مجله علمی پژوهشی توانبخشی نوین ـ دانشکده توانبخشی ـ دانشگاه علوم پزشکی تهران دوره ۹ شماره ۵ ویژه نامه شماره دو زمستان ۱۳۹۴

مقاله پژوهشی

تاثیر نوع پنجه پروتز بر تعادل ایستای افراد با آمپوتیشن اندام تحتانی

مصطفی کمالی[۱]، دکتر محمد تقی کریمی[۲]، علی طهماسبی[۳]، دکتر کیوان شریف مرادی[۴]

۱- مربی و عضو هیئت علمی گروه آموزشی ارتوپدی فنی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان

۲- دانشیار و عضو هیئت علمی گروه آموزشی ارتوپدی فنی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان

۳- دانشجوی کارشناسی ارشد کاردرمانی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

۴- استادیار و عضو هیئت علمی گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه کاشان

چکیده

زمینه و هدف: تعادل در حین ایستادن از طریق یک پردازش ترکیبی حاصل می شود، که در آن سیستم های عصبی-عضلانی و عضلانی-اسکلتی مختلفی درگیر هستند. آمپوته های زیر زانو استراتژی مچ را از دست می دهند و باید از مکانیزم های دیگر جهت بهبود تعادل ایستا بهره گیرند. در منابع شواهد کافی در رابطه با وضعیت تعادل ایستا در افراد با آمپوتیشن اندام تحتانی وجود ندارد. به علاوه تاثیر نوع پنجه پروتز بر تعادل در حین ایستادن آرام نیز به خوبی مشخص نیست. بنابراین هدف از مطالعه حاضر بررسی تاثیر نوع پنجه پروتز بر تعادل افراد مبتلا به قطع عضو زیر زانو در مقایسه با جمعیت افراد سالم می باشد.

روش بررسی: سه گروه از افراد شامل گروه افراد سالم (۲۰ نفر)، گروه افراد با پنجه ساچ (۱۰ نفر) و گروه افراد با پنجه تک محوره (۱۰ نفر) در این مطالعه شرکت کردند. تعادل افراد از طریق صفحه نیروی کیستلر اندازه گیری شد. از افراد خواسته شد روی صفحه نیرو به مدت یک دقیقه بایستند، در حالی که دست ها در کنار بدن به حالت آویزان، پاها به اندازه ی عرض لگن باز و سر به سمت جلو قرار داشت. تعادل افراد از طریق پارامترهایی مثل دامنه تغییرات مرکز فشار، طول مسیر مرکز فشار و سرعت مرکز فشار در صفحات داخلی-خارجی و قدامی-خلفی محاسبه شد. جهت مقایسه تفاوت مشاهده شده بین سه گروه از آزمون آنالیز واریانس یک طرفه و آزمون Post Hoc استفاده شد.

یافته ها: در رابطه با متغییرهای طول مسیر مرکز فشار و سرعت مرکز فشار در صفحات داخلی-خارجی و قدامی-خلفی تفاوت مشاهده شده بین سه گروه از نظر آماری معنادار بود ($P <$ ۰/۰۵). در رابطه با کلیه پارامترهای اندازه گیری شده، هیچ تفاوت معناداری بین گروه با پنجه تک محوره و گروه افراد سالم مشاهده نگردید ($P >$ ۰/۰۵).

نتیجه گیری: تعادل افراد دچار قطع عضو زیر زانو به دلیل الایمنت قطعات پروتز و همچنین توانایی افراد برای استفاده از مکانیزم های دیگر جهت بهبود و افزایش استابیلیتی در استفاده از پنجه تک محوره در همه پارامترهای مورد اندازه گیری همانند تعادل افراد سالم بود، این در حالی است که افراد با پنجه ساچ تعادلی به مراتب بهتر از افراد سالم را در رابطه با پارامترهای طول مسیر مرکز فشار و سرعت مرکز فشار در صفحات داخلی-خارجی و قدامی-خلفی تجربه می کنند. نوع پنجه پروتز بر تعادل ایستا اثر گذار است؛ تعادل با پنجه ساچ بهتر از تعادل با پنجه تک محوره است. توصیه می شود پنجه ساچ برای آمپوته های مسن و افراد در معرض خطر زمین خوردن استفاده شود.

