوابیده به شکم بوده است که این وضعیت‌ها خود می‌توانند ثبات نسبی ایجاد کنند. اما اختلال عملکرد این مفصل در انتقال نیرو از اندام‌های تحتانی به تنه و بالعکس در طی شرایط پویا همچون راه رفتن بطور حتم در روند انتقال نیرو، اختلال ایجاد می‌کند. از آنجا که در طی فعالیتی مانند راه رفتن میزان فعالیت عضلات نامبرده شده که در ثبات این مفصل و نیز در چرخه راه رفتن نقش موثری دارند بسیار اهمیت دارد، در این پژوهش، بعنوان عضلات مورد مطالعه در تظر گرفته شده‌اند. چون هدف، بررسی انتقال نیرو می‌باشد به همین دلیل، مرحله ایستا (Stance) یعنی زمانی که پا روی زمین است انتخاب شده است. هدف، بررسی میزان فعالیت این عضلات در طی رخدادهای مختلف مرحله ایستا در طی راه رفتن با سرعت راحت و آهسته می‌باشد.

روش بررسی

تعداد ۲۶ نفر در محدوده سنی ۵۰- ۲۰ سال بطور داوطلبانه و غیر تصادفی در این مطالعه شرکت کردند که ۱۳ نفر در گروه مبتلا به درد مفصل ساکروایلیاک (۱۲ زن، ۱ مرد) و ۱۳ نفر در گروه سالم (۱۱ زن، ۲ مرد) قرار گرفتند. معیار ورود به مطالعه برای گروه مبتلا به درد ساکروایلیاک عبارت بود از: طول مدت درد حداقل به مدت دو ماه، دردناک بودن مفصل به هنگام لمس، عدم انتشار درد به قسمت فوقانی، وجود عدم تقارن در کمربند کمری لگنی، مثبت شدن تست‌های اختلال عملکرد مفصل ساکروایلیاک، وجود درد در هنگام انجام تست‌های تحریک درد و 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، غیر از درد کمربند لگنی، عدم وجود مشکلات پاسچرال شدید (اسکولیوز، کیفوز شدید پشتی) و راستای نامناسب اندام تحتانی. معیارهای ورود به مطالعه برای افراد سالم عبارت بود از عدم وجود سابقه درد در ناحیه ساکروایلیاک، نتایج نرمال در طی آزمون بلندکردن پا بطور فعال (ASLR: Active straight leg raising) و عدم وجود تاریخچه آنومالی مادرزادی در لگن و کمر و معیار خروج ار 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. ابتدا از طریق دو آزمون، پای غالب افراد مشخص می‌شد که عبارت بودند از: الف)

