کینماتیک اندام تحتانی حین راه رفتن در افراد دارای ناهنجاری هایپرلوردوزیس کمری

کبری هاشمی مقدم[۱]، محمد رضا امیر سیف‌الدینی[۲]، فریبرز محمدی‌پور[۳]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: راه رفتن به عنوان یک فعالیت عضلانی مستمر، تأثیر فراوانی در شکل‌گیری وضعیت بدنی افراد دارد و وضعیت بدنی افراد نیز به‌گونه‌ای متقابل، می‌تواند راه رفتن آنان را تحت تأثیر قرار دهد. مطالعه حاضر با هدف مقایسه ویژگی‌های کینماتیکی اندام تحتانی حین راه رفتن در افراد دچار ناهنجاری هایپرلوردوزیس کمری با افراد سالم انجام شد.

مواد و روش‌ها: این تحقیق از نوع توصیفی- مقایسه‌ای بود و در آن ۳۸ نفر از دانشجویان دختر به روش نمونه‌گیری هدفمند و در دسترس انتخاب شدند و در دو گروه سالم و هایپرلوردوزیس قرار گرفتند. زاویه لوردوز کمری با استفاده از خط‌کش منعطف و اطلاعات راه رفتن آزمودنی‌ها با استفاده از سیستم اپتوالکتریک سه بعدی Motion Analysis به وسیله شش دوربین اندازه‌گیری شد. داده‌های مطالعه با استفاده از آزمون‌های Independent t و تحلیل کوواریانس در سطح معنی‌داری $P \leq ۰/۰۵$ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها: جابه‌جایی زاویه‌ای و سرعت زاویه‌ای مفصل ران و مچ پا و همچنین، زاویه والگوس مفصل زانو در فاز استانس راه رفتن در افراد دارای ناهنجاری هایپرلوردوزیس کمری نسبت به افراد سالم افزایش معنی‌داری را نشان داد، اما تغییری بین جابه‌جایی زاویه‌ای و سرعت زاویه‌ای مفصل زانو در فاز استانس راه رفتن دو گروه مشاهده نشد.

نتیجه‌گیری: ناهنجاری لوردوز کمری در صفحه ساجیتال، موجب تغییر در دامنه حرکتی مفصل مچ پا و ران و در صفحه فرونتال، موجب تغییر در زاویه والگوس زانو می‌شود.

کلید واژه‌ها: جابه‌جایی زاویه‌ای، سرعت زاویه‌ای، راه رفتن، هایپرلوردوزیس کمری

ارجاع: هاشمی مقدم کبری، امیر سیف‌الدینی محمد رضا، محمدی‌پور فریبرز. **کینماتیک اندام تحتانی حین راه رفتن در افراد دارای ناهنجاری هایپرلوردوزیس کمری.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۵؛ ۱۲ (۵): ۲۷۳-۲۶۷

تاریخ دریافت: ۱۳۹۵/۴/۴ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۷/۲۳

مقدمه

راه رفتن نیاز اساسی هر فرد برای حرکت از یک مکان به مکان دیگر است و برای این کار، اندام تحتانی (پا) یکی از اندام‌های مهم بدن انسان محسوب می‌شود (۲، ۱). از نظر بیومکانیکی، اندام تحتانی باید نیروهای خمشی، پیچشی، برشی و فشاری را در فاز استانس راه رفتن به خوبی توزیع نماید. توزیع نامناسب این نیروها ممکن است سبب حرکت غیر طبیعی و در نتیجه، وارد آمدن بار اضافی بر بافت‌های پا شود که این امر موجب آسیب بافت‌های نرم و ناکارایی عضلات می‌گردد (۳).

ناحیه کمربند کمری- لگنی- رانی (Lumbopelvic hip complex)، به عنوان یک واحد عملکردی منسجم عمل می‌کند و تمام زنجیره حرکتی را قادر می‌سازد تا با همکاری یکدیگر برای تولید نیرو، کاهش نیرو و ایجاد پایداری پویا در برابر نیروی غیر طبیعی، فعالیت نماید (۴). هنگامی که مرکز ثقل یک قسمت از بدن از حالت طبیعی خود خارج می‌شود، ناهنجاری وضعیتی اتفاق می‌افتد و از کارایی بدن کاسته می‌شود و بر عکس (۵). کمربند کمری- لگنی- رانی به طور مستقیم با اندام تحتانی و بالاتنه مرتبط است. به همین علت، نقص در عملکرد اندام تحتانی یا فوقانی، می‌تواند به نقص عملکردی کمربند کمری- لگنی- رانی و یا بر عکس منجر شود (۴). تغییرات بیومکانیکی حاصل از راستای غیر طبیعی، می‌تواند نیروی وارد شده بر مفصل، کارایی مکانیکی عضلات و کارکرد حس عمقی را تحت تأثیر قرار دهد (۶). کینماتیک، متغیرهایی مانند جابه‌جایی، سرعت، شتاب خطی و زاویه‌ای حرکت را بررسی می‌نماید (۷).

