تأثیر پنجه ساچ و داینامیک بر متغیرهای کینتیکی جذب شوک، نیروی برآیند عکس‌العمل زمین و ایمپالس عمودی در فاز استانس دویدن افراد قطع عضو یک‌طرفه ترانس‌تیبیال

مهرداد عنبریان[1]، محمدحسن مدرس سبزواری[2]، محمدرضا صفری[3]، سید فرهاد طباطبایی[4]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: افراد معلول دچار قطع عضو ترانس‌تیبیال هنگام دریافت اندام مصنوعی، ناگزیر به استفاده از یک نمونه از پنجه‌ها، جهت جایگزینی عضو از دست رفته هستند. ویژگی‌های بیومکانیکی دویدن افراد قطع عضو ترانس‌تیبیال با پنجه‌های مختلف مورد بررسی قرار گرفته است. علیرغم اینکه پنجه ساچ (SACH) و داینامیک شرکت (Otto Bock) جزء رایج‌ترین پنجه‌های مصرفی در ایران است، بررسی عملکرد این پنجه‌ها در فعالیت‌های حرکتی کمتر مورد توجه قرار گرفته است. هدف از این پژوهش بررسی تأثیر پنجه ساچ و داینامیک بر برخی متغیرهای کینتیکی در فاز استانس دویدن افراد قطع عضو یکطرفه ترانس‌تیبیال می‌باشد.

مواد و روش‌ها: ۸ مرد قطع عضو یکطرفه ترانس‌تیبیال در این مطالعه شرکت کردند. هر آزمودنی با هر یک از پنجه‌ها سه بار مسیر ۱۲ متری را با سرعت ۲/۵ متر بر ثانیه می‌دوید. از صفحه نیرو Kistler برای جمع آوری اطلاعات کینتیکی و از سیستم آنالیز حرکت Vicon برای کنترل سرعت دویدن استفاده شد. برای تعیین اثر پنجه‌ها از آزمون آماری آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری در داده‌های نرمال و آزمون فریدمن در داده‌های غیر نرمال استفاده شد ($P < ۰/۰۵$).

یافته‌ها: پای قطع عضو افراد قطع عضو ترانس‌تیبیال یکطرفه شاخص جذب شوک (قلّه‌ی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین هنگام تماس پاشنه) نداشت. نیروی برآیند عکس‌العمل زمین میان پنجه ساچ، داینامیک و پنجه مورد استفاده آزمودنی‌ها به طور معناداری متفاوت بود ($P < ۰/۰۰۱$) که پنجه ساچ نیروی برآیند عکس‌العمل زمین بیش‌تری ($P < ۰/۰۰۱$) نسبت به پنجه داینامیک و پنجه اصلی داشت اما ایمپالس عمودی میان پنجه‌ها تفاوت معناداری نداشت ($P = ۰/۳۸$).

نتیجه‌گیری: نتایج مطالعه حاضر نشان داد که هنگام دویدن، نیروی برآیند عکس‌العمل زمین در پای قطع عضو با پنجه ساچ بیش‌تر از پنجه داینامیک است و می‌تواند موجب افزایش خطر ابتلا به درد پتلوفمورال در پای قطع عضو شود.

کلید واژه‌ها: قطع عضو ترانس‌تیبیال، پنجه ساچ، پنجه داینامیک، دویدن، کینتیک

ارجاع: عنبریان مهرداد، مدرس سبزواری محمدحسن، صفری محمدرضا، طباطبایی سید فرهاد. **تأثیر پنجه ساچ و داینامیک بر متغیرهای کینتیکی جذب شوک، نیروی برآیند عکس‌العمل زمین و ایمپالس عمودی در فاز استانس دویدن افراد قطع عضو یک‌طرفه ترانس‌تیبیال.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۴؛ ۱۱ (۲): ۹۱-۸۴

تاریخ دریافت: ۱۳۹۳/۵/۱۹ تاریخ پذیرش: ۱۳۹۴/۲/۶

مقدمه

آمپوتاسیون (Amputation) یا قطع عضو به برداشتن یک عضو از طریق برش استخوان گفته می‌شود (۱). قطع عضو دلایل و عوامل مختلفی می‌تواند داشته باشد. بیماری‌ها، تصادف، جنگ و عوامل مادرزادی ازجمله دلایل قطع عضو است. قطع عضو زیر زانو رایج‌ترین نوع قطع عضو در میدان جنگ و زندگی غیرنظامی است (۳, ۲). قطع عضو از زیر زانو و در قسمت ساق پا (استخوان تیبیا) قطع عضو ترانس‌تیبیال (Transtibial amputation) نامیده می‌شود. افراد معلول دچار قطع عضو ترانس‌تیبیال هنگام دریافت اندام مصنوعی ناگزیر به استفاده از یک نمونه از پنجه‌ها، جهت جایگزینی عضو از دست رفته هستند. ویژگی های بیومکانیکی دویدن افراد قطع عضو ترانس‌تیبیال با پنجه‌های مختلف مورد بررسی قرار گرفته است (۱۳-۴). در دهه‌ی ۱۹۵۰ میلادی تحقیقی که در دانشگاه کالیفرنیا انجام شد به توسعه کامل وسیله‌ای که امروزه SACH Foot نامیده می‌شود، انجامید. این پنجه به سرعت در سراسر جهان مورد توجه و محبوبیت قرار گرفت و اگرچه یک طرح اولیه است، چند کاربردی بودن آن تأیید شده است (۱۴). پنجه‌های ساچ به علت سادگی، ارزان بودن و دوام بیش‌تر همواره رایج‌ترین پنجه تجویزی بوده است. این پنجه فاقد مفصل

۱- دانشیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران
۲- کارشناس ارشد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران
۳- استادیار، گروه ارتز و پروتز، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران
۴- دانشیار، گروه ارگونومی، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران
نویسنده مسؤول: محمدحسن مدرس سبزواری
Email: kolosar_2006@yahoo.com

مکانیکی بوده و برای مشابه سازی حرکات مفصلی به انعطاف‌پذیری ساختاری‌اش متکی است (۱۵).