کلید واژه ها: تعادل،قطع عضو زیر زانو،ساچ، پنجه تک محوره، صفحه نیرو

(ارسال مقاله ۱۳۹۳/۱۱/۱۸، پذیرش مقاله ۱۳۹۴/۶/۱۵)

نویسنده مسئول: اصفهان، خیابان هزار جریب، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، دانشکده علوم توانبخشی، گروه آموزشی ارتوپدی فنی

Email: Karimi@rehab.mui.ac.ir

مقدمه

استابیلیتی در حین ایستادن از طریق یک پردازش ترکیبی که در آن سیستم‌های عصبی-عضلانی و عضلانی-اسکلتی درگیر هستند حاصل می‌شود (۱). استابیلیتی در حین ایستادن و در حین راه رفتن از طریق استراتژی مچ، هیپ و تنه کنترل می‌شود (۲،۱). استراتژی مچ، که تغییر وضعیت مرکز جاذبه از طریق حرکت مفصل مچ تعریف می‌شود، از طریق کنترل عضلات اطراف مچ انجام می‌شود (۴،۳). در آمپوته‌های اندام تحتانی استراتژی مچ از بین رفته است و آمپوته‌ها مجبور به استفاده از سایر مکانیزم‌ها شامل مکانیزم‌های هیپ و تنه هستند (۵). پارامترهای مختلفی جهت ارزیابی استابیلیتی آمپوته‌ها استفاده می‌شود (۹،۸،۷،۶)، یکی از پارامترهایی که برای ارزیابی تعادل مورد استفاده قرار می‌گیرد، مدت زمان فاز استانس است. در تحقیق انجام شده به وسیله Schemed و همکارانش فاز استانس در پای سالم نسبت به پای پروتزی طولانی‌تر بود (۱۰). از طرفی علت آمپوتاسیون نیز بر تعادل تاثیر می‌گذارد، به طوری که افراد با بیماری‌های عروق محیطی منجر به قطع عضو، نسبت به افراد با قطع عضو به علت تروما بی‌ثبات‌تر هستند (۱۱،۸،۵). همچنین به نظر می‌رسد افراد با استامپ کوتاهتر ترنس تیبیال نسبت به افراد با استمپ بلندتر بی‌ثبات‌تر هستند (۱۲). نشان داده شده است که الایمنت پروتز در بازگرداندن تعادل آمپوته‌ها نقشی

مهم بر عهده دارد (۱۳). اگر پروتز به طور صحیح تنظیم راستا شود، تفاوتی بین تعادل فرد آمپوته و فرد نرمال نخواهد بود (۱۵،۱۴). به هر حال دیگر محققین ادعا کرده‌اند که چون آمپوته-های اندام تحتانی استراتژی مچ خود را از دست داده و ورودی‌های حسی مچ و پا را ندارند، تعادلشان با افراد سالم متفاوت خواهد بود (۱۷،۱۶).

قطعات پروتز نیز تعادل را در حین ایستادن و راه رفتن تحت تاثیر قرار می‌دهد (۱۹،۱۸). سفتی مچ در آمپوته‌های زیر زانو بر تعادل ایستا تاثیر می‌گذارد (۱۹) به علاوه نشان داده شده است که آداپتور چرخان هیچ تاثیر مثبتی بر تعادل در حین راه رفتن روی یک خط مستقیم و همچنین چرخیدن ندارد (۱۸). بر طبق منابع موجود در رابطه با تعادل آمپوته‌های زیر زانو شواهد کافی در دسترس نیست. به علاوه شواهدی مبنی بر تاثیر پنجه بر تعادل آمپوته‌های زیر زانو وجود ندارد (۵)، بنابراین هدف از مطالعه حاضر بررسی تاثیر نوع پنجه پروتز بر تعادل افراد مبتلا به قطع عضو زیر زانو در مقایسه با جمعیت افراد سالم می‌باشد.

روش بررسی

سه گروه از افراد شامل گروه افراد سالم (۲۰ نفر)، گروه افراد با پنجه ساچ (۱۰ نفر) و گروه افراد با پنجه تک محوره (۱۰ نفر) در این مطالعه شرکت کردند. جدول ۱ خصوصیات افراد شرکت کننده در این مطالعه را نشان می‌دهد. آمپوته‌های زیر زانو از دو نوع پنجه‌ی پروتز شامل پنجه ساچ و پنجه تک محوره استفاده کردند. جهت حذف متغییرهای مخدوش گر در انتخاب افراد پروتزی، تمام پروتزها دارای سیستم مدولار با سیستم تعلیق PTB و کاف استرپ بود.

