انرژی مکانیکی اندام تحتانی زنان مبتلا به شدت‌های مختلف استئوآرتریت زانو در حین راه رفتن: مطالعه مورد– شاهدی

مریم پیرحیاتی[۱]، نیلوفر فرشته نژاد[۲]، زهرا سادات رضائیان[۳]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: استئوآرتریت زانو (Knee osteoarthritis یا KOA) یکی از شایع‌ترین اختلالات عضلانی- اسکلتی در جامعه می‌باشد. سنجش مصرف انرژی حین راه رفتن در افراد دچار اختلالات عضلانی- اسکلتی، می‌تواند مستندات عینی از میزان ناتوانی این افراد و تأثیر درمان‌های مختلف را در اختیار پژوهشگران قرار دهد. هدف از انجام مطالعه حاضر، بررسی تأثیر شدت‌های مختلف استئوآرتریت زانو بر میزان انرژی مکانیکی اندام تحتانی بود.

مواد و روش‌ها: ۴۸ زن ۴۰ تا ۷۰ ساله بر اساس شواهد رادیولوژیک زانوهای خود، در سه گروه استئوآرتریت خفیف، متوسط و شدید و یک گروه سالم تقسیم‌بندی شدند. در آزمایشگاه، شرکت کنندگان با سرعت دلخواه برای ۵ ثبت موفق با استفاده از سیستم آنالیز حرکت راه رفتند و مدل‌های سه بعدی سگمان‌ها در نرم‌افزار Visual3D ساخته شد. انرژی مکانیکی اندام تحتانی با استفاده از این مدل‌ها به دست آمد.

یافته‌ها: تفاوت معنی‌داری بین گروه‌های مورد بررسی از لحاظ سن ($P \leq ۰/۰۰۱$) و سرعت راه رفتن ($P \leq ۰/۰۰۱$) وجود داشت. با استفاده از تحلیل واریانس و آزمون‌های تعقیبی، تفاوت‌هایی بین انرژی مکانیکی گروه‌های مورد مطالعه به ویژه گروه استئوآرتریت متوسط و گروه سالم مشاهده شد. بنابراین، مدل‌های خطی تک متغیره جهت کنترل اثر سن و سرعت راه رفتن و مدل‌های خطی دو متغیره برای کنترل هم‌زمان اثر سن و سرعت ساخته شد. این مدل‌ها نشان داد که شدت استئوآرتریت، تأثیر معنی‌داری بر انرژی مکانیکی اندام تحتانی مبتلایان به استئوآرتریت زانو نداشت.

نتیجه‌گیری: به نظر می‌رسد که افزایش انرژی مکانیکی در مبتلایان به استئوآرتریت زانو، با افزایش شدت بیماری تشدید می‌شود. این مسأله نتیجه مستقیم افزایش شدت درگیری مفصل نیست، بلکه نتیجه غیر مستقیم بالاتر بودن سن و کمتر بودن سرعت راه رفتن افراد مبتلا به درجات پیشرفته‌تر بیماری می‌باشد.

کلید واژه‌ها: استئوآرتریت زانو، شدت بیماری، آنالیز راه رفتن، انرژی مکانیکی

ارجاع: پیرحیاتی مریم، فرشته نژاد نیلوفر، رضائیان زهرا سادات. **انرژی مکانیکی اندام تحتانی زنان مبتلا به شدت‌های مختلف استئوآرتریت زانو در حین راه رفتن: مطالعه مورد- شاهدی.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۵؛ ۱۲ (۳): ۱۵۱-۱۴۰

تاریخ دریافت: ۱۳۹۵/۲/۱ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۴/۱۳

مقدمه

با اندازه‌گیری انرژی مکانیکی، میزان کار انجام شده حین راه رفتن اندازه‌گیری می‌شود (۱). سنجش مصرف انرژی حین راه رفتن در افراد دچار ناتوانی جسمی، می‌تواند مستندات عینی را از میزان ناتوانی این افراد و میزان اثربخشی مداخلات جراحی، توان‌بخشی و دارویی در اختیار پژوهشگران قرار دهد (۲). به همین دلیل از این روش می‌توان جهت تشخیص حرکات جبرانی در بیماران دچار ناتوانی جسمی و برنامه‌ریزی ورزشی برای ورزشکاران سود برد (۳). همچنین، این روش به عنوان روشی برای تعیین میزان اتلاف انرژی حین فعالیت‌های مختلف در افراد دچار اختلالات راه رفتن استفاده می‌شود (۴). مصرف انرژی راه رفتن از طریق سنجش انرژی مکانیکی قابل محاسبه است. تحلیل انرژی در راه رفتن‌های پاتولوژیک، به شناسایی دقیق علل افزایش هزینه انرژی کمک می‌نماید و مشخص می‌کند در چه زمانی از چرخه راه رفتن (Gait cycle یا GC)، مصرف انرژی افزایش می‌یابد (۵).

اختلاف نظرهای زیادی در مورد بهترین روش سنجش انرژی مکانیکی وجود دارد (۵). انرژی مکانیکی از سه روش محاسبه می‌شود؛ در روش اول، کار انجام شده بر اساس کار عضلانی اعمال شده بر مفاصل محاسبه می‌گردد. در روش دوم، تغییرات انرژی سگمان‌های مختلف بدن با توجه به حرکات این سگمان‌ها نسبت به زمین بررسی می‌شود و در روش سوم، یک‌بار انرژی کل بر

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد، کمیته تحقیقات دانشجویی دانشجویان توان‌بخشی و مرکز تحقیقات اختلالات اسکلتی و عضلانی و گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توان‌بخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۲- مربی، مرکز تحقیقات اختلالات اسکلتی و عضلانی و گروه ارتز و پروتز، دانشکده علوم توان‌بخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

۳- استادیار، مرکز تحقیقات اختلالات اسکلتی و عضلانی و گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توان‌بخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

نویسنده مسؤول: زهرا سادات رضائیان Email: zrezaeian@rehab.mui.ac.ir

اساس حرکات مرکز جرم (Center of mass یا CoM) کل بدن نسبت به زمین محاسبه می‌شود و در مرحله بعد، انرژی اندام‌ها با توجه به حرکات آن‌ها نسبت به مرکز جرم کل بدن تعیین می‌گردد (۸-۶). میزان انرژی کل محاسبه شده در سه روش فوق یکسان است (۹). تاکنون انرژی مکانیکی مورد نیاز برای بالا بردن مرکز جرم کل بدن در افراد دارای مشکلات مختلف مانند فلج یک‌طرفه اندام‌ها (۱۰) یا فلج مغزی (۱۱) بررسی و مشخص شده است. در افراد با راه رفتن‌های پاتولوژیک، تبدیل انرژی تغییر می‌کند و بازدهی راه رفتن کاهش می‌یابد (۱۲). به عبارت دیگر، بیومکانیک طبیعی راه رفتن در کاهش انرژی مصرفی بدن اهمیت قابل توجهی دارد (۱۳).

مفصل تیبیوفمورال (زانو) یکی از شایع‌ترین مفاصلی است که دچار استئوآرتریت (Osteoarthritis یا OA) می‌شود و شیوع این مشکل در زنان بیشتر از مردان است (به ترتیب ۴۲/۱ و ۳۱/۲ درصد) (۱۵، ۱۴). در این مفصل نیز درگیری بخش داخلی بسیار شایع‌تر از بخش خارجی می‌باشد (۱۶). افراد دچار استئوآرتریت زانو (Knee osteoarthritis یا KOA)، از علایمی همچون درد، خشکی مفصل و مشکلات حرکتی مانند کاهش سرعت راه رفتن رنج می‌برند (۱۸، ۱۷) و اغلب از خستگی عمومی و درد پس از کارهای روزمره شکایت دارند (۱۹).

در مطالعات گذشته، میزان مصرف انرژی در افراد مبتلا به استئوآرتریت زانو بیشتر از طریق بررسی ضربان قلب و حجم تنفسی (انرژی متابولیک) (۲۱، ۲۰) مورد بررسی قرار گرفته و انرژی مکانیکی در این افراد در مطالعات محدودی تحلیل شده است (۲۳، ۲۲). در مطالعات مذکور نیز انرژی کل بدن با استفاده از مرکز جرم بدن محاسبه شده و انرژی سگمان‌ها به صورت جداگانه مورد تجزیه و تحلیل قرار نگرفته است. اکنون سؤال این‌جاست که آیا انرژی مکانیکی اندام تحتانی به عنوان اندام اصلی در راه رفتن، در افرادی که از شدت‌های مختلف استئوآرتریت زانو رنج می‌برند، با یکدیگر و با افراد سالم تفاوت دارد؟ فرضیه مطالعه حاضر این بود: با توجه به این که سرعت راه رفتن در مبتلایان به استئوآرتریت زانو به طور معنی‌داری کمتر از افراد سالم است (۶)، میزان انرژی مکانیکی راه رفتن آنان نیز باید به طور معنی‌داری کمتر از افراد سالم باشد و با افزایش شدت درگیری مفصل، این اختلاف تشدید شود. به همین دلیل مطالعه حاضر با هدف سنجش میزان انرژی مکانیکی سگمان‌های اندام تحتانی افراد با شدت‌های مختلف استئوآرتریت در مقایسه با افراد سالم انجام شد.

مواد و روش‌ها

این مطالعه از نوع مشاهده‌ای، مقطعی و مورد- شاهدی بود که انرژی مکانیکی اندام تحتانی را در سه گروه افراد با شدت‌های مختلف استئوآرتریت زانو و یک گروه شاهد (بدون استئوآرتریت زانو) مقایسه نمود. پیش از آغاز مطالعه، تأیید کمیته اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اصفهان در مورد مراحل انجام مطالعه اخذ گردید.

از میان مراجعه کنندگان به مراکز درمانی دولتی و خصوصی شهر اصفهان و از فهرست افراد ثبت شده در مرکز تحقیقات اختلالات عضلانی- اسکلتی دانشکده علوم توان‌بخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، افراد مبتلا به استئوآرتریت سمت داخلی زانو (Medial tibiofemoral OA) به مطالعه دعوت شدند. در ابتدا اهداف و روش انجام کار با جزییات کامل برای داوطلبان توضیح داده شد و در صورت تمایل آنان به شرکت در مطالعه، از آن‌ها رضایت‌نامه کتبی اخذ گردید. افراد بر اساس معیارهای کالج روماتولوژی آمریکا (American College of Rheumatology یا ACR) انتخاب شدند (۲۴) و بر اساس عکس رادیوگرافی زانوها و بر مبنای معیار Kellgren-Lawrence (Kellgren-Lawrence Scale یا K-L Scale) (۲۵)، با استفاده از اطلس جهانی استئوآرتریت (Osteoarthritis Research Society International یا OARSI) (۲۶) به سه گروه استئوآرتریت خفیف، متوسط و شدید و یک گروه سالم تقسیم‌بندی شدند. در افراد دارای عدم تقارن در شدت استئوآرتریت زانوها، شدت استئوآرتریت بر اساس زانوی با شدت بالاتر درجه‌بندی شد (۲۷، ۲۶). درجه‌بندی شدت استئوآرتریت توسط دو فرد متخصص ناآگاه از طرح مطالعه (Blind) که از ایده یکدیگر در مورد شدت درگیری مفاصل شرکت کنندگان مطلع نبودند، تعیین گردید و در صورت تفاوت در نحوه درجه‌بندی آن‌ها، از متخصص سوم که نسبت به ایده دو متخصص قبلی و طرح مطالعه بی‌اطلاع بود، مشورت خواسته شد. با توجه به شیوع بالاتر استئوآرتریت زانو در زنان (۱۵) و به دلیل تفاوت توزیع بافت عضلانی و چربی در ساختار بدنی دو جنس (۲۸)، به منظور حذف اثر مخدوشگر جنسیت بر نتایج مطالعه، یکی از معیارهای ورود به پژوهش جنسیت مؤنث در نظر گرفته شد. معیارهای ورود و خروج در این مطالعه مشابه مطالعات دیگری بود که پیش از این منتشر شده است (۳۰، ۲۹).