در مقابل، پنجه‌های دینامیک از نوع دیگر پنجه‌های مورد استفاده است که با داشتن یک کیل (قطعه مرکزی) فنر مانند که تحت بار اعمالی که به آن تابیده‌شده، انرژی پتانسیل را ذخیره می‌کنند و در بخش انتهایی مرحله استانس آن را آزاد می‌کنند. پذیرش کلینیکی پنجه‌های دینامیک از زمان توسعه آن‌ها در اواسط دهه‌ی ۱۹۸۰میلادی پیوسته افزایش پیدا کرده است تا جایی که امروزه یکی از رایج‌ترین پنجه‌های تجویزی هستند. پنجه دینامیک در ابتدا برای برطرف کردن مشکل افراد قطع عضو که معتقد بودند کیل سخت پنجه‌های ساچ مانع دویدن یا فعالیت‌های تفریحی مشابه می‌شود، طراحی شد (۱۵)؛ اما مطالعات کمی عملکرد بیومکانیکی پنجه‌های ساچ و دینامیک را نسبت به یکدیگر در هنگام دویدن بررسی کرده است (۱۲-۹). ارزیابی بیومکانیکی حرکت به وسیله بررسی خصوصیات کینماتیکی و کینتیکی حرکت انجام می‌گرفته است. بررسی متغیرهای کینتیکی به دلیل مطالعه ویژگی‌های جذب شوک و سبک حرکت مفیدتر گزارش شده است (۹). نیروی عکس‌العمل زمین وارده زیاد و همچنین نیروی عکس‌العمل زمین وارده در مدت زمان زیاد (ایمپالس زیاد) علت آسیب‌های عضلانی-اسکلتی مختلف ذکر شده است (۱۶). Prince و همکاران در تحقیق خود نتیجه گرفتند که پروتزهای پنجه با کیل انعطاف‌پذیر (دینامیک) از لحاظ کینتیکی، تقارن بهتری (بین دو پای فرد قطع عضو) نسبت به پنجه ساچ در دویدن نشان می‌دهند (۱۱). همچنین جذب شوک مؤثر ویژگی مطلوب برای هر پنجه است زیرا به وسیله کاهش نیروی منتقل شده به سمت بالا، از مفاصل اندام تحتانی حمایت می‌کند (۹). در مطالعه Arya و همکاران جذب شوک پنجه ساچ بهتر از پنجه دینامیک به دست آمده است (۹). امروزه انتظارات افراد قطع عضو افزایش یافته است، به عبارت دیگر تمایل بیش‌تری به شرکت در فعالیت‌های تفریحی و ورزشی دارند (۹)، همچنین مطالعات کمی عملکرد بیومکانیکی پنجه‌های ساچ و دینامیک را نسبت به یکدیگر در هنگام دویدن بررسی کرده است، در نتیجه نیاز به بررسی بیومکانیکی بیش‌تر پنجه ساچ و دینامیک است. افزون بر آنکه در مطالعاتی انجام شده پنجه سیاتل (Seattle) آمریکا به عنوان پنجه دینامیک بررسی شده است (۱۲-۹) در حالی که پنجه ساچ (۱۷, ۱۵) و دینامیک شرکت (Otto Bock) جزء رایج‌ترین پنجه‌های مصرفی است. مطالعه‌ای یافت نشد که عملکرد پنجه دینامیک شرکت (Otto Bock) آلمان را با پنجه ساچ در هنگام دویدن بررسی کرده باشد. بنابراین هدف از این مطالعه بررسی تأثیر دو نمونه پنجه ساچ و دینامیک (1D10) شرکت (Otto Bock) بر روی متغیرهای کینتیکی شامل جذب شوک، نیروی برآیند عکس‌العمل زمین و ایمپالس عمودی دویدن در پای قطع عضو افراد قطع عضو یک‌طرفه ترانس‌تیبیال است.

مواد و روش‌ها

مطالعه حاضر از نوع مداخله‌ای نیمه‌تجربی بود. ۸ مرد قطع عضو یکطرفه پای چپ ترانس‌تیبیال با روش نمونه‌گیری در دسترس یا آسان به صورت داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند.

شرایط ورود به مطالعه بر اساس اطلاعات پرونده پزشکی آزمودنی‌ها تعیین شد که شامل: قطع عضو تروماتیک، قطع عضو یکطرفه ترانس‌تیبیال، نوع سوکت PTB و سوکت داخلی سیلیکون لاینر، سطح فعالیت K3 [طبقه‌بندی سطح فعالیت بر اساس HCFA (۱۸)]، شماره پنجه ۲۶، طول استامپ متوسط، استفاده حداقل ۲ سال از پروتز دائمی و سیستم بینایی سالم بود. شرایط خروج از مطالعه (با توجه به پرونده پزشکی) شامل: وجود درد، زخم، تورم یا حساسیت در استامپ، بیماری قلبی-عروقی، ناهنجاری جسمانی و عضلانی-اسکلتی، ابتلا به مشکلات روحی شدید، مثل افسردگی حاد. پس از احراز تمام شرایط شرکت در مطالعه، آزمودنی‌ها با مراحل تحقیق آشنا شدند و در صورت رضایت، فرم رضایت‌نامه را امضاء نمودند. دو صفحه نیرو سنج (۹۲۸۶A، ساخت شرکت Kistler کشور سوئیس) با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز سیگنال نیروی عکس‌العمل زمین را ثبت و پنج دوربین مادون‌قرمز پرسرعت (Oxford Metrics 640، ساخت شرکت وایکان کشور انگلیس) با فرکانس ۲۰۰ هرتز (۱۹) سرعت خطی مارکر نصب شده روی ساکروم (جهت تشخیص سرعت دویدن) را نمایش دادند. آزمایش‌ها در آزمایشگاه بیومکانیک گروه ارگونومی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی انجام شد. به این علت که اندازه پای تمام آزمودنی‌ها یکسان بود، از یک جفت کفش ورزشی (پاما مدل ۱۷۷۲، ساخت کشور ایران) با رویه فوم و زیره لاستیک برای آزمودنی‌ها استفاده شد (شکل ۱). جهت نزدیک کردن شرایط آزمایش به شرایط واقعی دویدن، از کفش استفاده شد (۹).

