مقاله پژوهشی

تأثیر بینائی بر تعادل ایستگاهی افراد مبتلا به قطع عضو زیر زانو

مصطفی کمالی[۱]، محمود قادری[۲]، محمدتقی کریمی[۳*]

تاریخ دریافت ۱۳۹۳/۰٤/۱۸ تاریخ پذیرش ۱۳۹۳/۰٦/۲۳

چکیده

پیش‌زمینه و هدف: تعادل انسان از طریق قسمت‌های مختلف سیستم‌های نوروماسکولار، بینائی و وستیبولار کنترل می‌شود و به یکپارچگی اطلاعات ورودی از بینائی، وستیبولار و سیستم‌های حس عمقی بستگی دارد. افراد مبتلا به قطع عضو زیر زانو استراتژی کنترلی مچ را ازدست‌داده و مکانورسپتورها و ورودی‌های حسی از مچ و سطح کف پای خود ندارند و باید از مکانیزم‌های دیگر جهت بهبود تعادل ایستگاهی خود استفاده کنند. اطلاعات کافی در منابع راجع به تعادل افراد آمپوته‌ی زیر زانو وجود ندارد. به‌علاوه به‌طور واضح مشخص نشده است که آمپوته‌ها جهت جبران ورودی‌های حسی ازدست‌رفته به چه میزان به بینائی خود وابسته هستند. بنابراین هدف از این مطالعه ارزیابی تعادل آمپوته‌های زیر زانو و همچنین تشخیص تأثیر بینائی بر تعادل است.

مواد و روش کار: ۲ گروه از افراد نرمال و آمپوته (۲۰ فرد آمپوته و ۲۰ فرد نرمال) در این مطالعه شرکت کردند. استابیلیتی افراد از طریق صفحه‌ی نیروی کیستلر مورد ارزیابی قرار گرفت. تفاوت بین تعادل نمونه‌ها از طریق آزمون آماری two sample t-test ارزیابی شد.

یافته‌ها: میانگین جابجایی مرکز فشار در افراد آمپوته در صفحه‌ی قدامی خلفی و داخلی خارجی به ترتیب برابر با ۷/۸±۲۳/۷۱ و ۵/۳±۱۳/۴۹ میلی‌متر بود و در مقایسه با ۹/۷۶±۲۴/۲۱ میلی‌متر و ۸/۰۶ ±۱۴/۵۵ برای افراد نرمال، تفاوت معنی‌داری مابین سرعت نوسان مرکز فشار در صفحه‌ی قدامی خلفی و داخلی خارجی بین افراد نرمال و آمپوته وجود نداشت ($P>0.05$). به‌علاوه تفاوتی بین پارامترهای تعادل در ۲ حالت چشم باز و چشم بسته وجود نداشت.

نتیجه‌گیری: تفاوتی بین تعادل آمپوته‌ها و افراد نرمال وجود ندارد. می‌توان نتیجه گرفت اگرچه آمپوته‌ها استراتژی کنترلی مچ و همچنین ورودی‌های حسی از مچ و پا را ازدست‌داده‌اند آن‌ها می‌توانند تعادل خود را از طریق مکانیزم‌های دیگر شبیه مکانیزم‌های داخلی و اطلاعات دریافتی از سطح پوست مرتبط با سوکت و همچنین مکانیزم‌های خارجی شبیه الایمنت قطعات پروتز افزایش دهند. تعادل آمپوته‌ها در حین ایستادن آرام در حالت چشم باز مشابه حالت چشم بسته است. این نشان می‌دهد آمپوته‌ها جهت بازگرداندن تعادل به بینائی وابسته نیستند.

کلمات کلیدی: تعادل، قطع عضو زیر زانو، ایستادن آرام، بینائی، صفحه‌ی نیرو

مجله پزشکی ارومیه، دوره بیست و پنجم، شماره نهم، ص۸۵۲-۸٤۵، آذر ۱۳۹۳

آدرس مکاتبه: اصفهان، خیابان هزارجریب، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، دانشکده علوم توان‌بخشی، تلفن: ۰۳۱۳۷۹۲۲۰۸۳

Email: karimi@rehab.mui.ac.ir

مقدمه

قطع عضوهای اندام تحتانی معمولاً درنتیجه‌ی تروما، بیماری‌های عروقی، دیابت، سرطان و اختلالات مادرزادی ایجاد می‌شود (۳-۱). نشان داده شده است که شیوع قطع عضو در ایالات‌متحده بین ۲/۸ و ۴۳/۹ در هر ۱۰۰۰۰۰ نفر متنوع است که ۴۳ درصد از آن‌ها ترنس تیبیال هستند (۴) ۲۴ درصد روی زانو و ۲۹ درصد بالای زانو (۱،۳). انواع مختلفی از پروتزها برای بهبود توانایی افراد جهت ایستادن و راه رفتن غیروابسته طراحی شده‌اند. کارایی افراد را می‌توان از طریق تعادل در حین ایستادن و توانایی راه رفتن با سطح انرژی پائین نشان داد و این‌طور تعریف می‌شود که تعادل افراد توانایی برگشتن از یک شرایط بی‌ثبات به شرایط باثبات است (۵). تعادل انسان از طریق قسمت‌های مختلف سیستم‌های نوروماسکولار، بینائی و وستیبولار کنترل می‌شود و به یکپارچگی اطلاعات دریافتی از بینائی، وستیبولار و حس عمقی بستگی دارد (۹-۵).