معیارهای ورود به مطالعه :

۱. قطع عضو زیر زانوی یکطرفه
۲. محدوده سنی ۲۰ تا ۵۰ سال
۳. نوع پنجه ساچ یا تک محوره (با ساختار سالم)
۴. محدوده زمانی ۲ تا ۵ سال دریافت پروتز
۵. قطع عضو به علت تروما
۶. طول استاندارد استمپ (۱۲/۵ تا ۱۷/۵ سانتی متر)
۷. سیستم پروتز مدولار
۸. سیستم تعلیق PTB با کاف استرپ
۹. عدم وجود اختلال عضلانی-اسکلتی یا محدودیت های کارکردی برای ایستادن و راه رفتن

در ابتدا رضایت نامه‌ی اخلاقی از کمیته‌ی اخلاق در پژوهش دانشگاه علوم پزشکی اصفهان جهت انجام مطالعه دریافت شد و از افراد خواسته شد تا قبل از جمع‌آوری اطلاعات و آغاز مطالعه فرم رضایت نامه کتبی را امضا کنند. در این مطالعه از یک صفحه‌ی نیروی کیستلر (Kistler instrument Corp, Amherst New York USA) (۵۰ در ۶۰ سانتی‌متر) برای اندازه گیری مرکز فشار (Center of Pressure: COP)، که یک تقریب خوب از مرکز ثقل بدن (Center of Gravity: COG) است، استفاده شد. از افراد خواسته شد تا به مدت یک دقیقه بر روی صفحه نیرو بایستند، در حالی که دست‌ها در کنار بدن به حالت آویزان و سر به سمت جلو قرار داشت، همچنین پاهای افراد به اندازه‌ی عرض لگن باز بود. اطلاعات با فرکانس ۱۲۰ هرتز جمع آوری شد. سیگنال صفحهی نیرو با یک فیلتر پائین گذر Butterworth با فرکانس ۱۰ هرتز فیلتر شد. تعادل افراد از طریق پارامترهایی مثل دامنه تغییرات مرکز فشار، طول مسیر مرکز فشار و سرعت مرکز فشار در صفحات داخلی-خارجی و قدامی-خلفی بر طبق فرمول‌های زیر محاسبه شد.

$$\text{COPEAP(mm)} = X_{max} - X_{min} \qquad \text{Equation 1}$$

$$\text{COP EML (mm)} = Y_{max} - Y_{min} \qquad \text{Equation 2}$$

$$\text{PLAP (mm)} = \sum^{n-1} \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2} \qquad \text{Equation 3}$$

$$\text{PLMLmm)} = \sum^{n-1} \sqrt{(y_{i+1} - y_i)^2} \qquad \text{Equation 4}$$

$$\text{VAP (mm/min)} = \frac{\sum^{n-1} \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2}}{t} \qquad \text{Equation 5}$$

$$VML(mm/min) = \frac{\sum_{}^{n-1} \sqrt{(y_{i+1} - y_i)^2}}{t}$$ Equation 6

COPEAP (Center Of Pressure Excursion in anteroposterior direction)، **COPEML** (Center Of Pressure Excursion in mediolateral direction)، **PLAP** (Path Length in anteroposterior direction)، **PLML** (Path Length in mediolateral direction)، **VAP** Velocity of CoP in anteroposterior direction) و **VML** (Velocity of the CoP in the mediolateral direction) به ترتیب دامنه تغییرات مرکز فشار در صفحه قدامی–خلفی، دامنه تغییرات مرکز فشار در صفحه داخلی–خارجی، طول مسیر مرکز فشار در صفحه قدامی–خلفی، طول مسیر مرکز فشار در صفحه داخلی–خارجی، سرعت مرکز فشار در صفحه قدامی–خلفی و سرعت مرکز فشار در صفحه داخلی–خارجی را نشان می دهد. توزیع متغیرها از طریق تست آماری Shapiro-wilk با نقطه معنی داری ۰/۰۵ مورد ارزیابی قرار گرفت. چون که متغیرها دارای توزیع نرمال هستند از تست های پارامتریک برای آنالیز نهایی استفاده شد. جهت مقایسه تفاوت مشاهده شده بین سه گروه از آزمون آنالیز واریانس یک طرفه و Post Hoc استفاده شد.