شکل ۱. کفش ورزشی پاما مدل ۱۷۷۲

سپس از فرد خواسته شد تا چند دقیقه با کفش بدود تا به آن عادت کند. آزمون هر پنجه در یک روز انجام شد. بنابراین فرد سه بار در محیط آزمایشگاه حضور یافت. برای سازگاری با پنجه‌ها، هر پنجه قبل از آزمایش به مدت حداقل یک هفته توسط آزمودنی‌ها پوشیده شد (۲۰). در ابتدا نحوه‌ی اجرای آزمون برای فرد توضیح داده و دستگاه‌های مورد استفاده به آزمودنی نشان داده شد. به آزمودنی یادآوری شد که هیچ یک از دستگاه‌ها و مداخلات خطری برای او در پی نخواهد داشت. به منظور مقایسه پذیر بودن متغیرهای کینتیکی و کینماتیکی سرعت دویدن یکسان انتخاب شد (۲۱)، بنابراین از هر آزمودنی خواسته شد که با سرعت آهسته بدود. دویدن بین یک تا پنج بار تکرار شد تا سرعت دویدن میان ۲/۳ تا ۲/۸ متر بر ثانیه تنظیم شود. پس از شروع ثبت داده‌های نیرو سنج، اطلاعات توسط دستگاه ذخیره‌شده و در یک فایل با ذکر مشخصات شرایط آزمون نگهداری شد. سه آزمون موفق در هر جلسه گرفته شد (۹). آزمون موفق آزمونی در نظر گرفته شد که کف پا به طور کامل با صفحه نیرو تماس پیدا کرده باشد (۲۳). سپس پنجه مورد آزمایش به طور تصادفی بر روی اندام مصنوعی نصب شد. نصب پنجه و تنظیمات راستای قامتی ایستا و پویا پنجه توسط پروتزیست باسابقه انجام گرفت. به منظور نزدیک بودن شرایط عضلانی در طول مطالعه، از آزمودنی خواسته شد در هفته‌ای که پنجه‌ی مورد آزمایش را مورد

www.mui.ac.ir

استفاده قرار می‌دهد، سطح فعالیت خود را حفظ کند. برای تبدیل داده‌های خام به داده‌های قابل استفاده نیاز به تجزیه و تحلیل و فیلتر داده‌ها بود. تجزیه و تحلیل داده‌ها با نرم‌افزار (WorkStation) (Oxford Metrics 640، ساخت شرکت وایکان کشور انگلیس) انجام شد (۱۸, ۲۵, ۲۴). جهت فیلتر داده‌های خام صفحه نیرو از روش متوسط مربع خطا ((Mean square error (MSE) که در نسخه ۱/۷ مدل (Plug-in Gait) پیش‌فرض نرم‌افزار (WorkStation) می‌باشد به منظور کاهش نویز استفاده شد(۱۷, ۲۴). یکی از شاخص‌های اندازه‌گیری جذب شوک در هنگام راه رفتن و دویدن در مرحله استانس، اندازه قلّه‌ی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین هنگام تماس پاشنه است (۹, ۲۶). در این مطالعه شاخص اندازه قلّه‌ی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین هنگام تماس پاشنه برای بررسی جذب شوک مورد استفاده قرار گرفت. برای دستیابی به نیروی برآیند عکس‌العمل زمین، برآیند بردارهای نیروی عکس‌العمل زمین در سه صفحه با فرمول نویسی ($GRF_T = \sqrt{(F_Z)^2 + (F_Y)^2 + (F_X)^2}$ ، F_Z نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، F_Y نیروی قدامی–خلفی عکس‌العمل زمین، F_X نیروی داخلی–خارجی عکس‌العمل زمین) در نرم‌افزار (Excel Microsoft Office 2010، ساخت شرکت مایکروسافت کشور آمریکا) محاسبه شد. ایمپالس عمودی از حاصل‌ضرب نیروی عمودی در مدت زمان اعمال نیرو به دست آمد. برای تعیین ایمپالس عمودی مساحت زیر نمودار نیروی عمودی عکس‌العمل و زمان را با فرمول نویسی ($\sum_{i=1}^{i=n}[(Fz(t_i) + Fz(t_{i-1})/2) * (t_i - t_{i-1})]$ ، $F_Z(t_i)$ نیروی عمودی عکس‌العمل زمین متناظر زمان (t_i)، n فریم آخر فاز استانس) در نرم‌افزار (Excel) محاسبه شد. با تقسیم نیروی عکس‌العمل زمین بر وزن بدن توسط نرم‌افزار Work Station، نیروی عکس‌العمل زمین، نرمال (Normalize) شده در داده‌های خروجی قرار می‌گرفت. پایایی داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین اندازه‌گیری شده توسط صفحه نیرو Kistler توسط مطالعات گذشته نشان داده شده است (۲۸, ۲۹). برای تجزیه و تحلیل آماری از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۸ (version 18, SPSS Inc., Chicago, IL) استفاده شد. جهت بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون آماری Shapiro-Wilk استفاده شد (۳۰، ۲۹). برای تعیین اثر پنجه در داده‌های نرمال از آزمون آماری آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری با سه سطح (پنجه اصلی، پنجه ساچ و پنجه دینامیک) استفاده شد (**شکل ۲**). آزمون Friedman برای تحلیل داده‌های غیر نرمال مورد استفاده قرار گرفت. سطح معناداری $P \leq ۰/۰۵$ در نظر گرفته شد.

