

مقایسه بیومکانیکی پنجه SACH و Dynamic-Response در افراد قطع عضو ترانس تیبيال هنگام دویدن: یک مطالعه مروری نظام مند

دکتر محمدرضا صفری^۱، محمدحسین مدرس سبزواری^۲، دکتر مهرداد عنبریان^۳، دکتر سید فرهاد طباطبایی^۴

۱- دکتری تخصصی اندام مصنوعی، استادیار گروه ارتز و پروتز دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی

۲- کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی دانشگاه بوعلی سینا

۳- دکتری تخصصی بیومکانیک ورزشی، دانشیار گروه بیومکانیک ورزشی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه بوعلی سینا

۴- دکتری تخصصی مهندسی پزشکی، دانشیار گروه ارگونومی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی

چکیده

زمینه و هدف: یک اندام مصنوعی با کارایی خوب در توانایی افراد قطع عضو (برای انجام فعالیتها) نقش مثبتی دارد. بر اساس جستجوی میدانی و همچنین شواهد تجربی پنجه‌های Dynamic-Response و Solid-Ankle-Cushion Heel: SACH جزء رایج‌ترین پنجه‌های مصرفی است. در نتیجه هدف از این مقاله مروری، بررسی و مقایسه مطالعات بیومکانیکی موجود مربوط به دویدن با پنجه SACH و Dynamic-Response با توجه به پارامترهای اصلی تجزیه و تحلیل دویدن است.

روش بررسی: جستجوی اینترنتی در پایگاه‌های اطلاعاتی Ovid، Pubmed و ScienceDirect بدون محدودیت زمانی انجام شد. عنوان و خلاصه مقالات بر اساس ملاک‌های انتخابی بررسی شدند. کیفیت مقالات با ابزار Downs and Black ارزیابی شد. کلید واژه‌های Dynamic-Response، Amputee، energy-storing، SACH، و Running برای جستجو انتخاب گردید.

یافته‌ها: بر طبق کلمات کلیدی جستجو شده ۷۲۲ مقاله یافت و ۴ مقاله با توجه به ملاک‌های انتخابی، برگزیده شد. تعداد مطالعات یافت شده برای تشخیص برتری بیومکانیکی میان پنجه SACH و پنجه Dynamic-Response کافی نیست.

نتیجه‌گیری: برتری بیومکانیکی میان پنجه SACH و پنجه Dynamic-Response هنگام دویدن واضح نیست. به علاوه متغیرهای وابسته متفاوت میان مطالعات، نتیجه‌گیری جامع را سخت‌تر کرده است. بنابراین مطالعات بیشتر با شرایط آزمودنی‌های مشابه، ابزارهای اندازه‌گیری مشابه و متغیرهای وابسته مشابه توصیه می‌شود.

کلید واژه: قطع عضو ترانس تیبيال، پنجه SACH، پنجه Dynamic-Response، بیومکانیک، دویدن

(ارسال مقاله ۱۳۹۴/۱/۲۵، پذیرش مقاله ۱۳۹۴/۵/۲۷)

نویسنده مسئول: همدان، دانشگاه بوعلی سینا، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی

Email: Kolosar_2006@yahoo.com

مقدمه

خوب در توانایی افراد قطع عضو (برای انجام فعالیتها) نقش مثبتی دارد (۶). تحقیقات برای ارزیابی کارایی پنجه‌های متفاوت، به دو صورت ذهنی (پرسش‌نامه‌ای) و عینی (با استفاده از وسایل آزمایشگاهی) انجام شده است. مطالعات بیومکانیکی (عینی) چرخه راه رفتن افراد قطع عضو، اغلب در نشان دادن بهبود معنادار عملکرد در بین انواع پنجه‌ها ناموفق بوده است (۷). بر اساس جستجوی میدانی و همچنین شواهد تجربی پنجه‌های Dynamic-Response و Solid-Ankle-Cushion Heel: SACH جزء رایج‌ترین پنجه‌های مصرفی است (۸-۱۱). پنجه‌های SACH به علت سادگی، ارزان بودن و دوام بالا، همواره رایج‌ترین پنجه تجویزی بوده است. این پنجه فاقد مفصل بوده و برای مشابه‌سازی حرکات مفصلی به انعطاف‌پذیری ساختاری خود متکی است (۱۲). پنجه‌های داینامیک

افراد معلول دچار قطع عضو ترانس تیبيال (Transtibial) نسبت به انواع دیگر قطع عضو، شبیه‌ترین الگو دویدن را به افراد سالم دارند (۱). این افراد هنگام دریافت اندام مصنوعی (Prosthetic) ناگزیر به استفاده از یک نمونه از پنجه‌ها (Foot)، جهت جایگزینی Foot از دست رفته هستند (۲). پنجه مصنوعی در سال‌های گذشته با توجه به ایده‌های ابتکاری طراحی و مواد اولیه بهتر پیشرفت کرده است (۳). اگر چه تعداد زیادی از انواع پنجه‌ها از نظر تجاری در دسترس هستند، مدارک عینی مفید کلینیکی برای راهنمایی در مورد تجویز این پنجه‌ها کمیاب است (۴). به طور کلی، تجویز صحیح اندام مصنوعی بر اساس تطبیق خصوصیات اندام مصنوعی با نیازهای عملکردی فرد قطع عضو است (۵). در این مسیر در مرحله اول نیاز به شناخت خصوصیات اندام مصنوعی است، همچنین یک اندام مصنوعی با کارایی

مربوط به دويدن با پنجه SACH و Dynamic-Response با توجه به پارامترهای اصلی تجزیه و تحلیل دويدن است.