یافته ها

از میان افراد شرکت کننده در مطالعه حاضر، میانگین سنی افراد گروه نرمال ۴۹±۷ سال بود، که این میزان در گروه افراد با پنجه ساچ و پنجه تک محوره به ترتیب معادل ۵۰±۵ سال و ۵۰±۹ سال بود. اطلاعات موجود در رابطه با قد و وزن افراد شرکت کننده در جدول ۱ نشان داده شده است.

جدول ۱- خصوصیات افراد شرکت کننده در این مطالعه حاضر

گروه ها	تعداد	سن (سال)	وزن (کیلوگرم)	قد (سانتی متر)
گروه با پنجه ساچ	۱۰	۵۰±۵	۶۱±۱۲/۵	۱۷۰±۱۵
گروه با پنجه تک محوره	۱۰	۵۰±۹	۶۰±۵/۹	۱۶۸±۲۰
گروه با افراد سالم	۲۰	۴۹±۷	۵۸±۷/۵	۱۶۵±۱۲

جهت مقایسه تفاوت مشاهده شده بین سه گروه از آزمون آنالیز واریانس یک طرفه استفاده شد. در رابطه با متغییرهای طول مسیر مرکز فشار و سرعت مرکز فشار در صفحات داخلی–خارجی و قدامی–خلفی تفاوت مشاهده شده بین سه گروه از نظر آماری معنادار بود ($P < ۰/۰۵$). درحالی که هیچ تفاوت معناداری در رابطه با دامنه تغییرات مرکز فشار در صفحات داخلی–خارجی و قدامی–خلفی در گروه های تحت مطالعه مشاهده نگردید (جدول ۲).

جدول ۲- تفاوت مشاهده شده در رابطه با دامنه تغییرات مرکز فشار، طول مسیر مرکز فشار و سرعت مرکز فشار در صفحات داخلی-خارجی و قدامی-خلفی در گروه های تحت مطالعه

متغییر	گروه ها	میانگین ± انحراف معیار	مقدار آماره F	P-value
طول مسیر مرکز فشار در صفحه داخلی-خارجی	گروه با افراد سالم	۵۰۲/۱۹±۷۷/۲۱ میلی متر	۹/۴۱	۰/۰۱
	گروه با پنجه ساچ	۳۸۶/۳۵±۱۴۱/۶۹ میلی متر		
	گروه با پنجه تک محوره	۵۳۸/۳۹±۹۸/۶۵ میلی متر		
طول مسیر مرکز فشار در صفحه قدامی-خلفی	گروه با افراد سالم	۴۶۰/۷۷±۶۲/۶۲ میلی متر	۶/۰۸	۰/۰۱
	گروه با پنجه ساچ	۳۶۸/۴۸±۷۳/۶۴ میلی متر		
	گروه با پنجه تک محوره	۴۹۷/۹۳±۷۶/۲۵ میلی متر		
دامنه تغییرات مرکز فشار در صفحه داخلی-خارجی	گروه با افراد سالم	۱۳/۷۵±۵/۳۲ میلی متر	۲/۰۰	۰/۱۵
	گروه با پنجه ساچ	۱۱/۹۷±۵/۴۴ میلی متر		
	گروه با پنجه تک محوره	۱۵/۰۲±۴/۹۷ میلی متر		
دامنه تغییرات مرکز فشار در صفحه قدامی-خلفی	گروه با افراد سالم	۲۵/۲۵±۱۰/۸۴ میلی متر	۰/۸۵	۰/۴۳
	گروه با پنجه ساچ	۱۹/۸۴±۵/۱۳ میلی متر		
	گروه با پنجه تک محوره	۲۷/۵۹±۸/۲۹ میلی متر		
سرعت مرکز فشار در صفحه داخلی-خارجی	گروه با افراد سالم	۱۰۰۴/۴۵±۱۵۴/۴۳ میلی متر بر ثانیه	۱۰/۴۵	۰/۰۱
	گروه با پنجه ساچ	۷۵۵/۵۹±۲۸۷/۴۰ میلی متر بر ثانیه		
	گروه با پنجه تک محوره	۱۰۷۶/۷۸±۱۹۷/۳۲ میلی متر بر ثانیه		
سرعت مرکز فشار در صفحه قدامی-خلفی	گروه با افراد سالم	۹۲۸/۲۲±۱۱۳/۵۱ میلی متر بر ثانیه	۶/۷۶	۰/۰۱
	گروه با پنجه ساچ	۷۳۴/۷۴±۱۴۸/۳۷		
	گروه با پنجه تک محوره	۹۹۵/۸۷±۱۵۲/۵۰ میلی متر بر ثانیه		