شکل ۲. پنجه‌های مورد استفاده به ترتیب از راست به چپ: پنجه اصلی، پنجه ساچ و پنجه دینامیک

یافته‌ها

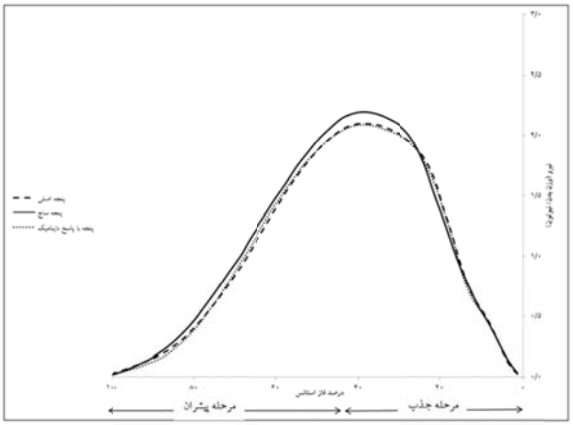
اطلاعات دموگرافیکی آزمودنی‌ها در جدول ۱ مشخص شده است. در بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها نتایج نشان داد که داده‌های ایمپالس عمودی، از توزیع نرمال برخوردار است در حالی که داده‌های نیروی برآیند عکس‌العمل زمین توزیع نرمال نداشت. بنابراین به منظور مقایسه داده‌های ایمپالس عمودی از آزمون پارامتریک تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری و جهت مقایسه داده‌های نیروی برآیند عکس‌العمل زمین از آزمون ناپارامتریک فریدمن استفاده شد. توان آزمون فریدمن با آزمون اندازه‌های تکراری برابری می‌کند (۳۰).

جدول ۱. اطلاعات دموگرافیکی آزمودنی‌های تحقیق (N = ۸)

شاخص	انحراف معیار ± میانگین	P
سن (سال)	۴۸/۱۲±۲/۱۶	۰/۲۵
قد (سانتی‌متر)	۱۷۷/۳۸±۵/۰۱	۰/۶
وزن (کیلوگرم)	۸۶/۶۸±۱۱/۲۲	۰/۷۹

جذب شوک

همان طور که از نمودار (۱) مشخص است، با هیچ‌کدام از پنجه‌ها نیروی برآیند عکس‌العمل زمین هنگام تماس پاشنه با زمین قلّه نداشته است. در نمودار (۱) مشخص است که نیروی برآیند عکس‌العمل زمین با استفاده از پنجه دینامیک با پنجه اصلی شبیه به هم است، اما این برای پنجه ساچ متفاوت است.



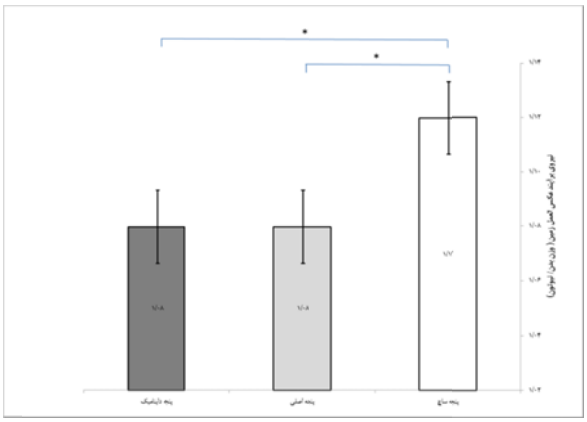
نمودار ۱. مقایسه نیروی برآیند عکس‌العمل زمین با استفاده از سه نوع پنجه نسبت به درصد فاز استانس

نیروی برآیند عکس‌العمل زمین

نتایج آزمون Friedman نشان داد که نیروی برآیند عکس‌العمل زمین میان سه نوع پنجه به طور معناداری متفاوت است (χ^2 = ۴۵/۴۵ ؛df = ۲ ؛P = ۰/۰۰۱). برای مشخص شدن تفاوت معنادار میان سطوح متغیر مستقل از آزمون ویلکاکسون با میزان خطا (P=۰/۰۱۶) (محاسبه‌شده توسط ضریب تصحیح Bonferoni ۳ ÷ ۰/۰۵) استفاده شد. تفاوت نیروی برآیند عکس‌العمل زمین میان پنجه ساچ و پنجه دینامیک (Z = −۵/۷۸ ؛P =۰ /۰۰۱) و همچنین میان پنجه ساچ و پنجه اصلی معنادار بود

www.mui.ac.ir

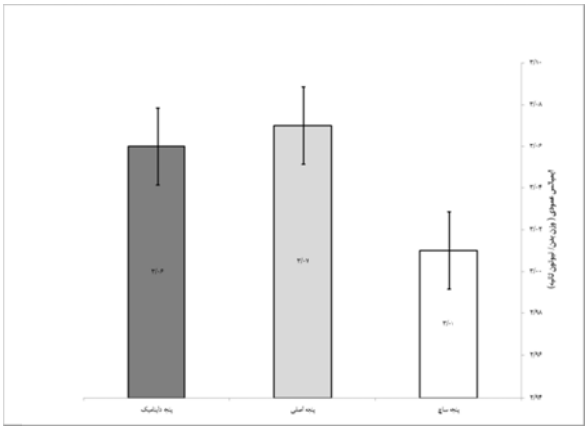
(Z = -۴/۸۴؛ P= ۰/۰۰۱). به طوری‌که میانگین نیروی برآیند عکس‌العمل زمین با پنجه ساچ بیش‌تر از دو پنجه دیگر بود (نمودار ۲).



نمودار ۲. مقایسه نیروی برآیند عکس‌العمل زمین با استفاده از سه نوع پنجه

ایمپالس عمودی

ایمپالس عمودی در این مطالعه مورد بررسی قرار گرفت. همان طور که در نمودار۳ مشخص‌شده است، میانگین ایمپالس عمودی با استفاده از سه نوع پنجه شبیه به هم بوده و تفاوت معناداری میان پنجه‌ها وجود ندارد (F = ۱/۱۴؛ df = ۲؛ P =۰ /۳۸).