---

[۱]- کارشناس ارشد ارتوپدی فنی، مرکز تحقیقات ماسکلواسکلتال، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

[۲] کارشناس ارشد ارگونومی، دانشکده‌ی بهداشت، دانشگاه علوم پزشکی ارومیه، ارومیه، ایران

[۳] استادیار ارتوپدی فنی، دانشکده‌ی علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران (نویسنده مسئول)

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-07-15]

سیستم‌های بینائی، وستیبولار و سوماتوسنسورس قادر به جمع‌آوری اطلاعات راجع به پوزیشن بدن، نیروی اعمالی روی قسمت‌های مختلف بدن و حرکات قسمت‌های مختلف هستند (۴،۸). مکانورسپتورهای واقع‌شده در کپسول مفاصل، لیگامان‌ها و منیسک‌ها قادر به تشخیص پوزیشن مفاصل هستند (۴،۱۰). اطلاعات وارده از مچ و ورودی‌های حسی از سطح کف پا یک نقش مهم در رابطه با راه رفتن و ایستادن انسان ایفا می‌کنند (۱۱). بر طبق اطلاعات دریافتی از سطح پوست و رسپتورها بدن انسان، استابیلیتی را با استفاده از مکانیزم‌هایی شامل مچ، هیپ و تنه کنترل می‌کند (۵) و این‌گونه بیان می‌شود که حرکت مرکز ثقل بدن (COG) از طریق نوسان بدن به‌عنوان یک پاندول معکوس حول مفصل مچ با کمی حرکت در هیپ کنترل می‌شود (۱۲). این استراتژی یک نقش مهم برای بازگرداندن تعادل دارد و به‌عنوان استراتژی مچ شناخته می‌شود.

افراد با قطع عضو زیر زانو نه‌تنها استراتژی مچ را ازدست‌داده‌اند بلکه مکانورسپتورها و ورودی‌های حسی از مچ و سطح کف پای خود ندارند (۱۳). این بدین معناست که افراد با قطع عضو زیر زانو بعضی از منابع جمع‌آوری اطلاعات و همچنین بعضی از سیستم‌های کنترل کامل تعادل ایستگاهی را ازدست‌داده‌اند (۷،۹).

فقدان مچ و پا باید از طریق سیستم‌های دیگر مثل بینائی جبران شود. ادعاشده است که اطلاعات بینائی حاصله باعث کاهش بیش از ۵۰ درصد نوسان پوسچر بدن می‌شود (۷،۱۴). همچنین گفته‌شده است عدم حضور بینائی یک اثر کوچکی روی تعادل ایستگاهی دارد (۱۵).

بر طبق منابع در دسترس واضح نیست که تعادل آمپوته‌ها تا چه میزان بر افراد نرمال تفاوت دارد.Hemodsson نشان داد که تعادل آمپوته‌های اندام تحتانی نسبت به افراد نرمال کاهش پیدا می‌کند (۱۶). آن‌ها نتیجه گرفتند که از بین حرکات مچ، درد در استامپ و عدم راحتی ایجادشده به‌وسیله‌ی سوکت سخت پروتز بعضی از دلایل این عدم تعادل کمتر هستند (۱۶) بعضی از پارامترها شبیه طول استامپ، علت قطع عضو و قطعات پروتز همچنین بر تعادل آمپوته‌های زیر زانو تأثیر می‌گذارند (۱۷،۱۸). محققین دیگر ادعا کرده‌اند که فقدان اطلاعات در آمپوته‌ها از طریق اطلاعات منتقل‌شده از سطح پوست مرتبط با سوکت و همچنین عضلات اطراف استامپ جبران می‌شود (۴). بر طبق اطلاعات موجود در منابع تفاوت تعادل افراد سالم و آمپوته بحث‌برانگیز است. به‌علاوه به‌خوبی واضح نیست که آمپوته‌ها جهت جبران ورودی‌های حسی ازدست‌رفته به چه میزان به بینائی خود وابسته هستند. بنابراین هدف از این مطالعه پیدا کردن تأثیر بینائی بر تعادل ایستگاهی آمپوته‌ها و همچنین تعیین تفاوت بین تعادل افراد نرمال و آمپوته زیر زانو می‌باشد.

