بررسی تأثیر سیلیکون لاینر بر تعادل ایستگاهی یک فرد آمپوته زیر زانو: گزارش موردی

طهمورث طهماسبی[1]، مصطفی کمالی[*]

گزارش مورد

چکیده

مقدمه: قطع عضو اندام تحتانی به علت تروما، بیماری‌های عروقی، دیابت و اختلالات مادرزادی ایجاد می‌شود.آمپوته‌ها توانایی راه رفتن و ایستادن را بر طبق سطح قطع عضوشان از دست می‌دهند. انواع مختلفی از پروتزها جهت افزایش کارایی آمپوته مورد استفاده قرار می‌گیرد. تأثیر نوع سیستم تعلیق پروتز بر اختلالات بالانس به طور شفاف مشخص نشده است. بنابراین هدف از این مقاله یافتن ارتباط بین تعادل ایستگاهی افراد آمپوته زیر زانو و نوع سیستم تعلیق می‌باشد.

مواد و روش‌ها: در این مطالعه یک مرد ۴۸ ساله با قطع عضو زیر زانوی یکطرفه بدون هیچ مشکل اسکلتی عضلانی شرکت داده شد. یک صفحه نیروی کیستلر با مبدل‌های پیزوالکتریک نیرو برای اندازه‌گیری پارامترهای مرکز فشار بدن مورد استفاده قرار گرفت. نوسان فرد در صفحه قدامی خلفی و داخلی-خارجی در حین استفاده از دو نوع پروتز (پروتز با سوکت سنتی و پروتز با سوکت سیلیکون لاینر) مورد ارزیابی قرار گرفت.

یافته‌ها: میانگین نوسان مرکز فشار در حین استفاده از پروتز سنتی در صفحه قدامی-خلفی و داخلی خارجی به ترتیب برابر ۲۳/۰۹۳ (با خطای استاندارد: ۴/۱۴) و ۲۲/۵۳ (با خطای استاندارد: ۵/۰۲) در حالت چشم باز می‌باشد در حالی که این اعداد برای پروتز سیلیکون لاینر در صفحه قدامی-خلفی و داخلی-خارجی به ترتیب برابر با ۲۱/۳۵ (با خطای استاندارد: ۴/۳۰) و ۱۵/۵ (با خطای استاندارد : ۴/۵۶) است. میانگین نوسان مرکز فشار در جهت قدامی-خلفی و داخلی-خارجی در حین استفاده از پروتز با سوکت فومی بیش‌تر از سوکت سیلیکونی است (p value=0.03)

نتیجه‌گیری: این مطالعه نشان داد کارایی آمپوته در حین ایستادن با سیلیکون لاینر به علت افزایش حس عمقی و تحریک رسپتورهای سطحی پوست بیش از نوع دیگر است. در حقیقت علاوه بر مزایای متعدد سیستم‌های سیلیکون لاینر افزایش بالانس و حس عمقی را می‌توان به این مزایا اضافه نمود.

کلیدواژه‌ها: سیلیکون لاینر، قطع عضو زیر زانو، سیستم تعلیق، تعادل ایستگاهی

ارجاع: طهماسبی طهمورث، کمالی مصطفی. **بررسی تأثیر سیلیکون لاینر بر تعادل ایستگاهی یک فرد آمپوته زیر زانو: گزارش موردی.** پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۲؛ ۹ (۶): ۱۱۶۷-۱۱۷۶.

تاریخ دریافت: ۱۳۹۱/۱۲/۱۲ **تاریخ پذیرش:** ۱۳۹۲/۶/۱

* عضو هیئت علمی گروه ارتوپدی فنی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران (نویسنده مسؤول)

Email: :mostafa_kamali@rehab.mui.ac.ir

۱. کارشناس ارشد، گروه ارتوپدی فنی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

