Iranian Journal of Rehabilitation Research in Nursing Original Article

Summer 2023, Volume 9, Issue 4 10.22034/IJRN.9.4.3

Evaluation of Ground Reaction Force in Walking of Below Knee Amputees Based on Sample Entropy

Maryam Mohammadi Naeema[1], Elaheh Azadian[2*], Mahdi Majlesi[3]

1- MSc Student of Motor Behavior, Department of Physical Education and Sport Sciences, Hamedan Branch, Islamic Azad University, Hamedan, Iran.
2- Assistant Professor of Motor Behavior, Department of Physical Education and Sport Sciences, Hamedan Branch, Islamic Azad University, Hamedan, Iran.
3- Associate Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Hamedan Branch, Islamic Azad University, Hamedan, Iran.

Corresponding Author: Elaheh Azadian: Assistant Professor of Motor Behavior, Department of Physical Education and Sport Sciences, Hamedan Branch, Islamic Azad University, Hamedan, Iran.
Email: azadian1@yahoo.com

Received: 2022/12/5 Accepted: 2023/05/1

Abstract

Introduction: Abnormal pressure during daily activities, including walking, is known as a risk factor in knee joint degeneration in knee amputees. The aim of this research was to analyze ground reaction force (GRF) and sample entropy in below-the-knee amputees.

Methods: This study was a descriptive-cross-sectional type, and 20 people with below-knee amputations of the right leg (TT group) and 20 people without amputations (control group) participated. VICON motion analysis system was used to evaluate the ground reaction force during walking. Two linear and non-linear methods were used to analyze GRF data. Sample entropy was chosen as a nonlinear analysis method. ANOVA statistical test was used for inter-group comparison of GFR components and dependent t-test was used to check the difference between legs in TT group. All statistical steps were performed by SPSS software with $p<0.05$.

Results: The amount of GRF force in the control group was significantly higher in the vertical (first and third peak) and anterior-posterior components and lower in the second peak of the vertical component than in the TT group ($p<0.05$). Also, the entropy value in all GRF components and in both legs of the TT group was significantly lower than the control group ($p<0.05$).

Conclusions: According to the results, the amount of force exerted on the joints of the TT group is not symmetrically distributed between the two legs, so the probability of developing osteoarthritis in the healthy leg joint will be higher. The reduction of the entropy value is a sign of the absence of natural fluctuations in the GRF, which indicates less adaptation and coordination of the lower body joints during walking.

Keywords: Sample entropy, Linear and non-linear variables, Amputation below the knee.

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-10-30]

[DOI: 10.22034/IJRN.9.4.3]

نشریه پژوهش توانبخشی در پرستاری
مقاله پژوهشی

تابستان ۱۴۰۲، دوره ۹، شماره ۴

10.22034/IJRN.9.4.3

ارزیابی نیروی عکس العمل زمین در راه رفتن افراد قطع عضو زیر زانو بر اساس آنتروپی نمونه

مریم محمدی نعیما[۱]، الهه آزادیان[۲*]، مهدی مجلسی[۳]

۱- دانشجوی کارشناسی ارشد رفتار حرکتی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، واحد همدان، دانشگاه آزاد اسلامی، همدان، ایران.
۲- استادیار رفتار حرکتی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، واحد همدان، دانشگاه آزاد اسلامی، همدان، ایران.
۳- دانشیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، واحد همدان، دانشگاه آزاد اسلامی، همدان، ایران.

نویسنده مسئول: الهه آزادیان: استادیار رفتار حرکتی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، واحد همدان، دانشگاه آزاد اسلامی، همدان، ایران.
ایمیل: azadian1@yahoo.com

تاریخ دریافت: ۱۴۰۱/۹/۱۴ تاریخ پذیرش:۱۴۰۲/۲/۱۱

چکیده

مقدمه: فشارهای غیرطبیعی در طول فعالیت های روزانه، از جمله راه رفتن، به عنوان یک عامل خطر در انحطاط مفصل زانو در افراد قطع عضو از ناحیه زانو شناخته شده است. هدف این پژوهش تحلیل نیروی عکس العمل زمین (GRF) و آنتروپی نمونه در افراد قطع عضو زیر زانو بود.

روش کار: این مطالعه از نوع توصیفی-مقطعی بود و در آن ۲۰ فرد قطع عضو زیر زانو از پای راست (گروه TT) و ۲۰ فرد بدون قطع عضو (گروه کنترل) شرکت داشتند. برای ارزیابی نیروی عکس العمل زمین حین گام برداری از سیستم تحلیل حرکتی VICON استفاده شد. از دو روش خطی و غیرخطی برای تحلیل داده های GRF استفاده گردید. آنتروپی نمونه به عنوان روش تحلیل غیرخطی انتخاب شد. برای مقایسه بین گروهی در مؤلفه های GFR از آزمون آماری ANOVA و برای بررسی اختلاف بین پاها در گروه TT از آزمون T-test وابسته استفاده گردید. تمامی مراحل آماری توسط نرم افزار SPSS با $p<۰/۰۵$ انجام گردید.

یافته ها: مقدار نیروی GRF در گروه کنترل به طور معنی داری در مولفه های عمودی (اوج اول و سوم) و قدامی-خلفی بیشتر و در اوج دوم مولفه عمودی کمتر از گروه TT بود ($p<۰/۰۵$). همچنین مقدار آنتروپی در تمام مؤلفه های GRF و در هر دو پای گروه TT به طور معنی داری کمتر از گروه کنترل بود ($p<۰/۰۵$).

نتیجه گیری: مطابق نتایج، مقدار نیروی وارده بر مفاصل گروه TT توزیع متقارنی بین دو پا ندارند، بنابراین احتمال ایجاد استئوآرتریت در مفصل پای سالم، بیشتر خواهند بود. کاهش مقدار آنتروپی نشانه عدم وجود افت و خیز طبیعی در GRF می باشد، که نشان دهنده انطباق و هماهنگی کمتر مفاصل پایین تنه در حین گام برداری است.

کلیدواژه ها: انتروپی نمونه، متغیرهای خطی و غیرخطی، قطع عضو زیر زانو.