مواد و روش کار

۲ گروه از افراد نرمال و افراد با قطع عضو زیر زانوی یک‌طرفه در این مطالعه شرکت کردند. دو گروه ازلحاظ سن، جنس، قد و جنسیت همسان‌سازی شدند. جهت حذف متغیرهای مخدوش گر در انتخاب افراد پروتزی، تمام پروتزها دارای سیستم مدولار با سیستم تعلیق PTB و کاف استرپ خواهند بود. انتخاب آن‌ها بر طبق اینکه اختلال اسکلتی عضلانی یا محدودیت‌های عملکردی برای ایستادن و راه رفتن نداشته باشند خواهد بود.

معیارهای ورود به مطالعه شامل:

۱. قطع عضو زیر زانوی یک‌طرفه
۲. محدوده سنی ۲۰ تا ۵۰ سال
۳. نوع پنجه ساچ
۴. قطع عضو به علت تروما
۵. طول استاندارد استمپ (۱۲،۵ تا ۱۷،۵ سانتی‌متر)
۶. سیستم پروتز مدولار
۷. سیستم تعلیق PTB با کاف استرپ
۸. عدم وجود اختلال ماسکولواسکلتال یا محدودیت‌های فانکشنال برای ایستادن و راه رفتن،

بودند و اگر شرکت‌کنندگان یکی از موارد مذکور را نداشته باشند از مطالعه خارج می‌شوند. جدول ۱ خصوصیات افراد شرکت‌کننده در این مطالعه را نشان می‌دهد. یک رضایت‌نامه‌ی اخلاقی از کمیته‌ی اخلاق دانشگاه علوم پزشکی اصفهان تهیه گردید و از افراد خواسته شد قبل از جمع‌آوری اطلاعات رضایت‌نامه را امضا کنند. یک صفحه نیروی کیستلر (۵۰ در ۶۰ سانتی‌متر) برای اندازه‌گیری مرکز فشار (COP) که یک تقریب خوبی از نوسان مرکز ثقل بدن است مورداستفاده قرار گرفت. از افراد خواسته شد تا روی صفحه‌ی نیرو درحالی‌که دست‌ها کنار بدن آویزان است و پاها به‌اندازه‌ی عرض لگن باز است در حالت چشم باز و همچنین چشم بسته بایستند. اطلاعات با فرکانس ۱۲ هرتز جمع‌آوری گردید و از طریق فیلتر پائین گذر با فرکانس ۱۰ هرتز فیلتر شد. تعادل از طریق بعضی پارامترها شامل جابجایی COP در صفحه‌ی داخلی و خارجی و قدامی خلفی، طول مسیر COP در صفحه‌ی داخلی-خارجی وقدامی-خلفی، جمع کل مسیر و سرعت بر طبق فرمول‌های زیر ارزیابی گردید:

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-07-15]

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

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

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

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

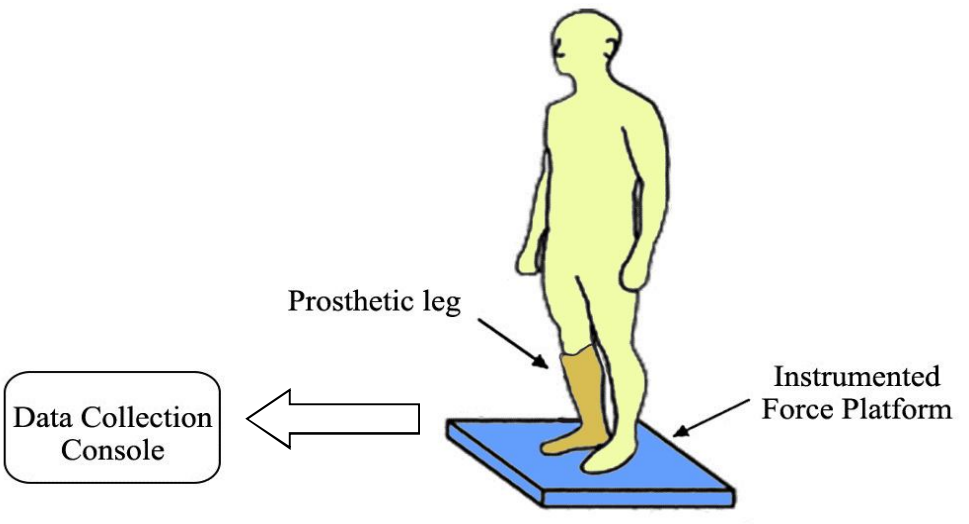
$$VAP\ \ (mm/min) = \frac{\sum^{n-1} \sqrt{(x_{i+1} - x_i)^2}}{t} \quad \text{Equation 5}$$