جدول ۳ تفاوت مشاهده شده در رابطه با متغییرهای دامنه تغییرات مرکز فشار، طول مسیر مرکز فشار و سرعت مرکز فشار در صفحات داخلی-خارجی و قدامی-خلفی را بین گروه‌های مختلف به طور جداگانه از طریق آزمون Post Hoc نشان می‌دهد. در رابطه با کلیه پارامترهای اندازه گیری شده، هیچ تفاوت معناداری بین گروه با پنجه تک محوره و گروه افراد سالم مشاهده نگردید (P >۰/۰۵).

جدول ۳- تفاوت مشاهده شده در رابطه با متغییرهای دامنه تغییرات مرکز فشار، طول مسیر مرکز فشار و سرعت مرکز فشار در صفحات داخلی-خارجی و قدامی-خلفی بین گروه های مختلف به طور جداگانه

متغیر ها	گروه ها	P-value
طول مسیر مرکز فشار در صفحه داخلی-خارجی	گروه با پنجه ساچ و گروه نرمال	**۰/۰۱
	گروه با پنجه تک محوره و گروه نرمال	۰/۳۸
	گروه با پنجه ساچ و گروه با پنجه تک محوره	**۰/۰۱
طول مسیر مرکز فشار در صفحه قدامی-خلفی	گروه با پنجه ساچ و گروه نرمال	*۰/۰۲
	گروه با پنجه تک محوره و گروه نرمال	۰/۶۸
	گروه با پنجه ساچ و گروه با پنجه تک محوره	**۰/۰۱
سرعت مرکز فشار در صفحه داخلی-خارجی	گروه با پنجه ساچ و گروه نرمال	**۰/۰۱
	گروه با پنجه تک محوره و گروه نرمال	۰/۴۲
	گروه با پنجه ساچ و گروه با پنجه تک محوره	***۰/۰۰۱
سرعت مرکز فشار در صفحه قدامی-خلفی	گروه با پنجه ساچ و گروه نرمال	**۰/۰۱
	گروه با پنجه تک محوره و گروه نرمال	۰/۶۶
	گروه با پنجه ساچ و گروه با پنجه تک محوره	**۰/۰۱

مواردی که در کنار آنها علامت * وجود دارد در فاصله اطمینان ۹۵ درصد، تفاوت مشاهده شده بین دو گروه از نظر آماری معنادار است (P <۰/۰۵). مواردی که در کنار آنها ** وجود دارد در فاصله اطمینان ۹۹ درصد، تفاوت مشاهده شده بین دو گروه از نظر آماری معنادار است (P <۰/۰۱). مواردی که در کنار آنها *** وجود دارد در فاصله اطمینان ۹۹/۹ درصد، تفاوت مشاهده شده بین دو گروه از نظر آماری معنادار است (P<۰/۰۰۱).

بحث

تعادل توانایی افراد برای نگه داشتن بدن در یک وضعیت با ثبات و بازگشت مرکز ثقل از شرایط بی‌ثبات به با ثبات تعریف می‌شود. نشان داده شده است که استابیلیتی از طریق بعضی استراتژی‌ها، شامل استراتژی مچ، هیپ و تنه کنترل شده و افزایش می‌یابد (۲۰،۱). اگر چه استراتژی مچ یک نقش عمده و مهم را در هماهنگی و تنظیم استابیلیتی در حین ایستادن ایفا می‌کند، اما آمپوته ها به علت قطع عضو این استراتژی را از دست داده‌اند. متاسفانه اطلاعات اندکی راجع به تعادل آمپوته‌های زیر زانو وجود دارد، به علاوه اطلاعات کافی راجع به تاثیر نوع پنجه بر تعادل ایستای آمپوته‌های زیر زانو در دسترس نیست، بنابراین هدف از این مطالعه ارزیابی تعادل افراد آمپوته و همچنین ارزیابی تاثیر نوع پنجه بر تعادل ایستا حین ایستادن آرام می‌باشد.