Archive of SID

www.SID.ir

آزمون به هم زدن تعادل که به این صورت انجام می‌شد که فرد در یک وضعیت ثابت، می‌ایستاد و فیزیوتراپیست در پشت سر او قرار می‌گرفت و بطور ناگهانی به سمت جلو هل می‌داد. پایی که فرد برای حفظ تعادل جلو می‌گذاشت بعنوان پای غالب در نظر گرفته می‌شد؛ ب) قبل از نصب هر گونه ابزار و وسیله‌ای بر روی بدن فرد شرکت کننده در آزمون، در حالتی که فرد ایستاده بود از او خواسته می‌شد که شروع به راه رفتن کند که این کار سه بار تکرار می‌شد و پایی که برای راه رفتن جلو می‌گذاشت پای غالب در نظر گرفته می‌شد. سپس آماده سازی استاندارد پوست که شامل تمیز کردن پوست، برداشتن موی ناحیه و تمیز نمودن آن با الکل و خشک کردن ناحیه مورد مطالعه قبل از الکترودگذاری برای افراد سالم، در سمت پای غالب و برای گروه مبتلا به درد ساکروایلیاک در پای سمت مبتلا انجام می‌شد. الکترودگذاری عضلات مورد مطالعه بر اساس سیستم الکترودگذاری اروپا (SENIAM) انجام می‌شد که بصورت ذیل بود: برای عضله دو سر رانی، الکترودهای دو قطبی نقره/ کلرید نقره به قطر ده میلی‌متر و با فاصله مرکز به مرکز بیست میلی‌متر (که اتصال آنها به پوست از طریق چسب مخصوص بود)، در وسط خط واصل توبروزیته ایسکیال و اپی کوندیل خارجی تیبیا، برای عضله گلوتئوس ماکزیموس، الکترودها در وسط خط واصل ساکروم و تروکانتر بزرگ مطابق با بزرگترین برجستگی میان باسن، دقیقا بالای برجستگی قابل مشاهدهء تروکانتر بزرگ، برای عضله مالتی فیدوس کمری، الکترودها در راستای خطی که از لبه تحتانی خار خاصره خلفی فوقانی تا فضای بین مهره‌ای مهره اول و دوم کمری قرار دارد، در سطح زائده خاری مهره پنجم کمری (یعنی حدودبیست تا سی میلیمتر از خط میانی)، برای عضله ارکتور اسپاین توراسیک، الکترودها به پهنای یک انگشت در قسمت داخل خطی که از خار خاصره خلفی فوقانی تا پایین‌ترین نقطهء دنده تحتانی در سطح مهره دوم کمری و برای عضله لاتیسیموس دورسی (بر اساس مطالعات Ng) (۱۱، ۱۲)، الکترودها بر روی بطن عضله در سطح T_{12} و در راستای خط واصل بالاترین قسمت چین خلفی آگزیلا و زائده خاری S_2 قرار داده شد. الکترود زمین بر روی مچ دست، هم جهت با پای غالب در گروه سالم و هم جهت با طرف درگیر در افراد مبتلا به درد مفصل ساکروایلیاک قرار می‌گرفت. برای مشخص کردن رخدادهای مختلف مرحله ایستای راه رفتن، در زیر هر یک از پاشنه‌های دو پا بطور جداگانه یک Footswitch و نیز در زیر چهار متاتارس و انگشت شست هر یک از دو پا، Footswitch های دیگری قرار داده شد و بوسیله چسب، ثابت گردید (۱۳). فرد شرکت کننده در آزمون، در پشت خط قرمز مشخص شده در ابتدای مسیر چهار و نیم متری آزمون که با پوشش نازک سفید رنگی مفروش شده بود قرار می‌گرفت. دستگاه الکترومیوگرافی Datalink با فرکانس نمونه برداری ۱ کیلو هرتز روشن می‌شد. فرد با دیدن نور Flash (که همزمان با آغاز ثبت سیگنال الکترومیوگرافی بود) با حالت مستقیم سر و گردن و تنه، در شرایطی که به یک نقطه مشخص شده در سطح بینایی که در جلوی فرد بر روی دیوار تعبیه شده بود نگاه می‌کرد، حرکت را با سرعت معمول و راحت 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 یابد (البته قبل از شروع آزمون و نصب هر گونه تجهیزات بر روی بدن، فرد شرکت کننده در آزمون چند بار مسیر آزمون را طی می‌کرد تا بتواند درک درستی از نحوه انجام آزمون داشته باشد). سپس به ابتدای مسیر برمی گشت و بعد از مدتی استراحت، آزمون را با سرعت آهسته راه رفتن تکرار می‌کرد. با استناد به جدول دامنه سرعت راه رفتن به جلو توسط Smidt، میزان سرعت افراد مشخص می‌شد که در چه دامنه سرعت یعنی کند، متوسط و یا تند قرار گرفته است (۱۴). برای بررسی میزان فعالیت عضلانی در طی رخدادهای مختلف مرحله ایستای راه رفتن از شاخص متوسط مجذور میانگین ریشه (RMS: Root mean square) برای سیگنال الکترومیوگرافی استفاده شد. این شاخص برای سیگنال خام در طی رخدادهای مختلف مرحله ایستایی (که با استفاده از Footswitch ها مشخص می‌شد) بکار برده شد. RMS حاصل از سه قدم برای رخدادهای Loading Response، Mid Stance و Pre Swing مرحله ایستایی راه رفتن با استفاده از نرم افزار Datalink (Datalink Biometrics؛ UK؛ نسخه ۷) استخراج شد و بر اساس RMS عضله در طی ۵۰۰ میلی‌ثانیه استراحت تحت عنوان Baseline Correction نرمال 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 کلیه متغیرها، برای مقایسه میانگین میزان فعالیت عضلانی بین دو گروه و اثر سرعت از آزمون ANOVA و برای مقایسه مجذور میانگین ریشه عضلات مختلف در طی هر یک از این رخدادها در هر یک از دو گروه به طور جداگانه، از آزمون سنجش‌های مکرر (Repeated Measures) استفاده شد.