افرادی که دچار هر نوع مشکل عصبی- عضلانی- اسکلتی یا تعادلی یا قلبی- عروقی بودند (۳۱، ۶) که می‌توانست بر راه رفتن آن‌ها تأثیر بگذارد، کسانی که طی شش ماه گذشته شکستگی (۳۲) یا جراحی (۳۳) در سایر مفاصل اندام تحتانی داشتند یا در مفصل زانو کورتیکواستروئید تزریق کرده بودند (۳۴)، از مطالعه خارج شدند. جهت تعیین حجم نمونه، مطالعه ابتدا روی ۴۰ نفر (۱۰ نفر در هر گروه) انجام شد و حجم نمونه برای هر یک از متغیرهای مورد بررسی در مطالعه اصلی برآورد گردید. بر اساس نتایج مطالعه مقدماتی، حجم نمونه مورد نیاز برای مطالعه اصلی با توان ۰/۸ در مورد هر یک از متغیرها، حداکثر ۴۰ نفر محاسبه گردید و در نهایت، ۴۸ زن ۴۰ تا ۷۰ سال وارد مطالعه شدند. اطلاعات جمعیت‌شناسی شامل قد، وزن و شاخص توده بدنی قبل از شروع ارزیابی‌ها در فرم مخصوصی ثبت شد.

داده‌ها در مرکز تحقیقات اختلالات عضلانی- اسکلتی دانشکده علوم توان‌بخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، با استفاده از سیستم آنالیز حرکت (Qualisys AB, Packhusgatan 6,411 13 Gothenburg, Sweden) مشتمل بر هفت دوربین پرسرعت برای اندازه‌گیری موقعیت نشانگرها در فضای سه بعدی و با فرکانس ۱۲۰ هرتز جمع‌آوری و با فیلتر Woltring با فرکانس جداسازی (Cutoff frequency) برابر با ۱۰ هرتز، فیلتر شد. بدین منظور، هر فرد بدون کفش در مسیر ۷ متری بین دوربین‌ها در فضای کالیبره شده آزمایشگاه با سرعت دلخواه خود راه رفت تا پنج ثبت موفق برای هر پا صورت گیرد. اطلاعات کینماتیک حرکات سگمان‌ها از طریق سیستم آنالیز حرکت و مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین از طریق یک صفحه نیرو (Portable KistlerFor ce plate, 9260AA6 , Kistler Instruments, Switzerland) ثبت گردید. روش نشانگرگذاری بر اساس مطالعات پیشین صورت گرفت (۳۵، ۳۰).

محاسبه انرژی مکانیکی اندام تحتانی

با استفاده از نرم‌افزار Visual3D (Visual3D lite, version 4.96.10, C-Motion Inc., Germantown, MD, USA)، مدل سه بعدی سگمان‌های اندام تحتانی (لگن، ران، ساق و پا) طراحی شد. محاسبه انرژی مکانیکی سگمان‌ها و

جدول ۱. ویژگی‌های جمعیت‌شناسی گروه‌های مورد مطالعه

گروه	تعداد	سن (سال)	قد (متر)	وزن (کیلوگرم)	شاخص توده بدنی (کیلوگرم بر مترمربع)
		میانگین ± انحراف معیار	میانگین ± انحراف معیار	میانگین ± انحراف معیار	میانگین ± انحراف معیار
سالم	۱۰	**,†۴۶/۱۰ ± ۴/۵۵	۱/۵۹ ± ۰/۰۳	۷۲/۵۵ ± ۱۱/۰۴	۲۵/۰۸ ± ۳/۶۸
استئوآرتریت خفیف	۱۳	**۵۳/۲۰ ± ۶/۶۹	۱/۵۷ ± ۰/۰۶	۷۱/۳۸ ± ۱۰/۲۳	۲۹/۵۸ ± ۳/۷۵
استئوآرتریت متوسط	۱۱	*۵۸/۷۵ ± ۶/۳۳	۱/۵۶ ± ۰/۰۲	۷۱/۹۴ ± ۱۲/۳۳	۲۶/۴۳ ± ۱۰/۰۶
استئوآرتریت شدید	۱۴	*,††۶۰/۴۲ ± ۷/۱۳	۱/۵۶ ± ۰/۰۵	۶۶/۱۴ ± ۱۳/۱۲	۲۹/۸۲ ± ۴/۲۲

$^{*}P < ۰/۰۵$ گروه سالم در مقایسه با گروه‌های مبتلا به استئوآرتریت، $^{\dagger\dagger}P < ۰/۰۵$ گروه استئوآرتریت خفیف در مقایسه با سایر گروه‌ها، $^{\dagger}P < ۰/۰۵$ گروه استئوآرتریت متوسط در مقایسه با سایر گروه‌ها، $^{**}P < ۰/۰۵$ گروه استئوآرتریت شدید در مقایسه با سایر گروه‌ها

انرژی کل اندام تحتانی با استفاده از اطلاعات حرکت (قد فرد، طول، سرعت حرکت و موقعیت سگمان‌ها) و جرم سگمان‌ها در نرم‌افزار Visual3D محاسبه گردید. سرعت راه رفتن افراد نیز با کمک نرم‌افزار QTM (QTM 2.7. Qualisysmotion analysis, Gothenburg, Sweden) مورد محاسبه قرار گرفت (۳۶).

در نهایت، داده‌های به دست آمده در نرم‌افزار آماری SPSS نسخه ۱۶ (version 16, SPSS Inc., Chicago, IL) و در سطح معنی‌داری $P < ۰/۰۵$ تجزیه و تحلیل شد. تکرارپذیری داده‌های ۵ ثبت موفق با استفاده از آزمون ICC (Intraclass correlation coefficient) و تعیین نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون Shapiro-Wilk انجام گرفت. میانگین داده‌ها در چهار گروه با استفاده از تحلیل واریانس یک‌طرفه (One way ANOVA) و آزمون تعقیبی HSD Tukey (Honest significant difference) مقایسه گردید. با کمک مدل‌های خطی عمومی تک متغیره و دو متغیره، اثر مخدوشگر سن و سرعت راه رفتن بر داده‌های انرژی کنترل شد. توان آزمون‌ها با استفاده از نرم‌افزار G*power 3.0 (۳۵)، محاسبه گردید. در تحلیل انرژی مکانیکی هر سگمان، نقاط اوج و قعر نمودار انرژی مکانیکی سگمان در طول فاز استانس تحلیل شد. انرژی کل اندام، حاصل جمع انرژی تمام سگمان‌ها در هر لحظه بود و برای این متغیر نیز نقاط اوج و قعر بر اساس نمودار انرژی- زمان مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. مجموع انرژی مکانیکی کل اندام تحتانی در کل زمان استانس، به عنوان یک متغیر کمی با عنوان انرژی مکانیکی مجموع تحلیل گردید (۳۶).

یافته‌ها

نظر دو متخصص در مورد شدت درگیری مفاصل زانو تمام شرکت کنندگان مطالعه با یکدیگر همخوانی داشت. کلیه متغیرهای مورد بررسی نیز از توزیع طبیعی پیروی کرد. ۴۸ آزمودنی (۱۰ فرد سالم، ۱۳ نفر استئوآرتریت خفیف، ۱۱ نفر استئوآرتریت متوسط و ۱۴ نفر استئوآرتریت شدید) وارد مطالعه شدند. ویژگی‌های جمعیت‌شناسی شرکت کنندگان در جدول ۱ آمده است.

تفاوت آماری معنی‌داری بین قد، وزن و شاخص توده بدنی گروه‌های آزمودنی وجود نداشت ($P > ۰/۰۵$). سن افراد در گروه استئوآرتریت متوسط و شدید به طور معنی‌داری بیشتر از گروه سالم ($P \leq ۰/۰۰۱$) و سن گروه استئوآرتریت شدید به طور معنی‌داری بیشتر از گروه استئوآرتریت خفیف ($P \leq ۰/۰۰۱$) بود. به همین دلیل لازم شد تا در تحلیل داده‌ها با استفاده از مدل خطی تک متغیره، اثر مخدوشگر سن بر نتایج انرژی مکانیکی کنترل شود.

در آزمون تکرارپذیری، نمره ICC برای کلیه متغیرها بالای ۰/۷ به دست آمد. بنابراین، برای هر متغیر در هر فرد، از میانگین پنج ثبت موفق استفاده شد. برای تحلیل انرژی مکانیکی لازم است راه رفتن شرکت کنندگان با استفاده از ویژگی‌های زمانی- مکانی توصیف شود تا الگوی راه رفتن آنان قابل بحث باشد. ویژگی‌های زمانی- مکانی راه رفتن افراد شرکت کننده در گروه‌های مورد مطالعه در جدول ۲ ارایه شده است.

بر اساس مطالعات موجود، سرعت راه رفتن، الگوی راه رفتن فرد را به صورت معنی‌داری تحت تأثیر قرار می‌دهد (۳۶). به همین دلیل، با فرض این که تفاوت معنی‌دار گروه‌های مورد مطالعه در ویژگی‌های زمانی- مکانی، ناشی از تفاوت در سرعت راه رفتن آنان است و با توجه به تأثیر سرعت راه رفتن بر میزان مصرف انرژی بدن (۳۷)، اثر مخدوشگر سرعت بر تحلیل انرژی مکانیکی با استفاده از مدل خطی تک متغیره کنترل گردید (جدول ۳). برای اطمینان از کنترل اثر همه عوامل مخدوشگر، مدل آماری خطی دو متغیره با کنترل اثر سن و سرعت راه رفتن نیز طراحی شد تا تأثیر خالص شدت ابتلا به استئوآرتریت زانو بر انرژی مکانیکی اندام تحتانی مشخص شود (جدول ۳).