مقدمه

به برداشتن اندام یا بخشی از بدن طی عمل جراحی آمپوتاسیون یا قطع عضو گفته می‌شود. علل متعددی در ایجاد آمپوتاسیون نقش دارند از جمله آن‌ها می‌توان به دیابت، بیماری‌های عروقی، نروپاتی‌ها، عفونت و تروما اشاره نمود (۱). بسیاری از قطع عضوها ناشی از دیابت می‌باشد. شیوع آمپوتاسیون مابین ۲/ ۸ تا ۴۳/ ۹ از هر۱۰۰۰۰۰ در ایالات متحده گزارش شده است (۲). تخمین زده می شود حدود ۶۶۴ هزار نفر با قطع عضو بزرگ (major limb loss) و بیش از ۹۰۰ هزار نفر با قطع عضو کوچک (minor limb loss) در ایالات متحده زندگی می‌کنند. (۳) برآورد می‌شود که تعداد قطع عضو در اندام تحتانی در ایالات متحده تا سال ۲۰۳۰ به ۵۸ هزار در سال افزایش یابد (۵،۴). درصد آمپوتاسیون زیر زانو، روی زانو و بالای زانو به ترتیب ۲۴، ۴۳ و ۲۹ درصد در منابع گزارش می‌شود. برحسب سطح قطع عضو، آمپوته‌ها از انواع مختلفی از پروتزها (عضو مصنوعی) جهت بهبود توانایی‌ها از جمله راه رفتن غیر وابسته استفاده می‌کنند. کارایی آمپوته نه تنها به سطح قطع عضو بلکه به قطعات مورد استفاده در پروتز بستگی دارد. کارایی آمپوته معمولاً از طریق راه رفتن فرد با سطح انرژی پائین، سرعت مطمئن و پایدار بودن فرد در حین ایستادن آرام و همچنین در حین انجام فعالیت دستی ارزیابی می‌شود. تعادل ایستگاهی معمولاً با انجام عمل قطع عضو کاهش می‌یابد. آمپوته‌ها مرتباً زمین خوردن را تجربه می‌کنند (۶). گزارش شده است که ۵۲ درصد از بیماران با قطع عضو اندام تحتانی (ترنس تیبیال یا ترنس فمورال) سالانه تجربه زمین خوردن را دارند. ۲۷ درصد بیماران دارای قطع عضو یک‌طرفه گزارش زمین خوردن سالانه را داشته‌اند در حالی که این عدد برای بیماران مبتلا به قطع عضو دو طرفه ۵۸ درصد می‌باشد (۷). استابیلیتی در حین ایستادن که توانایی نگه داشتن مرکز جاذبه (center of gravity) در سطح اتکای بدن (base of support) تعریف می‌شود، از طریق یک هماهنگی کامل و پیچیده سیستم‌های مختلف حاصل می‌شود(۸). عدم تعادل می‌تواند ناشی از کاهش اطلاعات حس عمقی، به علت از دست رفتن فیدبک صحیح از محل پا باشد (۹, ۱۰). به خوبی مشخص شده است که تعادل ایستگاهی در حین ایستادن آرام و همچنین انجام فعالیت‌های دستی در حین ایستادن توسط استراتژی مچ و ران کنترل می‌شود (۱۱). در آمپوته‌های اندام تحتانی استراتژی کنترلی مچ از بین رفته است، لذا تعادل ایستگاهی صرفاً از طریق مکانیسم ران کنترل می‌شود (۱۲). توانبخشی موفق به دنبال آمپوتاسیون نیاز به یک برنامه درمانی منظم و یک تیم قدرتمند دارد. برای جبران توانائی‌های از دست رفته فرد در ایستادن و راه رفتن در قطع عضوهای اندام تحتانی از پروتز استفاده می‌شود. پروتز به عضو مصنوعی اطلاق می‌شود که جایگزین عضو از دست رفته می‌شود. انواع و اقسام پروتزها با طراحی‌های مختلف برای سطوح مختلف آمپوتاسیون پیشنهاد شده‌اند. در آمپوتاسیون زیر زانو معمولاً از دو نوع پروتز patellar tendon bearing (PTB) و total surface bearing (TSB) استفاده می‌شود (۱۳). پروتزهای PTB تقریبا ۵۰ درصد وزن‌گیری را از طریق تاندون پتلا انجام می‌دهند و طراحی پروتزهای TSB بر مبنای وزن‌گیری از کل استمپ می‌باشد. یک پروتز زیر زانو دارای اجزای مختلفی است که شامل: سوکت، ساق، واحد مچ–پا و سیستم تعلیق می‌باشد. اجزای پروتز، نیز بر کارایی شخص استفاده‌کننده در حین ایستادن و راه رفتن تأثیر می‌گذارد (۱۴, ۱۵). طراحی‌های پروتزی جدید از مفصل زانو و مچ در جهت افزایش کارایی پروتز و کاهش خطر زمین خوردن انجام شده است. تعادل افراد آمپوته از طریق پارامترهای مختلفی از جمله اکسکورژن و سرعت نوسانات مرکز جاذبه و همچنین الگوی وزن‌گذاری بر پای پروتزی و پای سالم اندازه‌گیری می‌شود (۹, ۱۶, ۱۷). تفاوت میان تعادل افراد سالم و آمپوته بحث‌برانگیز است. علاوه بر این ارتباط میان سطح قطع عضو، نوع قطع عضو و علت قطع عضو با بالانس هنوز ارزیابی نشده است. همچنین اطلاعاتی راجع به تأثیر اجزای پروتزی بر تعادل در دسترس نیست، لذا هدف از این گزارش مورد بررسی تأثیر سیستم‌های تعلیق بر بالانس ایستگاهی افراد مبتلا به قطع عضو زیر زانو می‌باشد.