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

کـــــه COPEAP، COPEML، PLAP، PLML، VAP، VML بـه ترتیـب دامنـه تغییـرات مرکـز فشـار در صـفحه آنتروپوستریور، دامنه تغییرات مرکز فشـار در صـفحه مـدیولترال، طول مسیر (path length) مرکز فشار در صـفحه آنتروپوسـتریور، طـول مسـیر (path length) مرکـز فشـار در صـفحه مـدیولترال، سرعت مرکز فشار در صفحه آنتروپوستریور، سرعت مرکز فشـار در صفحه مدیولترال را نشان می‌دهد. توزیع متغیرها از طریق آزمـون آماری Shapiro-wilk با نقطه معنی‌داری ۰/۰۵ مورد ارزیابی قرار گرفت. چون‌که متغیرها دارای توزیع نرمالی هستند از آزمـون‌هـای پارامتریک برای آنالیز نهایی استفاده شد. تفاوت بین کـارایی افـراد نرمـال و قطـع عضـو از طریـق two-sample t-testبـا سـطح معنی‌داری ۰/۰۵ مورد ارزیابی قرار گرفت. تأثیر بینـائی بـر تعـادل ایستگاهی با آزمون Tزوجی بررسی شد.

جدول (۱): خصوصیات افراد شرکت‌کننده در تحقیق

قد	وزن	سن	تعداد	شرکت‌کنندگان			
				نوع سوکت	علت قطع عضو	نوع پنجه	گروه آمپوته
۱/۷±۰/۱۵	۶۱±۱۲/۵	۵۰±۵	۲۰	PTB	Trauma	SACH foot	
۱/۶۵±۰/۱۲	۵۸±۷/۵	۴۵±۷	۲۰	گروه کنترل			



تصویر (۱): تصویر شماتیک نحوه‌ی انجام آزمون استابیلیتی در این مطالعه

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-07-15]

یافته‌ها

جدول ۲ میانگین پارامترهای استابیلیتی افراد نرمال و آمپوته را خلاصه کرده است. میانگین جابجایی COP در افراد آمپوته در صفحه‌ی قدامی خلفی و داخلی خارجی به ترتیب برابر با ۷/۸±۲۳/۷۱ و ۵/۳±۱۳/۴۹ میلی‌متر بود در مقایسه با ۹/۷۶±۲۴/۲۱ میلی‌متر و ۸/۰۶ ±۱۴/۵۵ برای افراد نرمال، تفاوت معنی‌داری مابین سرعت نوسان مرکز فشار در صفحه‌ی قدامی خلفی و داخلی خارجی بین افراد نرمال و آمپوته وجود ندارد (P-Value>0.05). طول مسیر مرکز فشار در صفحه‌ی قدامی خلفی برای افراد نرمال و آمپوته به ترتیب برابر با ۹۸/۶۸+ ۴۳۳/۲۱ میلی‌متر و ۶۲/۷۷+۴۶۰/۷۷ میلی‌متر بود (P-Value>0.05). جابجایی مرکز فشار در افراد نرمال در صفحه‌ی AP در حالت چشم باز و چشم بسته به ترتیب برابر با ۱۰/۸۴+۲۵/۲۵ و ۹/۷۶+۲۱/۲۴ میلی‌متر بود (تفاوتی بین جابجایی مرکز فشار در دو حالت آزمون وجود ندارد). تفاوت بین طول مسیر مرکز فشار در صفحه‌ی داخلی خارجی و قدامی خلفی در حالت چشم باز و چشم بسته عمده نیست. جدول ۳ پارامترهای تعادلی افراد نرمال را در حین ایستادن با چشم باز و بسته نشان می‌دهد. همان‌طور که در جدول مشاهده می‌شود تفاوتی مابین پارامترهای تعادلی در دو حالت تست وجود ندارد.

از آمپوته‌ها همچنین خواسته شد در حالت چشم باز و چشم بسته روی صفحه‌ی نیرو بایستند. جابجایی مرکز فشار در صفحه‌ی قدامی خلفی و داخلی خارجی در حالت چشم باز به ترتیب برابر با ۷/۸±۲۳/۷۱ میلی‌متر و ۵/۳ ±۱۳/۴۹، در مقایسه با ۸±۲۵/۹۲ میلی‌متر و ۶/۵۱±۱۳/۸۷ در حالت چشم بسته، بود (P-Value معنی‌دار نیست). در هر ۲ حالت تست سرعت نوسان مرکز فشار در صفحه‌ی داخلی خارجی تقریباً شبیه یکدیگر است (در حالت چشم باز و بسته به ترتیب ۲۹۱±۹۱۶/۱۹ و ۲۵۳/۶۸±۹۱۴/۷۱). میانگین پارامترهای تعادل آمپوته‌ها در دو حالت تست در جدول ۴ نمایش داده شده است. تصویر ۳ و ۲ الگوی نوسان مرکز فشار افراد نرمال و آمپوته را در حالت چشم باز و چشم بسته نشان می‌دهد.

