Iranian Journal of Rehabilitation Research in Nursing (IJRN) Original Article
Summer 2019, Volume 5, Issue 4 DOI: 10.21859/ijrn-05043
Archive of SID

Comparison Lower Limb Joints Stiffness in Chronic Low Back Pain Patients with Healthy People while Walking

Amir Ali Jafarnezhadgero [1,*], Ghader Ghane Bakhshayesh [2], Sara Valizade Orang [3], Farshad Ghorbanlou [2]

[1] Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
[2] MSc Student, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
[3] Masters Student in Biomedical engineering, Faculty of Biomedical Engineering, Islamic Azad University, Ardabil branch, Ardabil, Iran
*** Corresponding author:** Amir Ali Jafarnezhadgero, Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran. E-mail: amiralijafarnezhad@gmail.com

Received: 12 Nov 2018 **Accepted:** 15 Mar 2019

Abstract

Introduction: Lower back pain is an orthopedic disease that affects up to 80% of people throughout their lifetime. It seems that the pattern of muscular activity is related to the components of earthquake photography and should be considered when evaluating back pain and its treatment. The aim of this study was to compare the three-dimensional lower limb joints stiffness during loading response, mid stance, push off and entire of stance phase in low back pain patients and healthy control ones while walking.

Methods: This study was a semi-experimental.15 men with low back pain as an experimental group (age 25.3±2.9years) and 15 healthy men as a control group (age 26±2.9 years), were volunteered to participate in the study. Four cameras with a frequency of 100 Hz were used to quantify gait kinematic and also a force plate was used to record the ground reaction force components. Independent sample t-test with significance level of 0.05 was used for statistical analysis.

Results: Hip joint stiffness during loading response in horizontal plane (P=0.029), at mid stance phase in sagittal (P=0.009) and horizontal planes (P=0.004) and also entire stance phase in sagittal (P=0.004) and horizontal (P=0.029) planes in the low back pain group, was lower than the healthy group. In the knee joint, stiffness values during mid-stance (P=0.028) and push of (P=0.011) phases in frontal plane and at entire stance phase in sagittal (P=0.000) and frontal (P=0.000) planes in experimental group were greater than that control group. In the ankle joint, stiffness value during mid-stance phase in sagittal plane (P=0.022) in experimental group was lower than that healthy control group.

Conclusions: Due to decreased stiffness of the hip joints and increased knee and ankle joint stiffness in low back pain patients compared to healthy control ones, the design of therapeutic interactions such as athletic exercises to reinforce ankle invertor muscles, shank and thigh external rotators and abdominal muscles to improve these variables in patients with low back pain.

Keywords: Low Back Pain, Stiffness, Walking, Rehabilitation

© 2019 Iranian Nursing Scientific Association (INA)

www.SID.ir

نشریه پژوهش توانبخشی در پرستاری
مقاله پژوهشی
تابستان ۱۳۹۸، دوره ۵، شماره ۴
DOI: 10.21859/ijrn-05043
Archive of SID

مقایسه سفتی مفاصل اندام تحتانی در بیماران کمردرد مزمن با افراد سالم طی راه رفتن

امیرعلی جعفرنژادگرو [۱،*]، قادر قانع‌بخشایش [۲]، سارا ولی‌زاده اورنج [۳]، فرشاد قربانلو [۲]

[۱] استادیار، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
[۲] دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
[۳] کارشناس مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد اردبیل، اردبیل، ایران
[*] **نویسنده مسئول**: امیرعلی جعفرنژادگرو، استادیار، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران. ایمیل: amiralijafarnezhad@gmail.com

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۷/۰۸/۲۱ **تاریخ پذیرش مقاله:** ۱۳۹۷/۱۲/۲۴

چکیده

مقدمه: کمردرد یک بیماری ارتوپدی است که حدود ۸۰٪ افراد را در طول عمر خود تحت تأثیر قرار می‌دهد. به نظر می‌رسد که الگوی فعالیت عضلانی با اجزای نیروی عکس‌العمل زمین در ارتباط است و باید در هنگام ارزیابی کمردرد و درمان آن مورد توجه قرار گیرد. هدف از پژوهش حاضر مقایسه سفتی مفاصل اندام تحتانی در سه‌بعد، در زیرمراحل پاسخ بارگیری، میانی اتکا، هل دادن و کل فاز اتکا در بیماران کمردرد با افراد سالم طی راه رفتن می‌باشد.

روش کار: ۱۵ پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی می‌باشد. مرد دارای کمردرد در گروه گروه تجربی (سن ۲/۹ ۲۵/۳±۲/۹ سال) و ۱۵ مرد سالم در گروه کنترل (سن ۲/۹ ۲۶±۲/۹ سال) داوطلب شرکت در پژوهش شدند. برای کمی‌سازی سینماتیک راه رفتن چهار دوربین با فرکانس ۱۰۰ هرتز و برای ثبت اجزای نیروی عکس‌العمل زمین یک صفحه‌نیرو با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. برای تحلیل آماری از آزمون تی مستقل با سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها: سفتی در مفصل ران در مرحله پاسخ بارگیری در سطح هوریزنتال (P = ۰/۰۲۹)، در مرحله میانی اتکا در سطوح ساجیتال (P = ۰/۰۰۹) و هوریزنتال (P = ۰/۰۰۴) و در کل مرحله اتکا در سطوح ساجیتال (P = ۰/۰۰۴) و هوریزنتال (P = ۰/۰۲۹) در گروه کمردرد در مقایسه با گروه سالم کمتر بود. در مفصل زانو در مرحله میانی اتکا (P = ۰/۰۲۸) و هل دادن (P = ۰/۰۱۱) در سطح فرونتال و در کل مرحله اتکا در سطوح ساجیتال (P = ۰/۰۰۰) و فرونتال (P = ۰/۰۰۰) در گروه تجربی بزرگتر از گروه کنترل بود. در مفصل مچ‌پا طی مرحله میانی اتکا در سطح ساجیتال (P = ۰/۰۲۲) مقدار سفتی در گروه تجربی کمتر از گروه سالم بود.

نتیجه گیری: با توجه به کاهش سفتی مفصل ران و افزایش سفتی مفاصل زانو و مچ‌پا در بیماران کمردرد در مقایسه با افراد سالم، طراحی تداخلات درمانی همچون تمرینات ورزشی تقویت کننده عضلات اینورتور مچ پا، چرخش دهنده‌های خارجی دو اندام ساق و ران و همچنین عضلات شکم جهت بهبود این متغییرها در بیماران کمردرد توصیه می‌شود.

کلیدواژه‌ها: کمردرد، سفتی، راه رفتن، توانبخشی

تمامی حقوق نشر برای انجمن علمی پرستاری ایران محفوظ است.