مواد و روش‌ها

بنابر در این مطالعه یک مرد ۴۸ ساله با قطع عضو زیر زانوی اندام چپ بدون هیچ مشکل اسکلتی عضلانی شرکت داده شد. بر اساس ملاحظات اخلاقی تصویب شده در دانشگاه علوم پزشکی اصفهان و با رضایت خود فرد تست‌گیری از بیمار انجام شد. فرد ابتدا به پروتز با سیستم فومی مورد ارزیابی قرار گرفت و سپس با یک پروتز با سیلیکون لاینر روی صفحه نیرو با چشم باز و همچنین بسته ایستاد. جهت حذف متغییرهای مخدوش‌گر هر دو پروتز توسط یک پروتزیست ساخته شده بود و دو پروتز دارای سیستم مدولار و پنجه ساچ و طراحی PTB با تماس کامل بودند. تست‌ها ۳ بار تکرار شد.

تجهیزات: یک صفحه نیروی کیستلر با مبدل‌های پیزوالکتریک نیرو برای اندازه‌گیری مرکز فشار بدن که یک تخمین خوبی از نوسان مرکز جاذبه (Center of gravity) فرد در صفحه هوریزنتال است مورد استفاده قرار گرفت. نوسان فرد در صفحه قدامی خلفی و داخلی-خارجی در حین استفاده از دو نوع پروتز (پروتز با سوکت سنتی و پروتز با سوکت سیلیکون لاینر) مورد ارزیابی قرار گرفت.

پارامترها: پارامترهای گوناگونی برای ارزیابی standing stability وجود دارد، دو مورد از رایج‌ترین آن‌ها شامل دامنه تغییرات مرکز فشار (COP excursion) در صفحه مدیولترال و در صفحه آنتروپوستریور می‌باشد. از دستگاه Kistler forceplatform با مبدل‌های پیزوالکتریک نیرو برای اندازه‌گیری COP که به عنوان تقریب خوبی از نوسان است استفاده می‌شود. نوسان در حین ایستادن آرام به وسیله حرکت COG line در صفحه هوریزنتال تعریف می‌شود. این حرکات به علت انحراف کوچکی از خط COG نسبت به نیروی عکس‌العمل عمودی زمین می‌باشند. محققان بسیاری نوسان را از طریق اندازه‌گیری COP روی فورس پلت فورم انجام داده‌اند (۱۸, ۱۹). قابلیت اطمینان (reliability) فورس پلیت بر مبنای COP excursion توسط بسیاری از محققان اندازه‌گیری شده است (۱۹-۲۲). نتایج این مطالعات نشان داده است که قابلیت اطمینان نوسان COP در هر دو صفحه ساژیتال و کرونال بیش از ۰/۷۵ است و می‌توان از آن برای نشان دادن stability در حین ایستادن استفاده کرد (اگر تست ۳ بار تکرار شود و داده‌ها برای ۶۰ ثانیه جمع‌آوری شود). صفحه نیرو و آمپلی فایرهای مرتبط با آن تولید ۶ ولتاژ خروجی می‌کند که نشان‌دهنده input های مکانیکی زیر است:

Fx,fy,fz,mx,my,mz

که در واقع نیروها و گشتاورهایی هستند که در جهات مختلف به فورس پلیت اعمال شده‌اند. این خروجی که به صورت ولتاژ است نمونه‌برداری و ذخیره می‌شود و سپس با استفاده از فاکتور کالیبراسیون فورس پلیت به واحد نیوتن (فورس) و نیوتن‌متر (گشتاور) تبدیل می‌شود. پارامترهای ذکر شده در بالا از طریق فرمول‌های زیر محاسبه می‌شود:

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

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

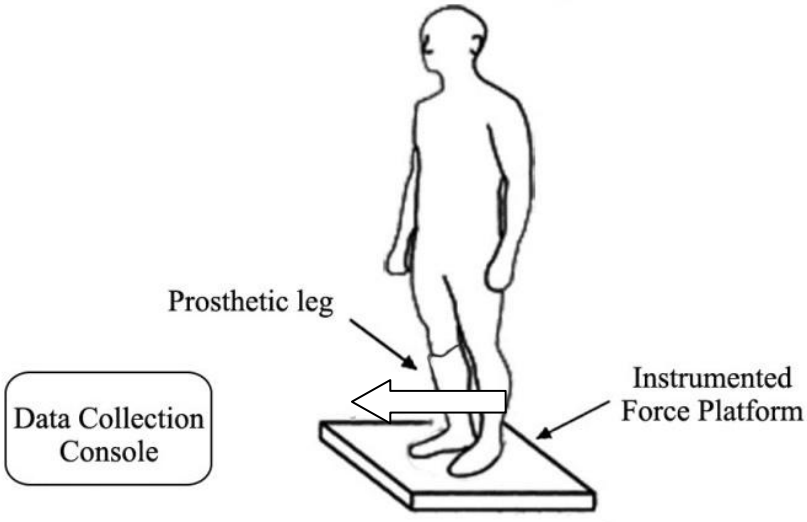
$$PLAP\,(mm) = \sum_{i=1}^{n} \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2} \quad \text{Equation 3}$$