مقدمه

کیفیت زندگی در افرادی قطع عضو به دلیل تخریب بافت‌های استخوان و غضروف که اغلب منجر به سفتی و درد مفاصل ناتوان‌کننده می‌شود، کاهش می یابد (۱). قطع عضو اندام تحتانی معمولاً در نتیجه تروما، بیماری های عروقی، دیابت، سرطان و اختلالات مادرزادی ایجاد می شود (۲-۴). معمولا شیوع این اختلال بسته به کشور و علل آن، بین ۲/۸ تا ۴۳/۹ در هر ۱۰۰ هزار نفر متغیر است، که ۴۳ درصد از آنها قطع عضو زیر زانو (TT)، ۲۴ درصد روی زانو و ۲۹ درصد بالای زانو می باشند (۵). در سال ۱۳۸۱ شیوع قطع عضو در ایران، ۳/۱ در هر هزار نفر تخمین زده شده است (۶). انواع مختلفی از پروتزها برای بهبود توانایی افراد جهت ایستادن و راه رفتن مستقل طراحی شده است، که به افراد این امکان را می‌دهد

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-10-30]
[DOI: 10.22034/IJRN.9.4.3]

تـا سـطح بالاتـری از تحـرک را در زندگـی بـا داشـته باشـند. طراحـی خـاص ایـن پروتزهـا امـکان ایجـاد الگـوی حرکتـی تقریبـاً طبیعـی را در مقایسـه بـا افـراد غیـر قطـع عضـو فراهـم می‌کنـد (۷).

بیومکانیـک غیرطبیعـی در طـول فعالیتهـای روزانـه، از جملـه راه رفتـن، بـه عنـوان یـک عامـل خطـر بـرای اسـتئوآرتریت (OA) مفصـل زانـو شـناخته شـده اسـت (۸). طبـق مطالعـات گذشـته در افـراد TT، کینتیـک نامتقـارن بیـن دو مفصـل کامـلا مشـهود مـی باشـد (۱, ۹, ۱۰)، بنابرایـن احتمـال ابتـلا بـه OA در ایـن افـراد بـه ویـژه بـه علـت ترجیـح اسـتفاده از پـای سـالم بیشـتر اسـت (۱۱, ۱۲). بـا افزایـش خطـر ابتـلا بـه OA در مفصـل زانـو و ایجـاد سـفتی و دردهـای ناتـوان کننـده در مفاصـل، کیفیـت زندگـی در ایـن افـراد کاهـش مـی یابـد (۱۲). بعـلاوه افـراد TT گیرنـده هـای مکانیکـی واقـع در مفاصـل و ورودی هـای حسـی از مـچ و سـطح کـف پـا را از دسـت داده انـد، بدیـن معنـا کـه بعضـی از منابـع اطلاعاتـی و همچنیـن بعضـی از سیسـتم هـای کنتـرل تعـادل (اسـتراتژی مـچ در کنتـرل قامـت) در ایـن افـراد وجـود نـدارد، در نتیجـه حفـظ تعـادل و راه رفتـن پیچیـده تـر مـی شـود.

یکـی از روش هـای اسـتاندارد بـرای ارزیابـی نیروهـا و فشـارهای وارد بـر مفاصـل، تجزیـه و تحلیـل نیـروی عکـس العمـل زمیـن (GRF) مـی باشـد. کـه توسـط تختـه نیـرو در محیـط آزمایشـگاه ثبـت مـی گـردد. ارزیابـی هـای خطـی مثـل نیروهـای عمـودی، میانی–جانبـی و قدامی–خلفـی معمـولا در مطالعـات گذشـته مورد اسـتفاده بـوده اسـت (۱۳, ۱۴). امـا راه رفتـن و نیروهـای اعمـال شـده در طـول زمـان دارای پیچیدگـی هایـی اسـت کـه تجزیـه تحلیـل خطـی، قـادر بـه ارزیابـی آنهـا نیسـت (۱۵). تغییرپذیـری و پیچیدگـی یکـی از ویژگیهـای سیسـتم عصبـی اسـت، کـه توسـط ارزیابـی هـای غیرخطـی قابـل انـدازه گیـری اسـت (۱۶, ۱۷). ارزیابـی غیرخطـی بـه وسـیله آنتروپـی مـی توانـد نظـم و تغییرپذیـری را در یـه سـری زمانـی ثبـت کنـد (۱۸–۲۱)، کـه نشـان دهنـده درجـه انطبـاق پذیـری و بلـوغ در سیسـتم کنتـرل حرکتـی مـی باشـد (۲۲). آنتروپـی از درجـه بسـیار منظـم تـا تصادفـی قابـل تغییـر اسـت و وابسـته بـه ویژگـی هـای فـرد، محدودیـت هـای محیـط و تکلیـف مـی باشـد (۲۳). مطالعـات درمـورد آنتروپـی نمونـه نشـان داده انـد کـه ایـن سیسـتم تجزیـه و تحلیـل اطلاعاتـی نسـبت سـایر اقسـام آنتروپـی بـه تغییـرات کنتـرل قامـت حسـاس تـر اسـت و در مطالعـات گام بـرداری اسـتفاده بیشـتری داشـته اسـت (۲۴). ارزیابـی آنتروپـی در افـراد دارای اختـلالات جسـمانی و نورولوژیکـی مختلـف ماننـد بیمـاران دچـار ضربـه مغـزی (۱۹)، اوتیسـم (۲۵)، مولتیپـل اسـکلروزیس (۲۶, ۲۷) و اختـلال دهلیـزی (۲۸, ۲۹)، سـالمندان (۳۰, ۳۱)، پارکینسـون (۲۴) و ... انجـام شـده اسـت. همچنیـن از ایـن روش بـرای بررسـی کنتـرل قامـت در شـرایط تکلیـف دوگانـه و بارشـناختی (۳۱–۳۳) نیـز اسـتفاده شـده اسـت. در مطالعه سـرجیو و همـکاران (۲۰۱۳) نشـان داده شـده اسـت کـه مقـدار آنتروپـی یا بـی نظمـی، بـا افزایـش سـن و بیمـاری کاهـش مـی یابـد (۱۷). در همیـن راسـتا مقـدار بـی نظمـی در کـودکان فلـج مغـزی بـا افزایـش سـن بیشـتر مـی گـردد، کـه نشـانه بهبـود کنتـرل قامت در آنهـا مـی باشـد (۲۲).