نمودار ۳. مقایسه ایمپالس عمودی با استفاده از سه نوع پنجه

بحث

هدف پژوهش حاضر بررسی تأثیر دو نمونه پنجه ساچ و دینامیک (1D10) شرکت (Otto Bock) بر روی متغیرهای کینتیکی شامل نیروی برآیند عکس‌العمل زمین، جذب شوک و ایمپالس عمودی دویدن در پای قطع عضو افراد قطع عضو یک‌طرفه ترانس‌تیبیال بود. نتایج این مطالعه نشان داد که افراد قطع عضو ترانس‌تیبیال یکطرفه با هر دو نمونه پنجه ساچ و دینامیک شاخص قلّه‌ی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین هنگام تماس پاشنه به نمایش نمی‌گذارند. نیروی برآیند عکس‌العمل زمین در پنجه ساچ بیش‌تر از پنجه دینامیک بود. ایمپالس عمودی میان پنجه‌ها تفاوت معناداری نداشت.

همان‌طور که در نمودار ۱ نشان داده شده است، قلّه نیروی عکس‌العمل زمین هنگام تماس پاشنه در این مطالعه مشاهده نشد. این نتایج با مطالعه Munro و همکاران (۳۰)، Sanderson و همکاران (۸) و Engsberg و همکاران (۳۱) مطابقت داشت اما با مطالعه Arya و همکاران (۹) هم‌خوانی نداشت. در مطالعه Munro و همکاران اینگونه بیان شد که قلّه‌ی نیروی عمودی عکس‌العمل هنگام تماس پاشنه در افراد قطع عضو زیر زانو وجود ندارد (۳۰). Sanderson و همکاران در بررسی کینتیکی مفاصل اندام تحتانی افراد قطع عضو یکطرفه زیر زانو هنگام دویدن، قلّه نیروی عکس‌العمل زمین هنگام تماس پاشنه مشاهده نکردند (۹). در مطالعه Engsberg و همکاران که بر روی ۲۱ کودک قطع عضو ترانس‌تیبیال انجام شد، نیروی عمودی عکس‌العمل زمین هنگام تماس پاشنه با زمین قلّه مشاهده نشد (۳۱). در سه مطالعه فوق در مورد دویدن افراد قطع عضو ذکر شده است که نیروی عکس‌العمل زمین در هنگام تماس پاشنه قله ندارد و به عبارت دیگر نیروی عکس‌العمل زمین در فاز استانس یک قله دارد (۹، ۳۱، ۳۲). در افراد سالم هنگام تماس پاشنه نیروی عمودی عکس‌العمل زمین به اولین قلّه نسبی می‌رسد و پس از آن با خم شدن زانو، مقداری از این نیرو توسط عضلات جذب می‌شود (۳۳) که شاید به دلیل شرایط نزدیک روش اجرای تحقیق نظیر الگوی دویدن آزمودنی‌ها، مرحله فلکشن زانو در مطالعات پیشین و مطالعه حاضر وجود نداشته است. البته تفاوت نتایج تحقیق حاضر با برخی مطالعات پیشین نظیر مطالعه Arya و همکاران که برای نیروی عمودی عکس‌العمل زمین هنگام تماس پاشنه اندازه قلّه با دو پنجه ساچ و سیاتل به دست آوردند، در حد قابل توجه نبوده است (۹). در تأیید نتایج تحقیق حاضر، Cortes و همکاران گزارش کردند که اندازه اولین قلّه‌ی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین هنگام راه رفتن می‌تواند تحت تأثیر آزمودنی‌ها باشد (۲۱) و این تفاوت موجود در مطالعات مختلف می‌تواند ناشی از الگوی دویدن متفاوت افراد باشد. حذف مرحله جذب شوک در دویدن افراد قطع عضو، نیروی منتقل شده به مفاصل فوقانی و پتانسیل وقوع آسیب‌های مفاصل اندام تحتانی را افزایش می‌دهد (۱۶، ۲۲). بنابراین در راستای مطالعات قبلی؛ این مطالعه نیز نشان داد که میان دو پنجه ساچ و دینامیک تفاوتی در کاهش پتانسیل آسیب‌های مفاصل اندام تحتانی پای قطع عضو، از طریق جذب شوک وجود ندارد.

در مطالعه حاضر نیروی برآیند عکس‌العمل زمین با پنجه ساچ به طور معناداری بیش‌تر از پنجه دینامیک به دست آمد. نتایج تحقیق حاضر با مقاله Prince و همکاران (۱۱) همسو و با مقاله Arya و همکاران (۹) ناهمسو است. در مطالعه Prince و همکاران (۱۲)، میانگین حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین با پنجه ساچ بیش‌تر از پنجه سیاتل به دست آمد (هرچند از نظر معناداری آماری مقایسه نشده است) که می‌توان استنباط کرد که نیروی عکس‌العمل زمین با پنجه ساچ بیشتر از پنجه سیاتل بوده است که با نتایج مطالعه حاضر همسو است (۱۱). همچنین در مطالعه Lehman و همکاران، میانگین نیروی عکس‌العمل زمین برای پنجه ساچ بیش‌تر از پنجه دینامیک سیاتل و به ترتیب برابر ۸۱۵ و ۷۶۴ نیوتون بود، اما این تفاوت از نظر آماری معنادار نبود (۱۰). البته وجود این تفاوت می‌تواند به تجزیه و تحلیل دو تکلیف حرکتی متفاوت باشد. زیرا در مطالعه Lehman و همکاران، نیروی عکس‌العمل زمین هنگام راه رفتن بررسی و گزارش شده است. بنابراین طبیعی است که هنگام دویدن، مرکز ثقل