$$PLML(mm) = \sum_{i=1}^{n} \sqrt{(y_{i+1} - y_i)^2} \quad \text{Equation 4}$$

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

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

در این مطالعه COPEAP، COPEML، PLAP، PLML، VAP، VML به ترتیب دامنه تغییرات مرکز فشار در صفحه آنتروپوستریور، دامنه تغییرات مرکز فشار در صفحه مدیولترال، طول مسیر (path length) مرکز فشار در صفحه آنتروپوستریور، طول مسیر (path length) مرکز فشار در صفحه مدیولترال، سرعت مرکز فشار در صفحه آنتروپوستریور، سرعت مرکز فشار در صفحه مدیولترال را نشان می‌دهد. از بیمار خواسته شد که بر روی صفحه نیروی کیستلر به مدت یک دقیقه بایستد. داده‌های به دست آمده از ۱۵ ثانیه اول و آخر تست حذف شده و داده های حاصل از ۳۰ ثانیه برای آنالیز نهایی مورد استفاده قرار گرفت. قبل از آنالیز نهایی داده‌ها از طریق فیلتر Butterworth low pass با فرکانس برشی ۱۰ هرتز فیلتر شد. تفاوت بین میانگین پارامترهای ذکر شده حین ایستادن با دو نوع پروتز (پروتز با سوکت فومی و پروتز با سوکت سیلیکون لاینر) با استفاده از تست آماری two-sample t-test با سطح معنی‌داری ۰.۰۵ مورد ارزیابی قرار گرفت (از طریق نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۳)



شکل ۱. تصویر شماتیک نحوه انجام آزمون استابیلیتی با صفحه نیروی کیستلر

یافته‌ها

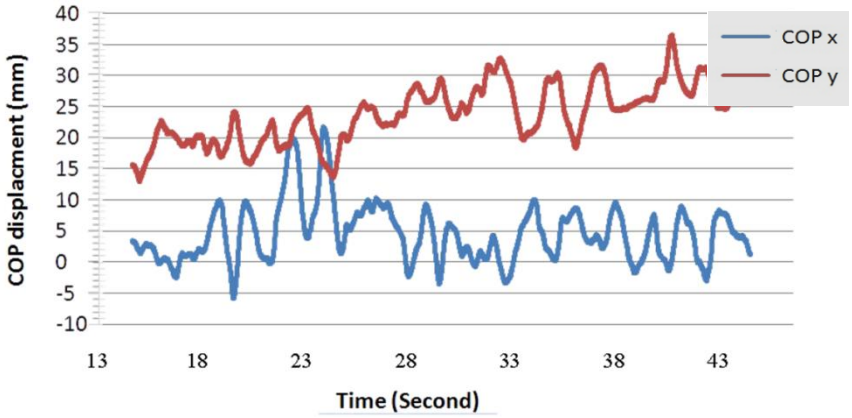
میانگین پارامترهای استابیلیتی در حین ایستادن آرام در جدول ۱ و ۲ نشان داده شده است. نوسانات مرکز فشار در جهت داخلی خارجی در حین استفاده از دو نوع پروتز بیش از نوسان آن در جهت قدامی خلفی است. نوسان مرکز فشار در هر دو صفحه در حین استفاده از پروتز فومی یک تفاوت عمده با پروتز سیلیکون لاینر دارد و به طور معنی‌داری بیشتر می‌باشد. میانگین نوسان مرکز فشار در حین استفاده از پروتز سنتی در صفحه قدامی–خلفی و داخلی خارجی به ترتیب برابر ۲۳/۰۹۳ (با خطای استاندارد: ۴/۱۴) و ۲۲/۵۳ (با خطای استاندارد: ۵/۰۲) در حالت چشم باز می‌باشد در حالی که این اعداد برای پروتز سیلیکون لاینر در صفحه قدامی–خلفی و داخلی–خارجی به ترتیب برابر با ۲۱/۳۵ (با خطای استاندارد: ۴/۳۰) و ۱۵/۵ (با خطای استاندارد : ۴/۵۶) است. جمع طول مسیر و سرعت مرکز فشار در جهت قدامی خلفی و داخلی خارجی در شخص حین ایستادن با پروتز سیلیکون لاینر کمتر است. همان‌طور که از مقایسه جداول ۱ و ۲ نتیجه می‌شود پارامترهای استابیلیتی در فرد در حین استفاده از پروتز سیلیکون لاینر بهتر است.