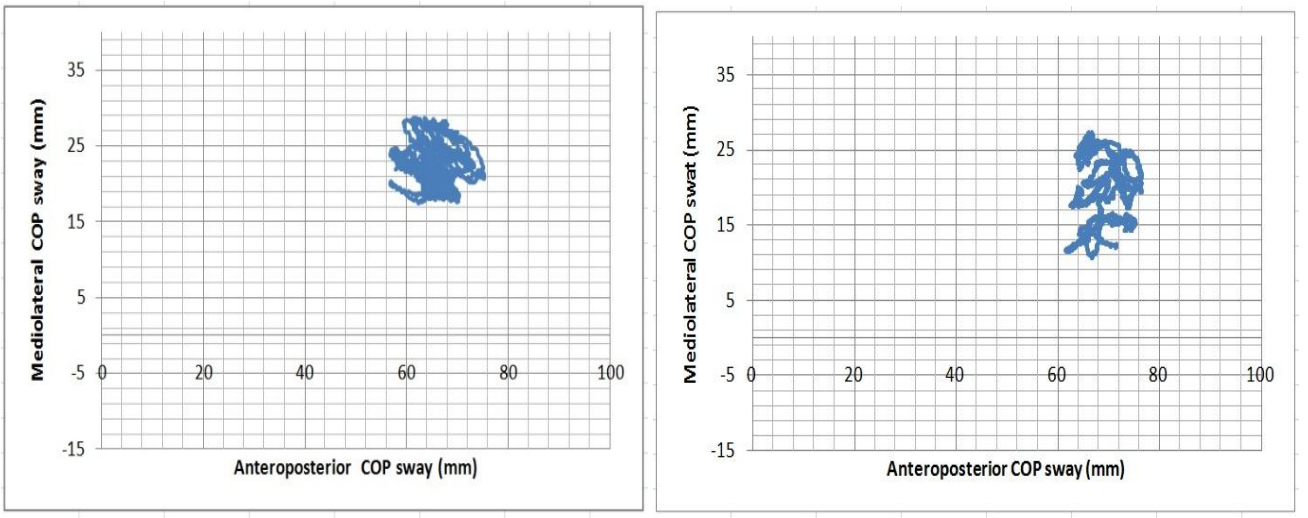
جدول (۲): میانگین پارامترهای استابیلیتی افراد شرکت‌کننده در این مطالعه در حالت چشم باز (اعداد به‌صورت میانگین ± انحراف معیار نمایش داده‌شده‌اند)

Parameter (open eyes)	Amputee group	Normal group	p-values of the difference
sum path length x (mm)	433.21±98.65	460.77±62.62	0.15
sum path length y (mm)	462.37±142.13	502.19±77.21	0.14
Cop x excursion (mm)	23.71±7.80	25.25±10.84	0.31
Cop y excursion (mm)	13.49±5.30	13.75±5.32	0.44
Velocity cop x (mm/min)	865.30±198.46	928.22±113.51	0.11
Velocity cop y (mm/min)	916.19±291.06	1004.45±154.43	0.12

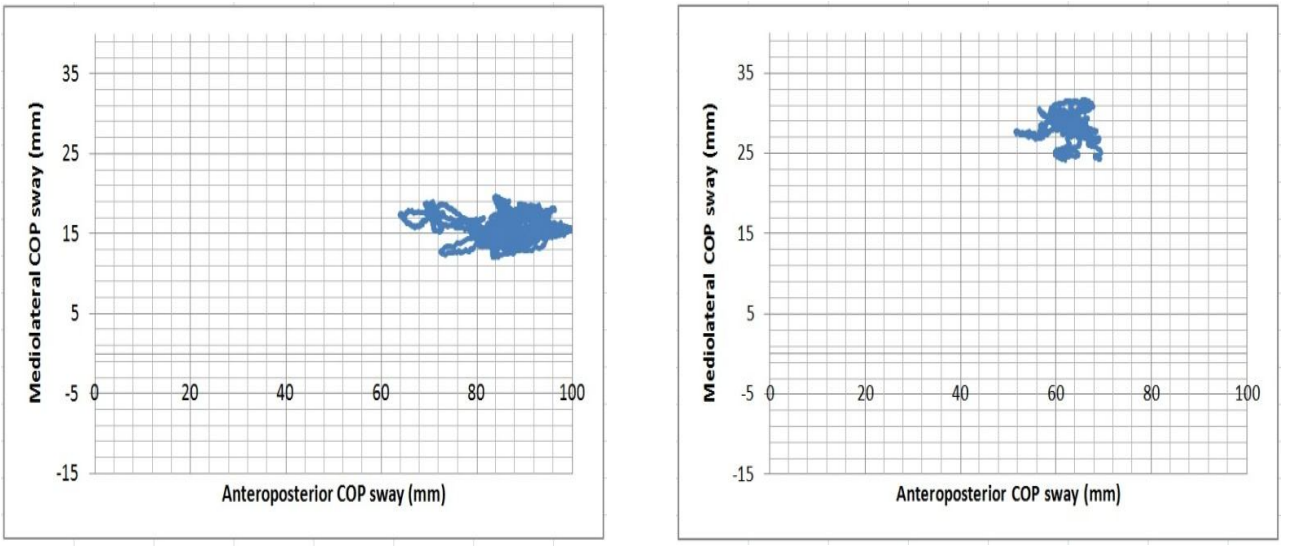
جدول (۳): میانگین پارامترهای استابیلیتی افراد شرکت‌کننده در این مطالعه در حالت چشم بسته (اعداد به‌صورت میانگین ± انحراف معیار نمایش داده‌شده‌اند)