مقدمه

کمردرد یک بیماری ارتوپدی است که تا حدود ۸۰٪ افراد را در طول عمر خود تحت تأثیر قرار می‌دهد [۱]. هزینه درمان سالانه و بار اقتصادی کمردرد در انگلستان ۱۴ میلیارد پوند و در ایالات متحده ۱۴/۵ میلیارد دلار است [۲]. اگرچه علت آن هنوز ناشناخته است، دینامیک اندام‌های تحتانی ممکن است در ایجاد آن مؤثر باشد. سفتی مفاصل، سفتی عضلات کمر و مفصل ران و یا ضعف عملکرد عضلات

www.SID.ir

Archive of SID

پوسچرال منجر به بارگذاری مکانیکی نامتقارن یا غیرطبیعی ستون فقرات کمری شده و موجب کمردرد گردد [۳]. راه رفتن سریع، چرخش لگن و فلکشن زانو در لحظه اولیه تماس پاشنه در بیماران مبتلا به کمردرد موجب کاهش درد می‌شود [۳]. کاهش سرعت راه رفتن به عنوان یک سازگاری برای کاهش واکنش نیروی عمودی زمین و درد کمر در طی راه رفتن است [۳]. افزایش فعالیت عضلات ارکتور اسپاینا [۴] و همسترینگ [۵] در بیماران مبتلا به کمردرد نیز گزارش شده است. محققین ارتباط بین نیروهای ضربه‌ای منتقل شده به ستون فقرات همراه با عملکرد و ارتفاع قوس طولی-داخلی پا [۶]، تیلت لگنی و پرونیشن سابتالار در راه رفتن را گزارش نموده‌اند [۷]. تغییر ساختار پا همچون قوس‌های کف پایی می‌تواند بر اندام‌های تحتانی و همچنین تعادل لگن [۷] تاثیرگذار باشد. فعالیت عضلات ارکتور اسپاینا و سرینی میانی [۸] و همچنین کینماتیک ستون فقرات کمری [۶] نیز می‌توانند تحت تأثیر تغییر در ساختار کف پا قرار گیرند. پرونیشن پا با چرخش داخلی ساق پا [۹] و افت لگن به هنگام تحمل وزن حین قدم زدن همراه است [۱۰]. علاوه‌بر این، پای غیرطبیعی با پیشرفت استئوآرتریت زانو مرتبط است [۱۱]. با این اوصاف منطقی است که فرض کنیم پرونیشن پا با کمردرد مرتبط است. در این صورت می‌توان گفت، درمان اختلالات وضعیتی پا می‌تواند منجر به درمان کمردرد شود [۱۲]. این کاملاً واضح است که پرونیشن بیش از حد پا و نیروی عکس‌العمل بالایی در افراد مبتلا به کمردرد دیده شود [۱۳]. به نظر می‌رسد که الگوی فعالیت عضلانی با اجزای نیروی عکس‌العمل زمین در ارتباط است و باید در هنگام ارزیابی کمردرد و درمان آن مورد توجه قرار گیرد. فرهپور و همکاران بیشترین نیروی عکس‌العمل زمین و اوج گشتاور آزاد در بیماران مبتلا به کمردرد را با پرونیشن بیش از حد کف پا در حین پیاده روی گزارش کردند [۱۳]. هم‌چنین گزارش شده است که طی مرحله هل دادن، سفتی دینامیک به صورت معناداری درتمامِ مفاصل بین استخوان‌های کف‌پایی و مچ پا در افراد با پرونیت بزرگ‌تر از افراد سالم است [۱۴].

تحلیل دینامیک مفاصل اندام تحتانی طی راه رفتن می‌تواند به آگاهی یافتن از شیوع و توسعه آسیب‌های اندام تحتانی و حتی تنه کمک نماید [۱۵]. یکی از این شیوه‌ها شامل ارزیابی سفتی دینامیک مفاصل است [۱۶, ۱۷]. سفتی مفهومی مکانیکی است که به مقاومت مواد کشسان در برابر تغییر شکل اشاره دارد [۱۸, ۱۹]. سفتی مفصل یک متغیر بیومکانیکی است که به نسبت نیروی عضلانی و دامنه حرکتی مفاصل بستگی دارد [۲۰]. سفتی در سطوح مختلف مورد استفاده قرار می‌گیرد. در پایین‌ترین سطح، سفتی ساختارهایی مانند تاندون‌ها، عضلات و حتی یک تار عضلانی [۲۱, ۲۲] در سطح میانی، سفتی یک مفصل و ساختارهای پیرامون آن [۱۹, ۲۳] و در بالاترین سطح، سفتی پا و سفتی عمودی [۲۴, ۲۵] مورد مطالعه قرارگرفته است. پژوهش‌های پیشین سفتی دینامیک مفصل را به عنوان نسبت بین گشتاور خارجی اعمال شده به مفصل و زاویه مفصل در یک دوره زمانی مشخص تعریف نموده‌اند. با توجه به این که انجام فعالیت‌های عملکردی نظیر راه رفتن نیاز به فعال‌سازی عضلات دارد [۱۶, ۱۷]. این سفتی ترکیب تأثیر نیروهای عضلانی، اینرسی و تغییر شکل بافت همبند است و در حال حاضر در سطح ساجیتال با اهداف مختلف به کار برده می‌شود [۱۶, ۲۶, ۲۷]. سفتی دینامیکی بالا و پایین به ترتیب با شیوع زیاد آسیب استخوان، تحرک بیش از حد مفصل و ثبات کمتر مفصل [۲۸] ارتباط دارد. تجزیه و تحلیل سفتی دینامیکی نیز برای ارائه خصوصیات مکانیکی مفاصل پا برای طراحی ارتوز یا پروتز، و همچنین بررسی اثر جراحی که ممکن است سفتی مفصل را تغییر دهد، ارزشمند است. با وجود نقش زیاد سفتی در ایجاد آسیب‌های اندام تحتانی، تاکنون سفتی مفاصل اندام تحتانی در افراد سالم با افراد کمردرد مورد ارزیابی قرار نگرفته است. هدف از پژوهش حاضر بررسی و مقایسه سفتی مفاصل اندام تحتانی در سه سطح در بیماران کمردرد در مقایسه با افراد سالم در طی راه رفتن می‌باشد.

روش کار

مطالعه حاضر از نوع نیمه‌تجربی و آزمایشگاهی بود. شرکت‌کنندگان در این مطالعه ۳۰ مرد بودند که گروه آزمایشی شامل ۱۵ نفر مرد دارای کمردرد مکانیکی بودند. گروه کنترل نیز شامل ۱۵ مرد سالم بود. بیماران مبتلا به کمردرد از یک کلینیک ارتوپدی داوطلب شرکت در مطالعه شدند. روش نمونه‌گیری این پژوهش از نوع در دسترس بود. برای نشان دادن حداقل تعداد آزمودنی مورد نیاز از نرم‌افزار (G Power 3.1) استفاده شد که جهت دستیابی به توان آماری در اندازه اثر برابر با ۰/۸ و سطح آلفا ۰/۰۵ برابر ۳۰ نفر آزمودنی مشخص شد. پای برتر آزمودنی‌ها از طریق روش ضربه زدن به توپ مشخص شد.