روش بررسی

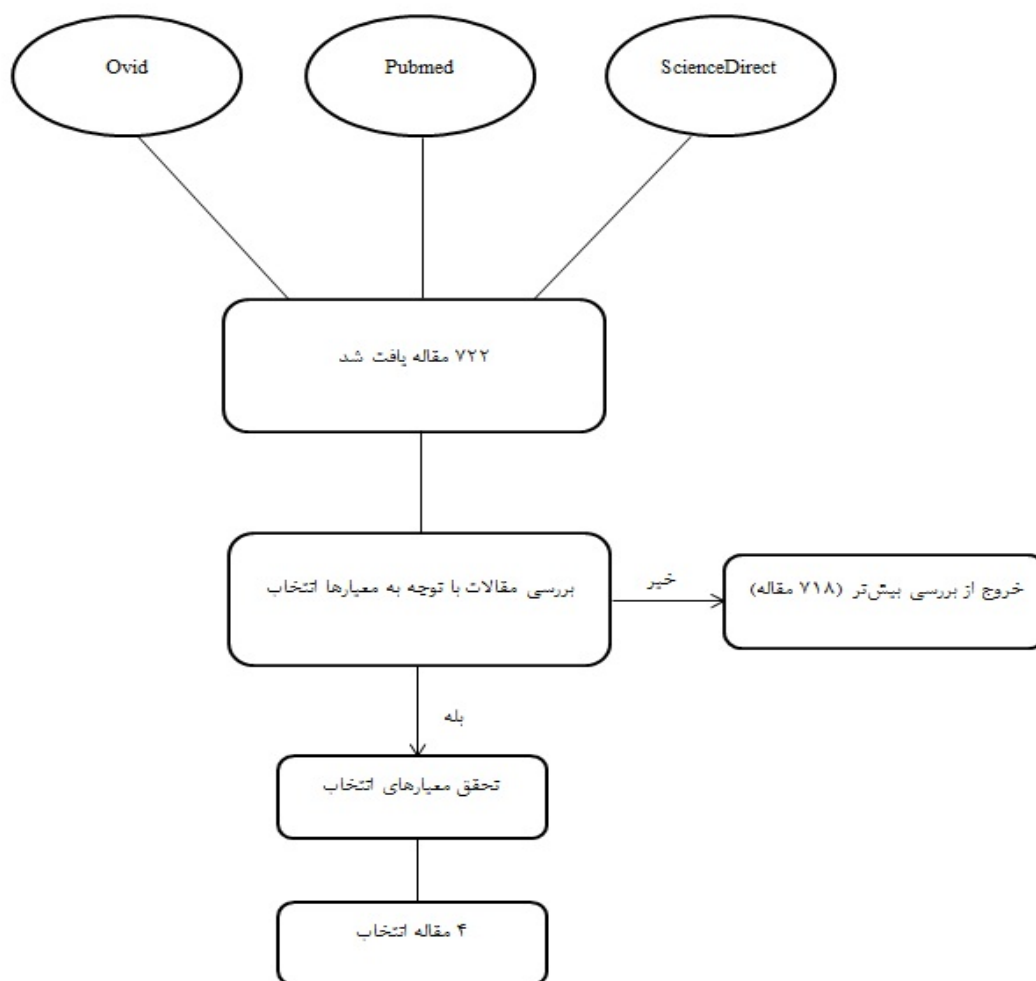
جستجوی اینترنتی در پایگاه‌های اطلاعاتی Ovid، ScienceDirect و Pubmed بدون محدودیت زمانی انجام شد. کلید واژه‌های Amputee، Dynamic-Response، Energy-storing، SACH، و Running برای جستجو انتخاب شدند. مقالات انگلیسی مورد بررسی قرار گرفت. اولین معیار انتخاب این بود که عنوان یا خلاصه مقاله پاسخگوی سؤالات ما باشد. به منظور افزایش دامنه جستجو، منابع مقالات انتخاب شده جهت یافتن مقالات مرتبط‌تر، نیز مورد بررسی قرار گرفت. ملاک‌های بعدی جهت انتخاب نهایی مقالات شامل موارد زیر بود:

مطالعات عینی باشد.

بر روی افراد قطع عضو ترانس تی‌بیال انجام شده باشد.

احتمال این که واژه عینی بودن (Objective) در متن مقالات ذکر نشده باشد وجود داشت، همچنین در بعضی مقالات از واژه قطع عضو زیر زانو برای تعیین محل قطع عضو استفاده شده است. به همین علت واژه‌های Objective و Transtibial amputee از کلیدواژه‌های جستجو کنار گذاشته شد و با مطالعه مقالات این ملاک‌ها مورد بررسی قرار گرفت. برای دستیابی به کیفیت مقالات از ابزار Downs and Black استفاده شد (۲۲). ابزار Downs and Black از ۴ جزء گزارش‌دهی، روایی خارجی، روایی داخلی-سوگیری و روایی داخلی مخدوش‌کننده (سوگیری انتخابی) تشکیل می‌شود که هر کدام به ترتیب شامل ۱۰، ۳، ۷ و ۷ سوال است. اعتبار و صحت این تست به عنوان ابزاری برای ارزیابی کیفیت مطالعات تحقیقی به اثبات رسیده است (۲۳). شکل ۱ شیوه انتخاب مقاله در مقاله مروری حاضر را نشان می‌دهد.