www.mui.ac.ir

شتاب بیش‌تری می‌گیرد و در نتیجه نیروی عکس‌العمل زمین افزایش می‌یابد (۱۰). اما در مطالعه Arya و همکاران، میانگین حداکثر نیروی پیشران (اندازه قلّه‌ی دوم نیروی عمودی عکس‌العمل زمین) با پنجه سیاتل و پنجه ساچ تفاوت معناداری نداشت؛ که می‌تواند ناشی از تعداد کم آزمودنی‌ها (N = ۳) باشد (۹). با توجه به اینکه انعطاف‌پذیری ساختاری پنجه دینامیک از پنجه ساچ بیش‌تر است (۱۴) و نیروی برآیند عکس‌العمل زمین منعکس‌کننده جمع جرم اندام‌ها در شتاب آن‌ها است و نیروهای عضلات به اندام‌ها شتاب می‌دهند؛ می‌توان حدس زد که هنگام دویدن با پنجه ساچ عضلات اندام تحتانی برای جبران انعطاف‌پذیری کمتر، بیش‌تر فعالیت می‌کنند. این حدس با مطالعه Czerniecki و همکاران هم‌خوانی دارد که گزارش کردند: کل کار مثبت عضلات پای سالم هنگام دویدن با پنجه ساچ بیش‌تر از افراد نرمال است (۳۴). افزایش نیروی برآیند عکس‌العمل زمین موجب افزایش نیروهای وارده به مفاصل اندام تحتانی می‌شود که این عامل پتانسیل وقوع آسیب را افزایش می‌دهد (۲۲، ۱۶). همچنین با توجه به اینکه نرخ بارگیری برابر است با نیرو تقسیم بر زمان (۳۱)، افزایش نیروی برآیند عکس‌العمل زمین در مدت زمان ثابت باعث افزایش نرخ بارگیری می‌شود. نرخ بارگیری افزایش یافته نیروی عمودی عکس‌العمل ممکن است به نرخ‌های بالاتر بارگیری در مفصل کشکی رانی معنا شود (۳۵) و نرخ بارگیری بالا با آسیب درد پتلوفمورال ارتباط دارد (۳۶). بنابراین به نظر می‌رسد پنجه ساچ با نیروی برآیند عکس‌العمل زمین بزرگتر نسبت به پنجه دینامیک می‌تواند پتانسیل آسیب در مفاصل اندام تحتانی پای قطع عضو به ویژه درد پتلوفمورال را افزایش دهد.

در مطالعه حاضر ایمپالس عمودی با پنجه ساچ و پنجه دینامیک تفاوت معناداری باهم نداشتند که با نتایج مطالعه Arya و همکاران (۹)مشابه اما با مطالعه Prince و همکاران (۱۱) غیرمشابه است. در مطالعه Arya و همکاران، ایمپالس عمودی با پنجه سیاتل و پنجه ساچ تفاوت معناداری نداشت (۹). Prince و همکاران، تقارن ایمپالس عمودی میان دو پای افراد قطع عضو زیر زانو هنگام دویدن بررسی کردند. در این مطالعه ایمپالس عمودی با پنجه ساچ بیش‌تر از پنجه سیاتل گزارش شد، اما از نظر معناداری آماری مورد مقایسه قرار نگرفت (۱۱). به دلیل این‌که نیروی برآیند عکس‌العمل پنجه ساچ بیش‌تر از پنجه دینامیک است، انتظار می‌رفت که ایمپالس این پنجه نیز بیش‌تر باشد (ایمپالس= نیرو × زمان) اما این نتیجه حاصل نشد، علت آن نیز مدت زمان استانس بیش‌تر با پنجه دینامیک است ([ایمپالس پنجه ساچ = نیروی پنجه ساچ × زمان استانس پنجه ساچ] و [ایمپالس پنجه دینامیک = نیروی پنجه دینامیک × زمان استانس پنجه دینامیک]، چون ایمپالس پنجه ساچ = ایمپالس پنجه دینامیک و نیروی پنجه ساچ بیش‌تر از نیروی عمودی پنجه دینامیک است، در نتیجه زمان استانس با پنجه دینامیک باید بیش‌تر از پنجه ساچ باشد). این افزایش زمان استانس ممکن است به دلیل انعطاف‌پذیری بیش‌تر پنجه دینامیک نسبت به پنجه ساچ (۱۴) و/یا نوعی سازوکار جبرانی برای افزایش تقارن دویدن با پنجه پنجه دینامیک باشد (۱۱). همان طور که Prince و همکاران، بیان کردند: افراد قطع عضو به وسیله تعدیل کردن هر دو متغیر نیرو و زمان می‌توانند عدم تقارن دویدن را جبران کنند (۱۱). ایمپالس عمودی زیاد در دویدن می‌تواند علت آسیب‌های مفاصل اندام تحتانی باشد (۱۶). بنابراین در این مطالعه مشاهده شد که میان دو پنجه ساچ و دینامیک تفاوتی در کاهش پتانسیل آسیب‌های مفاصل اندام تحتانی پای قطع عضو، از طریق کاهش ایمپالس عمودی وجود ندارد. نتایج حاصله از این تحقیق، می‌تواند در تجویز پنجه‌های ساچ و دینامیک و نیز طراحی تمرینات دویدن افراد قطع عضو اطلاعات مفیدی را در اختیار قرار دهد.

محدودیت‌ها

در این تحقیق به لحاظ تکنیکی امکان همزمان سازی جمع آوری اطلاعات الکترومایوگرافی با صفحه نیرو وجود نداشت، بنابراین تفسیر تفاوت نیروی برآیند عکس‌العمل زمین میان پنجه‌ها با توجه به فعالیت عضلات ممکن نبود. مدت سازگاری با پنجه‌ها یک هفته بود، در مدت زمان دوهفته یا بیش‌تر ممکن است اطلاعات دقیق‌تری به دست آید.