جدول ۱. پارامترهای استابیلیتی فرد در حین استفاده از پروتز سنتی

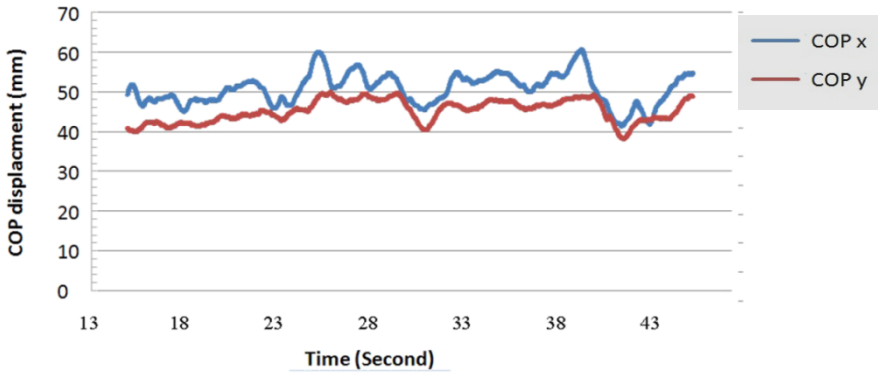
پارامتر	آزمایش ۱		آزمایش ۲		آزمایش ۳		میانگین			P-Value
	چشم باز	چشم بسته	چشم باز	چشم بسته	چشم باز	چشم بسته	چشم باز	SD	چشم بسته	SD	
جمع طول مسیر x	۴۲۸/۷۳	۵۰۴	۳۱۸/۲۲	۵۳۲/۵۹	۳۵۹/۵۳	۸۱۸/۲۲	۳۶/۸۲	۵۵/۸۳	۵۱۸/۳	۲۰/۲۲	۰/۰۱۵
جمع طول مسیر y	۳۷۰/۷۱	۴۶۷/۵۴	۳۷۱/۳۵	۳۶۹/۶	۳۵۸/۸۹	۳۶۶/۴۴	۳۶۶/۹۸	۷/۰۳	۴۱۸/۵۷	۶۹/۲۵	۰/۲۴۱۳
نوسان مرکز فشار x	۲۷/۵۸	۳۱/۶۹	۱۹/۴	۳۲/۲۹	۲۲/۳	۲۹/۶۷	۲۳/۰۹	۴/۱۴	۳۱/۹۹	۰/۴۲	۰/۰۳۱۰
نوسان مرکز فشارy	۲۳/۵	۳۴/۳۶	۲۷	۲۴/۸۸	۱۷/۱	۲۸/۳	۲۲/۵۳	۵/۰۲	۲۹/۶۲	۶/۷۰	۰/۱۷۲۲
سرعت مرکز فشار x	۸۵۷/۴۶	۱۰۰۸	۶۳۶/۴۴	۱۰۶۵/۱۸	۷۱۹/۰۶	۱۰۳۳/۱۱	۷۳/۶۵	۱۱/۶۷	۵۹/۱۰۳۶	۴۰/۴۳	۰/۰۱۵۲
سرعت مرکز فشار y	۷۴۱/۴۲	۹۳۵/۰۸	۷۴۲/۷	۷۳۹/۲	۷۱۷/۷۸	۸۴۳/۲۳	۷۳/۹۶	۱۴/۰۳	۸۵۷/۱۴	۱۳۸/۵۰	۰/۲۴۱۳

جدول ۲. پارامترهای استابیلیتی فرد در حین استفاده از پروتز سیلیکون لاینر

پارامتر	آزمایش ۱		آزمایش ۲		آزمایش ۳		میانگین			P-Val ue
	چشم باز	چشم بسته	چشم باز	چشم بسته	چشم باز	چشم بسته	چشم باز	SD	چشم بسته	SD	
جمع طول مسیر x	۲۸۲/۷۶	۳۱۲/۴	۲۹۸/۳۱	۳۲۵/۳	۲۶۸/۹۱	۳۲۱/۳۳	۲۸۳/۳۲	۱۴/۱۷	۳۱۸/۹	۹/۱۰	۰/۰۲۲۴
جمع طول مسیرy	۲۷۹/۸	۲۷۰/۲۵	۲۸۸/۳۱	۲۷۳/۷۲	۲۸۵/۸	۲۸۰/۴۱	۲۸۴/۷۷	۴/۵۵	۲۷۱/۹۸	۲/۴۵	۰/۰۱۳۵
نوسان مرکز فشارx	۱۹/۳	۲۵/۲۹	۱۸/۴۷	۱۶/۷۵	۲۶/۳	۲۳/۶۴	۲۱/۳۵	۴/۳۰	۲۱/۰۲	۶/۰۳	۰/۴۷۸۲
نوسان مرکز فشارy	۱۱/۹	۸/۳۲	۲۰/۶۴	۸/۱۴	۱۳/۹۶	۸/۲۲	۱۵/۵	۴/۵۶	۸/۲۳	۰/۱۲	۰/۰۵۵۰
سرعتx	۵۶۵/۵۲	۶۲۴/۸۸	۵۹۶/۶۲	۶۵۰/۶۴	۵۳۷/۸۲	۵۷۸/۹۸	۵۶/۶۵	۲۹/۴۱	۶۳۷/۷۶	/۲۱ ۱۸	۰/۰۲۲۴
سرعتy	۵۵۹/۶	۵۴۰/۵	۵۷۷/۴۶	۵۴۷/۴۴	۵۷۱/۶	۵۷۳/۱۱	۵۶/۵۵	۹/۱۰	۵۴۳/۹۷	۴/۹۰	۰/۰۱۳۵