(Dynamic-Response foot) با داشتن یک کیل (Keel) فنر مانند که تحت بار اعمالی به آن، انرژی پتانسیل را ذخیره و در بخش انتهایی مرحله ایستایش (Stance) آن را آزاد می‌کند. پذیرش کلینیکی این پنجه‌ها پیوسته افزایش یافته تا جایی که امروزه یکی از رایج‌ترین اجزای تجویزی هستند (۱۳). Prince و همکاران در سال ۱۹۹۲ نتیجه گرفتند که اندام‌های مصنوعی پنجه با کیل انعطاف‌پذیر (Dynamic-Response) از لحاظ کینتیکی، تقارن بهتری (بین دو پای فرد قطع عضو) نسبت به پنجه SACH در دويدن نشان می‌دهد (۱۴). افراد قطع عضو اندام تحتانی تفاوت معنادار نیروی عکس‌العمل زمین در میان پای قطع عضو و پای سالم هنگام دويدن نشان داده‌اند (۱۷-۱۵). گشتاورهای مفصل غیرطبیعی یا افزایش یافته معمولاً دلالت بر عامل‌های خطرزا برای آسیب دارد (۱۸). بار وارده نامتقارن به پای سالم و پای قطع عضو شیوع آسیب‌های ثانویه مثل آرتروز پای سالم، پوکی استخوان پای قطع عضو و درد کمر را افزایش می‌دهد (۱۹). پنجه کرینی برای به حداقل رساندن این عدم تقارن با استفاده از ذخیره انرژی الاستیک و برگرداندن آن توسعه یافته است (۲۰). پنجه کرینی نیز به عنوان پنجه Dynamic در نظر گرفته می‌شود (۲۱). 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 (۱). در مطالعه Arya و همکاران در سال ۱۹۹۵ جذب شوک پنجه SACH بهتر از پنجه Dynamic-Response به دست آمده است (۱). پنجه داینامیک در ابتدا برای برطرف کردن مشکل افراد قطع عضوی که معتقد بودند کیل سخت (Rigid) پنجه‌های SACH مانع دويدن یا فعالیت‌های تفریحی مشابه می‌شود، طراحی شد (۱۳)؛ اما بررسی بیومکانیکی پنجه‌های Dynamic-Response در مقایسه با پنجه SACH به طور کامل انجام نشده است. نتایج این بررسی‌ها در بعضی موارد هم‌سو و در بعضی دیگر متضاد و بحث‌برانگیز است، در نتیجه هدف از این مقاله مروری، بررسی و مقایسه مطالعات بیومکانیکی موجود



شکل ۱- شیوه انتخاب مقاله

یافته‌ها

است. جدول ۱ روش‌شناسی، اطلاعات آزمودنی‌ها، متغیر مستقل، متغیر وابسته، روش انجام و نتایج مقالات انتخاب شده را خلاصه کرده است. نتایج ارزیابی کیفیت مقالات در جدول ۲ نشان داده شده است.

بر اساس کلمات کلیدی ۷۲۲ مقاله یافت و بر طبق ملاک‌های انتخاب، ۴ مقاله برای مرور برگزیده شد. در میان مطالعات برگزیده شده متغیرهای وابسته مورد بررسی، کاملاً مشابه نیست. بیش‌ترین تحقیقات در مورد پنجه SACH و پنجه Dynamic-Response هنگام دویدن، در زمینه کینتیک بوده