پیشنهادها

فعالیت عضلات اندام تحتانی هنگام استفاده از پنجه ساچ و پنجه دینامیک در دویدن با الکترومایوگرافی به همراه اطلاعات کینتیکی به صورت هم‌زمان ثبت و بررسی شود. مدت سازگاری با پنجه‌ها به دو هفته افزایش پیدا کند و رفتار کینتیکی پنجه ساچ و پنجه دینامیک هنگام دویدن بررسی و نتایج با مطالعه حاضر مقایسه شود.

نتیجه‌گیری

نیروی برآیند عکس‌العمل زمین با پنجه ساچ بیش‌تر از پنجه دینامیک است و می‌تواند موجب افزایش خطر ابتلا به درد پتلوفمورال در پای قطع عضو شود، در حالی که ایمپالس عمودی میان پنجه ساچ و دینامیک تفاوتی نداشت.

تشکر و قدردانی

این مقاله منتج از پایان نامه مقطع تحصیلی کارشناسی ارشد محمدحسن مدرس سبزواری مصوب دانشگاه بوعلی سینا با کد ۲۱۵۸۰۹۵ است. نویسندگان مراتب قدردانی خود را از مسئولین محترم دانشگاه بوعلی سینا اعلام می‌دارند. همچنین از رئیس محترم گروه‌های خاص پژوهشکده مهندسی و علوم پزشکی جانبازان به خاطر حمایت از انجام این مطالعه سپاسگزاری می‌شود.

نقش نویسندگان

مهرداد عنبریان؛ بازبینی مقاله نگارش شده و تایید محتوی نسخه نهایی مقاله، محمدحسن مدرس سبزواری؛ طراحی مطالعه، تحلیل و تفسیر داده‌ها، تنظیم و نگارش مقاله، محمدرضا صفری و سید فرهاد طباطبایی؛ طراحی مطالعه.

References

1. De Coster TA, Homedan S. Amputation osteoplasty. The Iowa Orthopaedic Journal 2006; 26: 54.
2. Lerner A, Soudry M. Armed conflict injuries to the extremities: A treatment manual. New York, NY: Springer Science and Business Media; 2011. p. 343.
3. Tahmasebi Y, Ebrahimi E, Hassanzadeh A. Comparison between Iranian and German SACH Foot by Gait Analyzer and

Dynamometer. Journal of Research in Rehabilitation Sciences 2008; 3 (1):41-6. [In Persian].
4. Hobara H, Baum BS, Kwon H-J, Linberg A, Wolf EJ, Miller RH, et al. Amputee locomotion: Lower extremity loading using running-specific prostheses. Gait and Posture 2014; 39(1): 386-90.
5. McMulkin ML, Osebold WR, Mildes RD, Rosenquist RS. Comparison of three pediatric prosthetic feet during functional activities. Journal of Prosthetics and Orthotics 2004; 16(3): 78-84.
6. Thomas SS, Buckon CE, Helper D, Turner N, Moor M, Krajbich IJ. Comparison of the Seattle Lite Foot and Genesis II Prosthetic Foot during walking and running. Journal of Prosthetics and Orthotics 2000; 12(1): 9-14.
7. Buckley JG. Biomechanical adaptations of transtibial amputee sprinting in athletes using dedicated prostheses. Clinical Biomechanics 2000; 15(5): 352-8.
8. Sanderson DJ, Martin PE. Joint kinetics in unilateral below-knee amputee patients during running. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 1996; 77(12): 1279-85.
9. Arya AP, Lees A, Nirula HC, Klenerman L. A biomechanical comparison of the SACH, Seattle and Jaipur feet using ground reaction forces. Prosthetics and Orthotics International 1995; 19(1): 37-45.
10. Lehmann JF, Price R, Boswell-Bessette S, Dralle A, Questad K, DeLateur BJ. Comprehensive analysis of energy storing prosthetic feet: Flex Foot and Seattle Foot versus standard SACH foot. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 1993; 74(11): 1225-31.
11. Prince F, Allard P, Therrien RG, McFadyen BJ. Running gait impulse asymmetries in below-knee amputees. Prosthetics and Orthotics International 1992; 16(1): 19-24.
12. Czerniecki JM, Gitter A, Munro C. Joint moment and muscle power output characteristics of below knee amputees during running: The influence of energy storing prosthetic feet. Journal of Biomechanics 1991; 24(1): 63-75.
13. Brouwer BJ, Allard P, Labelle H. Running patterns of juveniles wearing SACH and single-axis foot components. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 1989; 70(2): 128-34.
14. Smith DG, Michael JW, Bowker JH. Atlas of Amputations and Limb Deficiencies: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles. 3rd ed. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2003.
15. Vahab Kashani R, Karimlou M, Bahramizadeh M. A Comparison of two prosthetic feet (SACH foot and Single axis foot) on Walking Balance Variables in Unilateral Transtibial Amputees. Iranian Journal of War and Public Health 2009; 2(1):9-14. [In Persian].
16. Addison BJ, Lieberman DE. Tradeoffs between impact loading rate, vertical impulse and effective mass for walkers and heel strike runners wearing footwear of varying stiffness. Journal of Biomechanics. [In Press].
17. Turcot K, Sagawa Y, Jr., Lacraz A, Lenoir J, Assal M, Armand S. Comparison of the International Committee of the Red Cross foot with the solid ankle cushion heel foot during gait: a randomized double-blind study. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 2013; 94(8): 1490-7.
18. Gailey RS, Roach KE, Applegate EB, Cho B, Cunniffe B, Licht S, et al. The amputee mobility predictor: an instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 2002; 83(5): 613-27.
19. Hobara H, Baum BS, Kwon H-J, Miller RH, Ogata T, Kim YH, et al. Amputee locomotion: Spring-like leg behavior and stiffness regulation using running-specific prostheses. Journal of Biomechanics 2013; 46(14): 2483-9.
20. Hofstad CJ vdLH, van Limbeek J, Postema K. Prescription of prosthetic ankle-foot mechanisms after lower limb amputation. Cochrane Database of Systematic Reviews 2004(1): CD003978
21. Cortes A, Viosca E, Hoyos JV, Prat J, Sanchez-Lacuesta J. Optimisation of the prescription for transtibial (TT) amputees. Prosthetics and Orthotics International 1997; 21(3): 168-74.
22. Goujon H, Bonnet X, Sautreuil P, Maurisset M, Darmon L, Fode P, et al. A functional evaluation of prosthetic foot kinematics during lower-limb amputee gait. Prosthetics and Orthotics International 2006; 30(2): 213-23.
23. Meldrum D, Shouldice C, Conroy R, Jones K, Forward M. Test–retest reliability of three dimensional gait analysis: Including a novel approach to visualising agreement of gait cycle waveforms with Bland and Altman plots. Gait and Posture 2014; 39(1): 265-71.
24. Flick KC, Orendurff MS, Berge JS, Segal AD, Klute GK. Comparison of human turning gait with the mechanical performance of lower limb prosthetic transverse rotation adapters. Prosthetics and Orthotics International 2005; 29(1): 73-81.
25. Su P, Gard SA, Lipschutz RD, Kuiken TA. Gait characteristics of persons with bilateral transtibial amputations. Journal of Rehabilitation Research and Development 2007; 44(4): 491.
26. Karamanidis K, Arampatzis A, Brüggemann G-P. Reproducibility of electromyography and ground reaction force during various running techniques. Gait & Posture 2004; 19(2): 115-23.
27. Diss CE. The reliability of kinetic and kinematic variables used to analyse normal running gait. Gait and Posture 2001; 14(2): 98-103.
28. Razali NM, Wah YB. Power comparisons of shapiro-wilk, kolmogorov-smirnov, lilliefors and anderson-darling tests. Journal of Statistical Modeling and Analytics 2011; 2(1): 21-33.
29. Habibpor Gatabi K SSR. A comprehensive guide for SPSS application in survey studies. 1st ed. Tehran, Iran: Motefakeran; 2013. [In Persian].
30. Munro CF, Miller DI, Fuglevand AJ. Ground reaction forces in running: a reexamination. Journal of Biomechanics 1987; 20(2): 147-55.