بـا توجـه بـه مطالعـات گذشـته هـدف از پژوهـش حاضـر مقایسـه مؤلفـه هـای نیـروی عکـس العمـل زمیـن در گـروه قطـع عضـو زیـر زانـو بـا گـروه کنتـرل مـی باشـد، در ایـن مطالعـه فـرض بـر ایـن اسـت کـه ارزیابـی خطـی و غیرخطـی در مؤلفه هـای نیروی عکـس العمـل زمیـن در یـک راسـتا هسـتند. همچنیـن فـرض مـی شـود کـه مقـدار بـی نظمـی در دو گـروه قطـع عضـو زیـر زانـو و کنتـرل متفـاوت اسـت. بدیـن منظـور نیـروی عکـس العمـل زمیـن در سـه مؤلفـه بـه صـورت خطـی و غیرخطـی مـورد تحلیـل قـرار گرفـت.

روش کار

ایـن مطالعـه از نـوع توصیفی–مقطعـی بـود. جامعـه آمـاری ایـن پژوهـش افـراد قطـع عضـو از ناحیـه زیـر زانـو و افـراد همسـان بـدون قطـع عضـو، سـاکن شـهر همـدان بـود. بـا اسـتفاده از نـرم افـزار G–Power بـا تـوان ۰/۸۰ و آلفـای ۰/۰۵ حداقـل تعـداد نفـرات هـر گـروه ۱۹ نفـر تخمیـن زده شـد. بنابراین نمونـه آماری ایـن مطالعـه ۲۰ مـرد قطـع عضـو یـک طرفـه (تمـام آزمودنـی هـای گـروه TT، قطـع عضـو زیـر زانـو از پـای راسـت بودنـد) و ۲۰ فـرد سـالم درنظرگرفتـه شـد. معیارهـای ورود بـه مطالعـه شـامل قطـع عضـو یـک طرفـه زیـر زانـو، نـوع پنجـه سـاج، قطـع عضـو بـه علـت تروما، طـول اسـتاندارد اسـتمپ (۱۲/۵ تـا ۱۷/۵ سـانتیمتر) سیسـتم پروتـز مـدولار، سیسـتم تعلیـق PTB بـا کاف اسـترپ بـرای گـروه TT و بـرای هـر دو گـروه، سـن ۲۰ تـا ۵۰ سـال بـود (۴). مـلاک خـروج شـامل وجـود اختـلال عضلانی–اسـکلتی یـا محدودیت‌هـای عملکـرد در ایسـتادن و راه رفتـن مـی باشـد (۱). شـرکت کننـدگان رضایت‌نامـه جهـت شـرکت در آزمـون را تکمیـل کردنـد و سـپس مراحـل انجـام آزمایشـات و چگونگـی اندازه‌گیـری متغیرهـا بـه طـور

[Downloaded from ijm.ir on 2026-10-30]

[DOI: 10.22034/IJRN.9.4.3]

کامل برای آزمودنی‌ها تشریح شد. پروتکل این مطالعه در کمیته اخلاق دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان با شناسه IR.IAU.H.REC.1401.045 مورد تأیید قرار گرفت.

از دستگاه تحلیل حرکتی سه بعدی Vicon (Vicon Peak, Oxford, UK) با چهار دوربین سری T20، با فرکانس ۲۰۰ هرتز، و مارکرهای متصل شده به اندام تحتانی آزمودنی ها، هنگام اجرای تکالیف تصویربرداری شد. مارکرهای مورد استفاده، کروی شکل و به قطر ۱۴ میلی متر بودند که با استفاده از چسب دو طرفه نواری و بر اساس مدل مارکرگذاری Plug-In Gait (Plug-In Gait Marker Set, Vicon Peak, Oxford, UK)، به نقاط خاص آناتومیکی هر دو پای شرکت کنندگان متصل شدند (۳۴). به طور همزمان برای ثبت داده های کینتیکی از دو صفحه نیروی کیستلر (Type 9281, Kistler Instrument AG, Winterthur, Switzerland) که با دوربین ها سینک شده بود، با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. داده های GRF با استفاده از نرم افزارهای Nexus 1.8.5 مورد تحلیل قرار گرفت. از شرکت کنندگان خواسته شد در مسیر تعیین شده به صورت پابرهنه و با سرعت عادی راه بروند. هر فرد قبل و بعد از فضای کالیبره حدود هفت گام بر می داشت در نتیجه اثر مربوط به شروع و توقف گام برداری حذف گردید (۳۵). همچنین به خاطر طول فضای کالیبره (۳ متر) آزمودنی می‌توانست دو استراید کامل چپ و راست در داخل فضای کالیبره داشته باشد. مؤلفه نیروی عمودی در سه مرحله تماس پاشنه، مرحله میانه اتکا و مرحله جدا شدن پنجه (ZP1 و ZP2 و ZP3)، دو اوج در نیروی قدامی ـ خلفی (YP1 و YP2) و مؤلفه میانی–جانبی استخراج شدند (۳۶). برای نرمالایز کردن داده ها مقدار نیروی بدست آمده از هر مؤلفه بر وزن فرد (بر اساس نیوتن) تقسیم شد.

آنتروپی که در ابتدا توسط پینکوس (۳۷) معرفی شد، شامل اندازه‌گیری پیچیدگی یک سری زمانی است که با پیش‌بینی‌پذیری یا تکرارپذیری الگوهای زمانی در سیگنال کمّی می شوند. انگیزه این رویکرد، طبقه‌بندی سیستم‌های پیچیده است که شامل ویژگی‌های قطعی و تصادفی از سری‌های زمانی با تعداد محدودی از نقاط داده در مقایسه با معیارهای دیگر مانند بعد همبستگی است (۳۸, ۳۹). آنتروپی برای یک سری زمانی n بعدی (x1, x2,...,xn) به صورت زیر تعریف می شود:

$$ApEn(m, r, n) = \Phi^m(r) - \Phi^{m+1}(r)$$
$$\Phi^m(r) = [n - (m-1)\tau]^{-1} \sum_{i=1}^{n-(m-1)\tau} \ln C_i^m(r) \quad (1)$$

$$C_i^m(r) = \frac{B_i}{n - (m-1)\tau} \quad (2)$$

$$B_i = \text{number of } j \text{ such that } d|X_i, X_j| \leq r. \quad (3)$$

در معادله (۳)، (Xi, Xj) بردارهای الگوی m بعدی هستند که اجزای آنها نسخه‌های با تأخیر زمانی عناصر در سری زمانی اصلی با تأخیر τ مضربی از زمان نمونه‌برداری هستند، یعنی:

$$X_i = (x_i, x_{i+\tau}, x_{i+2\tau}, \ldots, x_{i+(m-1)\tau}) \quad X_i \in R^m \quad (4)$$
$$X_j = (x_j, x_{j+\tau}, x_{j+2\tau}, \ldots, x_{j+(m-1)\tau}) \quad X_j \in R^m \quad (5)$$

و d|Xi.Xj| اندازه فاصله بین Xi و Xj است.