هایپرلوردوزیس کمری، یکی از ناهنجاری‌های بدنی است که در آن افراد گودی کمر بیش از حد دارند و به دنبال آن، تغییر شکل‌های دیگری از جمله

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران
۲- دانشیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران
۳- استادیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران
نویسنده مسؤول: کبری هاشمی مقدم
Email: kobrahashemi69@yahoo.com

برآمدگی شکم و چرخش قدامی لگن در آن‌ها مشاهده می‌شود (۸). نتایج تحقیقات در ارزیابی شیوع ناهنجاری هایپرلوردوزیس کمری نشان داده است که زنان جوان و میانسال، دارای بیشترین ناهنجاری‌ها هستند؛ به طوری که ۳۹/۵ درصد لوردوز کمری طبیعی، ۴۷/۷ درصد لوردوز کمری افزایش فزاینده و ۱۳/۲ درصد لوردوز کمری بیش از حد داشتند (۱۰، ۹). با توجه به این که میزان لوردوز کمری با زاویه مهره پنجم کمر و استخوان خاجی ارتباط دارد و این زاویه در زنان بیشتر از مردان است، در نتیجه میزان لومبار هایپرلوردوزیس آن‌ها نیز بیشتر خواهد بود (۹).

از نظر آسیب‌شناسی، افزایش خم شدن زیاد ران یا ستون فقرات، می‌تواند منجر به ورود فشار بیش از حد به کمر و در نتیجه، درد در این ناحیه شود (۴). همچنین، این مسأله می‌تواند باعث فشار زیاد به عضلات همسترینگ و نزدیک کننده بزرگ که شاید در تلاش برای جبران ضعف عضلات سرینی بزرگ و راست کننده ستون فقرات در پایداری ناحیه کمربند کمری- لگنی- رانی هستند، شود و در نتیجه، موجب کشیدگی عضلات همسترینگ و کشاله گردد (۴). ثبات ناحیه مرکزی به عنوان توانایی بدن در حفظ راستای صحیح مجموعه کمری- لگنی- رانی تعریف شده است. ثبات مرکزی، اساس پایداری تنه است که اجازه ایجاد، انتقال و کنترل نیرو و حرکت را به اندام‌های دیستال زنجیره حرکتی می‌دهد (۱۱). کنترل عصبی- عضلانی ناکافی تنه یا ثبات ناحیه مرکزی ممکن است پایداری پویای اندام تحتانی را تحت تأثیر قرار دهد و با افزایش استرس وارد آمده بر لیگامان‌های زانو، به بروز آسیب منجر شود (۱۲). از طرف دیگر، کنترل نیروهای خارجی که باعث باز شدن، خم شدن جانبی یا چرخش تنه می‌شود، بر عهده عضلات شکمی است و عضلات چرخش دهنده ران و نزدیک کننده‌ها، چرخش بیش از حد لگن را کنترل می‌کنند (۱۳).

کاهش قدرت عضلات ناحیه مرکزی، پایه بی‌ثباتی را در توسعه نیروهای وارد شده بر اندام تحتانی ایجاد می‌کند که این بی‌ثباتی آسیب اندام تحتانی را پیش‌بینی می‌نماید (۱۴). می‌توان گفت که ثبات ناحیه مرکزی بدن فواید زیادی را برای ساختمان عضلانی- اسکلتی (از حفظ سلامت بدن گرفته تا جلوگیری از آسیب زانو) به همراه دارد (۱۵). ناحیه کمربند کمری- لگنی- رانی به طور مستقیم با اندام تحتانی در ارتباط می‌باشد و زمانی که بدشکلی ساختاری یا عملکردی در مفصلی بروز و گسترش پیدا کند، مفاصل مجاور از طریق حرکات جبرانی، موجب تعدیل آن بدشکلی می‌شوند. افزایش لوردوز کمر و تیلت قدامی لگن، باعث تغییر شکل‌های مفصلی از جمله چرخش داخلی ران، زانوی ضربدری، بازشدگی بیش از حد زانو و پرونیشن پا می‌شود (۱۶، ۳).

با توجه به این که انواع راه رفتن از نظر بیومکانیکی مورد مطالعه بسیاری قرار گرفته، اما تاکنون تأثیر هایپرلوردوزیس کمری بر کینماتیک اندام تحتانی (جابه‌جایی و سرعت زاویه‌ای مفاصل اندام تحتانی) حین راه رفتن بررسی نشده است. تحقیق حاضر با هدف بررسی و مقایسه برخی ویژگی‌های کینماتیکی اندام تحتانی در افراد سالم و افراد دارای ناهنجاری هایپرلوردوزیس کمری حین راه رفتن انجام شد و این که آیا اختلافی بین ویژگی‌های کینماتیکی این دو گروه مشاهده می‌شود؟

مواد و روش‌ها

این مطالعه از نوع توصیفی- مقایسه‌ای بود و با استفاده از اطلاعات مربوط به تحقیقات پیشین، حجم نمونه ۱۹ نفر برآورد شد تا توان آماری ۰/۸ در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ حاصل شود (۱۸، ۱۷). نمونه‌ها به روش نمونه‌گیری هدفمند و در دسترس انتخاب شدند. از بین ۱۸۰۰ نفر از دانشجویان دختر که در نیم‌سال دوم سال تحصیلی ۹۵-۱۳۹۴ واحد تربیت بدنی عمومی را در دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه شهید باهنر کرمان می‌گذراندند، ۱۹ فرد دارای ناهنجاری هایپرلوردوزیس کمری و ۱۹ فرد سالم (گروه شاهد) به عنوان نمونه آماری در مطالعه شرکت نمودند.