Archive of SID

www.SID.ir

یافته ها

خصوصیات آنتروپومتریک افراد در دو گروه سالم (گروه۲) و مبتلا به درد ساکروایلیاک (گروه۱) در جدول ۱ آمده است.

جدول ۱- خصوصیات آنتروپومتریک افراد شرکت کننده در آزمون(n= ۱۳)

	گروه۱	گروه۲
سن	۲۹/۲۳ ± ۱۱/۲۹	۲۵/۲۳ ± ۲/۶۱
قد	۱۶۱/۸۴ ± ۹/۳	۱۶۵/۱۵ ± ۹/۴۳
وزن	۵۷/۸۰± ۱۲/۰۲	۵۹/۲۶ ±۱۱/۲۸
شاخص توده بدن	۲۱/۹۹ ± ۳/۷۲	۲۱/۴۵ ± ۲/۵۶
سرعت ۱	۵۶/۶۰± ۱۷/۶۳	۶۹/۳۰ ±۱۱/۳۵
سرعت ۲	۴۵/۹۵± ۱۴/۵۶	۴۶/۰۳ ± ۱۳/۰۵

گروه۱، مبتلا به درد ساکروایلیاک و گروه۲، افراد سالم. .n، تعداد افراد در هر یک از دو گروه است. سرعت ۱، سرعت راحت و سرعت ۲، سرعت آهسته راه رفتن می باشد

میانگین مجذور میانگین ریشه عضلات مورد مطالعه در هر دو گروه و در طی هر دو سرعت در طی مراحل مختلف ایستایی در جدول ۲ ارائه شده است. همچنان که مشاهده می-شود جز در موارد مشخص شده، در هر دو سرعت راحت و آهسته راه رفتن، میانگین فعالیت عضلانی در گروه۱ یعنی گروه مبتلا به درد ساکروایلیاک بیشتر از گروه۲ یعنی گروه سالم است اما این تفاوت تنها در مورد عضله گلوتئوس ماکزیموس از نظر آماری معنادار شد (p = ۰/۰۲). عضلات ارکتور اسپاین توراسیک و مالتی فیدوس کمری در هر دو گروه سالم و دارای درد ساکروایلیاک، حداکثر فعالیت‌شان را به صورت یک الگوی فعالیت دو فازی در مرحله Loding Response و Mid Stance نشان دادند. اگرچه فعالیت دو سر رانی در هر دو گروه، در همان ابتدای مرحله Loding Response به حداکثر خود رسید اما در گروه مبتلا به درد ساکروایلیاک بیشتر از گروه سالم بود اما از نظر آماری معنادار نشد (p = ۰/۰۷). تحلیل یافته‌ها نشان داد که تفاوت معنی‌داری بین دو گروه در میزان فعالیت عضلانی بر اساس شاخص مجذور میانگین ریشه در طی رخدادهای مختلف مرحله ایستایی وجود دارد (p = ۰/۰۰۶)؛ اما تاثیر سرعت بر RMS عضلات مورد مطالعه در دو گروه، جز در مورد عضله مالتی فیدوس (p = ۰/۰۰۸) معنی‌دار نبود (p = ۰/۳۷). تاثیر عامل گروه بر RMS، بین دو گروه در طی رخدادهای مرحله ایستایی در مورد بعضی از عضلات و در طی سرعت راحت راه رفتن بوده است که در جدول ۳ فهرست شده است.