برای مقادیر بزرگ n، آنتروپی تقریبی با فرمول زیر بدست می آید:

[Downloaded from ijm.ir on 2026-10-30]

[DOI: 10.22034/IJRN.9.4.3]

$$ApEn(m,r,n) = (n-m\tau)^{-1}\sum_{i=1}^{n-m\tau}[-\ln(A_i/B_i)] \qquad (6)$$

که در آن Ai تعداد Xi با درجه تحمل r از Xj برای بعد (m+1) بردار الگو است و Bi تعداد Xi با درجه تحمل r از Xj در بردار الگوی m بعدی می باشد.

آنتروپی نمونه با اصلاح فرمول آنتروپی تقریبی ارائه شده در معادله محاسبه می شود. (۶) به:

$$SamEn(m,r,n) = -\ln\frac{A}{B} = -\ln\frac{\sum_{i=1}^{n-m\tau}A_i}{\sum_{i=1}^{n-m\tau}B_i}. \qquad (7)$$

در این پژوهش با توجه به توزیع نرمال داده ها که با آزمون شاپیرووِیلک تعیین گردید، از آزمون های آماری پارامتریک برای تحلیل داده ها استفاده گردید. برای بررسی اختلاف بین دو گروه از آزمون T تست مستقل، و برای بررسی اختلاف بین پای قطع شده و پای سالم در گروه TT از آزمون T تست وابسته استفاده گردید. کلیه مراحل تجزیه و تحلیل آماری داده ها با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۲۱ و با سطح معناداری P<۰/۰۵ انجام شد.

یافته ها

اطلاعات دموگرافیک شرکت کنندگان در هر دو گروه و مقایسه بین آنها در جدول ۱ آورده شده است.

جدول ۱: متغیرهای دموگرافیک شرکت کنندگان گروه ناشنوا و کنترل

	آزمایش	کنترل	F	Sig.
تعداد	۲۰	۲۰	–	–
جنسیت	مرد	مرد	–	–
سن	۴۶/۵۹ ± ۴/۱۲	۴۵/۴۸ ± ۶/۷۶	۰/۸۰۵	۰/۳۱۵
قد	۱/۶۹ ± ۰/۰۴	۱/۷۳ ± ۰/۰۷	۵/۹۴	۰/۰۲
وزن	۷۴/۴۷ ± ۴/۶۸	۸۱/۸۵ ± ۷/۹	۱/۵۷	۰/۰۵۶
BMI	۲۶/۱۰ ± ۴/۰۵	۲۷/۳۵ ± ۴/۷۴	۰/۸۰۵	۰/۳۷۵

اختصارات: BMI، شاخص توده بدن

ارزیابی خطی

نتایج مقایسه بین گروهی در جدول ۲ نشان داده شده است، همانطور که مشاهده می شود، اختلاف بین پای قطع عضو در گروه TT و پای سالم در گروه کنترل در تمام مؤلفه های GRF بجز نیروی قدامی–خلفی، معنی دار می باشد (p<۰/۰۵). مقایسه میانگین ها نشان دهنده بیشتر بودن GRF در گروه TT نسبت به گروه کنترل بود (نمودار ۱). اما تفاوت مؤلفه های GRF بین پای سالم در هر دو گروه بجز در مولفه اول در جهت قدامی–خلفی، در بقیه موارد معنی دار نبود (p>۰/۰۵). مقایسه درون گروهی نیز نشان داد مقدار مؤلفه های GRF در پای قطع عضو نسبت به پای سالم به طور معنی داری کمتر بود (p<۰/۰۵).

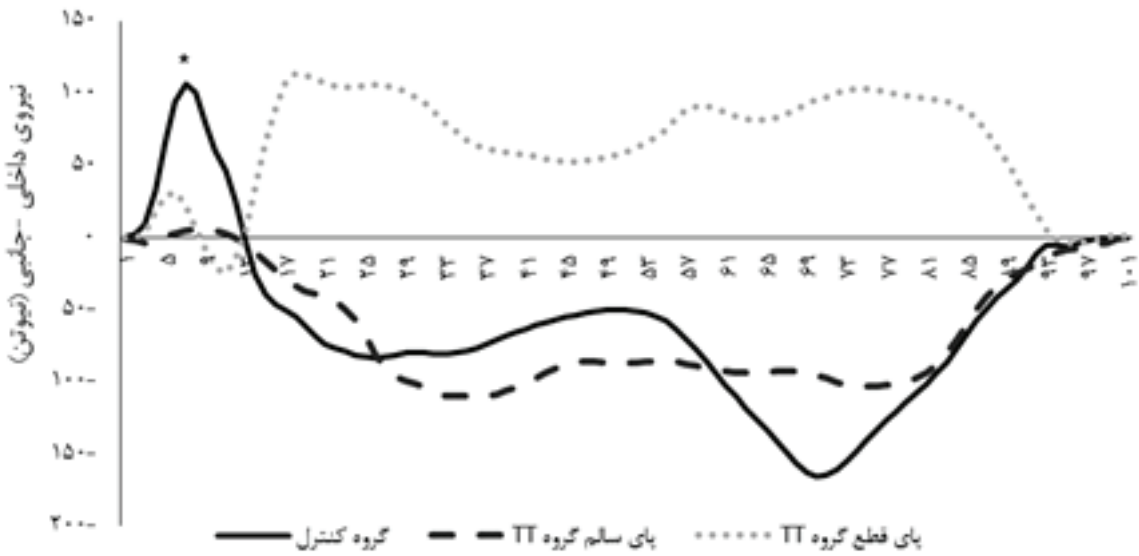
[Downloaded from ijm.ir on 2026-10-30]

[DOI: 10.22034/IJRN.9.4.3]

جدول ۲: اطلاعات توصیفی و مقایسه درون گروهی و بین گروهی در تحلیل خطی مؤلفه های GRF