معیارهای ورود پژوهش حاضر که توسط آزمونگر مورد بررسی قرار گرفت، شامل عدم وجود سابقه آسیب اندام تحتانی در یک سال گذشته و زاویه لوردوز کمری بیشتر از ۳۰ درجه و معیارهای خروج شامل عدم توازن ساختاری در اندام دو طرف و سابقه آسیب‌دیدگی و جراحی در اندام تحتانی بود. طرح پژوهش در کمیته اخلاق در مطالعات پزشکی دانشگاه علوم پزشکی کرمان با شماره ir.kmu.rec.1396.01 مورد تأیید قرار گرفت. قبل از شروع تست‌گیری، روند تحقیق، شرایط، سختی کار، خطرات و... برای تمام آزمودنی‌ها به طور کامل شرح داده شد و از آن‌ها درخواست گردید تا به طور آگاهانه و با تمایل خود و با تکمیل رضایت‌نامه، در تحقیق شرکت نمایند.

در ابتدا توضیحاتی در مورد هدف و شیوه تست‌گیری به آزمودنی‌ها داده شد. سپس از آن‌ها درخواست گردید تا رضایت‌نامه و پرسش‌نامه‌ای را که برای این مطالعه فراهم شده بود، در صورت تمایل به شرکت در تحقیق تکمیل نمایند. در مرحله بعد، قد، وزن و میزان زاویه لوردوز کمری مشارکت کنندگان اندازه‌گیری شد. تمام مراحل تست‌گیری در محیط آزمایشگاه انجام گرفت. برای اندازه‌گیری زاویه لوردوز کمری با استفاده از خط‌کش منعطف (۳۰ سانتی‌متر، ساخت آلمان)، مهره‌های L۱ و S۲ مشخص گردید و این نقاط بر روی خط‌کش علامت زده شد و سپس خط‌کش روی کاغذ قرار گرفت و منحنی رسم شد.

نقاط L۱ و S۲ رسم شده روی منحنی مشخص و با یک خط راست به هم وصل شد تا طول خط L به دست آمد. با اندازه‌گیری حد فاصل شکم منحنی (دورترین نقطه منحنی به خط L) با خط راست منحنی، مقدار h به دست آورده شد.

در نهایت، انحنای لوردوز کمری هر فرد با استفاده از فرمول $\theta = 4(\text{Arctan}(2h/l))$ به صورت زاویه‌ای محاسبه گردید. زاویه ۵۰-۳۱ درجه، لوردوز نرمال و زاویه بیشتر از ۵۰ درجه به عنوان هایپرلوردوزیس در نظر گرفته شد (۱۹). برای ضبط اطلاعات راه رفتن آزمودنی‌ها، از سیستم اپتوالکتریک سه بعدی Motion Analysis با شش دوربین (ساخت شرکت Motion Analysis، آمریکا) استفاده شد. حداکثر سرعت نمونه‌برداری این سیستم سه بعدی ۹۰۰ فریم در ثانیه می‌باشد، اما برای تحقیق حاضر دوربین‌ها با سرعت ۱۲۰ هرتز داده‌ها را ثبت کردند. نحوه چیدمان دوربین‌ها به صورتی بود که هر نشانگر در هر لحظه حداقل توسط دو دوربین (۲۰، ۷) رؤیت شد.

برای اجرای مهارت راه رفتن آزمودنی‌ها، فضای حجمی به طول ۶ متر، عرض ۴ متر و ارتفاع ۲ متر کالیبره شد. پس از انجام مراحل آماده‌سازی فضا و دوربین‌ها، از آزمودنی‌ها درخواست گردید تا برای جلوگیری از حرکت نشانگرها، با حداقل لباس برای اجرای آزمون آماده شوند. سپس آزمودنی‌ها گرم کردن اولیه را با نرمش‌ها و حرکات کششی انجام دادند. بعد از گرم کردن اولیه، ۲۰ نشانگر بر روی نقاط آناتومیکی هر دو پای آزمودنی قرار داده شد (شکل ۱) (۲۰). محل نشانگرها شامل خار خاصره قدامی فوقانی، برجستگی بزرگ استخوان ران، کندیل خارجی زانو، قوزک خارجی پا، استخوان پاشنه، استخوان متاتارسال اول، استخوان متاتارسال پنجم، سطح قدامی و میانی ساق پا در

www.mui.ac.ir

قسمت دیستال استخوان درشت نئی، برجستگی درشت نئی، نقطه میانی خطی که خار خاصره قدامی فوقانی را به استخوان کشکک متصل می‌کند، بود.

شکل ۱. محل قرارگیری نشانگرهای انعکاسی

جهت تعیین پای برتر هر آزمودنی، آزمون گیرنده آزمودنی را که به حالت عادی ایستاده بود، از پشت به آرامی به سمت جلو هل داد. آزمودنی با هر پایی که به جلو گام برداشت، پای برتر محسوب می‌شود. این ۲۰ نشانگر انعکاسی پاسیو با استفاده از چسب دو طرفه بر بدن آزمودنی چسبانده شدند (شکل ۱). سپس برای آشنایی با آزمون و گرم کردن ثانویه، هر آزمودنی سه بار مسیر آزمون را با سرعت انتخابی خود راه رفت. میانگین سرعت راه رفتن آزمودنی‌های دو گروه با هم اختلاف معنی‌داری نداشت.