جدول ۲. ویژگی‌های زمانی- مکانی گروه‌های مورد مطالعه

گروه	طول گام (متر)	سرعت (متر بر ثانیه)	آهنگ (قدم در دقیقه)	زمان گام (ثانیه)
	میانگین ± انحراف معیار	میانگین ± انحراف معیار	میانگین ± انحراف معیار	میانگین ± انحراف معیار
سالم	†,**۱/۱۷ ± ۰/۰۸	††,†,**۱/۰۵ ± ۰/۰۹	**۱۰۷/۸۲ ± ۸/۰۰	††۰/۱۲ ± ۰/۰۸
استئوآرتریت خفیف	**۱/۰۵ ± ۰/۱۲	*,**۰/۸۵ ± ۰/۱۳	**۹۶/۴۸ ± ۱۱/۷۷	*۱/۴۰ ± ۰/۳۰
استئوآرتریت متوسط	*۰/۹۳ ± ۰/۱۶	*۰/۷۷ ± ۰/۲۲	**۹۶/۵۶ ± ۱۴/۱۰	۱/۳۱ ± ۰/۲۰
استئوآرتریت شدید	*,††۰/۸۲ ± ۰/۱۹	*,††۰/۵۹ ± ۰/۲۲	†,*,††۷۶/۰۶ ± ۳۰/۳۶	*۱/۴۷ ± ۰/۲۸

$^{*}P < ۰/۰۵$ گروه سالم در مقایسه با گروه‌های مبتلا به استئوآرتریت، $^{\dagger\dagger}P < ۰/۰۵$ گروه استئوآرتریت خفیف در مقایسه با سایر گروه‌ها، $^{\dagger}P < ۰/۰۵$ گروه استئوآرتریت متوسط در مقایسه با سایر گروه‌ها، $^{**}P < ۰/۰۵$ گروه استئوآرتریت شدید در مقایسه با سایر گروه‌ها

www.mui.ac.ir

جدول ۳. مدل‌های آماری خطی تک متغیره و دو متغیره با کنترل اثر سن و سرعت راه رفتن

پارامتر	گروه	میانگین ± انحراف معیار	تنظیم نسبت به سن و سرعت		تنظیم نسبت به سن		تنظیم نسبت به سرعت	
			ضریب (بیشینه وکمینه فاصله اطمینان ۹۵ درصد)	P	ضریب (بیشینه وکمینه فاصله اطمینان ۹۵ درصد)	P	ضریب (بیشینه وکمینه فاصله اطمینان ۹۵ درصد)	P
اولین نقطه اوج انرژی مکانیکی سگمان پا (ژول بر کیلوگرم)	استئوآرتریت خفیف	۰/۵۲ ± ۰/۱۴	-۰/۰۱ (-۰/۰۴، ۰/۰۳)	۰/۶۷	-۰/۰۱ (-۰/۰۴، ۰/۰۲)	۰/۵۹	۰/۶۲ (-۰/۴۲، ۱/۶۷)	۰/۲۳
	استئوآرتریت متوسط	۰/۵۴ ± ۰/۱۸	-۰/۰۱ (-۰/۰۳، ۰/۰۳)	۰/۹۵	۰ (-۰/۰۳، ۰/۰۲)	۰/۸۲	۰/۶۸ (-۰/۲۸، ۱/۶۴)	۰/۱۶
	استئوآرتریت شدید	۰/۴۳ ± ۰/۱۰	-۰/۰۱ (-۰/۰۴، ۰/۰۲)	۰/۵۳	-۰/۰۱ (-۰/۰۳، ۰/۰۲)	۰/۷۳	۰/۳۴ (-۰/۵۸، ۱/۲۶)	۰/۴۶
	سالم	۰/۴۹ ± ۰/۰۸	-۰/۰۱ (-۰/۰۴، ۰/۰۲)	۰/۵۵	رفرنس	-	رفرنس	-
دومین نقطه اوج انرژی مکانیکی سگمان پا (ژول بر کیلوگرم)	استئوآرتریت خفیف	۱/۵۹ ± ۰/۵۶	-۰/۰۵ (-۰/۱۹، ۰/۰۸)	۰/۴۳	-۰/۰۲ (-۰/۱۳، ۰/۰۹)	۰/۷۳	۰/۶۱ (-۳/۶۳، ۴/۸۵)	۰/۷۷
	استئوآرتریت متوسط	‡۱/۸۰ ± ۰/۷۵	-۰/۰۴ (-۰/۱۶، ۰/۰۸)	۰/۵۱	-۰/۰۴ (-۰/۱۵، ۰/۰۷)	۰/۵۰	۱/۰۶ (-۲/۸۴، ۴/۹۷)	۰/۵۸
	استئوآرتریت شدید	*†۱/۱۳ ± ۰/۳۵	-۰/۰۷ (-۰/۱۹، ۰/۰۶)	۰/۲۶	۰ (-۰/۱۱، ۰/۱۱)	۰/۹۶	-۰/۶۹ (-۴/۴۲، ۳/۰۴)	۰/۷۱
	سالم	‡۱/۹۶ ± ۰/۴۷	-۰/۰۶ (-۰/۲۰، ۰/۰۸)	۰/۴۲	رفرنس	-	رفرنس	-
کمینه انرژی مکانیکی سگمان پا (ژول بر کیلوگرم)	استئوآرتریت خفیف	۱/۵۹ ± ۰/۵۶	۰ (-۰/۰۴، ۰/۰۳)	۰/۶۷	۰/۲ (-۰/۰۵، ۰/۰۸)	۰/۶۲	-۰/۴۶ (-۳/۳۲، ۲/۴۰)	۰/۷۵
	استئوآرتریت متوسط	‡۱/۸۰ ± ۰/۷۵	۰ (-۰/۰۳، ۰/۰۳)	۰/۹۵	رفرنس	-	رفرنس	-
	استئوآرتریت شدید	*†۱/۱۳ ± ۰/۳۵	-۰/۱۰ (-۰/۰۴، ۰/۰۲)	۰/۵۳	۰/۰۳ (-۰/۰۲، ۰/۰۹)	۰/۲۶	-۱/۷۵ (-۳/۷۸، ۰/۲۸)	۰/۷۵
	سالم	‡۱/۹۶ ± ۰/۴۷	-۰/۱۰ (-۰/۰۴، ۰/۰۳)	۰/۵۳	۰/۰۴ (-۰/۰۷، ۰/۱۵)	۰/۵۰	-۱/۰۶ (-۰/۹۶، ۲/۸۴)	۰/۵۸
کمینه انرژی مکانیکی سگمان پا (ژول بر کیلوگرم)	استئوآرتریت خفیف	۰/۲۴ ± ۰/۰۶	۰ (-۰/۰۱، ۰/۰۲)	۰/۶۴	۰ (-۰/۰۱، ۰/۰۱)	۰/۵۲	۰/۱۴ (-۰/۲۵، ۰/۵۲)	۰/۴۸
	استئوآرتریت متوسط	*۰/۲۹ ± ۰/۰۵	۰ (-۰/۰۱، ۰/۰۱)	۰/۷۰	۰ (-۰/۰۱، ۰/۰۱)	۰/۵۸	۰/۰۸ (-۰/۲۸، ۰/۴۳)	۰/۶۷
	استئوآرتریت شدید	۰/۲۴ ± ۰/۰۴	۰ (-۰/۰۱، ۰/۰۱)	۰/۸۲	۰ (-۰/۰۱، ۰/۰۱)	۰/۵۷	۰/۰۴ (-۰/۳۰، ۰/۳۸)	۰/۸۳
	سالم	†۰/۲۳ ± ۰/۰۴	-۰/۰۱ (-۰/۰۱، ۰/۰۱)	۰/۷۰	رفرنس	-	رفرنس	-
اولین نقطه اوج انرژی مکانیکی سگمان ساق (ژول بر کیلوگرم)	استئوآرتریت خفیف	۹/۵۰ ± ۰/۷۶	-۰/۱۶ (-۰/۴۴، ۰/۱۲)	۰/۲۵	۰/۰۴ (-۰/۱۴، ۰/۲۱)	۰/۶۸	۲/۶۰ (-۴/۴۴، ۹/۶۵)	۰/۴۶
	استئوآرتریت متوسط	۹/۷۰ ± ۱/۶۴	-۰/۱۶ (-۰/۴۰، ۰/۰۸)	۰/۱۹	۰/۰۳ (-۰/۱۳، ۰/۱۹)	۰/۷۲	۲/۱۴ (-۳/۲۷، ۷/۵۵)	۰/۴۳
	استئوآرتریت شدید	۸/۸۶ ± ۰/۷۸	-۰/۱۵ (-۰/۴۰، ۰/۱۰)	۰/۲۲	۰/۰۶ (-۰/۱۲، ۰/۲۵)	۰/۵۱	۲/۱۱ (-۳/۳۹، ۰/۶۰)	۰/۴۴
	سالم	۸/۵۰ ± ۱/۰۹	-۰/۲۴ (-۰/۵۲، ۰/۰۳)	۰/۰۸	رفرنس	-	رفرنس	-
دومین نقطه اوج انرژی مکانیکی سگمان ساق (ژول بر کیلوگرم)	استئوآرتریت خفیف	۱۴/۲۷ ± ۲/۲۴	-۰/۳۲ (-۰/۸۷، ۰/۲۳)	۰/۲۵	۰/۰۱ (-۰/۳۳، ۰/۳۴)	۰/۹۸	۵/۴۱ (-۸/۵۵، ۱۹/۳۶)	۰/۴۴
	استئوآرتریت متوسط	۱۴/۱۹ ± ۳/۰۶	-۰/۲۷ (-۰/۷۵، ۰/۲۲)	۰/۲۷	۰/۰۸ (-۰/۲۳، ۰/۳۹)	۰/۶۱	۴/۰۴ (-۶/۶۸، ۱۴/۷۵)	۰/۴۵
	استئوآرتریت شدید	۱۳/۲۹ ±۰/۷۰	-۰/۲۹ (-۰/۷۸، ۰/۲۱)	۰/۲۵	۰/۱۴ (-۰/۲۱، ۰/۴۹)	۰/۴۳	۲/۶۸ (-۸/۲۱، ۱۳/۵۶)	۰/۶۲
	سالم	۱۴/۷۵ ±۱/۹۱	-۰/۴۴ (-۰/۱۰، ۰/۱۱)	۰/۱۱	رفرنس	-	رفرنس	-
کمینه انرژی مکانیکی سگمان ساق (ژول بر کیلوگرم)	استئوآرتریت خفیف	۸/۳۱ ± ۰/۸۰	-۰/۲۳ (-۰/۵۰، ۰/۰۵)	۰/۱۰	-۰/۰۳ (-۰/۲۰، ۰/۱۴)	۰/۷۴	۳/۳۲ (-۳/۶۲، ۱۰/۲۷)	۰/۳۴
	استئوآرتریت متوسط	*۸/۹۱ ± ۱/۶۳	-۰/۱۸ (-۰/۴۲، ۰/۰۶)	۰/۱۳	۰/۰۲ (-۰/۱۴، ۰/۱۷)	۰/۸۵	۳/۱۲ (-۲/۲۱، ۸/۴۵)	۰/۲۴
	استئوآرتریت شدید	۸/۲۴± ۰/۷۸	-۰/۱۹ (-۰/۴۳، ۰/۰۶)	۰/۱۳	۰/۰۵ (-۰/۱۳، ۰/۲۴)	۰/۵۷	۲/۹۱ (-۲/۵۱، ۸/۳۳)	۰/۲۸
	سالم	†۷/۶۶ ± ۱/۰۴	-۰/۲۸ (-۰/۵۶، ۰/۰۱)	۰/۰۴	رفرنس	-	رفرنس	-

www.mui.ac.ir

جدول ۳. مدل‌های آماری خطی تک متغیره و دو متغیره با کنترل اثر سن و سرعت راه رفتن (ادامه)