جدول ۲- متوسط RMS نرمال شده عضلات مورد مطالعه در هر دو گروه و در طی هر دو سرعت در طی مراحل مختلف ایستایی

نوع عضله و مرحله ایستایی	سطح معنی داری
LR.GM	۰/۰۴
MS.GM	۰/۰۴
LR.MF	۰/۰۵
LR.LD	۰/۰۱
MS.LD	./۰۲

LR= Loading Lesponse ؛MS= Mid Stance ؛ GM= Gluteus Maximus ؛
MF= Multifidus؛ Latissimus Dorsi LD= . RMS= Root Mean Square.
سطح معناداری به Pvalue مساوی یا کمتر از ۰/۰۵ اطلاق می شود

Archive of SID

www.SID.ir

جدول ۳- تاثیر فاکتور گروه بر متوسط RMS نرمال شده بین دو گروه، در طی رخدادهای مرحله ایستایی

متوسط فعالیت عضلانی	گروه۱، سرعت۱	گروه۲، سرعت۱	گروه۱، سرعت۲	گروه۲، سرعت۲
LR.BF	۲/۴۶	۱/۷۹	۲/۴۵	۱/۶۷
MS.BF	۲/۲۳	۱/۷۵	۲/۳۱	۱/۶۶
PS.BF	۵/۲۹	۴/۲۷	۵/۱۷	۳/۰۰
LR.GM	۳/۵۰	۲/۶۹	۳/۶۹	۲/۳۷
MS.GM	۲/۰۴	۱/۳۷	۲/۴۹	۱/۰۳
PS.GM	۳/۲۳	۵/۱۵	۲/۹۵	۱/۹۵
LR.MF	۳/۹۵	۲/۴۸	۲/۸۳	۱/۵۶
MS.MF	۳/۱۰	۲/۳۲	۲/۲۹	۱/۵۳
PS.MF	۱/۵۵	۱/۸۴	۱/۸۲	۱/۶۱
LR.EST	۲/۷۴	۲/۴۵	۲/۴۷	۱/۶۴
MS.EST	۳/۵۵	۳/۶۸	۲/۳۳	۲/۳۸
PS.EST	۲/۰۹	۲/۹۷	۱/۸۹	۱/۸۲
LR.LD	۴/۵۶	۳/۵۵	۳/۶۷	۱/۶۸
MS.LD	۱/۸۱	۱/۳۲	۱/۸۰	۱/۰۰
PS.LD	۱/۷۳	۱/۵۱	۱/۱۹	۰/۸۷

گروه۱، مبتلا به درد مفصل ساکروااییاک؛ گروه۲ ، سالم. سرعت۱ ، سرعت راحت راه رفتن در هر دو گروه؛ سرعت۲ ، سرعت آهسته راه رفتن در هر دو گروه.
LR=Loading Lesponse ؛ MS= Mid Stance؛ PS= Pre Swing؛ Gluteus Maximus ؛ BF=Biceps Femoris ؛MF= Multi Fidus ؛ LD= Latissimus Dorsi؛

نرمال کردن RMS در طی هر رخداد مرحله ایستا بر اساس فعالیت عضله در یک دوره زمانی ۵۰۰ میلی ثانیه استراحت انجام گرفت. RMS= Root Mean Square . سطح معناداری به P value مساوی یا کمتر از ۰.۰۵ اطلاق می شود

از نظر مجذور میانگین ریشه بین عضلات مختلف مورد مطالعه در آزمون در طی دو سرعت و در هر یک از دو گروه ساکروایلیاک و کنترل در طی رخدادهای مختلف مرحله ایستایی، تفاوت معنا داری در طی مراحل مختلف دیده شد (p = ۰/۰۰۳) اما در گروه دارای درد ساکروایلیاک در طی سرعت راحت راه رفتن، این اختلاف از نظر آماری معنادار نشد (p = ۰/۱۴).