همانطور که مشاهده گردید، تعادل افراد دچار قطع عضو زیر زانو در استفاده از پنجه تک محوره در همه پارامترهای مورد اندازه گیری همانند تعادل افراد سالم بود، این در حالی است که افراد با پنجه ساچ، تعادلی به مراتب بهتر از افراد سالم را در رابطه با پارامترهای طول مسیر مرکز فشار و سرعت مرکز فشار در صفحات داخلی–خارجی و قدامی–خلفی تجربه می کنند. اگرچه آمپوته‌های زیر زانو استراتژی کنترلی مچ را از دست داده‌اند، آنها قادر به بهبود تعادل ایستای خود با استفاده از مکانیزم‌های دیگر، شبیه استراتژی هیپ هستند. در واقع ۲ پارامتر بر تعادل آمپوته‌ها تاثیر گذار است: مکانیزم‌های داخلی (استراتژی هیپ و تنه) و مکانیزم‌های خارجی (الایمنت قطعات پروتز) (۵). در آمپوته‌های زیر زانو مفصل مچ در چند درجه دورسی فلکشن تنظیم می‌شود که باعث می‌شود خط وزن به قدام مفصل مچ و زانو و به پشت هیپ هدایت شود (۲۱). بر طبق نتایج مطالعه‌ی انجام شده به وسیله‌ی Isakov و همکارانش الایمنت قطعات پروتز یک نقش بسیار مهم برای بهبود کارایی آمپوته‌ها در حین ایستادن آرام ایفا می‌کند (۱۵). در واقع تفاوتی بین تعادل افراد سالم و آمپوته زیر زانو با الایمنت صحیح قطعات پروتز وجود نخواهد داشت (۱۴). می‌توان نتیجه گرفت اگرچه آمپوته‌ها استراتژی مچ خود را از دست داده‌اند، آنها قادر به بهبود استابیلیتی از طریق استراتژی هیپ هستند. مطالعات اندکی در منابع راجع به استابیلیتی آمپوته‌ها در حین راه رفتن وجود دارد. بر طبق این مطالعات درصد فاز استانس در پای سالم نسبت به پای پروتزی در یک فرد آمپوته بیشتر است (۲۲،۱۰). این عدم تقارن بی تعادلی را در افراد آمپوته نشان می‌دهد. بر طبق نتایج مطالعه‌ی انجام شده توسط Hafe و همکارانش درصد فاز استانس برای یک فرد آمپوته در پای سالم و پروتزی به ترتیب ۶۸ و ۶۰ درصد است (۲۲). به هر حال این پارامتر یک روش استاندارد برای نشان دادن تعادل نیست.

طبق مقادیر ارائه شده در رابطه با متغییرهای دامنه تغییرات مرکز فشار، طول مسیر مرکز فشار و سرعت مرکز فشار در صفحات داخلی–خارجی و قدامی–خلفی بین دو گروه با پنجه ساچ و پنجه تک محوره، استابیلیتی آمپوته‌ها با پنجه ی ساچ نسبت به پنجه‌ی تک محوره بهتر است. در واقع ۲ پارامتر راجع به تاثیر پنجه بر تعادل ایستا می‌تواند مورد بحث قرار گیرد: حرکت مفصل مچ و سفتی ساختار پنجه (۱۹). بر طبق نتایج مطالعات انجام شده به وسیله‌ی Nederhand و همکارانش یک رابطه ی مثبت بین سفتی مچ و کنترل تعادل داینامیک در آمپوته‌های بالا و زیر زانو وجود دارد. سفتی پنجه‌ی ساچ از پنجه ی تک محوره جهت کاهش حرکات فوت بیشتر است (۱۹). بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که استفاده از پنجه ی ساچ تعادل ایستای آمپوته‌های اندام تحتانی را بهبود می‌بخشد. توصیه می‌شود این پنجه برای آمپوته‌های مسن و همچنین آمپوته‌های بی‌ثبات استفاده شود.