آزمودنی‌ها مسیر ۱۰ متری را راه رفتند و اطلاعات ۶ متر میانی راه رفتن هر دو پای آن‌ها به وسیله سیستم Motion Analysis و نرم‌افزار Cortex ثبت شد و نتایج مربوط به‌پای برتر مورد استفاده قرار گرفت.

در تحقیق حاضر برای تحلیل داده‌های تصویربرداری شده با دوربین‌های مادون قرمز از نرم‌افزار Cortex نسخه bit 64-2.5.0.1160 و جهت تجزیه و تحلیل داده‌ها از نرم‌افزارهای Excel نسخه ۲۰۱۳، SPSS نسخه ۱۶ (version 16, SPSS Inc., Chicago, IL) و MATLAB نسخه ۲۰۱۳ استفاده گردید.

داده‌های کینماتیکی به دست‌آمده با استفاده از فیلتر پایین‌گذر Butterworth مرتبه چهار و با فرکانس برش ۷ هموار شد و زوایای نسبی مفاصل در سه صفحه آناتومیکی در نرم‌افزار MATLAB با استفاده از روش Euler محاسبه گردید (۲۱)؛ به طوری که با تشکیل دستگاه‌های مختصات محلی (Local coordinate system یا LCS) در مفاصل مچ پا، زانو و ران، ماتریس چرخش سه بعدی (چرخش یک LCS نسبت به LCS دیگر) ساخته شد. در حقیقت، این ماتریس چرخش سه بعدی از توالی چرخش سه محور مختصات به دست می‌آید که در تحقیق حاضر از توالی چرخش Euler XYZ استفاده شد. چرخش حول محور X به عنوان زاویه صفحه ساجیتال، چرخش حول محور Y به عنوان زاویه صفحه فرونتال و چرخش حول محور Z به عنوان زاویه صفحه هوریزنتال در هر مفصل محاسبه گردید.

آزمون Shapiro-Wilk جهت بررسی طبیعی بودن توزیع داده‌ها مورد استفاده قرار گرفت. با توجه به نرمال بودن توزیع داده‌ها، از آزمون Independent t برای مقایسه تفاوت میانگین دو گروه استفاده گردید. با توجه به نرمال بودن توزیع متغیرها و عدم کنترل متغیر وزن برای اختلاف‌سنجی بین متغیرها، از آزمون تحلیل کواریانس در سطح معنی‌داری $P \leq ۰/۰۵$ (فاصله اطمینان ۹۵ درصد) استفاده شد.

یافته‌ها

اطلاعات دموگرافیک و بالینی ۳۸ نفر از دانشجویان دارای ناهنجاری هایپرلوردوزیس کمری و سالم در جدول ۱ ارایه شده است.

یافته‌های تحقیق نشان داد که میانگین جابه‌جایی زاویه‌ای و سرعت زاویه‌ای مفصل ران در فاز استانس راه رفتن (زمانی که Z نشانگر پاشنه در پایین‌ترین مختصاتش باشد، لحظه شروع سیکل و زمانی که Z نشانگر شست پا افزایش ارتفاع می‌داد، پایان سیکل در نظر گرفته شد) در دانشجویان دارای ناهنجاری هایپرلوردوزیس کمری از افراد سالم بیشتر بود. بین میانگین جابه‌جایی زاویه‌ای و سرعت زاویه‌ای مفصل زانو در فاز استانس راه رفتن در دانشجویان دارای ناهنجاری هایپرلوردوزیس کمری و افراد سالم تفاوت معنی‌داری وجود نداشت. میانگین میزان زاویه والگوس مفصل زانو در فاز استانس راه رفتن و میانگین جابه‌جایی و سرعت زاویه‌ای مفصل مچ پا در فاز استانس راه رفتن در دانشجویان دارای ناهنجاری هایپرلوردوزیس کمری از افراد سالم بیشتر بود ($P \leq ۰/۰۵۰$) (جدول ۲).

جدول ۱. ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها

متغیر	گروه	تعداد	میانگین ± انحراف معیار	t	P
سن (سال)	هایپرلوردوزیس	۱۹	۲۲/۰۰ ± ۱/۴۵	۰/۸۵۷	۰/۳۹۷
	سالم	۱۹	۲۱/۵۷ ± ۱/۵۳		
قد (سانتی‌متر)	هایپرلوردوزیس	۱۹	۱۶۰/۳۷ ± ۶/۲۳	۰/۶۶۲	۰/۵۱۲
	سالم	۱۹	۱۶۱/۵۳ ± ۴/۳۸		
وزن (کیلوگرم)	هایپرلوردوزیس	۱۹	۵۵/۳۱ ± ۶/۲۳	۲/۵۱۵	*۰/۰۱۷
	سالم	۱۹	۴۸/۸۴ ± ۵/۶۶		
زاویه لوردوز کمری (درجه)	هایپرلوردوزیس	۱۹	۶۳/۲۸ ± ۸/۰۳	۲/۵۱۵	*۰/۰۰۱
	سالم	۱۹	۳۸/۷۸ ± ۶/۳۵		
سرعت راه رفتن(متر بر ثانیه)	هایپرلوردوزیس	۱۹	۰/۶۰ ± ۰/۱۹	۱/۲۳۰	۰/۲۲۸
	سالم	۱۹	۰/۶۸ ± ۰/۲۰		