بحث

پژوهش حاضر به بررسی میزان فعالیت عضلاتی پرداخته است که هم در انتقال نیرو در مفصل ساکروایلیاک و هم در راه رفتن نقش موثری دارند؛ نتایج نشان داد اگرچه تفاوت معناداری بین دو گروه مبتلا به درد مفصل ساکروایلیاک و گروه سالم یافت نشد ولی تفاوت معنادار قابل توجهی بین فعالیت هر یک از عضلات مورد مطالعه در طی رخدادهای مختلف مرحله ایستایی، در هر یک از دو گروه با سرعت آهسته و در گروه سالم با سرعت راحت راه رفتن وجود داشت. بر اساس این مطالعه، فعالیت عضله دو سر رانی به عنوان یکی ار عضلات اکستنسور هیپ، در گروه دارای درد ساکروایلیاک، بیشتر از گروه کنترل بود که مشابه با نتایج بدست آمده از مطالعه دیگردر مورد بیماران مبتلا به کمردرد مزمن بود (۱۵). در افراد سالم، عضله گلوتئوس ماکزیموس، بعنوان عضله مهم اکستنسور هیپ از اواخر مرحله Terminal Swing شروع به فعالیت می‌کند و در سراسر Mid Swing فعالیت آن بطول می‌انجامد و در طی رخداد Loading Response به حداکثر فعالیت خود می‌رسد که در این مطالعه نیز حداکثر فعالیت عضله در گروه کنترل طی Loading Response بوده است اما با الگوی فعالیت عضله در گروه دارای درد ساکروایلیاک، مشابه بوده است (۱۶). تفاوت بین دو گروه، در میزان فعالیت این عضله بود که در گروه دارای درد ساکروایلیاک،

Archive of SID

www.SID.ir

کمتر از گروه سالم بود (۱۶). عضله ارکتور اسپاین توراسیک بعنوان عضله اصلی پشت در طی راه رفتن در حدود پنجاه درصد از چرخه راه رفتن مطابق با برخورد پاشنه پای مقابل، حداکثر فعالیت را دارد. این عضله از چهل درصد راه رفتن فعال است و در پنجاه درصد راه رفتن به قله فعالیتش می رسد و در سراسر Pre Swing به فعالیت ادامه می‌دهد (۱۶) که این مطابق با نظر Winter است (۱۷) که دو قله فعالیت دارد: اولی در ده درصد و دومی در شصت درصد از چرخه راه رفتن. نتایج این مطالعه نیز مشابه با مطالعه قبلی بوده است (۱۸). شاید علت افزایش فعالیت عضله ارکتور اسپاین توراسیک در گروه دارای درد ساکروایلیاک همچون بیماران مبتلا به کمردرد مزمن، بعنوان یک مکانیسم برای کنترل کارآمد انحرافات (deviation) قدامی و طرفی تنه و نیز یک مکانیسم جبرانی در مقابل ثبات کاهش یافته ستون فقرات (۱۹) و انتقال نیرو به ناحیه کمری (۲۰) باشد. عضلات ناحیه کمر یک الگوی فعالیت دو فازی را در مرحله ایستایی بر روی دو پا (Double Support) نشان می‌دهند که مشابه با فعالیت عضله ارکتور اسپاین توراسیک در بیماران مبتلا به کمردرد مزمن، میانگین فعالیت این عضله در تمام مدت stride بیشتر از گروه سالم بوده است (۱۹). متوسط میزان فعالیت ارکتور اسپاین توراسیک با سرعت‌های بالاتر، در هر دو گروه بطور مشابه افزایش یافت؛ اما ممکن است علت فعالیت بیشتر این عضله در گروه دارای درد ساکروایلیاک همچون بیماران مبتلا به کمردرد مزمن، برای کنترل کافی حرکت ستون فقرات باشد (۲۱). افراد دارای درد ساکروایلیاک، فعالیت بالاتر این عضله را در طی سرعت‌های بالاتر راه رفتن نشان دادند هر چند این تفاوت بین دو گروه، معنادار نشد. فعالیت عضله مالتی فیدوس کمری در مرحله Pre Swing حداکثر است یعنی عضله در هنگام برخورد پاشنه، در هر دو طرف فعال است و فعالیتش از نود درصد راه رفتن تا دوازده درصد از چرخه راه رفتن اندام همان طرف گسترش می یابد که نتایج مشابه در این مطالعه نیز بدست آمده است (۱۶). قله فعالیت عضله لاتیسیموس دورسی در مرحله برخـورد اولیه بود که در گـروه دارای درد سـاکروایلیاک، بیشتر از گروه کنترل بود که تفاوت معناداری را نشان داد. شاید بتوان فعالیت بیشتر این عضله را با انقباض این عضله برای کنترل حرکت نوسانی اندام فوقانی در طی راه رفتن مرتبط دانست. مطالعه‌ای در مورد میزان فعالیت این عضله یافت نشد؛ شاید علت این مساله، آن است که نقش این عضله در طی راه رفتن نسبت به سایر عضلات چندان مهم نباشد اما در این مطالعه، به دلیل نقش موثر این عضله در انتقال نیرو در مفصل ساکروایلیاک در طی راه رفتن، به عنوان یکی از عضلات مورد مطالعه گنجانده شد. نکته پایانی آن است که افزایش فعالیت عضلات اکستنسور هیپ و کمری را می‌توان به عنوان یک سازش عملکردی سیستم عصبی برای فراهم ساختن ثبات بیش از حد و پیشگیری از درد تفسیر کرد. مطرح شده است که مولدهای الگوی مرکزی (Central Pattern Generators :CPGs) نخاع مسئول تولید فعالیت‌های موزون (ریتمیک) هستند و نقش سیستم‌های عالی، شروع و هدایت این CPGs می‌باشد و یادگیری و تعدیل‌ها نقش اساسی در کسب و بلوغ راه رفتن بر روی دو پا در انسان ایفا می-کند که این امر در تفاوت‌های بین الگوهای راه رفتن بچه‌ها و بالغین و نیز متغیر بودن حرکات در بین افراد منعکس می‌شود اما شواهد مستقیمی در مورد زیربنای عصبی تغییرات در جابجایی انسان به دلیل نابهنجاری (پاتولوژی) وجود ندارد.