پارامتر	گروه	میانگین ± انحراف معیار	تنظیم نسبت به سن و سرعت		تنظیم نسبت به سن		تنظیم نسبت به سرعت	
			ضریب (بیشینه وکمینه فاصله اطمینان ۹۵ درصد)	P	ضریب (بیشینه وکمینه فاصله اطمینان ۹۵ درصد)	P	ضریب (بیشینه وکمینه فاصله اطمینان ۹۵ درصد)	P
	استئوآرتریت خفیف	۸/۳۱ ±۰/۸۰	(۰/۸۸، -۶/۲۰) -۲/۶۶	۰/۱۴	(۰/۱۰، -۰/۱۸) -۰/۰۴	۰/۷۴	(۶/۸۰، -۶/۳۹) ۰/۲۰	۰/۹۵
	استئوآرتریت متوسط	*۸/۹۱ ±۱/۶۳	(۱/۴۴، -۴/۷۴) -۱/۶۵	۰/۲۹	رفرنس	-	رفرنس	-
	استئوآرتریت شدید	۸/۲۴ ±۰/۷۸	(۱/۶۶، -۴/۶۸) -۱/۵۱	۰/۳۴	(۰/۱۹، -۰/۱۲) ۰/۰۴	۰/۸۵	(۴/۷۵، -۵/۱۷) -۰/۲۱	۰/۹۳
	سالم	†۷/۶۶ ± ۱/۰۴	(۱/۰۴، -۵/۹۷) -۲/۴۷	۰/۱۶	(۰/۱۴، -۰/۱۷) -۰/۰۱	۰/۵۵	(۲/۲۱، -۸/۴۵) -۳/۱۲	۰/۲۴
اولین نقطه اوج انرژی	استئوآرتریت خفیف	۴۴/۸۸ ± ۳/۲۳	(۰/۲۹، -۱/۸۰) -۰/۷۶	۰/۱۵	(۰/۲۴، -۰/۸۶) -۰/۳۱	۰/۲۶	(۲۳/۹۵، -۲۶/۴۳) -۱/۲۴	۰/۹۲
مکانیکی سگمان ران	استئوآرتریت متوسط	۴۴/۸۷ ± ۴/۸۱	(۰/۴۶، -۱/۴۵) -۰/۴۹	۰/۳۰	(۰/۶۶، -۰/۳۹) ۰/۱۴	۰/۶۰	(۱۹/۱۸، -۲۲/۰۹) -۱/۴۵	۰/۸۹
(ژول بر کیلوگرم)	استئوآرتریت شدید	۴۱/۸۴ ± ۴/۰۷	(۰/۴۰، -۱/۴۲) -۰/۵۱	۰/۲۷	(۰/۴۷، -۰/۶۴) -۰/۰۹	۰/۷۵	(۲۱/۸۹، -۱۴/۷۵) ۳/۵۷	۰/۷۰
	سالم	۴۱/۵۸ ± ۴/۷۸	(۰/۵۰، -۱/۵۶) -۰/۵۳	۰/۳۰	رفرنس	-	رفرنس	-
دومین نقطه اوج انرژی	استئوآرتریت خفیف	‡۴۸/۴۲ ± ۳/۹۲	(۰/۲۱، -۲/۲۳) -۱/۰۱	۰/۱۰	(۰/۰۵، -۱/۲۲) -۰/۵۹	۰/۰۷	(۴۲/۹۲، -۱۵/۴۹) ۱۳/۷۲	۰/۳۵
مکانیکی سگمان ران	استئوآرتریت متوسط	۴۷/۴۸ ± ۵/۰۸	(۰/۳۹، -۱/۸۶) -۰/۷۴	۰/۱۹	(۰/۶۵، -۰/۵۶) -۰/۰۴	۰/۸۸	(۲۹/۱۷، -۱۸/۶۸) ۵/۲۵	۰/۶۶
(ژول بر کیلوگرم)	استئوآرتریت شدید	+۴۳/۸۵ ± ۴/۸۸	(۰/۲۶، -۱/۸۸) -۰/۵۱	۰/۱۳	(۰/۴۵، -۰/۸۴) -۰/۲۰	۰/۵۴	(۲۸/۰۱، -۱۴/۴۷) ۶/۷۷	۰/۵۲
	سالم	۴۶/۱۰ ± ۶/۰۰	(۰/۲۶، -۲/۱۵) -۰/۹۵	۰/۱۲	رفرنس	-	رفرنس	-
	استئوآرتریت خفیف	‡۴۸/۴۲ ± ۳/۹۲	(۰/۲۱، -۲/۲۳) -۱/۰۱	۰/۱۰	رفرنس	-	رفرنس	-
	استئوآرتریت متوسط	۴۷/۴۸ ± ۵/۰۸	(۰/۳۸، -۱/۸۶) -۰/۷۴	۰/۱۹	(۱/۲۴، -۰/۰۲) ۰/۶۳	۰/۰۴	(۲۳/۰۳، -۴۰/۲۵) -۸/۵۷	۰/۵۹
	استئوآرتریت شدید	+۴۳/۸۵ ± ۴/۸۸	(۰/۲۶، -۱/۸۸) -۰/۸۱	۰/۱۳	(۱/۰۳۳، -۰/۲۶) ۰/۳۹	۰/۲۳	(۲۲/۸۵، -۳۶/۷۵) -۳/۹۵	۰/۶۴
	سالم	۴۶/۱۰ ± ۶/۰۰	(۰/۲۶، -۲/۱۵) -۰/۹۵	۰/۱۲	(۱/۲۲، -۰/۰۵) ۰/۵۸	۰/۰۷	(۱۵/۴۹، -۴۲/۹۲) -۱۳/۷۲	۰/۳۵
کمینه انرژی مکانیکی	استئوآرتریت خفیف	۴۳/۱۵ ± ۲/۹۰	(۰/۰۹، -۱/۹۰) -۰/۹۰	۰/۰۷	(۰/۱۷، -۰/۸۹) -۰/۳۶	۰/۱۸	(۲۲/۷۹، -۲۶/۵۳) -۱/۸۷	۰/۸۸
سگمان ران (ژول بر	استئوآرتریت متوسط	۴۳/۱۹ ± ۴/۹۱	(۰/۳۳، -۱/۵۰) -۰/۵۸	۰/۲۰	(۰/۶۳، -۰/۳۹) ۰/۱۲	۰/۶۳	(۲۰/۱۲، -۲۰/۲۹) -۰/۰۸	۰/۹۹
کیلوگرم)	استئوآرتریت شدید	۴۰/۱۹ ± ۴/۱۳	(۰/۲۱، -۱/۵۳) -۰/۶۶	۰/۱۳	(۰/۴۹، -۰/۵۹) -۰/۰۵	۰/۸۶	(۱۷/۷۷، -۱۸/۱۰) -۰/۱۷	۰/۹۹
	سالم	۳۹/۶۸ ± ۴/۵۵	(۰/۳۵، -۱/۶۱) -۰/۶۳	۰/۲۰	رفرنس	-	رفرنس	-
اولین نقطه اوج انرژی	استئوآرتریت خفیف	۹۱/۲۹ ± ۵/۸۰	(۱/۵۲، -۳/۷۷) -۱/۱۳	۰/۳۹	(۲/۵۷، -۱/۱۰) ۰/۷۳	۰/۴۲	(۱۰۲/۶۳، -۶۶/۷۷) ۱۷/۹۳	۰/۶۷
مکانیکی سگمان لگن	استئوآرتریت متوسط	*۹۴/۱۳ ± ۱۵/۲۰	(۰/۸۷، -۳/۷۲) -۱/۴۲	۰/۲۲	(۳/۳۵، -۰/۱۷) ۱/۵۹	۰/۰۸	(۴۳/۹۸، -۱۰۶/۸۷) -۳۱/۴۵	۰/۴۰
(ژول بر کیلوگرم)	استئوآرتریت شدید	۸۸/۶۹ ± ۴/۳۹	(۱/۲۰، -۳/۵۲) -۱/۱۶	۰/۳۲	(۲/۶۰، -۱/۲۸) ۰/۶۶	۰/۴۹	(۷۵/۸۸، -۷۶/۳۲) -۰/۲۲	> ۰/۹۹
	سالم	†۸۱/۵۱ ± ۱۰/۳۵	(۱/۰۲، -۴/۲۲) -۱/۶۰	۰/۲۲	رفرنس	-	رفرنس	-
دومین نقطه اوج انرژی	استئوآرتریت خفیف	۹۰/۵۳ ± ۵/۸۲	(۱/۵۸، -۳/۷۵) -۱/۰۹	۰/۴۱	(۲/۵۵، -۱/۲۱) ۰/۶۷	۰/۴۷	(۱۰۲/۵۴، -۶۷/۹۶) -۱۷/۲۹	۰/۶۸
مکانیکی سگمان لگن	استئوآرتریت متوسط	*۹۳/۳۷ ± ۱۵/۵۲	(۰/۸۸، -۳/۷۶) -۱/۴۴	۰/۲۱	(۳/۳۳، -۰/۲۹) ۱/۵۲	۰/۱۰	(۴۱/۱۷، -۱۱۰/۶۷) -۳۴/۷۵	۰/۳۶
(ژول بر کیلوگرم)	استئوآرتریت شدید	۸۸/۱۵ ± ۴/۷۵	(۱/۲۰، -۳/۵۶) -۱/۱۹	۰/۳۲	(۲/۶۷، -۱/۳۱) ۰/۶۸	۰/۴۹	(۷۰/۲۱، -۸۲/۹۹) -۶/۳۹	۰/۸۷
	سالم	†۸۰/۸۰ ± ۱۰/۲۶	(۱/۱۱، -۴/۱۸) -۱/۵۳	۰/۲۵	رفرنس	-	رفرنس	-

www.mui.ac.ir

جدول ۳. مدل‌های آماری خطی تک متغیره و دو متغیره با کنترل اثر سن و سرعت راه رفتن (ادامه)