*معنی‌داری در سطح $P \leq ۰/۰۵$

www.mui.ac.ir

جدول ۲. نتایج آزمون تحلیل کواریانس بر روی متغیرهای تحقیق با کنترل اثر وزن

متغیر	گروه	میانگین ± انحراف معیار	F	P
جابه‌جای زاویه‌ای مفصل ران (درجه)	هایپرلوردوزیس	۴۴/۰۹ ± ۱/۹۸	۲/۰۳۴	*۰/۰۴۱
	سالم	۳۷/۳۰ ± ۱/۷۳		
سرعت زاویه‌ای مفصل ران (درجه بر ثانیه)	هایپرلوردوزیس	۵۴۴/۸۸ ± ۱۸۰/۴۸	۱/۹۶۱	*۰/۰۴۹
	سالم	۳۶۳/۲۵ ± ۵۳/۲۸		
جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل زانو (درجه)	هایپرلوردوزیس	۳۲/۴۸ ± ۲/۵۰	۰/۵۴۳	۰/۶۴۳
	سالم	۳۲/۰۷ ± ۱/۶۵		
سرعت زاویه‌ای مفصل زانو (درجه بر ثانیه)	هایپرلوردوزیس	۱۴۲/۰۹ ± ۱۰۱/۹۸	۰/۶۳۲	۰/۸۲۱
	سالم	۱۰۱/۹۸ ± ۸۱/۳۶		
زاویه والگوس مفصل زانو (درجه)	هایپرلوردوزیس	۷/۴۸ ± ۲/۳۰	۲/۱۰۸	*۰/۰۴۷
	سالم	۳/۰۷ ± ۱/۹۵		
جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل مچ پا (درجه)	هایپرلوردوزیس	۱۹/۴۱ ± ۳/۰۲	۲/۱۵۶	*۰/۰۳۷
	سالم	۱۵/۹۲ ± ۲/۴۰		
سرعت زاویه‌ای مفصل مچ پا (درجه بر ثانیه)	هایپرلوردوزیس	۴۲۴/۵۶ ± ۱۲۴/۳۳	۱/۹۸۳	*۰/۰۴۸
	سالم	۲۷۷/۳۱ ± ۸۰/۷۸		

*معنی‌داری در سطح $P \leq ۰/۰۵$ (فاصله اطمینان ۹۵ درصد)

بحث

در تحقیق حاضر بین میانگین جابه‌جایی زاویه‌ای و سرعت زاویه‌ای مفصل ران و مفصل مچ پا و همچنین، زاویه والگوس مفصل زانو در فاز استانس راه رفتن در دانشجویان دارای ناهنجاری هایپرلوردوزیس کمری و افراد سالم تفاوت معنی‌داری وجود داشت، اما بین میانگین جابه‌جایی زاویه‌ای و سرعت زاویه‌ای مفصل زانو در فاز استانس راه رفتن در دانشجویان دارای ناهنجاری هایپرلوردوزیس کمری و افراد عادی تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد.

پوسچر ناهنجار تنه حین راه رفتن، موجب تغییر در ارتباط بین مرکز جرم و سطح اتکا می‌شود و این پوسچر ناهنجار باعث ایجاد سازگاری‌های کینماتیکی در مفاصل اندام تحتانی به منظور حفظ تعادل دینامیک می‌گردد (۲۲). ناهنجاری لوردوز کمری، موجب جابه‌جایی قدامی مرکز جرم می‌شود و به همین منظور ارتباط بین مرکز جرم و سطح اتکا در این ناهنجاری نیز دچار تغییر می‌گردد که می‌توان این تغییرات را در متغیرهای کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی مشاهده نمود. نتایج تحقیق حاضر نشان داد که ناهنجاری لوردوز کمری، باعث افزایش جابه‌جایی و سرعت زاویه‌ای مفصل ران می‌شود. Vardaxis و همکاران با استفاده از آنالیز خوشه‌ای، پنج الگوی راه رفتن را برای افراد استخراج کردند (۱۷) که الگوی دوم پژوهش حاضر، الگویی است که در آن افراد اکستنشن طولانی مدت در مفصل ران دارند و افراد دارای لوردوز کمری، در فاز استانس راه رفتن شبیه این الگو هستند. این الگو را می‌توان به عنوان یک استراتژی حفظ تعادل دینامیک در افراد دارای لوردوز کمری دانست. البته الگوی گزارش شده در تحقیق Vardaxis و همکاران مربوط به افرادی است که سرعت حرکت بالایی دارند (۱۷) که در تحقیق حاضر نیز سرعت زاویه‌ای مفصل ران در افراد دارای لوردوز کمری نسبت به افراد سالم بالاتر بود. در حقیقت، تغییرات مرکز جرم در صفحات مختلف آناتومیک، ویژگی‌ها و استراتژی‌های اندام تحتانی برای حفظ تعادل دینامیک را می‌سازد.