جدول ۱- مطالعات مرور شده

منبع	روش شناسی	آزمودنی‌ها	متغیر مستقل	متغیر وابسته	روش اجرا	نتایج
Arya و همکاران (۱۹۹۵)	مطالعه مقطعی، درون گروهی	۳ مرد قطع عضو ترانس تیپال پای چپ، دامنه سنی ۴۳ تا ۴۷ سال و دامنه جرم ۶۶ تا ۸۶ کیلوگرم. سطح تحرک آزمودنی‌ها فعال بود.	پنجه SACH پنجه Seattle پنجه Jaipur	اوج نیروی برخورد، نرخ بارگیری برخورد، حداکثر نیروی پیشران، ضربه عمودی، ضربه متوقف کننده و ضربه پیشران	آزمودنی‌ها ۱۵ تست دویدن نرم بر روی صفحه نیرو کیستلر انجام دادند. پنجه‌ها به ترتیب به آزمودنی‌ها داده شد. سه جلسه آزمایش در سه روز متفاوت گرفته شد.	ضربه پیشران در بین ۳ نوع پنجه از نظر آماری تفاوت معنادار نشان داد. در این میان پنجه SACH بیشترین ضربه پیشران و پنجه Jaipur کمترین مقدار را به خود اختصاص داد.
Czerniecki و همکاران (۱۹۹۱)	مطالعه مقطعی، بین گروهی و درون گروهی	۵ آزمودنی سالم و ۵ آزمودنی قطع عضو ترانس تیپال یک طرفه مورد بررسی قرار گرفتند.	پنجه SACH پنجه Seattle پنجه Flex	گشتاور مفاصل، توان مفاصل، کل کار و کارایی فنر	آزمودنی‌ها در طول یک هفته استفاده از اندام مصنوعی پنجه با آن سازگار شدند. آزمودنی‌ها در سرعت کنترل شده $10\% \pm 2/8$ متر بر ثانیه دویدند. داده‌های کینماتیک و کینماتیک به صورت همزمان ضبط شد.	با پنجه SACH: (۱) کل کار انجام شده توسط اندام تحتانی کاهش یافت؛ (۲) عضلات اکستنسور ران به منبع اصلی جذب و تولید انرژی تبدیل شدند. با پنجه ذخیره کننده انرژی: (۱) انرژی تولیدی ۲ تا ۳ برابر بزرگتر از پنجه SACH بود؛ (۲) با پنجه Flex آزمودنی‌های قطع عضو، الگو و مقدار کار عضلات اکستنسور ران و زانو طبیعی‌تر نمایش دادند.
Lehmann و همکاران (۱۹۹۳)	مطالعه مقطعی، درون گروهی	۹ آزمودنی قطع عضو ترانس تیپال یک طرفه، دامنه سنی ۲۱ تا ۵۳ سال که قادر به دویدن تا سرعت ۲۰۰ متر بر دقیقه بودند.	پنجه SACH پنجه Flex	خمش در مقابل اعمال بار، نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین، گشتاورهای مفاصل، فرکانس طبیعی، فرکانس مصرف و انرژی متابولیکی مصرفی	مقایسه بیومکانیکی پنجه‌ها در پای سالم و پای ناسالم در آزمایشگاه گیت انجام شد. مقایسه انرژی مصرفی هنگام دویدن روی نوارگردان (Treadmill) انجام شد.	انرژی مصرفی هنگام دویدن با استفاده از این دو نوع پنجه در سرعت‌های مختلف تفاوت معناداری نداشت.
Prince و همکاران (۱۹۹۲)	مطالعه مقطعی، بین گروهی	۹ آزمودنی قطع عضو (۳ زن و ۶ مرد) و ۶ آزمودنی سالم (یک زن و ۵ مرد) در این مطالعه شرکت کردند.	پنجه SACH پنجه Seattle پنجه Flat-Spring foot	حداکثر نیروی عمودی، ضربه عمودی، حداکثر نیروی متوقف کننده، ضربه متوقف کننده، حداکثر نیروی پیشران و ضربه پیشران	آزمودنی‌ها ۷ بار به صورت آزمایشی دویدند تا سرعت را میان $2/8$ تا $3/2$ متر بر ثانیه تنظیم کنند. برای اندازه‌گیری GRF، صفحه نیروی کیستلر مورد استفاده قرار گرفت.	ضربه پیشران در پای قطع عضو با پنجه کیل منعطف به طور معنادار بزرگتر از پنجه کیل سخت بود.

جدول ۲- نتایج ارزیابی کیفیت مقالات

منبع	گزارش‌دهی	روایی خارجی	روایی داخلی - سوگیری	روایی داخلی مخدوش کننده (سوگیری انتخابی)	مجموع امتیاز
Arya و همکاران (۱۹۹۵)	۶	۱	۲	۴	۱۳
Czerniecki و همکاران (۱۹۹۱)	۶	۳	۴	۲	۱۵
Lehmann و همکاران (۱۹۹۳)	۶	۳	۳	۱	۱۳
Prince و همکاران (۱۹۹۲)	۴	۱	۳	۲	۱۰

بحث

تجزیه و تحلیل بیومکانیکی حرکت افراد قطع عضو بر روی ۶ حیطة اصلی متمرکز شده است: ویژگی‌های گام، ویژگی‌های زمانی، کینتیک (Kinetic)، کینماتیک (Kinematic)، فعالیت عضلات و مصرف انرژی متابولیکی (۷). مجموع امتیاز مطالعات مورد بررسی بین ۱۵-۱۰ بود که با توجه به حداکثر امتیاز ممکن ۲۷ در ابزار Downs and Black، به نظر می‌رسد کیفیت مطالعات انجام شده پایین است و نتایج باید با احتیاط مورد استفاده قرار گیرد.

ویژگی‌های گام: شامل اندازه‌گیری سرعت گام، تواتر گام و طول گام می‌شود (۷). هیچ کدام از چهار مطالعه ذکر شده، تواتر گام و طول گام را مورد بررسی قرار ندادند.

ویژگی‌های زمانی: هر اندازه‌گیری مربوط به زمان، در چرخه راه رفتن را شامل می‌شود. زمان ایستایش و زمان نوسان (Swing) بیش‌ترین بررسی را در میان فاکتورهای زمانی به خود اختصاص داده است (۲۴)؛ اما در چهار مطالعه مذکور مورد بررسی قرار نگرفته است.