یک جراح ارتوپدی در یکی از کلینیک‌های ارتوپدی تمامی آزمودنی‌ها را قبل از انتخاب معاینه نمود. آزمودنی‌ها در صورت نداشتن بیماری اسکلتی-عضلانی، پوسچرال و یا عصبی، در گروه کنترل قرار گرفتند. برای گروه تجربی، افراد کمردرد با شاخص درد کمری > ۳۰ mm براساس سنجش درد بصری (در این مقیاس یک نوار ۱۰۰ میلی‌متری در جلوی آزمودنی قرار داده می‌شد و به وی گفته می‌شد که کمترین میزان شدت درد بر روی صفر و بیشترین میزان آن بر روی ۱۰۰ میلی‌متر است. در ادامه به وی گفته می‌شد که شدت درد خود را بر روی این نوار مشخص نماید) و شاخص ناتوانی کمتر از ۱۰ براساس پرسشنامه ناتوانایی Roland-Morris بودند [۲۹]. پرسشنامه Roland-Morris یک معیار ناتوانی است که خود فرد انجام می‌دهد. در این پرسشنامه سطح بالاتری از ناتوانی در تعداد مقیاس‌های بزرگتر با مقیاس ۲۴ نقطه منعکس می‌شود. نشان داده شده است که پرسشنامه Roland-Morris اندازه گیری‌های قابل اعتمادی دارد و برای تشخیص سطح ناتوانی معتبر می‌باشد. این پرسشنامه مخصوص افراد دارای کمر درد می‌باشد تا شاخص ناتوانی آن‌ها کمی شود [۳۰]. شرایط خروج از پژوهش شامل سابقه اختلال عملکرد عضلانی اسکلتی، سابقه بیماری‌های مفصلی، عفونت مزمن مفصلی یا بیماری‌های استخوانی، کمردرد، آسیب رباط‌ها، بازسازی رباط‌ها، اختلالات عضلانی، اختلال در عملکرد عضلات پایین تنه، اختلاف طولی در پا به مقدار بیشتر از ۱ سانتی‌متر و سابقه ترومای عمده یا جراحی اندام تحتانی بود. تفاوت بین‌گروهی در مورد سن، قد، وزن و شاخص توده بدنی معنادار نبود ($P>0/05$).

برای هر دو گروه، معیار خروج از آزمون جراحی اسکلتی-عضلانی در تنه یا در اندام تحتانی، اختلالات عصبی-عضلانی، انجام کارهای فیزیکی سنگین یا تمریناتی که منجر به خستگی در دو روز منتهی به آزمایش بود. پروتکل تحقیقاتی توسط کمیته اخلاقی دانشگاه علوم پزشکی

www.SID.ir

Archive of SID

اردبیل با کد IR.ARUMS.REC.1397.031 تصویب شد. همه افراد رضایت آگاهانه خود برای شرکت در مطالعه را به صورت کتبی اعلام کردند. تمام موارد اجرای پژوهش مطابق با اعلامیه هلسینکی بود [۳۱]. راه رفتن به دو فاز نوسان و اتکا تقسیم می‌شود. فاز اتکا به سه مرحله پاسخ باگیری، میانه اتکا و هل دادن تقسیم شد. منظور از مرحله پاسخ بارگیری، از لحظه تماس پاشنه تا تماس کامل کف پا با سطح بود. میانی اتکا از لحظه تماس کامل کف‌پا با سطح تا بلند کردن پاشنه از سطح زمین بود. فاز هل دادن نیز از لحظه بلند شدن پاشنه تا جدا شدن انگشت از سطح را نشان می‌داد. برای کمی‌سازی سینماتیک راه رفتن یک سیستم تحلیل Vicon MX شامل چهار دوربین سری T (۱۰۰ هرتز) استفاده شد. همچنین یک صفحه‌نیرو کیستلر (Kistler AG, Winterthur, Switzerland) برای ثبت اجزای نیروی عکس‌العمل زمین با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. صفحه‌نیرو در مرکز فضای کالیبراسیون راه رفتن قرار گرفت. سیستم تجزیه و تحلیل حرکت، و سیستم صفحه‌نیرو با نرم‌افزار Nexus-1.7.5 همگام سازی و کنترل شد. برای تعریف اندام تحتانی از روش مارکرگذاری پلاگین گیت [۳۲] استفاده شد. مارکرها بر اساس روش مارکرگذاری حاضر بر روی نقاط، خارخاصره فوقانی قدامی، خارخاصره فوقانی خلفی، قسمت میانی خارجی ران، اپی کندیل خارجی زانو، قسمت میانی خارجی ساق، قوزک خارجی، پاشنه و استخوان متاتارسال قرار گرفت. برای کالیبراسیون دوربین‌ها از وند ۵ مارکره استفاده شد که جهت کالیبراسیون، وند در این محل حرکت داده می‌شد. هنگامی حرکت وند متوقف می‌گردید که میزان خطای کالیبره کمتر از ۰/۰۲ بود. برای همه شرکت‌کنندگان مدل کفش مشابه (New Balance 759, USA) و متناسب با اندازه پا فراهم شد. در ابتدا، پنج دقیقه تمرین گرم‌کردن مثل راه رفتن انجام گرفت. نقطه شروع به طور مناسب تنظیم شد به طوری که شرکت‌کننده قبل از وارد شدن به فضای کالیبره حداقل هشت گام طی کرده و پای آزمودنی بخش میانی صفحه‌نیرو را لمس کرد. سه آزمایش موفقیت‌آمیز مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. کوششی موفقیت‌آمیز بود که پا در وسط صفحه‌نیرو فرود آید و تمام نشانگرها قابل مشاهده باشد. گشتاورهای سه‌بعدی مربوط به ران، زانو و مچ پا با استفاده از روش دینامیک معکوس پردازش شد. گشتاور مفصل با استفاده از جرم بدن نرمال شد و به صورت N×m/kg گزارش گردید. گشتاور مفاصل طی درصدی از سیکل راه رفتن گزارش گردید (۱۰۰٪-۰). سفتی مفصل از نسبت گشتاور مفصل به جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل محاسبه گردید [۳۳].

$$\text{Stiffness}=\frac{\Delta M}{\Delta \propto}$$ رابطه (۱)

در رابطه (۱) ΔM برابر با تغییرات گشتاور مفصل و Δα تغییرات زاویه‌ای مفصل با واحد درجه می‌باشد.