		گروه TT	گروه کنترل	# (.t (Sig	$ (.F (Sig
Z_{P1}	پای راست	۱۰۶/۵۴ ± ۹/۳۳	۱۱۶/۵۰ ± ۶/۶۵	۵/۵۸ (۰/۰۰۰)*	۱۵/۳۰ (۰/۰۰۰)*
	پای چپ	۱۱۸/۳۳ ± ۱۲/۷۳	۱۱۷/۴۰ ± ۶/۳۲		۰/۳۳۵ (۰/۵۶۶)
Z_{P2}	پای راست	۸۶/۵۰ ± ۸/۷۰	۷۹/۵۲ ± ۴/۶۴	۲/۴۸ (۰/۰۲۳)*	۱۰/۰۶ (۰/۰۰۳)*
	پای چپ	۸۲/۶۵ ± ۷/۰۰	۷۹/۴۹ ± ۴/۶۶		۲/۸۱ (۰/۱۰۲)
Z_{P3}	پای راست	۹۹/۶۲ ± ۳/۶۴	۱۱۰/۶۳ ± ۳/۲۵	۴/۴۰ (۰/۰۰۰)*	۱۰۱/۷۵ (۰/۰۰۰)*
	پای چپ	۱۰۹/۲۹ ± ۹/۹۲	۱۰۹/۲۳ ± ۴/۰۴		۰/۳۲۹ (۰/۵۶۹)
Y_{P1}	پای راست	۲۶/۷۶ ± ۸/۸۵	۳۸/۶۵ ± ۱۳/۳۷	۱/۴۲ (۰/۱۷۲)	۱۱/۰۱ (۰/۰۰۲)*
	پای چپ	۲۹/۸۸ ± ۹/۸۷	۳۹/۷۵ ± ۱۲/۸۷		۵/۵۸ (۰/۰۲)*
Y_{P2}	پای راست	۲۹/۴۸ ± ۶/۰۵	۴۰/۵۱ ± ۵/۵۴	۳/۹۲ (۰/۰۰۱)*	۳۶/۱۰ (۰/۰۰۰)*
	پای چپ	۳۷/۵۴ ± ۸/۳۱	۴۱/۲۱ ± ۳/۶۷		۱/۷۶ (۰/۱۹)
x_P	پای راست	۱۱/۰۶ ± ۳/۹۴	۱۱/۵۶ ± ۴/۵۷	۲/۱۶ (۰/۰۴۸)*	۰/۱۳۴ (۰/۷۱۶)
	پای چپ	۱۲/۶۷ ± ۴/۰۸	۱۰/۸۹ ± ۴/۲۵		۰/۶۶۳ (۰/۴۲۱)

اختصارات: نتایج مقایسه پای راست و چپ در گروه TT (#). نتایج مقایسه بین گروهی ($).



نمودار ۱. مقایسه بین گروهی مقدار نیروها در سه مؤلفه نیروی عکس العمل زمین

ارزیابی غیرخطی

مقایسه در بین گروه ها نشان داد، گروه TT نسبت به گروه کنترل به طور معنی داری مقدار آنتروپی کمتر دارند ($p<0/05$). این اختلاف در تمامی مولفه های GRF و در هر دو پا وجود داشت. اما اختلاف درون گروهی نشان دهنده عدم اختلاف بین دو پا در گروه TT و کنترل بود ($p>0/05$).

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-10-30]

[DOI: 10.22034/IJRN.9.4.3]

جدول ۳: اطلاعات توصیفی و مقایسه درون گروهی و بین گروهی در تحلیل غیرخطی مؤلفه های GRF

		گروه TT	گروه کنترل	t (Sig) #	F (Sig) $
Z_P	پای راست	۰/۰۰۲ ± ۰/۰۰۱	۰/۰۱۲ ± ۰/۰۱	۰/۱۷۴ (۰/۸۶۶)	۱۰۱/۷۵ (۰/۰۰۰) *
	پای چپ	۰/۰۰۲ ± ۰/۰۰۱	۰/۰۱۳ ± ۰/۰۱		۰/۳۲۹ (۰/۵۶۹)
Y_P	پای راست	۰/۰۰۳ ± ۰/۰۰۱	۰/۰۱۳ ± ۰/۰۱	۰/۵۵۳ (۰/۵۹۴)	۱۱/۰۱ (۰/۰۰۲) *
	پای چپ	۰/۰۰۳ ± ۰/۰۰۱	۰/۰۱۴ ± ۰/۰۱		۵/۵۸ (۰/۰۲) *
X_P	پای راست	۰/۰۰۳ ± ۰/۰۰۱	۰/۰۱۳ ± ۰/۰۱	۰/۷۵۶ (۰/۴۶۹)	۳۶/۱۰ (۰/۰۰۰) *
	پای چپ	۰/۰۰۴ ± ۰/۰۲	۰/۰۲ ± ۰/۰۱		۱/۷۶ (۰/۱۹)

بحث

هدف از پژوهش حاضر مقایسه متغیرهای نیروی عکس العمل زمین در افراد قطع عضو زیر زانو با گروه کنترل و همچنین مقایسه دو روش تحلیل خطی و غیرخطی داده های GRF بود. نتایج تحلیل خطی نشان دادند، مقدار نیروی عمودی در دو اوج اول و سوم در پای قطع عضو، نسبت به پای سالم در گروه TT و گروه کنترل به طور معنی داری کمتر بود. درحالی که در اوج دوم مقدار این نیرو در پای قطع عضو بیشتر از پای دیگر در هر دو گروه بود. مقدار نیروی عمودی در زمان بارگذاری (اوج اول) و همچنین در فاز انتهای استقرار (اوج سوم)، معمولا کمی بیشتر از وزن بدن می‌باشند. اما در مرحله میانه استقرار (اوج دوم)، نیروی عکس العمل زمین می بایست کمی کمتر از وزن بدن باشد. این نوسان در نیروهای عمودی، ناشی از شتاب عمودی مرکز جرم بدن می‌باشد. به طور کلی در پای قطع عضو، مقدار نیروی عمودی در اوج اول و سوم کمتر، و در اوج دوم بیشتر بود. بنابراین می توان نتیجه گرفت در ابتدا و انتهای فاز استقرار یعنی زمانی که وزن در پای قطع عضو دریافت و ارسال می شود، مقدار نیروی عمودی کمتر بوده است. بدین معنی که مقداری از وزن در این دو مرحله به پای سالم منتقل گردیده است، بنابراین در این دو مرحله تنش بیشتری به پای سالم وارد خواهد شد (۹, ۱۲). مطالعات گذشته نشان داده اند که کینتیک نامتقارن در زانو مانند نیروها و گشتاور مفاصل می توانند نشانه ای از شدت OA باشد (۴۰, ۴۱). به طوری که، انحطاط غضروف توسط کینتیک غیرطبیعی تشدید می شود، بعلاوه افزایش تنش در غضروف دلیلی برای انحطاط بیشتر نیز است (۴۲).