کینتیک: شاخه‌ای از علم بیومکانیک است که به بررسی حرکت با توجه به عوامل ایجاد حرکت می‌پردازد (۲۵). نیروهای (Forces) بدن مجموع نیروی جاذبه، اینرسی (Inertia) و اجزای عضلانی است و معمولاً با صفحه نیرو (Force Plate) اندازه‌گیری می‌شود. نیروهای مفصل و گشتاورها (Moments) از طریق ترکیب داده‌های کینتیک با اطلاعات کینماتیکی محاسبه می‌شوند. تجزیه و تحلیل‌های بیومکانیکی، اغلب نیروهای تولیدی پنجه‌های ذخیره کننده انرژی و پنجه‌های مرسوم (SACH)، هنگام مراحل مختلف راه رفتن در هر دو پا را مقایسه کرده‌اند (۷). نیروی عکس‌العمل زمین (Ground Reaction

(Force: GRF) که به مؤلفه‌های عمودی (Vertical)، قدامی-خلفی (Anterior-posterior) و داخلی-خارجی (Medial-Lateral) تقسیم می‌شود، از صفحه نیرو به دست می‌آید. به این علت که ضربه (Impulse)، گشتاور، توان (Power) و کار (Work) با نیرو در ارتباط است در بخش کینتیک بحث می‌شود. تجزیه و تحلیل توان اندام تحتانی به تعیین اهمیت عملکرد گروه‌های متفاوت عضلات هنگام حرکت کمک می‌کند (۱۵). در مطالعه Czerniecki و همکاران در سال ۱۹۹۱، ۳ پنجه SACH، Seattle و Flex foot مورد بررسی قرار گرفت. داده‌های کینتیک و کینماتیک بصورت هم‌زمان ثبت شد. برای محاسبه گشتاور خالص عضلات و توان در هر مفصل از مدل اتصال ۴ بخشی استاندارد وینتر (Winter) استفاده شد. توان مفصل به وسیله معادله $P_j = M \cdot \omega$ محاسبه شد (M گشتاور و ω سرعت زاویه‌ای است). کار انجام شده در هر یک از مفاصل اندام تحتانی به وسیله انتگرال توان نسبت به زمان محاسبه شد ($W = \int P dt$). در این مطالعه همه افراد قطع عضو هنگام استفاده از پنجه SACH و Seattle، دامنه بزرگ گشتاورهای فلکسوری (Flexor) زانو بلافاصله پس از تماس پاشنه نشان دادند (SACH ۳۹ نیوتون متر، Seattle ۴۰ نیوتون متر)؛ اما زمانی که پنجه Flex پوشیدند گشتاور فلکسوری زانو ۹ نیوتون متر بود. همچنین گشتاور اکستنشنی (Extension) زانو با پنجه Flex، ۱۳۷ نیوتون متر و با پنجه SACH و Seattle به ترتیب ۹۴ نیوتون متر و ۱۱۱ نیوتون متر بود. مقادیر حداکثر توان مثبت برای پنجه Seattle و پنجه Flex بطور قابل توجه بزرگ‌تر از پنجه SACH و به ترتیب ۲/۵ و ۳/۴ برابر آن گزارش شد. کل کار انجام شده در مرحله ایستایش با پنجه SACH، ۹۹/۷ ژول،

منعطف (۱/۳۲٪ وزن بدن) به طور معناداری بزرگتر از پنجه کیل سخت (۰/۸۶٪ وزن بدن) گزارش شد. مؤلفین بیان کردند که ضربه نسبت به نیروی عکس‌العمل زمین، شاخص بهتری برای توصیف تقارن بین دو پا در سیکل دویدن افراد قطع عضو است و نیروی عکس‌العمل زمین تمایز بیش‌تر میان پنجه‌ها را نمایان می‌کند (۱۴). Arya و همکاران در سال ۱۹۹۵ بر روی ۳ نوع پنجه SACH، Seattle و Jaipur مطالعه کردند. ۵ متغیر کینتیکی مربوط به دویدن نرم (Jogging) شامل اوج نیروی برخورد (Impact Force Peak)، حداکثر نیروی پیشران، ضربه عمودی، ضربه متوقف‌کننده و ضربه پیشران را از منحنی نیروی عکس‌العمل زمین و زمان محاسبه کردند. داده‌ها قبل از تجزیه و تحلیل نسبت به وزن بدن هنجار شد. تنها ضربه پیشران در بین ۳ نوع پنجه از نظر آماری تفاوت معناداری نشان داد. در این میان پنجه SACH، با ۰/۱۳۴ نیوتون ثانیه بر متر بیش‌ترین ضربه پیشران، پنجه Seattle، با ۰/۱۱۱ نیوتون ثانیه بر متر و پنجه Jaipur، با ۰/۰۴۳ نیوتون ثانیه بر متر کم‌ترین مقدار را به خود اختصاص داد (۱). مقایسه مطالعات در زمینه کینتیک نشان داد که پنجه SACH و پنجه Dynamic-Response، تفاوت معناداری در پارامترهای حداکثر نیروی عمودی، ضربه عمودی، حداکثر نیروی متوقف‌کننده، ضربه متوقف‌کننده و حداکثر نیروی پیشران، ندارند (۴، ۱۵)؛ اما تفاوت در ضربه پیشران در هر دو مطالعه مورد بررسی معنادار بود. جالب این که در یک مطالعه این مقدار در پنجه SACH (۱) و در مطالعه دیگر در پنجه Dynamic-Response بیش‌تر بود (۱۴).