از جمله محدودیت‌های موجود در مطالعه حاضر بررسی تنها دو نوع پنجه ی پروتز است. به علاوه تعداد نمونه‌های مورد مطالعه اندک بودند. بنابراین توصیه می‌شود مطالعات بزرگتر با تعداد نمونه‌های بیشتر و با به کارگیری پنجه‌های متنوع‌تر انجام گردد. تعادل افراد دچار قطع عضو زیر زانو به دلیل الایمنت قطعات پروتز و همچنین توانایی افراد برای استفاده از مکانیزم‌های دیگر جهت بهبود و افزایش استابیلیتی در استفاده از پنجه تک محوره در همه پارامترهای مورد اندازه‌گیری همانند تعادل افراد سالم بود، این در حالی است که افراد با پنجه ساچ تعادلی به مراتب بهتر از افراد سالم را در رابطه با پارامترهای طول مسیر مرکز فشار و سرعت مرکز فشار در صفحات داخلی–خارجی و

قدامی-خلفی تجربه می کنند. نوع پنجه پروتز بر تعادل ایستا اثر گذار است؛ تعادل با پنجه ساچ بهتر از تعادل با پنجه تک محوره است. توصیه می‌شود پنجه ساچ برای آمپوته‌های مسن، افراد در معرض خطر زمین خوردن و آمپوته‌های بی‌ثبات استفاده شود.

قدردانی

این مقاله منتج از پایان نامه مقطع کارشناسی ارشد با کد ۹۲۱۷۴۳۱۰۵ می باشد. نویسندگان بر خود لازم می دانند از کلیه شرکت کنندگان و معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی اصفهان که هزینه های این طرح را بر عهده گرفتند، تشکر نمایند.

REFERENCES

1. Jacobson GP, Newman CW, Kartush JM. Handbook of balance function testing: Mosby Year Book 1993.
2. Winter DA. Sagittal plane balance and posture in human walking. IEEE Eng Med Biol Mag 1987;6(3):8-11.
3. Runge CF, Shupert CL, Horak FB, Zajac FE. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. Gait Posture 1999;10(2):161-70.
4. Kuo AD, Zajac FE. Human standing posture: multi-joint movement strategies based on biomechanical constraints. Prog Brain Res 1993;97:349-58.
5. Kamali M, Karimi MT, Eshraghi A, Omar H. Influential Factors in Stability of Lower-Limb Amputees. Am J Phys Med Rehabil 2013;27.
6. Buckley JG, O'Driscoll D, Bennett SJ. Postural sway and active balance performance in highly active lower-limb amputees. Am J Phys Med Rehabil 2002;81(1):13-20.
7. Clark LA, Zernicke RF. Balance in lower limb child amputees. Prosthet Orthot Int 1981;5(1):11-8.
8. Hermodsson Y, Ekdahl C, Persson BM, Roxendal G. Standing balance in trans-tibial amputees following vascular disease or trauma: a comparative study with healthy subjects. Prosthet Orthot Int 1994;18(3):150-8.
9. Hlavackova P, Franco C, Diot B, Vuillerme N. Contribution of each leg to the control of unperturbed bipedal stance in lower limb amputees: new insights using entropy. PLoS One 2011;6(5):e19661.
10. Schmid M, Beltrami G, Zambarbieri D, Verni G. Centre of pressure displacements in trans-femoral amputees during gait. Gait Posture 2005;21(3):255-62.
11. Quai TM, Brauer SG, Nitz JC. Somatosensation, circulation and stance balance in elderly dysvascular transtibial amputees. Clin Rehabil 2005;19(6):668-76.
12. Lenka P, Tiberwala D. Effect of stump length on postural steadiness during quiet stance in unilateral trans-tibial amputee. Al Ame en J Med Sci 2010;3:50-7.
13. Isakov E, Mizrahi J, Susak Z, Ona I, Hakim N. Influence of prosthesis alignment on the standing balance of below-knee amputees. Clinical Biomechanics 1994;9(4):258-62.
14. Vittas D, Larsen TK, Jansen EC. Body sway in below-knee amputees. Prosthet Orthot Int 1986;10(3):139-41.
15. Isakov E, Mizrahi J, Susak Z, Ona I, Hakim N. Influence of prosthesis alignment on the standing balance of below-knee amputees. Clin Biomech (Bristol, Avon) 1994;9(4):258-62.
16. Tokuno CD, Sanderson DJ, Inglis JT, Chua R. Postural and movement adaptations by individuals with a unilateral below-knee amputation during gait initiation. Gait Posture 2003;18(3):158-69.
17. Kavounoudias A, Tremblay C, Gravel D, Iancu A, Forget R. Bilateral changes in somatosensory sensibility after unilateral below-knee amputation. Arch Phys Med Rehabil 2005;86(4):633-40.
18. Segal AD, Orendurff MS, Czerniecki JM, Shofer JB, Klute GK. Local dynamic stability of amputees wearing a torsion adapter compared to a rigid adapter during straight-line and turning gait. J Biomech 2010;43(14):2798-803.
19. Nederhand MJ, Van Asseldonk EH, van der Kooij H, Rietman HS. Dynamic Balance Control (DBC) in lower leg amputee subjects; contribution of the regulatory activity of the prosthesis side. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2012;27(1):40-5.
20. Gatev P, Thomas S, Kepple T, Hallett M. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. J Physiol 1999;1:915-28.
21. Zahedi MS, Spence WD, Solomonidis SE, Paul JP. Alignment of lower-limb prostheses. J Rehabil Res Dev 1986;23(2):2-19.
22. Hof AL, van Bockel RM, Schoppen T, Postema K. Control of lateral balance in walking. Experimental findings in normal subjects and above-knee amputees. Gait Posture 2007;25(2):250-8.