نتایج این پژوهش نشان داد مقدار نیروی برشی در جهت داخلی-جانبی در پای قطع عضو نسبت به گروه کنترل و پای سالم اختلاف زیادی نداشته است. اما در مؤلفه قدامی-خلفی، مقدار نیروی برشی در گروه کنترل به طور معنی داری بیشتر از گروه TT بود. بزرگی نیروی عکس العمل زمین در این جهت، با افزایش طول گام و سرعت راه رفتن بیشتر می شود، این امر به علت نیاز به اصطکاک بین پا و سطح، در جلوگیری از سر خوردن می باشد (۴۳, ۴۴). افزایش در نیروهای ابداکشن، ارتباط نزدیکی با پیشرفت استئوآرتریت زانو دارد. در مواردی که استئوآرتریت شدید در محفظه داخلی وجود دارد نیروی ابداکشن از بزرگی بیشتری برخوردار بوده و با افزایش شدت بیماری تمایل به افزایش دارد (۴۵, ۴۶). عدم تقارن های مشاهده شده در نیروهای عمودی و برشی، در افراد قطع عضو، نشان می دهد، پروتزها به اندازه کافی نمی توانند بیومکانیک طبیعی پس از قطع عضو را جایگزین کنند، و در نتیجه ممکن است تولید نیروهای ترمزکننده و محرکه توسط پای سالم جبران شود (۹, ۴۷).

نتایج تحلیل غیرخطی، نشان داد گروه کنترل به طور معنی داری آنتروپی بیشتری نسبت به پای سالم و قطع عضو در گروه TT داشت. کاهش انتروپی به معنی کاهش در افت خیر الگوی گام برداری است که در نمودارهای بخش نتایج نیز نشان داده شد. در مطالعات دیگری نیز نشان داده شده است که افرادی که ریسک سقوط بیشتری دارند، آنتروپی کمتری نیز در نیروهای GRF داشته اند (۴۸, ۴۹)، بعلاوه مقدار آنتروپی GRF با افزایش سرعت بیشتر می گردد، که نشانه افزایش در پیچیدگی الگوی GRF می باشد (۵۰). طبق تئوری پیچیدگی، افزایش یا کاهش تغییرپذیری با ظرفیت سازگاری و انطباق پذیری فرد ارتباط دارد (۵۱, ۵۲). تغییرپذیری در رفتارهای انطباقی لزوماً به منزله راه حل های کنترلی «خوب» یا «بد» نیست. در گذشته تغییرپذیری بیشتر، نشاندهنده آسیب ها یا بیماری هایی بود که الگوهای کنترل حرکتی را تغییر می دهند. اما مطالعات جدید نشان داده‌اند که برای انطباق با محدودیت‌های

[Downloaded from ijm.ir on 2026-10-30]

[DOI: 10.22034/IJRN.9.4.3]

محیطی و انجام موفقیت‌آمیز حرکات، معمولاً مقداری تغییرپذیری لازم است (۵۳). طبق نظر لوییز و همکاران (۱۹۹۹) و همچنین سرجیو و همکاران (۲۰۱۱ و ۲۰۱۳) مقدار بی نظمی و پیچیدگی به شکل U وارون است، بدین معنی که با کاهش شدید آن، حرکات کاملا قابل پیش بینی هستند و فرد در مقابل تغییرات محیطی کمترین تطابق را خواهد داشت، در آن سوی نمودار، هنگامی که بی نظمی افزایش زیادی یابد، فرد در مقابل تغییرات کوچک محیط آسیب پذیر خواهد بود. بنابراین مقدار آنتروپی اگر در حد متوسط باشد که متناسب با فرد این مقدار متفاوت می باشد، قابلیت انطباق فرد در مقابله با محیط بیشتر خواهد بود (۱۶, ۱۷, ۵۱). همسو با مطالعات دیگر که نشان داده بودند آنتروپی نمونه نسبت به تغییرات قامت حساس است (۵۰)، این پژوهش نیز نشان داد، روش تحلیل غیرخطی به تغییرات GRF حساس است و نتایج آن در راستای ارزیابی خطی می باشند.

یکی از محدودیت های این مقاله این است که فقط شامل شرکت کنندگان مرد بود، چون مردان نسبت به زنان، بیشتر در معرض قطع عضو ناشی از تروما هستند. در این مطالعه سعی گردید، افراد گروه کنترل دارای وزن، قد و سن مشابه افراد گروه قطع عضو باشند، تا تاثیر این عوامل در کنترل محقق قرار گیرد.

نتیجه گیری

نتایج این پژوهش نشان دادند، مقدار نیرو در اغلب مولفه های نیروی عکس العمل زمین، در گروه کنترل بیشتر از گروه قطع عضو زیر زانو بود. همچنین در گروه TT، مقدار نیروی وارده بر مفاصل توزیع متقارنی ندارند و مستعد استئوآرتریت خواهند بود. بنابراین توصیه می شود در برنامه های تمرینی این افراد از ابزارها یا تمریناتی استفاده گردد که وزن کمتری به مفاصل وارد گردد. همچنین مقدار آنتروپی و در نتیجه افت و خیز در نیروی وارد بر اندام ها در گروه کنترل به طور معنی داری بیشتر از گروه TT بود، که نشان دهنده انطباق و هماهنگی بیشتر مفاصل در حین گام برداری است.

سپاسگزاری

این مقاله برگرفته از پایان نامه کارشی ارشد مریم محمدی نعیما دانشگاه آزاد اسلامی واحد همدان می باشد. بدین وسیله از تمام شرکت کنندگان که در انجام این پژوهش ما را یاری نمودند تشکر و قدردانی می گردد.

تعارض منافع

نویسندگان هیچگونه تعارض منفعی در انتشار این مقاله ندارند.