کینماتیک: شاخه‌ای از علم بیومکانیک است که ویژگی‌های حرکت (از قبیل مسافت طی شده، سرعت حرکت، زوایای مفاصل و...) را بدون توجه به عوامل ایجاد حرکت بررسی می‌کند (۲۶). تجزیه و تحلیل کینماتیکی، مطالعه حرکات بدن یک عامل رایج در تجزیه و تحلیل راه رفتن افراد قطع عضو و مقایسه پنجه است (۷). ضبط حرکت مبتنی بر روش مارکرگذاری به طور رایج برای ردیابی و توصیف حرکات بدن (کینماتیک) در سه بعد، مورد استفاده قرار می‌گیرد (۲۷).

در مطالعه Prince و همکاران در سال ۱۹۹۲ و هم‌چنین Arya و همکاران در سال ۱۹۹۵، هیچ گونه اطلاعات کینماتیکی در مورد پنجه SACH و پنجه Dynamic-Response مورد بررسی قرار نگرفت. Czerniecki و همکاران در سال ۱۹۹۱، داده‌های کینماتیک را جمع‌آوری، ولی آن را بررسی نکردند و تنها در ترکیب با داده‌های کینتیک، جهت محاسبه گشتاور استفاده کردند. در مطالعه Lehmann و همکاران در سال ۱۹۹۳

پنجه Seattle، ۱۲۷/۶ ژول و پنجه Flex، ۱۴۱/۱ ژول به دست آمد. کارایی فنر (Spring Efficiency) پنجه برابر با مقدار انرژی تولید شده تقسیم بر مقدار انرژی جذب شده است. در این زمینه کارایی فنر پنجه Flex، ۸۴٪، پنجه Seattle، ۵۲٪ و پنجه SACH، ۳۱٪ است (۱۵). در مطالعه Prince و همکاران در سال ۱۹۹۲ دو گروه از افراد، یک گروه با پنجه کیل سخت (SACH foot) و یک گروه با پنجه کیل منعطف (Flexible) (Seattle foot و Flat-Spring foot) مورد آزمایش قرار گرفتند. ۶ متغیر از منحنی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و زمان و منحنی نیروی قدامی-خلفی عکس‌العمل زمین و زمان به دست آمد. حداکثر نیروی عمودی (Vertical Force Peak)، ضربه عمودی (Vertical Impulse)، حداکثر نیروی متوقف‌کننده (Maximum Braking force)، ضربه متوقف‌کننده (Braking Impulse)، حداکثر نیروی پیشران (Maximum Push-off force) و ضربه پیشران (Push-off Impulse) متغیرهای مورد بررسی بود. نیروی متوقف‌کننده در مرحله ابتدایی ایستایش و نیروی پیشران در مرحله انتهایی ایستایش از نیروی عکس‌العمل قدامی-خلفی به دست آمد. ضربه از مساحت زیر منحنی نیرو-زمان محاسبه شد. نیرو نسبت به وزن بدن هنجار (Normalize) و به درصد بیان شد. ضربه فقط نسبت به وزن بدن هنجار و جزء زمان بدون تغییر باقی ماند. مقایسه ۶ متغیر میان پای مصنوعی با پای سالم، تفاوت معناداری با هر دو گروه پنجه نشان داد (سطح معناداری $P < 0.05$ در نظر گرفته شده بود). حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل در پای مصنوعی با استفاده از هر دو گروه پنجه، کوچک‌تر از پای سالم و این مقدار در پای مصنوعی با پنجه SACH بیش‌تر از گروه کنترل (افراد سالم) بود. همین‌طور ضربه عمودی در پای مصنوعی با استفاده از هر دو گروه پنجه، کوچک‌تر از پای سالم و گروه کنترل بود. این مقدار برای پنجه با کیل سخت، ۳۶/۲٪ وزن بدن، با کیل منعطف، ۳۳/۹٪ وزن بدن و برای پای سالم (هنگام استفاده از هر دو نوع پنجه)، تقریباً ۴۳٪ وزن بدن بود. حداکثر نیروی متوقف‌کننده و ضربه متوقف‌کننده در پای مصنوعی با استفاده از هر دو گروه پنجه کوچک‌تر از پای سالم و این مقادیر در پای مصنوعی با پنجه منعطف کم‌تر از گروه کنترل بود. در پای مصنوعی پنجه SACH، بیش‌ترین نیروی متوقف‌کننده (۳۳/۲٪ وزن بدن) و ضربه متوقف‌کننده (۱/۹٪ وزن بدن) را نمایش داد. حداکثر نیروی پیشران و ضربه پیشران در پای مصنوعی با استفاده از هر دو گروه پنجه، کوچک‌تر از پای سالم و گروه کنترل بود. ضربه پیشران در پای مصنوعی با پنجه کیل

کینماتیک و فعالیت عضلات هنگام دویدن مشاهده نشد. در مقایسه مصرف انرژی متابولیکی و کینتیک پنجه SACH با پنجه Dynamic-Response هنگام دویدن مطالعات نشان داد که تفاوتی در اکثر پارامترهای مورد بررسی ندارند. با توجه به متغیرهای وابسته مورد اندازه‌گیری متفاوت در بین مطالعات و همچنین شرایط آزمودنی‌های متفاوت و ابزار اندازه‌گیری متفاوت، برتری بیومکانیکی میان پنجه SACH و پنجه Dynamic-Response هنگام دویدن واضح نیست.