صادقی در مطالعه خود، مفصل زانو را به عنوان کنترل کننده حرکات مفصل مچ پا و ران می‌داند و نقش زانو را در راه رفتن به سه دسته کنترل تعادل، کمک به جدا شدن پا از زمین و جذب ضربه تقسیم می‌کند و معتقد است که مفاصل مچ پا و ران، مفاصل اصلی جهت جلوروی فرد می‌باشند و در حقیقت، زانو کمتر از به دو مفصل دیگر برای جلوروی درگیر می‌شود. بنابراین، می‌توان نتیجه گرفت که هرگونه تغییر پوسچر تنه، مچ پا و ران را بیشتر از زانو تحت تأثیر قرار می‌دهد (۱۸). نتایج تحقیق حاضر نشان داد که زانو در اثر ناهنجاری لوردوز کمری، در صفحه ساجیتال دچار تغییر نشد.

با توجه به نتایج به دست‌آمده از پژوهش حاضر، می‌توان گفت که علاوه بر جابه‌جایی قدامی مرکز جرم در صفحه ساجیتال در ناهنجاری لوردوز کمری، جابه‌جایی در صفحه فرونتال نیز صورت می‌گیرد؛ بدین معنی که راستای خط مرکز جرم به لبه خارجی سطح اتکا نزدیک می‌شود و در حقیقت، موجب ایجاد زاویه ابداکشن یا والگوس زانو می‌گردد. البته از نظر Inman، ژنووالگوم فیزیولوژیک طبیعی در زانو به منظور کاهش مصرف انرژی مکانیکی در زانو هنگام راه رفتن وجود دارد (۲۳). علاوه بر این، تصور شایعی مبنی بر این که تغییرات حرکت انسان ناشی از ناهنجارهای پاتولوژیک است، وجود دارد (۲۴). Sahrmann یک مدل کینزیوپاتولوژیک پیشنهاد کرد که حرکت را به عنوان عامل تغییرات و ناهنجاری‌ها معرفی می‌کند (۲۲). این مدل بر اساس مشاهداتی است که در آن فعالیت‌های روزمره شامل حرکات تکراری و پوسچرهای حفظ شده، باعث تغییر در الگوهای حرکتی و بافت‌های درگیر در اعمال خاص می‌شود (۲۲). بنابراین، اثر تجمعی اعمال مکرر- به ویژه زمانی که عملکرد آن‌ها از الگوی کینزیولوژیک بهینه منحرف شده باشد- باعث آسیب بافت می‌شود. بر اساس نتایج تحقیقات، اختلالات اسکلتی- عضلانی با منشأ مکانیکال، می‌توانند با اصلاح الگوهای حرکتی و سازگاری‌های بافتی تسکین یابند یا از آن‌ها پیشگیری شود (۲۶-۲۴). با در نظر گرفتن این نکات، یک اصل کینتیکی کلیدی در چرخه راه رفتن انسان، چرخش داخلی اندام‌های تحتانی و همزمان با آن پرونیشن همزمان پاشنه می‌باشد که در اصطلاح کلینیکی پرونیشن گلوبال کل

www.mui.ac.ir

اندام‌های تحتانی نامیده می‌شود (۲۷). وقتی‌که پرونیشن ساب‌تالار، والگوس زانو و چرخش داخلی ران به درستی انجام شود، شوک ناشی از وزن بدن را جذب می‌کند (۲۴). بنابراین، والگوس ایجاد شده در زانو از استراتژی‌های طبیعی راه رفتن است، اما اندازه ایجاد شده در افراد دارای ناهنجاری لوردوز کمری از اندازه طبیعی آن بیشتر است و در واقع، پاسخی به تغییرات مرکز جرم در صفحه فرونتال می‌باشد.

Inman ویژگی‌های راه رفتن را بر اساس تغییرات مرکز جرم در شش ویژگی شامل چرخش لگن، مایل بودن لگن، فلکشن زانو در فاز استقرار، پلنتار فلکشن مچ پا، ژنووالگوم فیزیولوژیک و چرخش سگمان ساق خلاصه کرد (۲۳). ازآن‌جاکه ناهنجاری لوردوز کمری موجب تغییرات مرکز جرم در صفحات آناتومیک می‌شود، انتظار می‌رود که در شش ویژگی مذکور نیز تغییر ایجاد شود و در تحقیق حاضر دامنه حرکتی مچ پا افزایش یافت که در حقیقت ویژگی چهارم دچار تغییر شده است. از لحاظ مکانیکی در ناهنجاری لوردوز کمری، وقتی‌که راستای خط ثقل به سمت قدامی انتقال می‌یابد، موجب افزایش بازوی گشتاور مچ پا می‌گردد و باعث می‌شود که پلنتار فلکسورها بیشتر از قبل وارد عمل شود و موجب تغییرات زاویه‌ای در مفصل مچ پا گردد. بر اساس مطالعه صادقی و همکاران، مفصل مچ پا و مفصل ران به عنوان سیستم جبرانی در اندام تحتانی کار می‌کنند؛ بدین معنی که هرگونه اختلال یا تغییر در مچ پا، موجب تغییر در مفصل ران می‌شود (۲۸). در تحقیق حاضر نیز تغییرات ایجاد شده در اندام تحتانی در مفاصل مچ پا و ران ایجاد گردید که با نتایج مطالعات صادقی (۱۸) و صادقی و همکاران (۲۸) همخوانی داشت.