Parameter (close eyes)	Amputee group	Normal group	p-values of the difference
sum path length x (mm)	459.34±86.86	492.31±80.69	0.1229
sum path length y (mm)	458.69±128.76	502.88±86.68	0.1157
Cop x excursion (mm)	25.92±8	24.21±9.76	0.2863
Cop y excursion (mm)	13.87±6.51	14.55±8.06	0.3911
Velocity cop x (mm/min)	927.41±162.21	985.56±160.49	0.1438
Velocity cop y (mm/min)	914.71±253.68	1005.38±173.27	0.1077

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-07-15]



تصویر (۲): الگوی حرکت مرکز فشار در یک فرد قطع عضو در حالت چشم باز (تصویر سمت راست) و چشم بسته (تصویر سمت چپ)



تصویر (۳): الگوی حرکت مرکز فشار در یک فرد سالم در حالت چشم باز (تصویر سمت راست) و چشم بسته (تصویر سمت چپ)

بحث

افراد مبتلا به قطع عضو زیر زانو ورودی‌های حسی از مچ و پا را ازدست‌داده‌اند و همچنین استراتژی کنترلی مچ که یک نقش مهم در رابطه با بازگرداندن تعادل در حین ایستادن آرام را ایفا می‌کند را ازدست‌داده‌اند (۲۳-۲۰) بر طبق منابع موجود تفاوت تعادل افراد سالم و آمپوته بحث‌برانگیز است (۱۷). به‌علاوه شواهد کافی در منابع راجع به چگونگی باثبات ایستادن آمپوته‌ها موجود نیست لذا هدف از این مطالعه پیدا کردن جواب برای سؤالات مطرح‌شده می‌باشد.

همان‌طور که از جدول ۲ مشاهده می‌شود تفاوتی بین تعادل افراد آمپوته و سالم وجود ندارد. این بدین معناست که اگرچه آمپوته‌ها استراتژی کنترلی مچ را ازدست‌داده‌اند و ورودی‌های حسی از مچ و سطح پلنتار کف پای خود ندارند آن‌ها قادر به افزایش تعادل خود هستند. نتایج این مطالعه مشابه مطالعه‌ی انجام‌شده به‌وسیله‌ی hermdsoon و همکارانش که بر طبق انحراف پوسچرال بعد از قطع عضو بود نیست (۱۶) آن‌ها بیان کردند که غیر قرینگی وزن گذاری در آمپوته‌های اندام تحتانی که نشان‌دهنده بی‌ثباتی است می‌تواند ناشی از عواملی مثل کاهش حرکات مفصل مچ، درد در استمپ و عدم راحتی ایجادشده به دلیل سوکت سخت پروتز باشد (۲۴). به نظر می‌رسد که ۲ مکانیزم مهم بر توانایی آمپوته‌ها در حین ایستادن تأثیر می‌گذارد، شامل مکانیزم‌های داخلی و مکانیزم‌های خارجی. اصلی‌ترین مکانیزم

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-07-15]

خارجی که می‌تواند بر تعادل افراد مبتلا به قطع عضو زیر زانو تأثیر بگذارد الایمنت قطعات پرروتز است (۲۰،۲۴). بر طبق نتایج تحقیق انجام‌شده به‌وسیله‌ی Isakov و همکارانش یک آمپوته با پروتز PTB با فیت صحیح و الایمنت صحیح پروتز ازلحاظ تعادل تفاوتی با یک فرد نرمال نخواهد داشت (۲۴). الایمنت صحیح یک فاکتور بسیار مهم برای توان‌بخشی آمپوته‌ها می‌باشد (۲۰). باید ذکر شود که آداپته شدن عضلات در سمت آمپوته و سالم یک نقش مهم در این رابطه بازی می‌کند (۲۴).