تحلیل آماری

نرمال بودن توزیع داده‌ها توسط آزمون Kolmogorov-Smirnov مورد بررسی و تأیید قرار گرفت. برای مقایسه سفتی مفاصل اندام تحتانی از آزمون تی مستقل استفاده گردید. سطح معنی‌داری برابر $P < ۰/۰۵$ برای تمام تحلیل‌ها بود. تجزیه و تحلیل آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS 24 انجام شد. جهت محاسبه میزان اثر مستقیم از اندازه اثر استفاده شد. هدف اصلی از محاسبه اندازه اثر در این پژوهش نشان دادن میزان تأثیر مستقیم متغیر مستقل بود. به این معنا که بعنوان مثال: اندازه اثر ۰/۷ نشان‌دهنده این است که حدود ۷۰٪ اثرات ایجاد شده بر روی متغیر وابسته ناشی از اثر متغیر مستقل است و ۳۰٪ باقی مانده ناشی از سایر متغیرهای مداخله‌گر است. جهت محاسبه اندازه اثر (d) از رابطه زیر استفاده شد [۳۴]:

$$\text{اندازه اثر رابطه (۲)}\ (d)=\frac{\text{اختلاف میانگین دو شرایط}}{\text{میانگین انحراف استاندارد دو شرایط}}$$

یافته‌ها

خصوصیات دموگرافیکی گروه کنترل (سن ۲۶±۲/۹ سال، قد ۱۷۴±۵/۵ سانتی متر، وزن ۷۸/۷±۹/۹ کیلوگرم و شاخص توده بدنی ۲۵/۹±۲/۳ کیلوگرم در مترمربع) و گروه تجربی (سن ۲۵/۳±۲/۹ سال، قد ۱۷۲/۸±۴/۴ سانتی متر، وزن ۷۹/۹±۳ کیلوگرم و شاخص توده بدنی ۲۶۵/۸±۱/۵ کیلوگرم در مترمربع) در پژوهش حاضر چنین بود. سرعت راه رفتن در گروه کمردرد (۱/۱۷±۰/۰۸ متر بر ثانیه) به طور معناداری نسبت به گروه سالم (۱/۲۷±۰/۰۹ متر بر ثانیه) کمتر بود [۳۵]. نتایج بدست‌آمده نشان دادند که مقادیر سفتی مفصل ران طی شرایط راه رفتن در افراد کمردرد در مقایسه با افراد سالم در مرحله پاسخ بارگیری در سطح هوریزنتال ۷۲ درصد کاهش (P = ۰/۰۲۹؛ اندازه اثر ۱/۵۷)، در مرحله میانی اتکا در سطح ساجیتال ۹۲ درصد (P = ۰/۰۰۹؛ اندازه اثر ۱/۱۴) و سطح هوریزنتال ۷۸ درصد (P = ۰/۰۰۴؛ اندازه اثر ۱/۲۰) کاهش، در مرحله هل دادن در سطح ساجیتال ۱۲۰ درصد کاهش (P = ۰/۰۰۰؛ اندازه اثر ۱/۷۹) و در کل مرحله اتکا در سطوح ساجیتال ۴۸ درصد (P = ۰/۰۲۹؛ اندازه اثر ۰/۹۲) و هوریزنتال ۵۲ درصد (P = ۰/۰۰۴؛ اندازه اثر ۰/۲۰) کاهش یافته است. اما به لحاظ آماری بین مقادیر سفتی مفصل ران طی شرایط راه رفتن افراد کمردرد در مقایسه با افراد سالم در مرحله پاسخ بارگیری در دوسطح ساجیتال و فرونتال، در مرحله میانی اتکا در سطح فرونتال، در مرحله هل دادن در سطوح فرونتال و هوریزنتال و درکل مرحله اتکا در سطح فرونتال هیچ تفاوت معناداری مشاهده نشد (P>۰/۰۵) (جدول ۱).

مشاهدات نشان دادند که سفتی مفصل زانو طی شرایط راه رفتن افراد کمردرد در مقایسه با افراد سالم در مرحله میانی اتکا در سطح فرونتال ۸۶ درصد کاهش (P = ۰/۰۲۸؛ اندازه اثر ۰/۸۶)، در مرحله هل دادن در سطح فرونتال ۳۶ درصد افزایش (P = ۰/۰۱۰؛ اندازه اثر ۱/۰۳)، در سطح هوریزنتال ۱۳۸ درصد کاهش (P = ۰/۰۰۱؛ اندازه اثر ۱/۵۱)، در کل مرحه اتکا در سطح ساجیتال ۲۱۸ درصد به طور قابل توجه افزایش (P = ۰/۰۰۰؛ اندازه اثر ۳/۸۹)، در سطح فرونتال ۹۵ درصد به طور معناداری افزایش (P = ۰/۰۰۰؛ اندازه اثر ۱/۷۸)، و در سطح هوریزنتال با ۱۰۰ درصد تغییر به صورت معناداری کاهش (P = ۰/۰۰۰؛ اندازه اثر ۱/۸) یافته است. ازطرفی یافته‌ها حاکی از آن بودند که از نظر آماری بین مقادیر سفتی مفصل زانو طی شرایط راه رفتن افراد کمردرد در مقایسه با افراد سالم در مرحله پاسخ بارگیری در سه سطح ساجیتال، فرونتال و هوریزنتال، در مرحله میانی اتکا در دو سطح ساجیتال و هوریزنتال و در مرحله هل دادن در سطح ساجیتال، هیچ تفاوت معناداری وجود نداشت (P>۰/۰۵) (جدول ۲).

www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۱: سفتی (N.M/Kg) مفصل ران در زیرمراحل پاسخ بارگیری، میانی اتکا، هل دادن و کل مرحله اتکا در سه سطح طی شرایط راه رفتن افراد کمردرد و سالم

سطح	گروه سالم	گروه کمردرد	سطح معناداری	اندازه اثر	مقدار t
پاسخ بارگیری					
ساجیتال	۰/۳۱۰±۰/۲۲۹	۰/۲۱۶±۰/۲۱۲	۰/۲۵۴	۰/۴۲	۰/۰۱۸
فرونتال	۰/۲۰۶±۰/۱۳۶	۰/۲۱۶±۰/۰۹۴	۰/۸۲۶	۰/۰۸	۲/۷۷۸
هوریزنتال	۰/۰۲۶±۰/۰۰۷	۰/۰۱۵±۰/۰۰۷	*۰/۰۰۱	۱/۵۷	۰/۲۱۵
میانی اتکا					
ساجیتال	۰/۰۲۵±۰/۰۱۳	۰/۰۱۳±۰/۰۰۸	*۰/۰۰۹	۱/۱۴	۰/۶۲۳
فرونتال	۰/۱۷۹±۰/۱۲۲	۰/۲۶۹±۰/۴۰۳	۰/۴۱۵	۰/۳۴	۰/۶۲۹
هوریزنتال	۰/۱۰۷±۰/۰۴۷	۰/۰۶۰±۰/۰۳۱	*۰/۰۰۴	۱/۲۰	۰/۵۸۷
هل دادن					
ساجیتال	۰/۰۹۷±۰/۰۴۴	۰/۰۴۴±۰/۰۱۵	*۰/۰۰۰	۱/۷۹	۷/۴۶۷
فرونتال	۰/۱۱۲±۰/۰۲۹	۰/۱۰۲±۰/۰۴۴	۰/۴۶۱	۰/۲۷	۱/۳۰۱
هوریزنتال	۰/۰۶۵±۰/۰۲۵	۰/۰۶۷±۰/۰۲۷	۰/۸۳۶	۰/۰۷	۰/۱۸۴
کل مرحله اتکا					
ساجیتال	۰/۰۳۷±۰/۰۱۸	۰/۰۲۵±۰/۰۰۸	*۰/۰۲۹	۰/۹۲	۲/۳۱۶
فرونتال	۰/۱۱۱±۰/۰۳۱	۰/۱۰۶±۰/۰۵۲	۰/۷۷۴	۰/۱۲	۲/۳۲۳
هوریزنتال	۰/۰۳۵±۰/۱۰۶	۰/۰۲۳±۰/۰۰۹	*۰/۰۰۴	۰/۲۰	۰/۳۴۴