محدودیت‌ها

از جمله محدودیت‌های پژوهش حاضر می‌توان به عدم کنترل میزان اضطراب و انگیزه آزمودنی‌ها و تأثیر نصب نشانگر بر عملکرد آزمودنی اشاره نمود.

پیشنهادها

در مطالعه حاضر تنها متغیرهای کینماتیکی در جامعه زنان مورد بررسی قرار گرفت. برای تکمیل نتایج تحقیق، انجام مطالعات بیشتر با استفاده از صفحه نیرو و الکترومایوگرافی بر روی این جامعه و جوامع دیگر پیشنهاد می‌شود. همچنین، مطالعه حاضر بر روی دو گروه هایپرلوردوزیس و سالم انجام شد. پیشنهاد می‌شود تحقیقی بر روی گروه هایپرلوردوزیس با برنامه تمرینی طی دو مرحله قبل و بعد از برنامه تمرینی انجام شود.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج تحقیق حاضر، می‌توان بیان کرد که ناهنجاری لوردوزکمری در صفحه ساجیتال، موجب تغییر در دامنه حرکتی مفصل مچ پا و ران و در صفحه فرونتال، منجر به تغییر در زاویه والگوس زانو می‌شود.

تشکر و قدردانی

مطالعه حاضر برگرفته از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد رشته بیومکانیک ورزشی دانشگاه شهید باهنر کرمان می‌باشد. بدین وسیله از استادان محترم و دانشجویانی که در انجام این پژوهش همکاری نمودند، تقدیر و تشکر به عمل می‌آید.

نقش نویسندگان

کبری هاشمی مقدم، طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، جذب منابع مالی برای انجام مطالعه، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه، جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و تفسیر نتایج، خدمات تخصصی آمار، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی، تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله و مسؤولیت حفظ یکپارچگی فرایند انجام مطالعه از آغاز تا انتشار و پاسخگویی به نظرات داوران، محمد رضا امیر سیف‌الدینی، وظیفه فراهم کردن تجهیزات و نمونه‌های مطالعه جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و تفسیر نتایج، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی و تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر و فریبرز محمدی‌پور، تحلیل و تفسیر نتایج، تنظیم دست‌نوشته، ارزیابی تخصصی دست‌نوشته از نظر مفاهیم علمی و تأیید دست‌نوشته نهایی جهت ارسال به دفتر مجله را به عهده داشت.

منابع مالی

این مطالعه برگرفته از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد کبری هاشمی مقدم مصوب دانشگاه شهید باهنر کرمان با کد ۱۳۴۹۷۷۴ و ir.kmu.rec.1396.01 می‌باشد.

تعارض منافع

نویسندگان دارای تعارض منافع نمی‌باشند. دکتر امیر سیف‌الدینی بودجه انجام مطالعات پایه مرتبط با این مطالعه را از دانشگاه شهید باهنر کرمان جذب نمود و از سال ۱۳۹۴ به عنوان دانشیار بیومکانیک ورزشی در این دانشگاه مشغول به فعالیت می‌باشند. دکتر فریبرز محمدی‌پور به عنوان استادیار بیومکانیک ورزشی از سال ۱۳۸۹ مشغول به فعالیت می‌باشند و کبری هاشمی مقدم از سال ۱۳۹۳ دانشجوی مقطع کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی در دانشکده علوم ورزشی دانشگاه شهید باهنر کرمان می‌باشند.

References

1. Neumann DA. Kinesiology of the musculoskeletal system. 1st ed. Philadelphia, PA: Mosby; 2002. p. 523.
2. Lusardi MM, Nielsen CC. Orthotics and prosthetics in rehabilitation. 1st ed. Woburn, MA: Butterworth-Heinemann; 2000. p. 3-10.
3. Monteiro M, Gabriel R, Aranha J, Neves e Castro M, Sousa M, Moreira M. Influence of obesity and sarcopenic obesity on plantar pressure of postmenopausal women. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2010; 25(5): 461-7.
4. Clark MA, Lucett SC. NASM essentials of corrective exercise training. Trans. Fallahmohammadi M, Alizadeh MH, Mir Karimpour MH. 3rd ed. Tehran, Iran: Hatmi Publications; 2015. [In Persian].
5. Penha PJ, Baldini M, Joao SM. Spinal postural alignment variance according to sex and age in 7- and 8-year-old children.