شکل ۱. جابجایی مرکز فشار در جهت قدامی خلفی و داخلی خارجی در فرد حین استفاده از پروتز سنتی



شکل ۲. جابجایی مرکز فشار در جهت قدامی خلفی و داخلی خارجی در فرد حین استفاده از پروتز سیلیکون لاینر

بحث

متأسفانه در رابطه با بالانس و تعادل ایستگاهی افراد مبتلا به قطع عضو زیر زانو در منابع علمی اطلاعات بسیار اندکی در دسترس است. استابیلیتی در افراد نرمال در حین ایستادن توانایی نگه داشتن مرکز جاذبه (center of gravity) در سطح اتکای بدن(base of support) تعریف می‌شود، که از طریق یک مکانیزم ترکیبی پیچیده که شامل استراتژی‌های مچ، زانو و هیپ می‌شود، به دست میآید(۲۳). آمپوته‌ها بخشی از این استراتژی‌ها را بسته به سطح آمپوتاسیون از دست می‌دهند و از انواع مختلفی از پروتزها جهت بهبود تعادل خود استفاده می‌کنند(۲۴) ، ولیکن سؤال‌های اصلی مطرح شده این است که آیا اجزای پروتزی از جمله سیستم تعلیق بر تعادل ایستگاهی اثر می‌گذارند یا خیر و میزان این اثرگذاری چقدر است. نتایج این تحقیق افزایش کارایی و بالانس فرد را حین ایستادن با پروتز سیلیکون لاینر برجسته می‌کند. استابیلیتی فرد هم در جهت قدامی خلفی و هم در جهت داخلی خارجی در حین استفاده از پروتز سیلیکون لاینر بهتر است. میانگین نوسان مرکز فشار، سرعت مرکز فشار و

جمع طول مسیر حرکت مرکز فشار در صفحات قدامی خلفی و داخلی خارجی در حین استفاده از پروتز سیلیکون لاینر نسبت به پروتز سنتی کمتر است. شاید دلیل اصلی افزایش استابیلیتی فرد در حین ایستادن با پروتز سیلیکون لاینر افزایش حس عمقی باشد. با توجه به استراتژی کنترلی مچ-هیپ می‌توان گفت عدم تعادل ممکن است ناشی از کاهش اطلاعات حس عمقی، به علت از دست رفتن فیدبک صحیح از محل فوت باشد. در آمپوته‌های اندام تحتانی استراتژی کنترلی مچ از بین رفته است، لذا تعادل ایستگاهی صرفاً از طریق مکانیسم ران کنترل می‌شود. در واقع مکانیزم داخلی اصلی که می‌تواند به نگه داشتن آمپوته‌ها در یک پوزیشن نرمال کمک کند استراتژی هیپ است. ادعا شده است که فقدان inputهای حسی از طریق اطلاعات منتقل شده از رسپتورهای پوست و همچنین رسپتورهای موجود در عضلات جبران می‌شود (۲۵). محل اتصال بین پوست و سوکت نیز یک نقش مهم در رابطه با جمع‌آوری اطلاعات ضروری راجع به پوزیشن بدن بازی می‌کند. بر طبق بعضی از مطالعات بینائی یک نقش مهمی را در افزایش استابیلیتی آمپوته‌ها ایفا می‌کند (۲۶).

همان‌طور که از جداول استنباط می‌شود استابیلیتی آمپوته در حین ایستادن با چشم باز با استابیلیتی در حین ایستادن با چشم بسته مشابه است و تفاوتی ندارد. این بدین معناست که آمپوته‌ها به بینائی برای بازگرداندن تعادل ایستایی خود وابسته نیستند. نتایج این مطالعه مشابه با نتایج مطالعه انجام شده به وسیله dornan و همکارانش نمی‌باشد (۲۷). نتایج مطالعه آن‌ها نشان داده است که نسبت باز بودن چشم به بسته بودن آن (غیروابسته بودن به بینائی از طریق نسبت باز بودن چشم به بسته بودن آن نشان داده می‌شود) در آمپوته‌ها افزایش می‌یابد. تأیید شده است که وابستگی به بینائی در آمپوته‌ها برای نگه داشتن بدن در یک پوسچر با ثبات افزایش می‌یابد. به بیان دیگر فقدان اطلاعات حس عمقی ناشی از فقدان عضو از طریق افزایش وابستگی به ورودی‌های بصری جبران می‌شود. ولیکن نتایج این مطالعه نشان داد که این آمپوته زیر زانو برای با ثبات کردن خود در حین ایستادن آرام به بینایی وابسته نبوده است. می‌توان نتیجه گرفت که مکانیزم‌های دیگر شبیه مکانیزم‌های داخلی و اطلاعات دریافتی از سطح پوست در تماس با سوکت یک نقش مهمی را در این رابطه ایفا می‌کند.