* نشان دهنده معنی داری در سطح ۰/۰۵

جدول ۲: سفتی (N.M/Kg) مفصل زانو در زیرمراحل پاسخ بارگیری، میانی اتکا، هل دادن و کل مرحله اتکا در سه سطح طی شرایط راه رفتن افراد کمردرد و سالم

سطح	گروه سالم	گروه کمردرد	سطح معناداری	اندازه اثر	مقدار t
پاسخ بارگیری					
ساجیتال	۰/۰۹۵±۰/۰۴۵	۰/۱۰۸±۰/۰۵۴	۰/۴۸۲	۰/۲۶	۰/۰۸۰
فرونتال	۰/۲۱۷±۰/۱۲۴	۰/۱۶۹±۰/۰۶۱	۰/۲۰۴	۱/۳۰	۷/۳۴۱
هوریزنتال	۰/۰۱۲±۰/۰۰۸	۰/۰۱۴±۰/۰۰۹	۰/۵۷۱	۰/۲۳	۱/۰۶۶
میانی اتکا					
ساجیتال	۰/۰۸۲±۰/۰۲۱	۰/۰۷۰±۰/۰۲۱	۰/۱۲۵	۰/۵۷	۰/۱۰۷
فرونتال	۰/۱۴۲±۰/۰۹۰	۰/۰۷۶±۰/۰۶۳	*۰/۰۲۸	۰/۸۶	۳/۷۴۹
هوریزنتال	۰/۰۲۵±۰/۰۰۷	۰/۰۲۴±۰/۰۱۱	۰/۷۷۹	۰/۱۱	۴/۵۴۹
هل دادن					
ساجیتال	۰/۰۰۷±۰/۰۰۲	۰/۰۰۶±۰/۰۰۴	۰/۵۳۱	۰/۳۳	۱/۱۰۸
فرونتال	۰/۱۳۰±۰/۰۵۳	۰/۱۷۷±۰/۰۳۸	*۰/۰۱۰	۱/۰۳	۴/۹۱۸
هوریزنتال	۰/۰۴۳±۰/۰۲۳	۰/۰۱۸±۰/۰۱۰	*۰/۰۰۱	۱/۵۱	۳/۶۲۸
کل مرحله اتکا					
ساجیتال	۰/۰۳۳±۰/۰۰۸	۰/۱۰۵±۰/۰۲۹	*۰/۰۰۰	۳/۸۹	۷/۳۸۶
فرونتال	۰/۱۷۰±۰/۰۶۹	۰/۳۳۳±۰/۱۱۴	*۰/۰۰۰	۱/۷۸	۳/۴۵۲
هوریزنتال	۰/۰۱۸±۰/۰۰۶	۰/۰۰۹±۰/۰۰۴	*۰/۰۰۰	۱/۸	۱/۲۹۰

* نشان دهنده معنی داری در سطح ۰/۰۵

یافته‌های پژوهش نشان داد سفتی مفصل در مچ‌پا، طی راه رفتن در گروه تجربی در مقایسه با افراد سالم طی مرحله پاسخ بارگیری در سطح ساجیتال ۲۰۴ درصد کاهش داشت (P = ۰/۰۰۱؛ اندازه اثر ۱/۷۵). در سطح فرونتال نیز ۲۳۲ درصد به‌طور معناداری افزایش مشاهده شد (P = ۰/۰۲۷؛ اندازه اثر ۱/۰۴)، در مرحله میانی اتکا در سطح ساجیتال ۳۳ درصد کاهش (P = ۰/۰۲۲؛ اندازه اثر ۰/۲) و در سطح فرونتال ۹۷ درصد افزایش (P = ۰/۰۰۷؛ اندازه اثر ۱/۲۹)، در مرحله هل دادن در سطح ساجیتال ۱۵۵ درصد کاهش (P = ۰/۰۰۰؛ اندازه اثر ۱/۷۳) و در سطح فرونتال ۲۸۴ درصد افزایش (P = ۰/۰۰۰؛ اندازه اثر ۱/۸۰) و در کل مرحله اتکا در سطح فرونتال ۱۷۸ درصد افزایش (P = ۰/۰۰۰؛ اندازه اثر ۱/۷۲) افزایش و در سطح هوریزنتال ۳۰ درصد کاهش (P = ۰/۰۴۰؛ اندازه اثر ۰/۸۵) یافته است. اما در مرحله پاسخ بارگیری در سطح هوریزنتال، در مرحله میانی اتکا در سطح هوریزنتال، در مرحله هل دادن در سطح هوریزنتال و در کل مرحله اتکا در سطح ساجیتال مقادیر آماری بدست آمده تفاوت معناداری را بین افراد سالم و افراد گروه کمردرد نشان نداد (P>۰/۰۵) (جدول ۳).

بحث

هدف از این پژوهش مقایسه سفتی مفاصل اندام تحتانی در سه سطح ساجیتال، فرونتال و هوریزنتال در زیرمراحل پاسخ بارگیری، میانی اتکا، هل دادن و کل فاز اتکا در افراد مبتلا به کمردرد با افراد سالم طی راه رفتن بود. سفتی مفصل ران در افراد مبتلا به کمردرد نسبت به افراد سالم در سطح ساجیتال در کل مرحله اتکا و زیرمراحل میانی اتکا و هل دادن کاهش معنی‌داری را نشان داد. دلیل احتمالی کاهش سفتی مفصل ران افراد مبتلا به کمردرد در مقایسه با افراد سالم در سطح ساجیتال می‌تواند پایین بودن ماکزیمم گشتاور تولیدی عضلات فلکسور و اکستنسور مفصل ران و کاهش دامنه حرکتی افراد مبتلا به کمردرد نسبت به افراد سالم باشد [۳۶]. از طرفی در یک مطالعه میزان فعالیت

www.SID.ir

Archive of SID

عضلات دوسررانی و سرینی بزرگ در افراد مبتلا به کمردرد زودتر و بیشتر از افراد سالم گزارش گردید. به دلیل اینکه این عضلات نقش مهمی در تثبیت و انتقال نیروها در مفصل ران را برعهده دارند [۳۷]، شروع فعالیت زود هنگام این عضلات و فعالیت بیشتر آن‌ها، نوعی سازگاری جبرانی جهت افزایش سفتی و پایداری مفصل ران می‌باشد. علت پایین بودن سفتی مفصل ران افراد مبتلا به کمردرد در مقایسه با افراد سالم در سطح ساجیتال، می‌تواند نوعی استراتژی جهت کاهش نیروی عکس‌العمل زمین و کاهش نیروی وارده بر کمر آزمودنی‌ها باشد [۳۶]. از دیگر دلایل کاهش سفتی مفصل ران در بیماران مبتلا به کمردرد در مقایسه با افراد سالم می‌توان کمتر بودن سرعت راه رفتن اشاره نمود [۳۵]. همیل و همکاران بین سفتی مفصل ران دونده‌ها مبتلا به کمردرد و افراد سالم هیچ تفاوتی را گزارش نکردند. مغایرت نتایج می‌تواند به علت تفاوت در گروه‌های آزمایشی باشد (ورزشکار و غیرورزشکار) [۳۸].