پارامتر	گروه	میانگین ± انحراف معیار	تنظیم نسبت به سن و سرعت		تنظیم نسبت به سن		تنظیم نسبت به سرعت	
			ضریب (بیشینه وکمینه فاصله اطمینان ۹۵ درصد)	P	ضریب (بیشینه وکمینه فاصله اطمینان ۹۵ درصد)	P	ضریب (بیشینه وکمینه فاصله اطمینان ۹۵ درصد)	P
سومین نقطه اوج انرژی	استئوآرتریت خفیف	۹۱/۵۵ ± ۵/۸۹	-۱/۰۶ (-۳/۷۴، ۱/۶۳)	۰/۴۳	۰/۶۴ (-۰/۲۳، ۲/۵۱)	۰/۴۹	-۱۸/۷۰ (-۶۶/۶۹، ۱۰۴/۰۹)	۰/۶۸
مکانیکی سگمان لگن	استئوآرتریت متوسط	۹۴/۴۶ ± ۱۵/۳۱*	-۱/۳۹ (-۳/۷۲، ۰/۹۴)	۰/۲۳	۱/۵۴ (-۰/۲۶، ۳/۳۴)	۰/۰۹	-۳۵/۰۱ (-۱۱۱/۰۵، ۴۱/۰۳)	۰/۳۶
(ژول بر کیلوگرم)	استئوآرتریت شدید	۸۸/۶۱ ± ۵/۲۷	-۱/۱۹ (-۳/۵۸، ۱/۲۰)	۰/۳۲	۰/۶۸ (-۱/۳۱، ۲/۶۶)	۰/۴۹	-۸/۵۱ (-۸۵/۲۳، ۶۸/۲۲)	۰/۸۲
	سالم	۸۱/۸۳ ± ۱۰/۳۷†	-۱/۵۱ (-۴/۱۷، ۱/۱۵)	۰/۲۶	رفرنس	-	رفرنس	-
اولین کمینه انرژی	استئوآرتریت خفیف	۹۰/۱۱ ± ۵/۴۹	-۰/۹۲ (-۳/۴۸، ۱/۶۳)	۰/۴۷	۰/۶۸ (-۱/۱۲، ۲/۴۷)	۰/۴۵	-۱۵/۷۲ (-۶۶/۰۳، ۹۷/۴۶)	۰/۷۰
مکانیکی سگمان لگن	استئوآرتریت متوسط	۹۳/۱۵ ± ۱۵/۱۵*	-۱/۲۳ (-۳/۶۸، ۰/۹۹)	۰/۲۷	۱/۵۲ (-۰/۲۰، ۳/۴۷)	۰/۰۸	-۳۲/۶۵ (-۱۰۵/۴۴، ۴۰/۱۴)	۰/۳۷
(ژول بر کیلوگرم)	استئوآرتریت شدید	۸۸/۹۳ ± ۳/۲۴	-۱/۰۹ (-۴/۳۷، ۱/۱۹)	۰/۳۴	۰/۶۰ (-۱/۳۰، ۲/۵۰)	۰/۵۲	-۹/۴۲ (-۸۲/۸۶، ۶۴/۰۳)	۰/۸۰
	سالم	۸۰/۲۸ ± ۱۰/۲۰†	-۱/۳۶ (-۳/۹۱، ۱/۱۷)	۰/۲۸	رفرنس	-	رفرنس	-
دومین کمینه انرژی	استئوآرتریت خفیف	۹۰/۱۶ ± ۵/۸۱	-۱/۰۱ (-۳/۶۵، ۱/۶۴)	۰/۴۴	۰/۶۷ (-۱/۱۲، ۲/۵۱)	۰/۴۶	-۱۶/۸۴ (-۶۷/۴۳، ۱۰۱/۱۲)	۰/۶۹
مکانیکی سگمان لگن	استئوآرتریت متوسط	۹۳/۱۸ ± ۱۵/۴۲*	-۱/۳۳ (-۳/۶۳، ۰/۹۷)	۰/۲۵	۱/۵۷ (-۰/۱۹، ۳/۳۳)	۰/۰۸	-۳۵/۱۰ (-۱۱۰/۱۵، ۳۹/۹۴)	۰/۳۵
(ژول بر کیلوگرم)	استئوآرتریت شدید	۸۷/۲۴ ± ۴/۳۴	-۱/۰۹ (-۳/۴۵، ۱/۲۷)	۰/۳۵	۰/۶۵ (-۱/۲۹، ۲/۵۹)	۰/۵۰	-۵/۵۹ (-۸۱/۳۱، ۷۰/۱۳)	۰/۸۸
	سالم	۸۰/۲۵ ± ۱۰/۰۳†	-۱/۴۶ (-۴/۰۹، ۱/۱۶)	۰/۲۷	رفرنس	-	رفرنس	-
اولین نقطه اوج انرژی	استئوآرتریت خفیف	۲۱۴/۹۱ ± ۱۳/۶۲	-۱/۶۶ (-۳/۰۹، ۶/۴۱)	۰/۴۸	-۰/۸۳ (-۴/۳۴، ۲/۶۸)	۰/۶۳	-۵۰/۰۱ (-۱۹/۸۰، ۹۰/۷۸)	۰/۴۸
مکانیکی کل اندام	استئوآرتریت متوسط	۱۵۱/۲۶ ± ۲۴/۲۱	-۲/۱۳ (-۲/۰۰، ۶/۲۵)	۰/۳۰	-۰/۲۴ (-۳/۶۱، ۳/۱۲)	۰/۸۹	-۳۲/۰۶ (-۱۵۸/۶۱، ۹۴/۴۹)	۰/۶۱
تحتانی (ژول بر	استئوآرتریت شدید	۱۳۶/۳۲ ± ۱۰/۵۵	-۲/۲۹ (-۱/۶۸، ۶/۵۴)	۰/۲۸	-۱/۰۷ (-۴/۷۴، ۲/۶۰)	۰/۵۶	-۹/۷۵ (-۱۳۷/۶۴، ۱۱۸/۱۵)	۰/۸۸
کیلوگرم)	سالم	۱۳۱/۶۲ ± ۱۶/۳۱	-۲/۵۲ (-۲/۲۴، ۷/۲۹)	۰/۲۹	رفرنس	-	رفرنس	-
دومین نقطه اوج انرژی	استئوآرتریت خفیف	۱۵۲/۴۶ ± ۱۵/۵۱	-۱/۷۷ (-۳/۶۱، ۷/۱۴)	۰/۵۱	-۱/۰۷ (-۵/۰۴، ۲/۹۰)	۰/۵۹	-۲۹/۴۸ (-۱۸۸/۳۸، ۱۲۹/۴۲)	۰/۷۱
مکانیکی کل اندام	استئوآرتریت متوسط	۱۶۰/۹۱ ± ۲۷/۴۴	-۲/۱۸ (-۲/۴۸، ۶/۸۵)	۰/۳۵	-۰/۴۷ (-۴/۲۷، ۳/۳۴)	۰/۸۱	-۲۰/۲۲ (-۱۶۳/۰۴، ۱۲۲/۶۱)	۰/۷۸
تحتانی (ژول بر	استئوآرتریت شدید	۱۴۲/۷۵ ± ۱۲/۱۵	-۲/۲۰ (-۲/۶۲، ۷/۰۱)	۰/۳۶	-۱/۳۴ (-۵/۴۹، ۲/۸۰)	۰/۵۲	-۴/۷۷ (-۱۴۹/۱۰، ۱۳۹/۵۷)	۰/۹۵
کیلوگرم)	سالم	۱۴۳/۳۷ ± ۱۸/۱۲	-۲/۷۷ (-۱/۹۰، ۷/۴۳)	۰/۲۴	رفرنس	-	رفرنس	-
کمینه انرژی مکانیکی	استئوآرتریت خفیف	۱۳۹/۵۵ ± ۱۳/۰۲	-۱/۹۵ (-۲/۷۰، ۶/۵۹)	۰/۴۰	-۰/۹۳ (-۴/۳۶، ۲/۵۰)	۰/۵۹	-۴۴/۵۲ (-۱۸۲/۸۵، ۹۳/۸۰)	۰/۵۲
کل اندام تحتانی (ژول	استئوآرتریت متوسط	۱۴۸/۴۲ ± ۲۴/۴۹	-۲/۳۷ (-۱/۶۶، ۶/۴۱)	۰/۲۴	-۰/۲۹ (-۳/۵۷، ۳/۰۰)	۰/۸۶	-۲۸/۲۹ (-۱۵۲/۶۳، ۹۶/۰۴)	۰/۶۵
بر کیلوگرم)	استئوآرتریت شدید	۱۳۳/۶۱ ± ۱۰/۷۷	-۲/۵۱ (-۱/۶۵، ۶/۶۷)	۰/۲۳	-۱/۱۹ (-۴/۷۸، ۲/۳۹)	۰/۵۰	-۶/۴۸ (-۱۳۲/۱۳، ۱۱۹/۱۷)	۰/۹۲
	سالم	۱۲۸/۰۵ ± ۱۵/۷۸	-۲/۴۴ (-۲/۹۴، ۷/۸۳)	۰/۳۶	رفرنس	-	رفرنس	-
مجموع انرژی سگمانهای	استئوآرتریت خفیف	۱۴۳۶۵/۰۰ ± ۱۳۸۳۰۴۶	-۱۷۴/۱۴ (-۳۱۰/۲۶، ۶۵۸/۵۵)	۰/۴۷	-۹۵/۷۰ (-۴۵۲/۵۵، ۲۶۱/۱۵)	۰/۵۹	-۹۵۳/۷۱ (-۹۴۸۳/۰۰، ۷۵۷۵/۵۹)	۰/۸۲
اندام تحتانی (ژول بر	استئوآرتریت متوسط	۱۵۰۹۲/۰۰ ± ۲۳۸۹۰۲۳	-۲۱۸/۷۳ (-۲۰۱/۸۲، ۶۳۹/۲۹)	۰/۳۰	-۳/۲۵ (-۳۷۲/۲۳، ۳۱۱/۷۲)	۰/۸۶	-۵۲۳/۵۶ (-۵۲۲۵/۴۱، ۶۲۷۲/۵۲)	۰/۸۶
کیلوگرم)	استئوآرتریت شدید	۱۳۷۳۰/۰۰ ± ۱۰۸۰/۰۰	-۲۳۰/۱۴ (-۲۰۳/۱۶، ۶۶۴/۹۰)	۰/۲۹	-۱۱۶/۰۹ (-۴۸۸/۹۶، ۲۵۶/۷۸)	۰/۵۳	-۲۶۰۵/۰۰ (-۳۴۴۵/۴۴، ۸۶۵۴/۹۲)	۰/۳۹
	سالم	۱۳۷۳۰/۰۰ ± ۲۲۳۵/۱۳	-۲۵۷/۰۴ (-۲۲۹/۰۴، ۷۴۳/۱۱)	۰/۲۹	رفرنس	-	رفرنس	-

*$P < ۰/۰۵$ گروه سالم در مقایسه با گروه‌های مبتلا به استئوآرتریت، †$P < ۰/۰۵$ گروه استئوآرتریت خفیف در مقایسه با سایر گروه‌ها، ‡$P < ۰/۰۵$ گروه استئوآرتریت متوسط در مقایسه با سایر گروه‌ها، §$P < ۰/۰۵$ گروه استئوآرتریت شدید در مقایسه با سایر گروه‌ها
نوشته‌های قرمز رنگ مربوط به مدل‌هایی است که در آن‌ها گروه مبنا به غیر از گروه سالم است.

www.mui.ac.ir

بر اساس نتایج آزمون ANOVA، در اغلب متغیرها، تفاوت‌های معنی‌داری بین گروه‌های مبتلا به استئوآرتریت و گروه سالم مشاهده گردید. به همین دلیل در همه مدل‌ها گروه مبنا، گروه سالم در نظر گرفته شد؛ در حالی که در دومین نقطه اوج انرژی مکانیکی سگمان‌های پا و ران و کمینه انرژی مکانیکی سگمان ساق، تفاوت‌هایی بین گروه‌های مبتلا به استئوآرتریت وجود داشت. در این موارد، گروه مبنا متناسب با گروه‌هایی که تفاوت معنی‌دار نشان دادند، تغییر کرد.