به هر حال برخی محدودیت‌هایی در این مطالعه وجود دارد که در مطالعات آینده باید مورد توجه قرار گیرد:

۱. مطالعه از نوع گزارش موردی بوده و قابلیت تعمیم به تمام آمپوته‌ها را ندارد.
۲. استابیلیتی فقط حین ایستادن سنجیده شده است در حالی که تعادل در راه رفتن نیز بسیار مهم است.

بنابراین توصیه می‌شود مطالعات دیگری با تعداد نمونه مناسب تعادل را در دو سیستم هم در حالت استاتیک و هم در حالت داینامیک اندازه‌گیری نماید. همچنین توصیه می‌شود پارامترهای دیگری که نشان‌دهنده تعادل فرد می‌باشد برای آنالیز استابیلیتی مورد استفاده قرار گیرد.

نتیجه‌گیری

با مقایسه پارامترهای استابیلیتی می‌توان بیان نمود که استابیلیتی فرد حین ایستادن با پروتز با سیستم سیلیکون لاینر در مقایسه با پروتز با سیستم فومی بیشتر است. میانگین نوسان مرکز فشار، سرعت مرکز فشار و جمع طول مسیر حرکت مرکز فشار در صفحات قدامی خلفی و داخلی خارجی در حین استفاده از پروتز سیلیکون لاینر نسبت به پروتز سنتی کمتر است. شاید دلیل اصلی افزایش استابیلیتی فرد در حین ایستادن با پروتز سیلیکون لاینر افزایش حس عمقی باشد.

تشکر و قدردانی

نویسندگان این مقاله از کلیه کسانی که در امر انجام این تحقیق با نویسندگان همکاری نمودند خصوصاً از جناب آقای دکتر محمد تقی کریمی کمال تشکر و قدردانی را دارند.

References

1. Bohne WHO. Atlas of amputation surgery. New York: Thieme Medical Publishers; 1987.p.236-2412.
2. American Academy of Orthopaedic Surgeons. Atlas of limb prosthetics surgical and prosthetic principles. St. Louis London: Mosby; 1981. xiii, 668Pp.
3. Ziegler-Graham K, MacKenzie EJ, Ephraim PL, Travison TG, Brookmeyer R. Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050. Arch Phys Med Rehabil 2008; 89 (3): 422-9.
4. Cutson TM, Bongiorni DR. Rehabilitation of the older lower limb amputee: a brief review. J Am Geriatr Soc 1996; 44 (11): 1388-93.
5. Fletcher DD, Andrews KL, Hallett JW, Jr, Butters MA, Rowland CM, Jacobsen SJ. Trends in rehabilitation after amputation for geriatric patients with vascular disease: implications for future health resource allocation. Arch Phys Med Rehabil 2002; 83 (10): 1389-93.
6. Dite W, Connor HJ, Curtis HC. Clinical identification of multiple fall risk early after unilateral transtibial amputation. Archives of physical medicine and rehabilitation 2007;88 (1):1388-109.7 .
7. Miller WC, Speechley M, Deathe B. The prevalence and risk factors of falling and fear of falling among lower extremity amputees. Arch Phys Med Rehabil 2001; 82 (8): 1031-7.
8. Jacobson GP, Newman CW, Kartush JM. Handbook of balance function testing. San Diego, Calif. : Singular Publication; 1997.p.439-4279 .
9. Lamoth CJ, Ainsworth E, Polomski W, Houdijk H. Variability and stability analysis of walking of transfemoral amputees. Medical engineering & physics 2010; 32 (9): 1009-14.
10. Quai TM ,Brauer SG, Nitz JC. Somatosensation, circulation and stance balance in elderly dysvascular transtibial amputees. Clin Rehabil 2005; 19 (6): 668-76.
11. Jacobson GP, Newman CW, Kartush JM. Handbook of balance function testing. St. Louis: Mosby Year Book; 1993.p.439-443.12 .Eakin CL, Quesada PM, Skinner H. Lower-limb proprioception in above-knee amputees. Clinical orthopaedics and related research 1992 (284): 239-46.
12. Smith DG, Michael JW, Bowker JH, American Academy of Orthopaedic Surgeons. Atlas of amputations and limb deficiencies: surgical, prosthetic, and rehabilitation principles. Rosemont publication; 2004.p.965-969.
13. Kamali M, Karimi MT, Eshraghi A, Omar H. Influential Factors in Stability of Lower-Limb Amputees. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation. 9000;Publish Ahead of Print 2013;25 (6):2-15.15 .
14. van der Linde H, Hofstad CJ, Geurts AC, Postema K, Geertzen JH, van Limbeek J. A systematic literature review of the effect of different prosthetic components on human functioning with a lower-limb prosthesis. J Rehabil Res Dev 2004; 41 (4): 555-70.
15. Lawson BE, Varol HA, Goldfarb M. Standing stability enhancement with an intelligent powered transfemoral prosthesis. IEEE transactions on bio-medical engineering. 2011; 58 (9): 2617-24.
16. Miller WC, Speechley M, Deathe AB. Balance confidence among people with lower-limb amputations. Physical therapy 2002; 82 (9): 856-65.
17. Cybulski GR, Jaeger RJ. Standing performance of persons with paraplegia. Arch Phys Med Rehabil 1986; 67 (2): 103-8.
18. Murray MP, Seireg AA, Sepic SB. Normal postural stability and steadiness: quantitative assessment. J Bone Joint Surg Am 1975; 57(4): 510-6.
19. Doyle TL, Newton RU, Burnett AF. Reliability of traditional and fractal dimension measures of quiet stance center of pressure in young, healthy people. Arch Phys Med Rehabil 2005; 86 (10): 2034-40.
20. Swanenburg J, de Bruin ED, Favero K, Uebelhart D, Mulder T. The reliability of postural balance measures in single and dual tasking in elderly fallers and non-fallers. BMC Musculoskelet Disord 2008; (25)9: 162-168.
21. Lafond D, Corriveau H, Hebert R, Prince F. Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. Arch Phys Med Rehabil 2004; 85 (6): 896-901.
22. Jacobson GP, Newman CW, Kartush JM. Handbook of balance function testing: Mosby Year Book publication1993.p.439-441.24 .