References

1. Orekhov G, Robinson AM, Hazelwood SJ, Klisch SM. Knee joint biomechanics in transtibial amputees in gait, cycling, and elliptical training. Plos one. 2019;14(12):e0226060. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0226060
2. Dillon MP, Kohler F, Peeva V. Incidence of lower limb amputation in Australian hospitals from 2000 to 2010. Prosthetics and orthotics international. 2014;38(2):122-32. https://doi.org/10.1177/0309364613490441
3. Dr GLEASGUN. Epidemiology of lower extremity amputation in centres in Europe, North America and East Asia. Journal of British Surgery. 2000;87(3):328-37. https://doi.org/10.1046/j.1365-2168.2000.01344.x
4. Kamali M, Ghaderi M, Karimi MT. INFLUENCE OF VISION ON STANDING STABILITY OF BELOW KNEE AMPUTEES. Studies in Medical Sciences. 2014;25(9):845-52.
5. Kavounoudias A, Tremblay C, Gravel D, Iancu A, Forget R. Bilateral changes in somatosensory sensibility after unilateral below-knee amputation. Archives of physical medicine and rehabilitation. 2005;86(4):633-40. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2004.10.030
6. Sharifmoradi K, Kamali M, Karimi MT. Effect of Hemipelvectomy Amputation on Kinematics and Muscle Force Generation of Lower Limb While Walking. Archives of Rehabilitation. 2017;18(2):122-31. https://doi.org/10.21859/jrehab-1802120
7. Schmalz T, Altenburg B, Ernst M, Bellmann M, Rosenbaum D. Lower limb amputee gait characteristics on a specifically designed test ramp: Preliminary results of a biomechanical comparison of two prosthetic foot concepts. Gait & Posture. 2019;68:161-7. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.11.017
8. Browning RC, Kram R. Effects of

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-10-30]

[DOI: 10.22034/IJRN.9.4.3]

obesity on the biomechanics of walking at different speeds. Medicine and science in sports and exercise. 2007;39(9):1632. https://doi.org/10.1249/mss.0b013e318076b54b

9. Silverman AK, Fey NP, Portillo A, Walden JG, Bosker G, Neptune RR. Compensatory mechanisms in below-knee amputee gait in response to increasing steady-state walking speeds. Gait & posture. 2008;28(4):602-9. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.04.005
10. UnderwoodHA,TokunoCD,EngJJ.Acomparison of two prosthetic feet on the multi-joint and multi-plane kinetic gait compensations in individuals with a unilateral trans-tibial amputation. Clinical Biomechanics. 2004;19(6):609-16. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.02.005
11. Melzer I, Yekutiel M, Sukenik S. Comparative study of osteoarthritis of the contralateral knee joint of male amputees who do and do not play volleyball. The Journal of rheumatology. 2001;28(1):169-72.
12. Norvell DC, Czerniecki JM, Reiber GE, Maynard C, Pecoraro JA, Weiss NS. The prevalence of knee pain and symptomatic knee osteoarthritis among veteran traumatic amputees and nonamputees. Archives of physical medicine and rehabilitation. 2005;86(3):487-93. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2004.04.034
13. Ghanbarzadeh A, Azadian E, Majlesi M, Jafarnezhadgero AA, Akrami M. Effects of Task Demands on Postural Control in Children of Different Ages: A Cross-Sectional Study. Applied Sciences. 2022;12(1):113. https://doi.org/10.3390/app12010113
14. Azadian E, Torbati HRT, Kakhki ARS, Farahpour N. The effect of dual task and executive training on pattern of gait in older adults with balance impairment: A Randomized controlled trial. Archives of Gerontology and Geriatrics. 2016;62:83-9. https://doi.org/10.1016/j.archger.2015.10.001
15. Dusing SC, Izzo TA, Thacker LR, Galloway JC. Postural complexity differs between infant born full term and preterm during the development of early behaviors. Early human development. 2014;90(3):149-56. https://doi.org/10.1016/j.earlhumdev.2014.01.006
16. Stergiou N, Decker LM. Human movement variability, nonlinear dynamics, and pathology: is there a connection? Human movement science. 2011;30(5):869-88. https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.002
17. Stergiou N, Yu Y, Kyvelidou A. A perspective on human movement variability with applications in infancy motor development. Kinesiology Review. 2013;2(1):93-102. https://doi.org/10.1123/krj.2.1.93
18. Haid T, Federolf P. Human postural control: assessment of two alternative interpretations of center of pressure sample entropy through a principal component factorization of whole-body kinematics. Entropy. 2018;20(1):30. https://doi.org/10.3390/e20010030
19. Gao J, Hu J, Buckley T, White K, Hass C. Shannon and Renyi entropies to classify effects of mild traumatic brain injury on postural sway. PLoS One. 2011;6(9):e24446. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0024446
20. Lubetzky AV, Harel D, Lubetzky E. On the effects of signal processing on sample entropy for postural control. PloS one. 2018;13(3):e0193460. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0193460
21. Ramdani S, Seigle B, Lagarde J, Bouchara F, Bernard PL. On the use of sample entropy to analyze human postural sway data. Medical engineering & physics. 2009;31(8):1023-31. https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2009.06.004
22. Pierce SR, Paremski AC, Skorup J, Stergiou N, Senderling B, Prosser LA. Linear and nonlinear measures of postural control in a toddler with cerebral palsy: Brief report. Pediatric Physical Therapy. 2020;32(1):80-3. https://doi.org/10.1097/PEP.0000000000000669
23. Kiefer AW, Armitano-Lago CN, Cone BL, Bonnette S, Rhea CK, Cummins-Sebree S, et al. Postural control development from late childhood through young adulthood. Gait & Posture. 2021;86:169-73. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2021.02.030
24. Ahmadi S, Siragy T, Nantel J. Regularity of kinematic data between single and dual-task treadmill walking in people with Parkinson's disease. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2021;18(1):1-14. https://doi.org/10.1186/s12984-021-00807-5
25. Li Y, Mache MA, Todd TA. Complexity of center of pressure in postural control for children with autism spectrum disorders was partially compromised. Journal of applied biomechanics. 2019;35(3):190-5.