الگوی تغییرات انرژی مکانیکی سگمان‌های اندام تحتانی در گروه‌های مورد مطالعه در جدول ۴ نمایش داده شده است. به طور کلی، انرژی مکانیکی سگمان‌های اندام تحتانی و انرژی مکانیکی کل اندام تحتانی در افراد سالم کمتر از افراد مبتلا به استئوآرتریت بود و این انرژی با افزایش شدت استئوآرتریت از خفیف تا متوسط افزایش داشت؛ در حالی که در مبتلایان به استئوآرتریت شدید، انرژی کاهش یافت و در برخی موارد، مشابه گروه سالم یا حتی کمتر از آن بود (جداول ۲ و ۴). البته این روند در تمام متغیرهای مورد بررسی یکسان نبود و سگمان‌های دیستال‌تر مانند پا و ساق، تنوع بیشتری در الگوی تغییرات شاخص‌های انرژی مکانیکی نشان دادند. تنها استثنای بارز این روند، دومین نقطه اوج انرژی مکانیکی سگمان ساق بود که در افراد سالم بیشتر از مبتلایان به استئوآرتریت زانو بود و با پیشرفت بیماری، روند کاهشی را نشان داد (جدول ۴).

تفاوت معنی‌داری بین گروه‌ها در اولین نقطه اوج انرژی مکانیکی سگمان پا در فاز استانس وجود نداشت ($P > ۰/۰۵۰$). دومین نقطه اوج مصرف انرژی مکانیکی، در بیماران استئوآرتریت شدید زانو به طور معنی‌داری کمتر از افراد سالم ($P \leq ۰/۰۰۱$) و گروه استئوآرتریت متوسط زانو ($P = ۰/۰۲۰$) بود. این تفاوت‌ها در هر سه مدل آماری از بین رفت.

اجزای انرژی مکانیکی ساق، به جز در مورد مقدار کمینه آن که در گروه استئوآرتریت متوسط به طور معنی‌داری بیشتر از گروه سالم ($P = ۰/۰۴$) به دست آمد، تفاوت معنی‌داری را بین گروه‌های مورد مطالعه نشان نداد. هرچند الگوی تغییرات دومین نقطه اوج انرژی در این سگمان با روند کلی تغییرات انرژی در سایر سگمان‌ها و کل اندام تحتانی همخوانی نداشت.

در سگمان ران، کاهش دومین نقطه اوج انرژی مکانیکی با افزایش شدت استئوآرتریت به گونه‌ای بود که تفاوت بین گروه استئوآرتریت خفیف و شدید معنی‌دار شد ($P = ۰/۰۲$). این تفاوت نیز در هر سه مدل آماری از بین رفت. در سگمان لگن، تمام شاخص‌های انرژی مکانیکی در مبتلایان به استئوآرتریت متوسط به طور معنی‌داری بیشتر از گروه سالم بود ($P = ۰/۰۳$ و $P = ۰/۰۴$ به ترتیب برای اولین و سومین نقطه اوج و اولین کمینه و برای دومین نقطه اوج و دومین کمینه انرژی مکانیکی) و مانند سایر شاخص‌ها، تمامی این تفاوت‌ها نیز در هر سه مدل آماری از بین رفت.

تفاوت معنی‌داری بین انرژی مکانیکی کل اندام تحتانی (مجموع سگمان‌های لگن، ران، ساق و پا) و نیز انرژی مجموع سگمان‌های اندام تحتانی در افراد مبتلا به استئوآرتریت زانو با یکدیگر و با گروه سالم مشاهده نشد. آزمون توان نشان داد که تحلیل‌های آماری در مطالعه حاضر از توان خوبی برخوردار است و عدم مشاهده تفاوت‌های معنی‌دار، به دلیل حجم نمونه مورد بررسی نیست. جزییات مدل‌های طراحی شده در جدول ۵ به صورت خلاصه ارایه شده است.

بحث

هدف از انجام مطالعه حاضر، بررسی تأثیر شدت‌های مختلف استئوآرتریت زانو بر میزان انرژی مکانیکی سگمان‌های اندام تحتانی بود. گروه‌های مورد بررسی به جز سن، تفاوت معنی‌داری در سایر ویژگی‌های جمعیت‌شناسی نداشتند. نتایج نشان داد که با افزایش سن، شدت استئوآرتریت زانو افزایش می‌یابد که این یافته در راستای مطالعات گذشته (۳۸، ۲۹) است. به همین جهت، در اولین قدم تحلیل داده‌ها، مدل خطی تک متغیره‌ای برای کنترل اثر تفاوت سنی گروه‌ها طراحی گردید و مشاهده شد تفاوت‌های ظاهری در سطح انرژی مکانیکی برخی سگمان‌های اندام تحتانی، با در نظر گرفتن تفاوت‌های سنی گروه‌ها از بین می‌رود. به عبارت دیگر، آنچه سطح انرژی مکانیکی گروه‌ها را متفاوت کرده است، تفاوت سن افراد شرکت کننده بود نه شدت درگیری مفصل زانو در بیماری.

جدول ۴. روند تغییرات متغیرهای انرژی سگمان‌ها و کل اندام تحتانی و انرژی مجموع با بروز و پیشرفت استئوآرتریت

متوسط>خفیف>شدید>سالم	متوسط>خفیف‌وشدید>سالم	متوسط‌وخفیف>شدید>سالم	متوسط>خفیف>شدیدوسالم	متوسط‌وخفیف>سالم>شدید	سالم>خفیف>متوسط>شدید
اولین نقطه اوج سگمان ساق	کمینه سگمان پا	کمینه سگمان ساق	اولین نقطه اوج کل اندام تحتانی	اولین نقطه اوج سگمان پا	دومین نقطه اوج سگمان ساق
اولین نقطه اوج سگمان لگن		اولین نقطه اوج سگمان ران	دومین نقطه اوج کل اندام تحتانی	دومین نقطه اوج سگمان ران	
دومین نقطه اوج سگمان لگن		کمینه سگمان ران	کمینه کل اندام تحتانی		
سومین نقطه اوج سگمان لگن					
اولین کمینه سگمان لگن					
دومین کمینه سگمان لگن					

www.mui.ac.ir

جدول ۵. مشخصات مدل‌های طراحی شده در مطالعه

ناحیه مورد بررسی	متغیر کنترل شده در مدل	مقدار Wilk' Lambda	مقدار $F_{(۳ و ۴۴)}$	P	مجذور اتا
پا (مقایسه بر اساس گروه سالم)	سن و سرعت (دو متغیره)	۰/۸۴	۰/۵۰	۰/۹۱	۰/۰۵
	سن (تک متغیره)	۰/۹۴	۰/۲۴	۰/۱۰	۰/۰۲
	سرعت (تک متغیره)	۰/۸۵	۰/۶۵	۰/۷۵	۰/۰۵
پا (مقایسه بر اساس گروه استئوآرتریت متوسط)	سن و سرعت (دو متغیره)	۰/۸۴	۰/۵۰	۰/۹۱	۰/۰۵
	سن (تک متغیره)	۰/۹۴	۰/۲۴	۰/۹۹	۰/۰۲
	سرعت (تک متغیره)	۰/۸۵	۰/۶۵	۰/۷۵	۰/۰۵
ساق (مقایسه بر اساس گروه سالم)	سن و سرعت (دو متغیره)	۰/۷۹	۰/۶۴	۰/۸۰	۰/۰۷
	سن (تک متغیره)	۰/۸۹	۰/۴۶	۰/۹۰	۰/۰۴
	سرعت (تک متغیره)	۰/۹۴	۰/۲۳	۰/۹۹	۰/۰۲
ساق (مقایسه بر اساس گروه استئوآرتریت متوسط)	سن و سرعت (دو متغیره)	۰/۷۲	۱/۴۰	۰/۲۱	۰/۱۵
	سن (تک متغیره)	۰/۸۸	۰/۷۴	۰/۶۲	۰/۰۶
	سرعت (تک متغیره)	۰/۹۰	۰/۶۳	۰/۷۰	۰/۰۵
ران (مقایسه بر اساس گروه سالم)	سن و سرعت (دو متغیره)	۰/۵۳	۱/۸۶	۰/۰۵	۰/۱۹
	سن (تک متغیره)	۰/۶۹	۱/۵۰	۰/۱۶	۰/۱۲
	سرعت (تک متغیره)	۰/۵۰	۲/۹۸	< ۰/۰۰۱	۰/۲۱
ران (مقایسه بر اساس گروه استئوآرتریت خفیف)	سن و سرعت (دو متغیره)	۰/۷۴	۱/۳۰	۰/۲۶	۰/۱۴
	سن (تک متغیره)	۰/۸۲	۱/۱۹	۰/۳۲	۰/۰۹
	سرعت (تک متغیره)	۰/۸۸	۰/۷۷	۰/۶۰	۰/۰۶
لگن	سن و سرعت (دو متغیره)	۰/۷۳	۰/۶۶	۰/۸۱	۰/۱۰
	سن (تک متغیره)	۰/۶۷	۰/۵۹	۰/۹۱	۰/۱۰
	سرعت (تک متغیره)	۰/۵۹	۱/۱۵	۰/۳۳	۰/۱۶
کل اندام تحتانی	سن و سرعت (دو متغیره)	۰/۷۰	۱/۱۵	۰/۳۲	۰/۱۱
	سن (تک متغیره)	۰/۰۹	۰/۲۸	۰/۹۸	۰/۰۲
	سرعت (تک متغیره)	۰/۷۲	۱/۵۰	۰/۱۶	۰/۱۰

بررسی الگوی راه رفتن نشان داد که تفاوت معنی‌داری بین گروه‌ها از لحاظ مشخصات زمانی- مکانی راه رفتن با یکدیگر وجود داشت. نتایج مطالعات قبلی گزارش کرده‌اند که طول گام، آهنگ و سرعت راه رفتن با افزایش شدت استئوآرتریت زانو نسبت به افراد سالم کاهش می‌یابد (۳۸، ۲۹، ۲۰) که با یافته‌های پژوهش حاضر همخوانی داشت. همچنین، مشخص شده است که سرعت راه رفتن، تأثیر معنی‌داری بر میزان مصرف انرژی متابولیک (۲۱) و بازدهی انرژی مکانیکی (۲۳) افراد مبتلا به استئوآرتریت زانو دارد. بنابراین، در قدم بعدی، مدل تک متغیره دیگری برای کنترل اثر سرعت راه رفتن طراحی شد و این نتیجه به دست آمد که کنترل اثر سرعت نیز باعث از بین رفتن تفاوت‌های بین گروه‌ها می‌شود. نتایج تحقیقات پیشین حاکی از آن است که با افزایش سن، سرعت راه رفتن کاهش می‌یابد (۳۰). یافته‌های مطالعه‌ای در مورد تأثیر سن بر راه رفتن نشان داد که با افزایش سن، میزان مصرف انرژی مکانیکی بر حسب ژول بر کیلوگرم و همچنین، سرعت راه رفتن افراد کاهش پیدا می‌کند (۳۹). این یافته هم‌راستا با نتایج مطالعه حاضر می‌باشد و شاید به همین دلیل در دو مدل تک متغیره طراحی شده در این مطالعه، تفاوت‌های معنی‌دار بین گروه‌ها حذف شد. بر همین اساس، در مطالعه حاضر با کنترل اثر سرعت راه رفتن و سن در قالب یک مدل خطی دو متغیره، تلاش گردید تا تأثیر واقعی شدت ابتلا به استئوآرتریت زانو بر میزان انرژی مکانیکی اندام تحتانی در فاز استانس تحلیل شود. با طراحی این مدل نیز نتیجه مشابه مدل‌های تک متغیره به دست آمد.