31. Engsberg J, Lee A, Tedford K, Harder J. Normative ground reaction force data for able-bodied and trans-tibial amputee children during running. Prosthetics and Orthotics International 1993; 17(2): 83-9.
32. Winter DA. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. 4th ed. Hoboken, NJ: John Willy and Sons; 2009.
33. Hobara H, Sato T, Sakaguchi M, Nakazawa K. Step frequency and lower extremity loading during running. International journal of Sports Medicine 2012; 33(4): 310.
34. Czerniecki JM, Gitter AJ, Beck JC. Energy transfer mechanisms as a compensatory strategy in below knee amputee runners. Journal of Biomechanics 1996; 29(6): 717-22.
35. Cheung RT, Davis IS. Landing pattern modification to improve patellofemoral pain in runners: a case series. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy 2011; 41(12): 914-9.
36. Samaan CD, Rainbow MJ, Davis IS. Reduction in ground reaction force variables with instructed barefoot running. Journal of Sport and Health Science 2014; 3(2): 143-51.

The Effect of SACH and Dynamic-Response Feet on Several Kinetic Variables in Stance Phase of Running of Individuals with Unilateral Transtibial Amputees

Mehrdad Anbarian[1], Mohammad Hassan Modares-Sabzevari[2], Mohammad Reza Safari[3], Seyed Farhad Tabatabai[4]

Original Article

Abstract

Introduction: Receiving artificial limb, transtibial amputees are forced to use a kind of prosthetic feet to replace lost limb. Biomechanical Characteristics of unilateral transtibial amputees with various types of prosthetic feet during running have been studied. Although SACH and Dynamic-Response feet manufactured by Otto Bock are the most components used in Iran, examining function of these feet is less considered in locomotion activity .The purpose of this study was to survey the effect of SACH and Dynamic-Response feet on several kinetic variables in stance phase of running of individuals with unilateral transtibial amputees.

Materials and Methods: Eight male unilateral transtibial amputees participated in this study. Each subjects running in 12 meter runway three times at a speed of 2.5 meters per second with each feet. Kistler force plate and three-dimensional motion analysis Vicon system were used to collect kinetic data and control running speed respectively. Determination the effect of feet was used ANOVA with repeated measures in normal data and Friedman test in non-normal data ($P < 0.05$).

Results: The residual leg of individuals with unilateral transtibial amputees did not show shock absorption index (peak vertical ground reaction force during heel contact). Ground reaction force were significantly different between the SACH, Dynamic-Response and main feet ($P < 0.001$) that SACH feet have greater ground reaction force rather than Dynamic-Response and main feet ($P < 0.001$). There was no statistical difference vertical impulse between feet ($P = 0.38$).

Conclusion: The results of this study showed that the greater ground reaction force with SACH feet than Dynamic response feet and the risk of Patellofemoral pain may be increases in amputated leg.

Keywords: Transtibial amputee, SACH Foot, Dynamic-response foot**,** Running, Kinetic

Citation: Anbarian M, Modares-Sabzevari MH, Safari MR, Tabatabai SF. **The Effect of SACH and Dynamic-Response Feet on Several Kinetic Variables in Stance Phase of Running of Individuals with Unilateral Transtibial Amputees.** J Res Rehabil Sci 2015; 11(2): 84-91.

Received date: 10/08/2014 Accept date: 26/04/2015

1- Associate Professor, Department of Sports Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamadan, Iran
2- Department of Sports Biomechanics, School of Physical Education and Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamadan, Iran
3- Assistant Professor, Department of Prosthetics and Orthotics, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran
4- Associate Professor in Department of Ergonomics, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran
Corresponding Author: Mohammad Hassan Modares-Sabzevari, Email: kolosar_2006@yahoo.com