بطور کلی، می‌توان پذیرفت که افراد دارای درد ساکروایلیاک 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 کافی سود برند.

قدردانی

این مقاله بخشی از پایان نامه کارشناسی ارشد فیزیوتراپی در سال ۱۳۹۱ میباشد که با حمایت مالی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران اجرا شده است. مولفین مراتب سپاسگزاری خود را از این جهت اعلام می‌دارند.

REFERENCES

1. O´sulivan 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):E1–8
2. Zelle BA, Gruen GS, Brown S, George S. Sacroiliac joint dysfunction: evaluation and management. Clin J Pain 2005;21(5):446–455
3. Dontigny RL. Anterior dysfunction of the sacroiliac joint as a major factor in the etiology of idiopathic low back pain syndrome. Phys Ther 1990;70:250–262

www.SID.ir

Archive of SID

4. Kulcu DG, Naderi S. Differential diagnosis of intraspinal and extraspinal non-discogenic sciatica. J Clin Neurosci 2008;15:1246–1252
5. Vleeming A, Albert HB, O¨stgaard HC, Sturesson B, Stuge B. European guidelines for the diagnosis and treatment of pelvic girdle pain. Eur Spine J 2008;17:794–819
6. Hansen HC, Helm S. Sacroiliac joint pain and dysfunction. Pain Physician 2003;6:179–189
7. Hossain M, Nokes LDM. A model of dynamic sacro–iliac joint instability from malrecruitment of gluteus maximus and biceps femoris muscles resulting in low back pain. Medical Hypotheses 2005;65:278–281
8. Vleeming A, Snijders CJ, Stoeckart R, Mens JMA. The role of the sacroiliac joints in coupling between spine, pelvis, legs and arms. Movement, stability and low back pain. New York: Churchill Livingstone; 1997; 53–71.
9. Hossain M, Nokes LDM. A model of dynamic sacro–iliac joint instability from malrecruitment of gluteus maximus and biceps femoris muscles resulting in low back pain. Medical Hypotheses 2005; 65: 278–281
10. Vleeming A. Stability, Movement & Low Back Pain Regards: First edtion. Churchill: Livingstone; chapter1, Instability of the sacroiliac joint and the consequences for gait. 1997;231–233
11. Ng JKF, Parnianpour M, Richardson CA, Kippers V. Effect of fatigue on torque output and electromyographic measures of trunk muscles during isometric axial rotation. Arch Phys Med Rehabil 2003;84:374–81
12. Ng JKF, Parnianpour M, Kippers V, Richardson CA. Reliability of electromyographic and torque measures during isometric axial rotation exertions of the trunk. Clinical Neurophysiology 2003;114:2355–2361
13. Whittle MW. Gait Analysis: An introduction. Fourth Edition, 2007. Heidi Harrison; chapter2, Normal gait. 47-100
14. Smidt G L. Gait in rehabilitation: First Published. Churchill: Livingstone; 1990, 1-2
15. Vogt L, Pfeifer K, Banzer W. Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain . Manual Therapy 2003;8(1):21–28
16. Cioni M, Pisasale M, Abela S, Belfiore T, Micale M. Physiological electromyographic activation patterns of trunk muscles during walking. The Open Rehabilitation Journal 2010;3:136-142
17. Winter DA. Biomechanics of normal and pathological gait. Implications for understanding human locomotor control. J Mot Behav 1989;21:337-55
18. 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
19. Marije H, Miriam M, Vollenbroek H, Rietman JS, Schaake L, Karin G, et al. Back muscle activation patterns in chronic low back pain during walking: A ‘‘guarding’’ hypothesis .Clin J Pain 2010;26(1):30-37