بر اساس بررسی جامع انجام شده در مطالعات پیشین، به نظر می‌رسد تاکنون انرژی مکانیکی سگمان‌های اندام تحتانی افراد مبتلا به شدت‌های مختلف استئوآرتریت زانو مورد بررسی و مقایسه با افراد سالم قرار نگرفته؛ در حالی که در مطالعات پیشین، بیشتر به انرژی متابولیک راه رفتن در این افراد توجه شده و مشخص گردیده است که انرژی متابولیک در افراد مبتلا به استئوآرتریت زانو بیشتر از افراد سالم می‌باشد (۲۱). به نظر می‌رسد پژوهش حاضر، اولین مطالعه‌ای است که به جزییات الگوی تغییرات انرژی مکانیکی سگمان‌های اندام تحتانی در طی فاز استانس پرداخت.

در تحقیق Sparling و همکاران که بر روی میزان ریکاوری انرژی مکانیکی مبتلایان به استئوآرتریت زانو صورت گرفت، مشخص شد که در این افراد میزان ریکاوری انرژی کمتر از افراد سالم است (۲۳)؛ به این معنی که انرژی مکانیکی کل آنان از مجموع انرژی پتانسیل و کینتیک کمتر است و به عبارت دیگر، بخشی از انرژی مکانیکی فرد به هدر می‌رود. در مطالعه آنان، میزان انرژی کل بدن بر اساس حرکت مرکز جرم کل بدن محاسبه گردید و مشخص نشد انرژی تک‌تک سگمان‌های اندام تحتانی به عنوان اندام فعال در راه رفتن چگونه تغییر می‌کند (۲۳). بر اساس نتایج مطالعه حاضر، میزان انرژی مکانیکی در افراد مبتلا به استئوآرتریت بیشتر از افراد سالم است و این انرژی با

افزایش شدت بیماری افزایش بیشتری را نشان می‌دهد؛ هرچند به طور معمول در تمام سگمان‌ها میزان انرژی مکانیکی در استئوآرتریت متوسط بیشتر از سایر گروه‌ها بود، اما این تفاوت‌ها از لحاظ آماری معنی‌دار نبود. شاید این افزایش ناشی از درد و ناتوانی شدیدتر این افراد در مقایسه با افراد سالم و گروه مبتلا به استئوآرتریت خفیف باشد. در عین حال، بالاتر بودن رکوردهای گروه متوسط نسبت به گروه شدید، احتمال دارد ناشی از کاهش قابل ملاحظه سرعت راه رفتن گروه شدید باشد. از آن‌جا که توان آزمون‌ها بر اساس تحلیل صورت گرفته قابل قبول و بالا بود، عدم معنی‌داری تفاوت‌ها نمی‌تواند به دلیل حجم نمونه باشد. در مقایسه سگمان‌های مختلف، مشاهده شد که سگمان‌های پروگزیمال‌تر در تمام گروه‌های مورد مطالعه انرژی مکانیکی بیشتری داشتند که این مسأله می‌تواند به دلیل تغییرات بیشتر ارتفاع و شتاب مرکز جرم این سگمان‌ها در طی مراحل مختلف فاز استانس باشد (جدول ۴).

محدودیت‌ها

به دلیل وجود یک صفحه نیرو در آزمایشگاه مرکز تحقیقات اختلالات عضلانی-اسکلتی، در مطالعه حاضر انرژی مکانیکی تنها در فاز استانس یک پا (پایی که درگیری شدیدتری داشت) تحلیل گردید؛ در حالی که با استفاده از دو صفحه نیروی همزمان شده (Synchronized)، اطلاعات در چرخه کامل راه رفتن (شامل دو فاز استانس متوالی) قابل تحلیل خواهد بود. حدود ۳۰ درصد شرکت کنندگان مطالعه درگیری نامتقارن در دو زانو داشتند. این مسأله می‌تواند بر تقارن راه رفتن آنان اثرگذار باشد و به عنوان یک متغیر مخدوشگر، نتایج مطالعه را تغییر دهد. همان‌گونه که در مطالعات مشخص شده است، الگوی راه رفتن (۳۵، ۳۰)، گزارش فرد از درد (۴۰) و میزان ناتوانی فرد (۴۱) در مبتلایان به درگیری متقارن زانو با افرادی که درگیری نامتقارن زانو دارند، متفاوت است.

در مطالعه حاضر با هدف کنترل اثر جنسیت بر شاخص‌های راه رفتن که در مطالعات پیشین به اثبات رسیده است (۳۷)، شرکت کنندگان تنها از میان زنان انتخاب شدند. با توجه به تفاوت اثبات شده نسبت توده عضلات در زنان و مردان (۴۲) و همچنین، با توجه به تفاوت توزیع بافت عضلانی و چربی در ساختار بدنی دو جنس (۲۸)، این احتمال وجود دارد که نتایج مطالعات مشابه، در مردان متفاوت باشد. در مطالعه حاضر، انرژی مکانیکی بر اساس مدل طراحی شده در نرم‌افزار Visual3D محاسبه گردید و انرژی پتانسیل و کینتیک سگمان‌ها مورد بررسی قرار نگرفت. تحلیل همزمان انرژی‌های پتانسیل و کینتیک، می‌تواند اطلاعات دقیق‌تری را از تأثیر این بیماری بر راه رفتن افراد مبتلا در اختیار محققان قرار دهد.

پیشنهادها

به نظر می‌رسد انجام مطالعات بیشتر با استفاده از حداقل دو صفحه نیرو جهت ثبت یک چرخه کامل راه رفتن در افرادی که درگیری متقارن دو زانو دارند، بتواند اطلاعات دقیق‌تری را از تأثیر شدت درگیری مفصل بر انرژی مکانیکی راه رفتن در اختیار محققان قرار دهد. تحلیل این شاخص در دو جنس، به شناخت بهتر مکانیسم تأثیر این بیماری در راه رفتن افراد مبتلا مفید خواهد بود و اندازه‌گیری همزمان انرژی پتانسیل و کینتیک، امکان تحلیل همزمانی، ریکاوری و چگونگی تغییر انرژی مکانیکی در طی راه رفتن را فراهم خواهد کرد.

نتیجه‌گیری

به نظر می‌رسد که ماهیت ابتلا به استئوآرتریت زانو در عین تأثیر جزیی بر انرژی مکانیکی سگمان‌های اندام تحتانی، حتی در مراحل پیشرفته بیماری نیز منجر به تغییر معنی‌دار این شاخص نمی‌شود؛ در حالی که تغییرات سنی و سرعت راه رفتن که خود به خود با افزایش شدت استئوآرتریت همراه می‌باشد، عامل افزایش انرژی مکانیکی در این افراد است. بر این اساس، شاید در طراحی مداخلات توان‌بخشی در این بیماران، لازم باشد تا با اصلاح الگوی راه رفتن، سرعت طبیعی راه رفتن فرد حفظ گردد تا در افرادی که به دلایل مختلف سیر پیشرفت بیماری در آن‌ها سریع‌تر است و در سن پایین‌تر به مراحل پیشرفته‌تر بیماری می‌رسند، افت سرعت راه رفتن باعث تحمیل مکانیسم‌های جبرانی پرهزینه از لحاظ انرژی مکانیکی در بدن نشود. همچنین، به دلیل تأثیر غیر قابل انکار سن بر میزان انرژی مکانیکی، به نظر می‌رسد بهتر است که هدف مداخلات در افراد مسن‌تر، بر کاهش علایم بالینی مانند درد و عملکرد فرد معطوف گردد.

تشکر و قدردانی

مطالعه حاضر برگرفته از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد رشته فیزیوتراپی مریم پیرحیاتی، مصوب دانشگاه علوم پزشکی اصفهان با کد ۳۹۲۵۵۹ می‌باشد. بدین وسیله نویسندگان از خانم زهره شفیع‌زادگان کارشناس ارشد فیزیوتراپی و آقای یاسر رضایی که در تحلیل داده‌ها همکاری نمودند، تشکر و قدردانی می‌نمایند. همچنین، از معاونت پژوهش و فن‌آوری دانشگاه علوم پزشکی اصفهان و کلیه افرادی که در انجام این طرح مساعدت نمودند، سپاسگزاری می‌گردد.

نقش نویسندگان

زهرا سادات رضائیان طراحی و ایده‌پردازی مطالعه، جذب منابع مالی برای انجام مطالعه، خدمات پشتیبانی و اجرایی و علمی مطالعه، 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، مریم پیرحیاتی 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 مجله و نیلوفر فرشته نژاد 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 داشته‌اند.

منابع مالی

مطالعه حاضر برگرفته از پایان‌نامه مقطع کارشناسی ارشد رشته فیزیوتراپی مریم پیرحیاتی بود که با حمایت مالی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان تنظیم گردید. دانشگاه علوم پزشکی اصفهان در جمع‌آوری داده‌ها، تحلیل و گزارش آن‌ها، تنظیم دست‌نوشته و تأیید نهایی مقاله برای انتشار، اعمال نظر نداشته است.

تعارض منافع

هیچ کدام از نویسندگان دارای تعارض منافع نمی‌باشند. دکتر زهرا سادات

رضائیان بودجه انجام مطالعات پایه مرتبط با این مقاله را از دانشگاه علوم پزشکی اصفهان جذب نمود و به عنوان استادیار فیزیوتراپی و هیأت علمی مرکز تحقیقات اختلالات عضلانی- اسکلتی در این دانشگاه مشغول به فعالیت می‌باشد. نیلوفر فرشته نژاد از سال ۱۳۹۴ به عنوان مربی گروه ارتز و پروتز در مرکز تحقیقات اختلالات عضلانی- اسکلتی فعالیت می‌نماید. مریم پیرحیاتی از سال ۱۳۹۱ دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیوتراپی در دانشکده علوم توان‌بخشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان می‌باشد.