جدول ۳: سفتی (N.M/Kg) مفصل مچ‌پا در زیرمراحل پاسخ بارگیری، میانی اتکا، هل دادن و کل مرحله اتکا در سه سطح طی شرایط راه رفتن افراد کمردرد و سالم

سطح	گروه سالم	گروه کمردرد	سطح معناداری	اندازه اثر	مقدار t
پاسخ بارگیری					
ساجیتال	۰/۰۷۶±۰/۰۵۰	۰/۰۲۵±۰/۰۰۸	*۰/۰۰۱	۱/۷۵	۱۴/۴۳۹
فرونتال	۰/۰۲۸±۰/۰۱۷	۰/۰۹۳±۰/۱۰۷	*۰/۰۲۷	۱/۰۴	۶/۶۶۰
هوریزنتال	۰/۰۰۶±۰/۰۰۶	۰/۰۰۷±۰/۰۰۴	۰/۷۶۶	۰/۲	۰/۰۰۵
میانی اتکا					
ساجیتال	۰/۰۷۱±۰/۰۱۹	۰/۰۵۳±۰/۰۲۰	*۰/۰۲۲	۰/۹۲	۰/۰۱۹
فرونتال	۰/۰۴۷±۰/۰۱۳	۰/۰۹۳±/۰۵۸	*۰/۰۰۷	۱/۲۹	۱۹/۴۳۵
هوریزنتال	۰/۰۱۴±۰/۰۱۰	۰/۰۰۷±۰/۰۰۷	۰/۰۵۴	۰/۸۲	۰/۹۷۰
هل دادن					
ساجیتال	۰/۰۸۷±۰/۰۴۷	۰/۰۳۴±۰/۰۱۴	*۰/۰۰۰	۱/۷۳	۵/۳۷۵
فرونتال	۰/۰۳۳±۰/۰۱۵	۰/۱۲۷±۰/۰۸۹	*۰/۰۰۰	۱/۸۰	۸/۸۹۱
هوریزنتال	۰/۰۲۷±۰/۰۱۲	۰/۰۱۹±۰/۰۱۰	۰/۰۵۶	۰/۷۲	۱/۸۶۶
کل مرحله اتکا					
ساجیتال	۰/۰۷۹±۰/۰۲۵	۰/۰۶۱±۰/۰۲۴	۰/۰۵۶	۰/۷۳	۰/۲۷۸
فرونتال	۰/۰۳۲±۰/۰۱۴	۰/۰۸۹±۰/۰۵۲	*۰/۰۰۰	۱/۷۲	۹/۵۱۸
هوریزنتال	۰/۰۱۳±۰/۰۰۴	۰/۰۱۰±۰/۰۰۳	*۰/۰۴۰	۰/۸۵	۱/۴۳۵

* نشان دهنده معنی داری در سطح ۰/۰۵

در زیرمرحله پاسخ بارگیری، هل دادن و کل مرحله اتکا در سطح هوریزنتال سفتی مفصل ران در افراد مبتلا به کمردرد در مقایسه با افراد سالم کاهش معنی‌داری را نشان داد. دلیل کم بودن سفتی مفصل ران افراد مبتلا به کمردرد در مقایسه با افراد سالم در مرحله هل دادن و کل مرحله اتکا راه رفتن، ناپایداری و عدم ثبات مفصل ران افراد مبتلا به کمردرد است [۲۸]. از دیگر دلایل کاهش سفتی مفصل ران در افراد مبتلا به کمردرد در سطح هوریزنتال در مقایسه با افراد سالم برهم خوردن ریتم کمری-لگنی می‌باشد. افراد مبتلا به کمردرد در مقایسه با افراد سالم ریتم کمری-لگنی ناپایدارتری در سطح هوریزنتال داشته و علت این ناپایداری کمتر بودن سفتی مفصل ران این افراد در مقایسه با افراد سالم در این سطح می‌باشد [۳۹]. درواقع افراد مبتلا به کمردرد در مفصل ران در سطح هوریزنتال پایداری دینامیکی کمتر و چرخش داخلی و خارجی بیشتری نسبت به افراد سالم دارند. مطالعات اخیر گزارش کرده‌اند که سفتی مفصل ران صبحگاهی سالمندان مبتلا به کمردرد در مقایسه با افراد سالم بیشتر است [۴۰]. علت این مغایرت، احتمالاً می‌تواند سن افراد مورد مطالعه و زمان آزمایش باشد.

سفتی مفصل زانو در کل مرحله اتکا در سطح ساجیتال افزایش معنی‌داری را نشان داد. طی گزارشی سیمولین و همکاران نشان دادن که دامنه حرکتی مفصل زانو در سطح ساجیتال در افراد کمردرد کاهش و سفتی مفصل افزایش پیدا کرده است [۴۱]. علت بالا بودن سفتی مفصل زانو، بیشتر تحت تأثیر دامنه حرکتی در سطح ساجیتال به هنگام فلکشن زانو می‌باشد و تأثیر گشتاور مفصل در افزایش سفتی مفصل زانو کم است [۳۸]. یعنی با افزایش سفتی مفصل زانو دامنه حرکتی مفصل کاهش می‌یابد یا برعکس. با افزایش سفتی مفصل زانو جذب شوک‌های ناگهانی وارده از سطح زمین توسط زانو کاهش یافته و تأثیر نیروی عکس‌العمل زمین و احتمال ابتلا به استئوآرتریت در این مفصل را افزایش می‌دهد [۴۲]. طبق این پژوهش، سفتی مفصل زانو در زیرمرحله میانی اتکا در سطح فرونتال، کاهش یافته است. علت این کاهش، ناپایداری و عدم ثبات مفصل زانو در مقابل نیروهای واروس و والگوس وارده بر این مفصل است که این ناپایداری می‌تواند علت اصلی کمردرد باشد زیرا اندام تحتانی به صورت یک زنجیره حرکتی متصل به هم عمل می‌کنند [۴۳]. در زیر مرحله هل دادن در سطح فرونتال سفتی مفصل زانوی افراد مبتلا به کمردرد بیشتر از افراد سالم است. افزایش فعالیت عضلات تثبیت کننده مفصل زانو و کاهش دامنه حرکتی این مفصل در این مرحله، موجب تثبیت مفصل زانو جهت اعمال نیروی کارآمد برای انتقال و هل دادن فرد به سمت جلو می‌شود. سفتی مفصل زانو در زیرمرحله هل دادن و در کل مرحله اتکا و همچنین سفتی مفصل مچ‌پا در کل مرحله اتکا در سطح هوریزنتال در افراد میتلا به کمردرد کمتر از افراد سالم است. افراد مبتلا به کمردرد به علت ریتم کمری-لگنی ناپایدار [۳۹] و عدم تناسب در بکارگیری عضلات اندام تحتانی [۴۳]، در سطح هوریزنتال در معرض چرخش داخلی و خارجی استخوان ران و درشت‌نی بوده و در نتیجه در مفصل ران و زانو و مچ‌پا در سطح هوریزنتال سفتی مفصل پایین‌تری نسبت به افراد سالم خواهند داشت.