مکانیزم داخلی اصلی که به آمپوته‌ها برای ایستادن از یک وضعیت باثبات کمک می‌کند مکانیزم مفصل هیپ است. ادعا شده است که فقدان ورودی‌های حسی از طریق اطلاعات منتقل‌شده از رسپتورهای سطحی پوست و همچنین گیرنده‌های واقع در عضلات اسکلتی جبران می‌شود (۷،۱۵). سطح پوست استامپ مرتبط با سوکت همچنین یک نقش مهم در رابطه با جمع‌آوری اطلاعات ضروری راجع به پوزیشن بدن بازی می‌کند. بر طبق بعضی مطالعات بینایی یک نقش مهم برای افزایش تعادل آمپوته‌ها در حین ایستادن بازی می‌کند (۹).

همان‌طور که از جدول ۴ مشاهده می‌شود تعادل آمپوته‌ها در حین ایستادن آرام با چشم باز مشابه چشم بسته است. این بدین معناست که آمپوته‌ها به بینائی جهت بازگرداندن تعادل خود وابسته نیستند. نتایج این تحقیق مشابه تحقیق انجام‌شده به‌وسیله‌ی Dornal نیست (۱۴). نتایج تحقیق آن‌ها نشان داد که درصد باز بودن چشم به بسته بودن چشم در آمپوت‌ها افزایش می‌یابد (غیر وابستگی به بینائی از طریق نرخ باز بودن چشم به بسته بودن محاسبه می‌شود) (۱۴). در این مطالعه تأکید شده است که وابستگی آمپوته‌ها به بینائی جهت حفظ راستای قائم بدن افزایش یافته است. درواقع فقدان اطلاعات حس عمقی منتج از قطع عضو از طریق وابستگی به ورودی‌های بصری جبران شده است. به‌هرحال نتایج این مطالعه تأکید می‌کند که آمپوته‌های اندام تحتانی زیر زانو جهت حفظ تعادل خود در حین ایستادن آرام به حس بینائی وابسته نیستند. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت که مکانیزم‌های دیگر شبیه مکانیزم‌های داخلی و اطلاعات حاصله از سطح پوست استامپ مرتبط با سوکت یک نقش مهمی در این رابطه ایفا می‌کنند (۲۱). نشان داده شده است که یک ارتباط بین خطر افتادن و تعادل در حین ایستادن آرام وجود دارد (۲۶،۲۵) می‌توان نتیجه گرفت که آمپوته‌های با خطر بالای زمین خوردن از تعادل ایستگاهی کمتری نسبت به سایرین برخوردارند.

چندین محدودیت در رابطه با این مطالعه وجود دارد. محدودیت اصلی تعداد نمونه‌های اندک است همچنین تعادل نمونه‌ها از طریق روش‌های خطی اندازه‌گیری و آنالیز شده است که بهتر است در مطالعات بعدی جبران گردد.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که اگرچه آمپوته‌های زیر زانو حرکات مفصل مچ و ورودی‌های حسی از پوست و پا را ازدست‌داده‌اند لکن آن‌ها قادرند بالانس خود را بهبود بخشند. به نظر می‌رسد مکانیزم‌هایی مثل الایمنت قطعات پروتز و استراتژی هیپ فقدان استراتژی مچ را جبران می‌کنند. چون تفاوتی بین تعادل افراد آمپوته در حالت چشم باز و چشم بسته وجود نداشت می‌توان نتیجه گرفت که افراد مبتلا به قطع عضو زیر زانو به ورودی‌های بصری جهت بازگرداندن تعادل ایستگاهی خود وابسته نیستند.

References:

1. Bohne WHO. Atlas of amputation surgery. New York: Thieme Medical Publishers; 1987.
2. Dillon MP, Kohler F, Peeva V. Incidence of lower limb amputation in Australian hospitals from 2000 to 2010. Prosthet Orthot Int 2014;38(2):122–32.
3. Group G. Epidemiology of lower extremity amputation in centres in Europe, North America and East Asia. The Global Lower Extremity Amputation Study Group. Br J Surg 2000 Mar;87(3):328-37.
4. 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.
5. Jacobson GP, Newman CW, Kartush JM. Handbook of balance function testing. San Diego: Mosby Year Book; 1993.
6. 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;469:479-99.
7. 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.