برای مطالعات بعدی پیشنهاد می‌شود؛ مطالعات کامل‌تری در مورد مقایسه پنجه SACH و پنجه Dynamic-Response که ۶ حیطة اصلی بیومکانیک حرکت افراد قطع عضو را هنگام دویدن بررسی کند انجام شود. همچنین در کنار مطالعات بیشتر با شرایط آزمودنی‌های مشابه، ابزارهای اندازه‌گیری مشابه و پارامترهای مورد بررسی مشابه می‌توان نتایج و نظر قطعی‌تر حاصل کرد.

از محدودیت‌های مطالعه مروری حاضر؛ موجود نبودن نسخه الکترونیکی بعضی از مقالات قدیمی، و در نتیجه صرف زمان طولانی برای دسترسی به آن‌ها بود.

قدردانی

این مقاله مستخرج از پایان نامه کارشناسی ارشد تربیت بدنی گرایش بیومکانیک ورزشی با عنوان "تأثیر پنجه SACH و Dynamic-Response بر متغیرهای کینتیک و کینماتیک در دویدن افراد قطع عضو یکطرفه ترانس تیسیال" دانشگاه بوعلی سینا است با کد ثبتی ۲۱۵۸۰۹۵، که بدینوسیله از مسئولین محترم دانشگاه تشکر و قدردانی می‌نمایم. همچنین از ریاست محترم گروه‌های خاص پژوهشکده مهندسی و علوم پزشکی جانبازان به خاطر حمایت از انجام این مطالعه سپاسگزاری می‌شود.

فقط فرکانس مصرف (Usage Frequency) در یک آزمودنی با استفاده از پنجه Flex foot در سرعت‌های مختلف دویدن، مورد بررسی قرار گرفت.

فعالیت عضلات: در حالی که الکترومایوگرافی برای مطالعه راه رفتن طبیعی و راه رفتن پاتولوژیکی به طور رایج مورد استفاده قرار می‌گیرد، داده‌های الکترومایوگرافی کمی برای تجزیه و تحلیل مقایسه‌ای پنجه هنگام راه رفتن ثبت شده است (۷). در موارد مطالعه شده در زمینه راه رفتن اختلاف قابل توجهی در شدت و مدت زمان فعالیت عضلات اندام تحتانی (هم در پای قطع عضو و هم در پای سالم) میان پنجه‌های ذخیره کننده انرژی و پنجه‌های مرسوم (SACH) وجود ندارد؛ اما در این مورد توافق کمی وجود دارد (۳۰-۲۸). در چهار مطالعه ذکر شده نیز هیچ کدام فعالیت عضلات را مورد بررسی قرار نداده‌اند.

مصرف انرژی: مصرف اکسیژن رایج‌ترین راه اندازه‌گیری مصرف انرژی است که معمولاً نسبت به وزن بدن، فاصله طی شده و یا هر دو، هنجار می‌شود (۱۸). در مطالعه Lehmann و همکاران در سال ۱۹۹۳ مقایسه انرژی مصرفی با استفاده از پنجه SACH و پنجه Flex، در سرعت‌های ۱۴۰، ۱۶۰، ۱۸۰، و ۲۰۰ متر بر دقیقه انجام شد که انرژی مصرفی هنگام دویدن با استفاده از این دو نوع پنجه، تفاوت معناداری نداشت (۱۲).

نتیجه‌گیری حاصل از این مطالعه مروری نشان‌دهنده ضرورت شناخت عملکرد مکانیکی و بیومکانیکی پنجه برای تجویز است. ویژگی‌های گام، ویژگی‌های زمانی، کینتیک، کینماتیک، فعالیت عضلات و مصرف انرژی متابولیکی، ۶ حیطة اصلی مورد بررسی در بیومکانیک حرکت افراد قطع عضو هستند. بیش‌ترین تحقیقات در مورد پنجه SACH و پنجه Dynamic-Response هنگام دویدن، در زمینه کینتیک بوده است. در مرور مقالات بررسی شده، مقایسه میان پنجه SACH و پنجه Dynamic-Response در ویژگی‌های گام، ویژگی‌های زمانی،

REFERENCES

1. 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.
2. Tahmasbi T. Comparison of two SACH foot gait changes in individual with below knee amputee [Dissertation]. Tehran Iran: Univ. Social Welfare And Rehabilitation Sciences; 2005.[Persian].
3. Verma S, Kumar N, Kumar A. Design analysis of variable damping mechanism using magnetorheological fluids for adaptive prosthetic foot. *Journal of Scientific & Industrial Research* 2013;72(4):213-6.
4. Klodd E, Hansen A, Fatone S, Edwards M. Effects of prosthetic foot forefoot flexibility on gait of unilateral transtibial prosthesis users. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 2010;47(9):899-910.