www.SID.ir

Archive of SID

سفتی مفصل مچپا در افراد مبتلا به کمردرد نسبت به افراد سالم در زیرمراحل پاسخ بارگیری و میانی اتکا و هل دادن در سطح ساجیتال کاهش معنی‌داری را نشان داد. در این مرحله کاهش سفتی مفصل موجب افزایش کشیدگی عصب سیاتیک شده و باعث درد شود. زیرا به دنبال کاهش سفتی مفصل، پایداری دینامیکی مفصل مچپا با دورسی فلکشن ناپایدار در زیرمرحله پاسخ بارگیری و پلانتار فلکشن ناپایدار مچپا در زیرمرحله هل دادن موجب کشش و تحریک عصب سیاتیک شده و باعث درد می‌شود. این احساس درد، خود نوعی محدودیت حرکتی کنترل شده و آگاهانه در فرد ایجاد می‌کند و موجب می‌شود فرد جهت پیشگیری از احساس درد با احتیاط به فعالیت بپردازد [۴۱]. درواقع علت کاهش سفتی مفصل مچپا در سطح ساجیتال در زیرمراحل فوق، کاهش میزان گشتاور تولیدی عضلات دورسی و پلانتار فلکسور مچپا و بالا بودن دامنه حرکتی این مفصل در مراحل فوق می‌باشد [۴۴]. سفتی مفصل مچپا در افراد مبتلا به کمردرد نسبت به افرادسالم در زیرمراحل پاسخ بارگیری، میانی اتکا و هل دادن و کل مرحله اتکا در سطح فرونتال افزایش معنی‌داری را نشان داد. فرهپور و همکاران نشان دادند فعالیت عضله ساقی‌قدامی در افراد کمردرد با پای پرونیت بیشتر از افراد سالم بوده و دامنه حرکتی مفصل مچپا افراد دارای کمردرد در ابعاد مختلف کمتر از افراد سالم است [۳۶]. بنابراین دلیل افزایش سفتی مفصل مچپا، افزایش گشتاور عضلات ناحیه ساق و کاهش دامنه حرکتی مفصل مچپا افراد دارای کمردرد در مقایسه با افراد سالم است. همچنین دلیل افزایش سفتی مفصل در سطح فرونتال می‌تواند یک استراتژی جهت حفظ ثبات مفصل در این سطح و جبران سفتی کاهش یافته مفصل در سطح ساجیتال، اعمال کارآمد نیرو جهت هل دادن فرد به جلو در زیرمرحله هل دادن باشد [۴۲]. از محدودیت‌های این پژوهش می‌توان به عدم کنترل سرعت راه رفتن و همچنین عدم وجود جنس مؤنث اشاره نمود. با این حال این مطالعه اولین تلاش برای اندازه‌گیری سفتی مفاصل اندام تحتانی در سه‌بعد در طی راه رفتن در یک گروه از افراد مبتلا به کمردرد جهت مقایسه با افراد سالم بود.

نتیجه‌گیری

با توجه به کاهش سفتی مفصل ران و افزایش سفتی مفاصل زانو و مچپا در بیماران کمردرد در مقایسه با افراد سالم، طراحی تداخلات درمانی همچون تمرینات ورزشی تقویت کننده عضلات اینورتور مچ پا، چرخش دهنده‌های خارجس دو اندام ساق و ران و همچنین عضلات شکم جهت بهبود این متغییرها در بیماران کمردرد توصیه می‌شود.

سپاسگزاری

از تمامی آزمودنی‌ها و همکارانی که ما را در انجام این پژوهش یاری نمودند کمال تشکر و قدردانی را داریم.

تعارض منافع

نویسندگان مقاله هیچگونه تعارض منافعی را اعلام نکردند.

References

1. Maetzel A, Li L. The economic burden of low back pain: a review of studies published between 1996 and 2001. Best Pract Res Clin Rheumatol. 2002;16(1):23-30. doi: 10.1053/berh.2001.0204 pmid: 11987929
2. Dagenais S, Caro J, Haldeman S. A systematic review of low back pain cost of illness studies in the United States and internationally. Spine J. 2008;8(1):8-20. doi: 10.1016/j.spinee.2007.10.005 pmid: 18164449
3. Chaleat-Valayer E, Mac-Thiong JM, Paquet J, Berthonnaud E, Siani F, Roussouly P. Sagittal spino-pelvic alignment in chronic low back pain. Eur Spine J. 2011;20 Suppl 5(5):634-40. doi: 10.1007/s00586-011-1931-2 pmid: 21870097
4. Hanada EY, Johnson M, Hubley-Kozey C. A comparison of trunk muscle activation amplitudes during gait in older adults with and without chronic low back pain. PM R. 2011;3(10):920-8. doi: 10.1016/j.pmrj.2011.06.002 pmid: 22024323
5. Vogt L, Pfeifer K, Banzer W. Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain. Man Ther. 2003;8(1):21-8. pmid: 12586558
6. Ogon M, Aleksiev AR, Pope MH, Wimmer C, Saltzman CL. Does arch height affect impact loading at the lower back level in running? Foot Ankle Int. 1999;20(4):263-6. doi: 10.1177/107110079902000410 pmid: 10229284
7. Betsch M, Schneppendahl J, Dor L, Jungbluth P, Grassmann JP, Windolf J, et al. Influence of foot positions on the spine and pelvis. Arthritis Care Res (Hoboken). 2011;63(12):1758-65. doi: 10.1002/acr.20601 pmid: 22127967
8. Bird AR, Bendrups AP, Payne CB. The effect of foot wedging on electromyographic activity in the erector spinae and gluteus medius muscles during walking. Gait Posture. 2003;18(2):81-91. pmid: 14654211
9. Duval K, Lam T, Sanderson D. The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low-back. Gait Posture. 2010;32(4):637-40. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.09.007 pmid: 20889344
10. Tateuchi H, Wada O, Ichihashi N. Effects of calcaneal eversion on three-dimensional kinematics of the hip, pelvis and thorax in unilateral weight bearing. Hum Mov Sci. 2011;30(3):566-73. doi: 10.1016/j.humov.2010.11.011 pmid: 21459469
11. Miyazaki T, Wada M, Kawahara H, Sato M, Baba H, Shimada S. Dynamic load at baseline can predict radiographic disease progression in medial compartment knee osteoarthritis. Ann Rheum Dis. 2002;61(7):617-22. doi: 10.1136/ard.61.7.617 pmid: 12079903
12. Ball KA, Afheldt MJ. Evolution of foot orthotics--part 1: coherent theory or coherent practice? J Manipulative Physiol Ther. 2002;25(2):116-24. pmid: 11896381
13. Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. J Biomech. 2016;49(9):1705-10. doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.03.056 pmid: 27086117