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-07-15]

8. Grace Gaerlan M, Alpert PT, Cross C, Louis M, Kowalski S. Postural balance in young adults: the role of visual, vestibular and somatosensory systems. J Am Acad Nurse Pract 2012;24(6):375-81.
9. Edwards AS. Body sway and vision. J Exp Psychol 1946;36(6):526-35.
10. Patel M, Magnusson M, Kristinsdottir E, Fransson PA. The contribution of mechanoreceptive sensation on stability and adaptation in the young and elderly. Eur J Appl Physiol 2009;105(2):167-73.
11. Jerosch J, Prymka M. Proprioception and joint stability. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 1996;4(3):171-9.
12. Winter D. Design and evaluation of a new type of knee orthosis to align the mediolateral angle of the knee joint with osteoarthritis. Gait and Posture 1995;3:193-214.
13. Fernie GR, Holliday PJ. Postural sway in amputees and normal subjects. J Bone Joint Surg Am 1978;60(7):895-8.
14. 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.
15. Ahmed H, Chidambaram A, Sabapathivinayagam R, Busairi W. Quantitative Assessment of Postural Stability and Balance Between Persons with Lower Limb Amputation and Normal Subjects by using Dynamic Posturography. MJMS 2010;3:138-43.
16. 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.
17. Kamali M, Karimi MT, Eshraghi A, Omar H. Influential factors in stability of lower-limb amputees. Am J Phys Med Rehabil 2013;92(12):1110–8.
18. 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.
19. Karimi MT. The Suitability of the Force plate to Evaluate the Stability During Quiet Standing and Analyzing the Effects of Shoes, Gender and Age on the Standing Stability. Turk J Rehabil Physical Med 2010;3:25-33.
20. Vittas D, Larsen TK, Jansen EC. Body sway in below-knee amputees. Prosthet Orthot Int 1986;10(3):139-41.
21. Quai TM, Brauer SG, Nitz JC. Somatosensation, circulation and stance balance in elderly dysvascular transtibial amputees. Clin Rehabil 2005;19(6):668-76.
22. Mayer A. The body awareness and the standing stability of amputees. Budapest: Semmelweis University; 2011.
23. 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.
24. 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.
25. 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.
26. Miller WC, Deathe AB, Speechley M, Koval J. The influence of falling, fear of falling, and balance confidence on prosthetic mobility and social activity among individuals with a lower extremity amputation. Arch Phys Med Rehabil 2001;82(9):1238-44.

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-07-15]

Original Article

INFLUENCE OF VISION ON STANDING STABILITY OF BELOW KNEE AMPUTEES

Mostafa Kamali[1], Mahmoud Ghaderi[2], Mohammad Taghi Karimi[*3]*

Received: 9 Jul , 2014; Accepted: 14 Sep , 2014

Abstract

***Background & Aims*:** Human stability is controlled by various parts of neuromuscular, visual and vestibular systems. It depends upon integration of afferent information from the visual, vestibular and proprioception systems. Below knee amputees miss the ankle strategy and do not have the mechanoreceptors and sensory inputs from ankle and sole of the foot and should use other mechanisms to improve their standing balance. There is not enough evidence in literature regarding stability of below knee amputees. Moreover, it is not cleared weather the dependency of these subjects on vision to compensate lack of sensory input is more than normal subjects or not. Therefore, the aim of this study was to evaluate the stability of below knee amputees and also to determine the influence of vision on stability.

Materials & Method: Two groups of normal and amputees (20 amputee subject and 20 normal subjects) participated in this research study. The stability of subjects was evaluated using a Kistler force plate. The difference between the stability of subjects was determined by two sample t-test.

Results: The mean values of COP excursion of the amputees were 23.71±7.8 and 13.49±5.3 mm in the anteroposterior and mediolateral directions, respectively compared to 24.21±9.76 and 14.55±8.06 mm for normal subjects under open eyes condition (P>0.05). The results showed that there was no difference between stability of amputees and normal subjects. Moreover, there was no difference between stability parameters between two test conditions.

Conclusion: There was no difference between stability of amputees and normal subjects. It can be concluded that although the amputees missed the ankle strategy and foot and ankle sensory inputs, they could enhance their standing stability by other mechanisms such as internal mechanism and the information obtained from the skin in contact with socket and also external mechanism such as alignment of prosthesis. The stability of the amputees during quiet standing with open eyes is the same as that of closed eyes. It means that the amputees do not depend upon vision to restore their standing stability.

Keyword: Stability, Below knee amputee, Quiet standing, Vision, Force plate

***Address*:** Department of Orthotics and Prosthetics, Faculty of Rehabilitation Sciences, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran**,** Tel: +98 3137922083
Email: karimi@rehab.mui.ac.ir

SOURCE: URMIA MED J 2014: 25(9): 852 ISSN: 1027-3727

[1] *Musculoskeletal Research Center, Faculty of Rehabilitation Sciences, Isfahan University of Medical Sciences*
[2] *Public Health Department, Faculty of Health, Urmia University of Medical Sciences, Urmia, Iran*
[3] *Department of Orthotics and Prosthetics, Faculty of Rehabilitation Sciences, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran (Corresponded Author)*

[Downloaded from umj.umsu.ac.ir on 2024-07-15]