5. Cortes A, Viosca E, Hoyos JV, Prat J, Sanchez-Lacuesta J. Optimisation of the prescription for trans-tibial (TT) amputees. *Prosthetics and Orthotics International* 1997;21(3):168-74.
6. Legro MW, Reiber GE, Czerniecki JM, Sangeorzan BJ. Recreational activities of lower-limb amputees with prostheses. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 2001;38(3):319-25.
7. Hafner BJ, Sanders JE, Czerniecki J, Ferguson J. Energy storage and return prostheses: does patient perception correlate with biomechanical analysis? *Clinical Biomechanics* 2002;17(5):44-325.
8. 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.
9. Tahmasebi T, 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).[Persian].
10. Alavi S. A Comparison of two prosthetic feet (SACH foot & Single axis foot) on walking Balance Variables in Unilateral Transtibial Amputees [Dissertation]. Tehran Iran: Univ. Social Welfare And Rehabilitation Sciences; 2009.[Persian].
11. Alavi S. Principles of Rehabilitation and Prosthetic Use for Below Knee Amputee. Tehran: Ghalam Elm; 2010, 75.[Persian].
12. 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.
13. Smith DG, Michael JW, Bowker JH. Atlas of Amputations and Limb Deficiencies: Surgical, Prosthetic, and Rehabilitation Principles. 3th ed. North River Road: American Academy of Orthopaedic Surgeons; 2003, 418.
14. 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.
15. 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.
16. Miller DI. Resultant lower extremity joint moments in below-knee amputees during running stance. *Journal of Biomechanics* 1987;20(5):529-41.
17. 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.
18. Baum BS. Kinetics in Individuals with Unilateral Transtibial Amputations Using Running-Specific Prostheses [Dissertation]. College Park Usa: Unive. Maryland; 2012.
19. Ventura JD, Klute GK, Neptune RR. The effects of prosthetic ankle dorsiflexion and energy return on below-knee amputee leg loading. *Clinical Biomechanics* 2011;26(3):298-303.
20. Fey NP, Klute GK, Neptune RR. The influence of energy storage and return foot stiffness on walking mechanics and muscle activity in below-knee amputees. *Clinical Biomechanics* 2011;26(10):1025-32.
21. Underwood HA, Tokuno CD, Eng JJ. A comparison 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.
22. Eng JJ, Teasell RW, Miller WC, Wolfe DL, Townson AF, Aubut J-A, et al. Spinal cord injury rehabilitation evidence: method of the SCIRE systematic review. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation* 2007;13(1):1-10.
23. Kamali Ardakani M, Karimi MT. Standing stability of lower limb amputees: a systematic review. *Iranian Journal of War and Public Health* 2013;5(3):58-66.
24. Hofstad CJ vdLH, van Limbeek J, Postema K. Prescription of prosthetic ankle-foot mechanisms after lower limb amputation. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2004; Issue 1:12-30.
25. Winter DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 4th ed. New Jersey: John Wiley & Sons; 2009, 107.
26. Hamill J, Knutzen K, Williams L. *Biomechanical basis of human movement*. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams and Wilkins; 2009, 302.
27. Kent J, Franklyn-Miller A. Biomechanical models in the study of lower limb amputee kinematics: a review. *Prosthetics and Orthotics International* 2011;35(2):124-39.
28. Torburn L, Perry J, Ayyappa E, Shanfield SL. Below-knee amputee gait with dynamic elastic response prosthetic feet: a pilot study. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 1990;27(4):369-84.
29. Perry J, Shanfield S. Efficiency of dynamic elastic response prosthetic feet. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 1993;30(1):137-43.
30. Barth D, Schumacher, L. and Sienko Thomas, S. Gait analysis and energy cost of below- knee amputees wearing six different prosthetic feet. *Journal of Prosthetics and Orthotics* 1992; 4:63-75.

Review Article

Biomechanical comparison of SACH and Dynamic-Response feet in transtibial amputee during running: A systematic review

Safari MR¹, Modares Sabzevari MH^{2*}, Anbarian M³, Tabatabai SF⁴

1- Assistant Professor in Department of Prosthetics and Orthotics, University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran

2- MS.c in Sports Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran

3- Associate Professor in Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Bu-Ali Sina University, Hamedan, Iran

4- Associate Professor in Department of Ergonomics, University of Social Welfare & Rehabilitation Sciences, Tehran, Iran

Abstract

Background and Aim: An suitable prosthesis may have contributed effectively to amputee's ability to accomplish activities. According to the search field and empirical evidence Dynamic-Response feet and SACH feet are common prosthetic components used. Consequently, the purpose of the present review was to compare the biomechanical studies of running with SACH and Dynamic-Response according to main parameters in running analysis.

Materials and Methods: An electronical search was done in PubMed, Ovid and Science Direct without time limitation. The abstract and title of papers were reviewed based on selected Criteria. The quality of the papers was evaluated based on Downs and Black tool. Key words include "Amputee", "Dynamic-Response", "energy-storing", "SACH", and "Running" were selected for the search.

Results: Based on the search keywords, 722 articles were found. Regarding the selection criteria, 4 articles were chosen. Amount of biomechanical studies have been found is not too enough to distinguish preference between SACH feet and Dynamic-Response feet.

Conclusion: The biomechanical preference among SACH feet and Dynamic-Response during running feet is not cleared. In addition, various dependent variables among studies has made harder a comprehensive conclusion. So further studies with similar topics, measurement tools and outcome measures are recommended.

Keywords: Transtibial amputee, SACH feet, Dynamic-Response feet, Biomechanical, Running

***Corresponding Author:** Mohammad Hassan Modares Sabzevari, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Bu-Ali Sina University

Email: Kolosar_2006@yahoo.com