www.SID.ir

Archive of SID

14. Sanchis-Sales E, Sancho-Bru JL, Roda-Sales A, Pascual-Huerta J. Effect of static foot posture on the dynamic stiffness of foot joints during walking. Gait Posture. 2018;62:241-6. doi: 10.1016/j.gaitpost.2018.03.028 pmid: 29574363
15. Kuo AD, Donelan JM. Dynamic principles of gait and their clinical implications. Phys Ther. 2010;90(2):157-74. doi: 10.2522/ptj.20090125 pmid: 20023002
16. Davis RB, DeLuca PA. Gait characterization via dynamic joint stiffness. Gait Posture. 1996;4(3):224-31.
17. Shamaei K, Sawicki GS, Dollar AM. Estimation of quasi-stiffness and propulsive work of the human ankle in the stance phase of walking. PLoS One. 2013;8(3):e59935. doi: 10.1371/journal.pone.0059935 pmid: 23555839
18. Baumgart E. Stiffness--an unknown world of mechanical science? Injury. 2000;31 Suppl 2(2):S-B14-23. pmid: 10853758
19. Latash ML. Virtual reality: a fascinating tool for motor rehabilitation (to be used with caution). Disabil Rehabil. 1998;20(3):104-5. pmid: 9548023
20. Shinohara Y, Maeda M. The relation between block spacing and forces applied to starting blocks by a sprinter. J Japan Soc Sports Ind. 2011;21(2):217-28.
21. Fukashiro S, Hay DC, Nagano A. Biomechanical behavior of muscle-tendon complex during dynamic human movements. J Appl Biomech. 2006;22(2):131-47. pmid: 16871004
22. Proske U, Morgan DL. Tendon stiffness: methods of measurement and significance for the control of movement. A review. J Biomech. 1987;20(1):75-82. pmid: 3558432
23. Ditroilo M, Watsford M, Murphy A, De Vito G. Assessing musculo-articular stiffness using free oscillations: theory, measurement and analysis. Sports Med. 2011;41(12):1019-32. doi: 10.2165/11591470-000000000-00000 pmid: 22060176
24. Brughelli M, Cronin J. A review of research on the mechanical stiffness in running and jumping: methodology and implications. Scand J Med Sci Sports. 2008;18(4):417-26. doi: 10.1111/j.1600-0838.2008.00769.x pmid: 18282225
25. Butler RJ, Crowell HP, 3rd, Davis IM. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2003;18(6):511-7. pmid: 12828900
26. Houdijk H, Doets HC, van Middelkoop M, Dirkjan Veeger HE. Joint stiffness of the ankle during walking after successful mobile-bearing total ankle replacement. Gait Posture. 2008;27(1):115-9. doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.03.005 pmid: 17462899
27. Sekiguchi Y, Muraki T, Kuramatsu Y, Furusawa Y, Izumi S. The contribution of quasi-joint stiffness of the ankle joint to gait in patients with hemiparesis. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2012;27(5):495-9. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2011.12.005 pmid: 22226075
28. Buldt AK, Levinger P, Murley GS, Menz HB, Nester CJ, Landorf KB. Foot posture is associated with kinematics of the foot during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet. Gait Posture. 2015;42(1):42-8. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.03.004 pmid: 25819716
29. Mousavi SJ, Parnianpour M, Mehdian H, Montazeri A, Mobini B. The Oswestry Disability Index, the Roland-Morris Disability Questionnaire, and the Quebec Back Pain Disability Scale: translation and validation studies of the Iranian versions. Spine (Phila Pa 1976). 2006;31(14):E454-9. doi: 10.1097/01.brs.0000222141.61424.f7 pmid: 16778675
30. Stratford PW, Binkley J, Solomon P, Finch E, Gill C, Moreland J. Defining the minimum level of detectable change for the Roland-Morris questionnaire. Phys Ther. 1996;76(4):359-65; discussion 66-8. doi: 10.1093/ptj/76.4.359 pmid: 8606899
31. WMA. Ethical principles for medical research involving human subjects Helsinki: World Medical Association; 2004 [cited 2018]. Available from: http://www.wma.net/e/policy/b3.htm.
32. Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. J Orthop Res. 1990;8(3):383-92. doi: 10.1002/jor.1100080310 pmid: 2324857
33. Charalambous L, Irwin G, Bezodis IN, Kerwin D. Lower limb joint kinetics and ankle joint stiffness in the sprint start push-off. J Sports Sci. 2012;30(1):1-9. doi: 10.1080/02640414.2011.616948 pmid: 22098532
34. Cohen J. A power primer. Psychol Bull. 1992;112(1):155-9. pmid: 19565683
35. Paquet N, Malouin F, Richards CL. Hip-spine movement interaction and muscle activation patterns during sagittal trunk movements in low back pain patients. Spine (Phila Pa 1976). 1994;19(5):596-603. pmid: 8184355
36. Farahpour N, Jafarnezhadgero A, Allard P, Majlesi M. Muscle activity and kinetics of lower limbs during walking in pronated feet individuals with and without low back pain. J Electromyogr Kinesiol. 2018;39:35-41. doi: 10.1016/j.jelekin.2018.01.006 pmid: 29413451
37. Muller R, Ertelt T, Blickhan R. Low back pain affects trunk as well as lower limb movements during walking and running. J Biomech. 2015;48(6):1009-14. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.01.042 pmid: 25700607
38. Hamill J, Moses M, Seay J. Lower extremity joint stiffness in runners with low back pain. Res Sports Med. 2009;17(4):260-73. doi: 10.1080/15438620903352057 pmid: 19967604
39. Lariviere C, Gagnon D, Loisel P. The effect of load on the coordination of the trunk for subjects with and without chronic low back pain during flexion–extension and lateral bending tasks. Clinical Biomechanics. 2000;15(6):407-16. pmid: 10771119
40. Hicks GE, Sions JM, Velasco TO. Hip Symptoms, Physical Performance, and Health Status in Older Adults With Chronic Low Back Pain: A Preliminary Investigation. Arch Phys Med Rehabil. 2018;99(7):1273-8. doi: 10.1016/j.apmr.2017.10.006 pmid: 29111171
41. Cimolin V, Vismara L, Galli M, Zaina F, Negrini S, Capodaglio P. Effects of obesity and chronic low back pain

www.SID.ir

Archive of SID

on gait. J Neuroeng Rehabil. 2011;8(1):55. doi: 10.1186/1743-0003-8-55 pmid: 21943156

42. Chang AH, Chmiel JS, Almagor O, Guermazi A, Prasad PV, Moisio KC, et al. Association of baseline knee sagittal dynamic joint stiffness during gait and 2-year patellofemoral cartilage damage worsening in knee osteoarthritis. Osteoarthritis Cartilage. 2017;25(2):242-8. doi: 10.1016/j.joca.2016.10.004 pmid: 27729289
43. Claeys K, Brumagne S, Dankaerts W, Kiers H, Janssens L. Decreased variability in postural control strategies in young people with non-specific low back pain is associated with altered proprioceptive reweighting. European journal of applied physiology. 2011;111(1):115-23. pmid: 20824281
44. Zadeh H, Eslami Tirtashi H. Comparison of the ankle joint stiffness in normal, smooth and dorsal feet at the onset of trauma. Sports Med. 2015;7(2):237-50.

www.SID.ir