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-10-30]

[DOI: 10.22034/IJRN.9.4.3]

https://doi.org/10.1123/jab.2018-0042
26. Busa MA, Jones SL, Hamill J, van Emmerik RE. Multiscale entropy identifies differences in complexity in postural control in women with multiple sclerosis. Gait & posture. 2016;45:7-11. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.12.007
27. Sun R, Hsieh KL, Sosnoff JJ. Fall risk prediction in multiple sclerosis using postural sway measures: a machine learning approach. Scientific reports. 2019;9(1):1-7. https://doi.org/10.1038/s41598-019-52697-2
28. Hoffmann CP, Seigle B, Frère J, Parietti-Winkler C. Dynamical analysis of balance in vestibular schwannoma patients. Gait & Posture. 2017;54:236-41. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.03.015
29. Yeh J-R, Lo M-T, Chang F-L, Hsu L-C. Complexity of human postural control in subjects with unilateral peripheral vestibular hypofunction. Gait & Posture. 2014;40(4):581-6. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.06.016
30. Potvin-Desrochers A, Richer N, Lajoie Y. Cognitive tasks promote automatization of postural control in young and older adults. Gait & posture. 2017;57:40-5. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.05.019
31. Rhea CK, Diekfuss JA, Fairbrother JT, Raisbeck LD. Postural control entropy is increased when adopting an external focus of attention. Motor control. 2019;23(2):230-42. https://doi.org/10.1123/mc.2017-0089
32. Besnard S, Lopez C, Brandt T, Denise P, Smith PF. The vestibular system in cognitive and memory processes in mammals: Frontiers Media SA; 2016. https://doi.org/10.3389/978-2-88919-744-6
33. Blons E, Arsac LM, Gilfriche P, Deschodt-Arsac V. Multiscale entropy of cardiac and postural control reflects a flexible adaptation to a cognitive task. Entropy. 2019;21(10):1024. https://doi.org/10.3390/e21101024
34. Ferrari A, Benedetti MG, Pavan E, Frigo C, Bettinelli D, Rabuffetti M, et al. Quantitative comparison of five current protocols in gait analysis. Gait Posture. 2008;28(2):207-16. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.11.009
35. Winter DA. Biomechanics and motor control of human gait: normal, elderly and pathological1991.
36. Damavandi M, Dixon PC, Pearsall DJ. Ground reaction force adaptations during cross-slope walking and running. Human movement science. 2012;31(1):182-9. https://doi.org/10.1016/j.humov.2011.06.004
37. Pincus SM. Approximate entropy as a measure of system complexity. Proceedings of the National Academy of Sciences. 1991;88(6):2297-301. https://doi.org/10.1073/pnas.88.6.2297
38. Kaffashi F, Foglyano R, Wilson CG, Loparo KA. The effect of time delay on approximate & sample entropy calculations. Physica D: Nonlinear Phenomena. 2008;237(23):3069-74. https://doi.org/10.1016/j.physd.2008.06.005
39. Grassberger P, Procaccia I. Measuring the strangeness of strange attractors. The theory of chaotic attractors: Springer; 2004. p. 170-89. https://doi.org/10.1007/978-0-387-21830-4_12
40. Lloyd CH, Stanhope SJ, Davis IS, Royer TD. Strength asymmetry and osteoarthritis risk factors in unilateral trans-tibial, amputee gait. Gait & posture. 2010;32(3):296-300. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.05.003
41. Andriacchi TP, Mündermann A. The role of ambulatory mechanics in the initiation and progression of knee osteoarthritis. Current opinion in rheumatology. 2006;18(5):514-8. https://doi.org/10.1097/01.bor.0000240365.16842.4e
42. Shelburne KB, Torry MR, Pandy MG. Contributions of muscles, ligaments, and the ground-reaction force to tibiofemoral joint loading during normal gait. Journal of orthopaedic research. 2006;24(10):1983-90. https://doi.org/10.1002/jor.20255
43. Vidal AB, Monezi LA, Sarro KJ, De Barros RML. Analysis of required coefficient of friction in running and walking. Sports Biomechanics. 2019. https://doi.org/10.1080/14763141.2019.1601251
44. Wang S, Pai Y-C, Bhatt T. Is there an optimal recovery step landing zone against slip-induced backward falls during walking? Annals of biomedical engineering. 2020;48(6):1768-78. https://doi.org/10.1007/s10439-020-02482-4
45. Chang AH, Moisio KC, Chmiel JS, Eckstein F, Guermazi A, Prasad PV, et al. External knee adduction and flexion moments during gait and medial tibiofemoral disease progression in knee osteoarthritis. Osteoarthritis and cartilage. 2015;23(7):1099-106. https://doi.org/10.1016/j.joca.2015.02.005
46. Chehab EF, Favre J, Erhart-Hledik JC, Andriacchi TP. Baseline knee adduction and

[Downloaded from ijrn.ir on 2026-10-30]

[DOI: 10.22034/IJRN.9.4.3]

flexion moments during walking are both associated with 5 year cartilage changes in patients with medial knee osteoarthritis. Osteoarthritis and cartilage. 2014;22(11):1833-9. https://doi.org/10.1016/j.joca.2014.08.009

47. Royer TD, Wasilewski CA. Hip and knee frontal plane moments in persons with unilateral, trans-tibial amputation. Gait & posture. 2006;23(3):303-6. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.04.003
48. WU J, WU B, Wang J. The assessment of human gait function based on wavelet entropy. Space Medicine & Medical Engineering. 2006.
49. Liang S, Jia H, Li Z, Li H, Gao X, Ma Z, et al., editors. Fall risk factors analysis based on sample entropy of plantar kinematic signal during stance phase. 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC); 2016: IEEE. https://doi.org/10.1109/EMBC.2016.7591809
50. Vermeulen J. Sample Entropy as a tool for quantifying human gait complexity: the effect of age and walking velocity. 2021.
51. Lipsitz LA, Goldberger AL. Loss of'complexity'and aging: potential applications of fractals and chaos theory to senescence. Jama. 1992;267(13):1806-9. https://doi.org/10.1001/jama.1992.03480130122036
52. Manor B, Costa MD, Hu K, Newton E, Starobinets O, Kang HG, et al. Physiological complexity and system adaptability: evidence from postural control dynamics of older adults. Journal of Applied Physiology. 2010;109(6):1786-91. https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00390.2010
53. Hamill J, van Emmerik RE, Heiderscheit BC, Li L. A dynamical systems approach to lower extremity running injuries. Clinical biomechanics. 1999; 14 (5):297-308. https://doi.org/10.1016/S0268-0033(98)90092-4

[Downloaded from ijm.ir on 2026-10-30]

[DOI: 10.22034/IJRN.9.4.3]