Research Article

Prosthetic feet and standing stability of patients with below knee amputation

Kamali M[1], Karimi MT[2*], Tahmasebi A[3], Sharif-Moradi K[4]

1- Lecturer, Isfahan University of Medical Sciences, Rehabilitation Faculty, Orthotics and Prosthetics Department, Isfahan, Iran
2- Associate Professor, Isfahan University of Medical Sciences, Rehabilitation Faculty, Orthotics and Prosthetics Department, Isfahan, Iran
3- MSc Student, Tehran University of Medical Sciences, Rehabilitation Faculty, Occupational Therapy Department, Tehran, Iran
4- Assistant Professor, Kashan University, Faculty of Literature and Human Sciences, Physical Education and Sport Sciences Department, Isfahan, Iran

Abstract

Background and Aim: Standing stability is resulted by normal functioning of various neuro-muscular and musculo-skeletal systems. Patients with below knee amputation cannot use ankle strategy due to limb loss and they have to rely on other mechanisms to improve their standing stability. The effect of prosthesis foot on standing stability of patients with below knee amputation is not well understood. Therefore, the aim of this study was to evaluate the stability of below knee amputees and determine the influence of prosthesis foot on stability

Materials and Methods: Fourty subjects participated in this study. Participants were divided into three groups including: (a) normal individuals, (b) amputees using SACH foot and (c) amputees using single axis foot. The stability of subjects was evaluated by use of a Kistler force plate. The subjects were asked to stand on the force plate for one minute and look forward with their hand at their sides. The stability was evaluated by use of some parameters such as excursion of Center of Pressure (COP) and path length and velocity of COP in mediolateral and anteroposterior directions. The difference between the stability of the subjects was determined using One-way ANOVA and Post Hoc test.

Results: There was a significant difference between stability of the three groups during standing with regard to path length and velocity of COP in mediolateral and anteroposterior directions ($P < 0.05$). No significant difference was reported with regard to all of the measured parameters when comparing normal individuals and amputees with single axis foot ($P > 0.05$).

Conclusion: Below-knee amputees standing stability who are using single axis foot have the same standing stability compared to normal subjects; moreover, stability of amputees who are using SACH foot was surprisingly better than normal subjects in some of the parameters including path length and velocity of COP in mediolateral and anteroposterior directions.

Keywords: Standing stability, Below knee amputation, SACH foot, Single axis foot, Force plate

***Corresponding Author:** Dr. Mohammad-taghi Karimi, Isfahan University of Medical Sciences, Rehabilitation Faculty, Orthotics and Prosthetics Department.

Email: Karimi@rehab.mui.ac.ir