References

1. Cavagna GA, Kaneko M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. J Physiol 1977; 268(2): 467-81.
2. Bowen TR, Lennon N, Castagno P, Miller F, Richards J. Variability of energy-consumption measures in children with cerebral palsy. J Pediatr Orthop 1998; 18(6): 738-42.
3. Wells RP. Mechanical energy costs of human movement: an approach to evaluating the transfer possibilities of two-joint muscles. J Biomech 1988; 21(11): 955-64.
4. Waters RL, Mulroy S. The energy expenditure of normal and pathologic gait. Gait Posture 1999; 9(3): 207-31.
5. Winter DA. Calculation and interpretation of mechanical energy of movement. Exerc Sport Sci Rev 1978; 6: 183-201.
6. McGibbon CA, Krebs DE, Puniello MS. Mechanical energy analysis identifies compensatory strategies in disabled elders' gait. J Biomech 2001; 34(4): 481-90.
7. Winter DA, Patla AE, Frank JS, Walt SE. Biomechanical walking pattern changes in the fit and healthy elderly. Phys Ther 1990; 70(6): 340-7.
8. Siegel KL, Kepple TM, Stanhope SJ. Joint moment control of mechanical energy flow during normal gait. Gait Posture 2004; 19(1): 69-75.
9. Willems PA, Cavagna GA, Heglund NC. External, internal and total work in human locomotion. J Exp Biol 1995; 198(Pt 2): 379-93.
10. Detrembleur C, Dierick F, Stoquart G, Chantraine F, Lejeune T. Energy cost, mechanical work, and efficiency of hemiparetic walking. Gait Posture 2003; 18(2): 47-55.
11. Bennett BC, Abel MF, Wolovick A, Franklin T, Allaire PE, Kerrigan DC. Center of mass movement and energy transfer during walking in children with cerebral palsy. Arch Phys Med Rehabil 2005; 86(11): 2189-94.
12. Mansour JM, Lesh MD, Nowak MD, Simon SR. A three dimensional multi-segmental analysis of the energetics of normal and pathological human gait. J Biomech 1982; 15(1): 51-9.
13. Kerrigan DC, Viramontes BE, Corcoran PJ, LaRaia PJ. Measured versus predicted vertical displacement of the sacrum during gait as a tool to measure biomechanical gait performance. Am J Phys Med Rehabil 1995; 74(1): 3-8.
14. Cushnaghan J, Dieppe P. Study of 500 patients with limb joint osteoarthritis. I. Analysis by age, sex, and distribution of symptomatic joint sites. Ann Rheum Dis 1991; 50(1): 8-13.
15. Dillon CF, Rasch EK, Gu Q, Hirsch R. Prevalence of knee osteoarthritis in the United States: arthritis data from the Third National Health and Nutrition Examination Survey 1991-94. J Rheumatol 2006; 33(11): 2271-9.
16. Schmitt LC, Rudolph KS. Influences on knee movement strategies during walking in persons with medial knee osteoarthritis. Arthritis Rheum 2007; 57(6): 1018-26.
17. Boult C, Kane RL, Louis TA, Boult L, McCaffrey D. Chronic conditions that lead to functional limitation in the elderly. J Gerontol 1994; 49(1): M28-M36.
18. Badley EM, Crotty M. An international comparison of the estimated effect of the aging of the population on the major cause of disablement, musculoskeletal disorders. J Rheumatol 1995; 22(10): 1934-40.
19. Schepens SL, Kratz AL, Murphy SL. Fatigability in osteoarthritis: effects of an activity bout on subsequent symptoms and activity. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 2012; 67(10): 1114-20.
20. Waters RL, Perry J, Conaty P, Lunsford B, O'Meara P. The energy cost of walking with arthritis of the hip and knee. Clin Orthop Relat Res 1987; (214): 278-84.
21. Esrafilian A, Karimi MT, Amiri P, Fatoye F. Performance of subjects with knee osteoarthritis during walking: differential parameters. Rheumatol Int 2013; 33(7): 1753-61.
22. Detrembleur C, De Nayer J, van den Hecke A. Celecoxib improves the efficiency of the locomotor mechanism in patients with knee osteoarthritis. A randomised, placebo, double-blind and cross-over trial. Osteoarthritis Cartilage 2005; 13(3): 206-10.
23. Sparling TL, Schmitt D, Miller CE, Guilak F, Somers TJ, Keefe FJ, et al. Energy recovery in individuals with knee osteoarthritis. Osteoarthritis Cartilage 2014; 22(6): 747-55.
24. Altman R, Asch E, Bloch D, Bole G, Borenstein D, Brandt K, et al. development of criteria for the classification and reporting of osteoarthritis. Classification of osteoarthritis of the knee. Diagnostic and therapeutic criteria committee of the American rheumatism association. Arthritis Rheum 1986; 29(8): 1039-49.
25. Kellgren JH, Lawrence JS. Radiological assessment of osteo-arthrosis. Ann Rheum Dis 1957; 16(4): 494-502.
26. Altman RD, Gold GE. Atlas of individual radiographic features in osteoarthritis, revised. Osteoarthritis Cartilage 2007; 15(Suppl) A: A1-56.
27. Fattahi L, Rezaeian ZS. The immediate effects of conventional physical therapy on the knee joint load in subjects with

moderate knee osteoarthritis; a preliminary single blinded randomized control trial. J Rehabil Sci Res 2016; 2(4): 71-9.
28. Durnin JV, Womersley J. Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: measurements on 481 men and women aged from 16 to 72 years. Br J Nutr 1974; 32(1): 77-97.
29. Shafizadegan Z, Karimi MT, Shafizadegan F, Rezaeian ZS. Evaluation of ground reaction forces in patients with various severities of knee osteoarthritis. J Mech Med Biol 2016; 16: 1650003.
30. Shafizadegan Z, Karimi MT, Rezaeian ZS, Shafizadegan F. Spatio-temporal parameters of the gait in various severities of knee osteoarthritis. Proceedings of the 22nd Annual Meeting EORS; 2014 Jul 2-4; Nantes, France.
31. McGibbon CA, Krebs DE, Scarborough DM. Rehabilitation effects on compensatory gait mechanics in people with arthritis and strength impairment. Arthritis Rheum 2003; 49(2): 248-54.
32. Chuang SH, Huang MH, Chen TW, Weng MC, Liu CW, Chen CH. Effect of knee sleeve on static and dynamic balance in patients with knee osteoarthritis. Kaohsiung J Med Sci 2007; 23(8): 405-11.
33. Russell EM, Braun B, Hamill J. Does stride length influence metabolic cost and biomechanical risk factors for knee osteoarthritis in obese women? Clin Biomech (Bristol, Avon) 2010; 25(5): 438-43.
34. Jones A, Silva PG, Silva AC, Colucci M, Tuffanin A, Jardim JR, et al. Impact of cane use on pain, function, general health and energy expenditure during gait in patients with knee osteoarthritis: a randomised controlled trial. Ann Rheum Dis 2012; 71(2): 172-9.
35. Shafizadegan Z, Karimi MT, Shafizadegan F, Rezaeian Z. The effect of knee osteoarthritis severity on spatiotemporal parameters of the female gait: a pilot study. J Res Rehabil Sci 2014; 10(5): 637-51. [In Persian].
36. Richards J. Biomechanics in clinic and research: an interactive teaching and learning course. London, UK: Churchill Livingstone; 2008.
37. Browning RC, Baker EA, Herron JA, Kram R. Effects of obesity and sex on the energetic cost and preferred speed of walking. J Appl Physiol (1985) 2006; 100(2): 390-8.
38. Thorp LE, Sumner DR, Block JA, Moisio KC, Shott S, Wimmer MA. Knee joint loading differs in individuals with mild compared with moderate medial knee osteoarthritis. Arthritis Rheum 2006; 54(12): 3842-9.
39. Ko S, Ling SM, Winters J, Ferrucci L. Age-related mechanical work expenditure during normal walking: the Baltimore longitudinal study of aging. J Biomech 2009; 42(12): 1834-9.
40. Melyanian B, Niki Z, Rezaeian ZS. The effect of symmetrical involvement of the knee joints in moderate osteoarthritis on individuals' report of pain and function (part one of a preliminary study): intermittent and constant osteoarthritis pain measure. J Res Rehabil Sci 2016; 11(6): 375-83. [In Persian].
41. Niki Z, Melyanian B, Rezaeian ZS. The effect of symmetrical involvement of the knee joints in moderate osteoarthritis on individuals' report of pain and function (part two of a preliminary study): knee injury and osteoarthritis outcome score. J Res Rehabil Sci 2016; 11(6): 384-92. [In Persian].
42. Frontera WR, Hughes VA, Lutz KJ, Evans WJ. A cross-sectional study of muscle strength and mass in 45- to 78-yr-old men and women. J Appl Physiol (1985) 1991; 71(2): 644-50.

Mechanical Energy of Lower Extremity during Gait in Women with Various Severities of Knee Osteoarthritis: Case-Control Study

Maryam Pirhayati[1], Niloufar Fereshtenejad[2], Zahra Sadat Rezaeian[3]

Original Article

Abstract

Introduction: Osteoarthritis is one of the most common musculoskeletal disorders. Analyzing the energy expenditure in people who suffer from musculoskeletal disorders provides objective evidence to measure individual's disability and the effect of therapeutic interventions. Present study investigated the effect of various severities of knee osteoarthritis on mechanical energy of lower extremities.

Materials and Methods: 48 women aged between 40-70 years were purposefully divided into mild, moderate and sever osteoarthritis and healthy control group according to simple X-ray features of their knee joints. The participants walked at their convenient self-selected speed to collect five clean trials. The data were recorded using a motion analysis system and a 3-dimentional model of lower extremity segments was developed from motion capture data using visual 3-D software. Mechanical energy of lower extremity was calculated using this model.

Results: The study groups were significantly different in age ($P \leq 0.001$) and walking speed ($P \leq 0.001$). One-way analysis of variances (ANOVA) and post-hoc Tukey test revealed that there was significant difference between the study groups regarding mechanical energy. However, univariate general linear models with adjustments to age and to walking speed were developed; in addition, a bivariate general linear model was adjusted to age and walking speed. All the models confirmed that the differences were not imposed by the severity of knee osteoarthritis.

Conclusion: It seems that increase in mechanical energy of lower extremity in subjects with knee osteoarthritis intensifies with the progression of the disease; this is not a direct effect of the level of joint deterioration but is an indirect effect of older age and lower walking speed in subjects suffering from more advanced knee osteoarthritis.

Keywords: Knee osteoarthritis, Severity, Gait analysis, Mechanical energy

Citation: Pirhayati M, Fereshtenejad N, Rezaeian ZS. **Mechanical Energy in Lower Extremity during Gait in Women with Various Severities of Knee Osteoarthritis: Case-Control Study.** J Res Rehabil Sci 2016; 12(3): 140-51.

Received date: 20/04/2016 Accept date: 03/07/2016

1- MSc Student, Student Research Committee of Rehabilitation Students AND Musculoskeletal Research Center AND Department of Physical Therapy, School of Rehabilitation Sciences, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
2- Lecturer, Musculoskeletal Research Center AND Department of Orthotics and Prosthetics, School of Rehabilitation Sciences, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
3- Assistant Professor, Musculoskeletal Research Center AND Department of Physical Therapy, School of Rehabilitation Sciences, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
Corresponding Author: Zahra Sadat Rezaeian, Email: zrezaeian@rehab.mui.ac.ir