20. Vleeming A, Pool Goudzwaard Al, Stoeckart R, van Wingerden JP, Snijders CJ. The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. Spine 1995; 20:753-8
21. Marije H, Miriam M, Vollenbroek H, 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;20:31–38

Archive of SID

www.SID.ir

Research Article

Comparison of lower limb, pelvic, lumbar and trunk muscle activity during stance phase of gait cycle in sacroiliac joint pain and healthy subjects

Mahmoodi R[1], Bagheri H[2]*, Hadian MR[2], Talebian S[2], Ebrahimi E[2], Senobari M[3]

1. MSC physiotherapy, rehabilitation school, Tehran University of Medical Sciences
2. Professor of rehabilitation school, Tehran University of Medical Sciences
3. Lecturer of rehabilitation school, Tehran University of Medical Sciences

Abstract

Background and Aim: Sacroiliac joint (SIJ) is one of the most important elements in normal musculoskeletal function during gait cycle and serve as a shock absorber during heel strike and load transfer from lower limbs to trunk. Its stabilizing is the product of osseous, ligamentus and muscular elements which muscle activity of these muscles (Gluteus Maximus, Biceps Femoris, Multifidus, Erector Spinea, and Latissimus Dorsi) is important in load transfer through SIJ. It seems that the function of the given muscles in sacroiliac joint pain subjects is interrupted. So, the aim of the present study is to compare muscle activity during different events of stance phase of gait cycle during preferred and slow speed between sacroiliac joint pain and healthy subjects.

Methods and Materials: Thirteen SIJ pain subjects (12 females, 1 male) and thirteen healthy subjects (11 females, 2 male) participated in this study. Muscle activity based on RMS from selected muscles was recorded during different events of stance phase of gait either preferred or slow speed by EMG Data-link Biometrics and normalized according to muscle activity during a 500 ms period in rest position before starting walking called Baseline Correction.

Results: Significant statistical differences were found between two groups in muscle activity based RMS during different events of stance (p=0/006), but there was no significant difference in effect of speed on RMS between two groups (p=0/37). Significant Statistical differences were also seen between selected muscles in each group separately during slow speed of walking (p=0/003) but no significant statistical difference during preferred speed in SIJ pain group (p=0/14).

Conclusion: SIJ subjects have showed increased levels of muscle activity during different events of stance phase of gait with preferred and slow speeds. These increased levels can be interpreted as a mechanism to control trunk movements effectively, provide sufficient support and transfer load to lumbar area efficiently.

Key words: Muscle activity, Sacroiliac joint, Gait, Trunk muscle, Lower limb muscles

***Corresponding author:** Dr. Hossein Bagheri Physiotherapy Faculty, Rehabilitation school, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Email: hbagheri@tums.ac.ir

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

Archive of SID

www.SID.ir