J Manipulative Physiol Ther 2009; 32(2): 154-9.
6. Nguyen AD, Shultz SJ. Identifying relationships among lower extremity alignment characteristics. J Athl Train 2009; 44(5): 511-8.
7. Hamill J, Knutzen KM. Biomechanical basis of human movement. 3rd ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams and Wilkins; 2008.
8. Daneshmandi H, Alizadeh MH, Gharakhanlou R. Corrective exercises. 1st ed. Tehran, Iran: Samt Publications; 2004.
9. Nourbakhsh MR, Moussavi SJ, Salavati M. Effects of lifestyle and work-related physical activity on the degree of lumbar lordosis and chronic low back pain in a Middle East population. J Spinal Disord 2001; 14(4): 283-92.
10. Avanzi O, Chih LY, Meves R, Caffaro MFS, Pellegrini JH. Thoracic kyphosis and hamstrings: an aesthetic-functional correlation. Acta Ortop Bras 2007; 15(2): 93-6.
11. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study. Am J Sports Med 2007; 35(7): 1123-30.
12. Hewett TE, Zazulak BT, Myer GD, Ford KR. A review of electromyographic activation levels, timing differences, and increased anterior cruciate ligament injury incidence in female athletes. Br J Sports Med 2005; 39(6): 347-50.
13. Samson KM. The effects of a five-week core stabilization-training program on dynamic balance in tennis athletes [MSc Thesis]. Morgantown, WV: West Virginia University; 2005.
14. Hodges PW. Core stability exercise in chronic low back pain. Orthop Clin North Am 2003; 34(2): 245-54.
15. Willson JD, Dougherty CP, Ireland ML, Davis IM. Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. J Am Acad Orthop Surg 2005; 13(5): 316-25.
16. Motooka T, Tanaka H, Ide S, Mawatari M, Hotokebuchi T. Foot pressure distribution in patients with gonarthrosis. Foot (Edinb) 2012; 22(2): 70-3.
17. Vardaxis VG, Allard P, Lachance R, Duhaime M. Classification of able-bodied gait using 3-D muscle powers. Hum Mov Sci 1998; 17(1): 121-36.
18. Sadeghi H. Contributions of lower-limb muscle power in gait of people without impairments. Phys Ther 2000; 80(12): 1188-96.
19. Bae TS, Mun M. Effect of lumbar lordotic angle on lumbosacral joint during isokinetic exercise: a simulation study. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2010; 25(7): 628-35.
20. Vaughan CL, Davis BL, O'Connor JC. Dynamics of human gait. Champaign, IL: Human Kinetics; 1992.
21. Winter DA. Biomechanics and motor control of human movement. 4th ed. Hoboken, NJ: Wiley; 2009.
22. Sahrmann S. Diagnosis and treatment of movement impairment syndrome. Philadelphia, PA: Mosby; 2001.
23. Inman VT. Human locomotion. Can Med Assoc J 1966; 94(20): 1047-54.
24. de la Cruz B, Garcia C, Sanchez MD, Albornoz M, Espejo L, Dominguez-Maldonado G. Therapeutic physical exercise for lower limb overpronation in young athletes. European J Integr Med 2015; 7(3): 211-7.
25. Harris-Hayes M, Sahrmann SA, Norton BJ, Salsich GB. Diagnosis and management of a patient with knee pain using the movement system impairment classification system. J Orthop Sports Phys Ther 2008; 38(4): 203-13.
26. Sahrmann S. Movement System impairment syndromes of the extremities, cervical and thoracic spines. 1st ed. Philadelphia, PA: Mosby; 2010.
27. Neumann DA. Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for rehabilitation. Philadelphia, PA: Mosby; 2009.
28. Sadeghi H, Allard P, Duhaime PM. Muscle power compensatory mechanisms in below-knee amputee gait. Am J Phys Med Rehabil 2001; 80(1): 25-32.

Kinematics of the Lower Extremity in Walking among Individuals with Hyperlordosis Waistline Malformation

Kobra Hashemi-Moghaddam[1], Mohammad Reza Amir-Seyfaddini[2], Fariborz Mohammadipour[3]

Original Article

Abstract

Introduction: Walking, as a continuous muscular activity, has a grave effect on formation of individuals' body configuration. The body configuration can also affect the individuals' walking. The purpose of this study was to compare the kinematic characteristics of the lower extremity in walking among individuals with hyperlordosis lumbar malformation with that of healthy individuals.

Materials and Methods: This descriptive-comparative study was conducted on 38 female students. The subjects were selected through purposive and convenience sampling and were divided into two groups of healthy and hyperlordosis. Lumbar lordosis angle was measured using a flexible ruler and data on the subjects' walking was obtained using a three-dimensional epto electric system with six cameras. Data were analyzed using independent t-test and ANCOVA at the significance level of $P \leq 0.05$.

Results: Angular relocation and angular velocity of the hip and ankle, and knee joint valgus angle in stance phase of walking in individuals with lumbar hyperlordosis showed a significant increase compared to healthy individuals. However, no change was observed in the angular relocation and angular velocity of the knee joint at the stance phase of walking.

Conclusion: Lumbar lordosis abnormality in the sagittal plane causes change in the motion range of talus and hip joints. This abnormality in the frontal plane causes change in valgus angle of the knee.

Keywords: Angular relocation, Angular velocity, Walking, Waistline hyperlordosis

Citation: Hashemi-Moghaddam K, Amir-Seyfaddini MR, Mohammadipour F. **Kinematics of Beneath Organs in Walking Time Among Individuals Having Hyper Lordosis Waistline Malformation.** J Res Rehabil Sci 2016; 12(5): 267-73.

Received date: 24/06/2016 Accept date: 14/10/2016

1- MSc Student, Department of Sport Biomechanics, School of Sports Sciences, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran
2- Associate Professor Department of Sport Biomechanics, School of Sports Sciences, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran
3- Assistant Professor, Department of Sport Biomechanics, School of Sports Sciences, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran
Corresponding Author: Kobra Hashemi-Moghaddam, Email: kobrahashemi69@yahoo.com