23. 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.
24. Day BL, Steiger MJ, Thompson PD, Marsden CD. Effect of vision and stance width on human body motion when standing: implications for afferent control of lateral sway. J Physiol 1993; 86 (10):99-479.26
25. 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.
26. Dornan J, Fernie GR, Holliday PJ. Visual input: its importance in the control of postural sway. Arch Phys Med Rehabil 1978; 59 (12): 586-91.

Evaluating the effect of silicon linear prosthesis on standing stability of an individual with below knee amputation: a case report

tahmoores tahmasbi[1], Mostafa Kamali*

Case Report

Abstract

Introduction: Lower limb amputations are caused by trauma, vascular disease, diabetes and congenital disorders. Amputees lose their ability to stand and walk based on the level of amputation. Various types of prosthesis have been used to increase function at these people. It is controversial whether prosthetic suspension system influence standing stability or not. Therefore, the aim of this study was to find the relationship between the above-mentioned factors and balance impairment in lower limb amputees.

Materials and Methods: A healthy 48 years old man, with below knee amputation, was recruited in this study. A Kistler force plate with piezoelectric force transducer was used to measure displacements in center of pressure(COP).COP sway in mediolateral and antroposterior planeswere measured during usage of two prosthesis system (traditional and silicone liner prosthesis).

Results: The mean values of COP excursion during application of traditional prosthesis in anteroposterior (23.09±4.14 mm) and mediolateral (22.53±5.02 mm) planes during standing,with open eyes, were significantly higher than the similar mean values during usage of silicon linear prosthesis in the same planes (21.35±4.30mm and 15.5±4.30mm in anteroposterior and mediolateral planes , respectively).The mean values of COP excursion in anteroposterior and mediolateral planes during application of Foam socket were significantly higher than the similar mean values during usage of silicon linear prosthesis (p-value=0.03)

Conclusion: The results of this study showed that the function of amputee in standing during usage of silicone linear prosthesis increases, as a result of improvement in proprioceptionand stimulation of superficial dermal receptors,compared to traditional prosthesis. Increased balance and proprioception are additional advantages of silicon linear prosthesis.

Keywords: Silicone liner, Lower limb amputation, Suspension system, Standing stability

Citation: tahmasbi T, Kamali M. **Evaluating the effect of silicon linear prosthesis on standing stability of an individual with below knee amputation: a case report.** J Res Rehabil Sci 2013; 9(6): 1167-1176.

Received date: 1/2/2013 Accept date: 23/8/2013

*MSc, Department of Orthotics and Prosthetics, Faculty of Rehabilitation, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran

(Corresponded Author) Email: mostafa_kamali@rehab.mui.ac.ir

1. Faculty Member, Department of Orthotics and Prosthetics, Faculty of Rehabilitation, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran