

The Effect of Manipulating Sensory Afferent Information on Balance of Knee below Amputation

Mohammadtaghi B¹, Hejazi Denan P², Shamsipour Dehkordi P², Amini B³

Abstract

Purpose: Reduction in sensory integration and a decline in the deep sensory receptors, visual and vestibular are the important factors that decreased the balance. The present study investigated the effect of manipulating sensory afferent information on balance of knee below amputation.

Methods: In this cross-sectional study 23 patients with lower limb amputation were participated. To assess postural control and balance sensory organization test was used in Posturography device. This device assessed the state of balance in the first six items (there are three senses of visual, vestibular and proprioception), second (delete vision), third (removal vestibular), fourth (delete proprioception), fifth (delete vision and proprioception) and sixth (remove all sense of visual, vestibular and proprioception). Sensory Organization Test was determined balance score with two variable displacements in central of gravity and stability.

Results: The analysis of variance with repeated measures for stability variable showed statistically significant difference between the first and third condition with other condition. However, there was no significant difference between the second with the fourth, fifth with sixth conditions. Also the difference was statistically significant in lower limb amputees for variable displacement in central of gravity in the first and second situations. People with lower limb amputees have in the first position based on the displacement of the center of gravity, better than five other situations.

Conclusion: The results showed that by removing two or three sensory afferent information balance is reduced in amputees.

Keywords: Afferent sensory information, Equilibrium, Central of Gravity, Posturography, Amputee

Received: 2015.8.16; Accepted: 2015.11.11

اثر تعدیل اطلاعات آوران حسی (بینایی، دهلیزی، حس عمقی) بر تعادل افراد قطع عضو زیر زانو

محیا محمدتقی^۱، پریسا حجازی دینان^۲، پروانه شمسی پور دهکردی^۲، بهزاد امینی^۳

هدف: کاهش در یکپارچگی حسی، افت عملکرد گیرنده‌های حسی عمقی، بینایی و دهلیزی از عوامل مهمی هستند که منجر به کاهش تعادل می‌شوند. هدف تحقیق حاضر بررسی تأثیر تعدیل سیستم‌های بینایی، حس عمقی، و دهلیزی بر تعادل افراد قطع عضو اندام تحتانی می‌باشد.

روش بررسی: در این مطالعه مقطعی، ۲۳ فرد قطع عضو اندام تحتانی شرکت کردند. جهت ارزیابی کنترل قامت و تعادل آزمودنیها از آزمون سازماندهی حسی دستگاه پاسچروگرافی استفاده شد. این دستگاه سطح تعادل را در شش وضعیت اول (وجود هر سه حس بینایی، دهلیزی و حس عمقی)، دوم (حذف حس بینایی)، سوم (حذف حس دهلیزی)، چهارم (حذف حس عمقی)، پنجم (حذف بینایی و حس عمقی) و ششم (حذف هر سه حس بینایی، دهلیزی و حس عمقی) ارزیابی نمود. آزمون سازماندهی حسی نمره تعادل را بر اساس متغیرهای پایداری و جابجایی مرکز کنترل ثقل تعیین نمود.

یافته ها: نتایج تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری نشان داد افراد آمپوته اندام تحتانی در وضعیت دوم به طور معنی‌دار بر اساس نمره پایداری، تعادل بهتری نسبت به وضعیتهای چهارم تا ششم داشتند. افراد آمپوته اندام تحتانی در وضعیت سوم

تعادل بهتری نسبت به وضعیتهای چهارم و پنجم داشتند ($p < 0/05$). همچنین افراد آمپوته در وضعیت اول بر اساس نمره جابه‌جایی مرکز ثقل، تعادل بهتری نسبت به پنج وضعیت دیگر داشتند ($p < 0/05$).

نتیجه گیری: با حذف دو یا هر سه اطلاعات آوران حسی تعادل افراد قطع عضو نیز کاهش می‌یابد.

کلمات کلیدی: اطلاعات آوران حسی، پایداری، جابه‌جایی مرکز ثقل، پاسچروگرافی، آمپوتاسیون
نویسنده مسئول: پروانه شمسی پور دهکردی، pshamsipour@gmail.com

آدرس: تهران، ونک، دانشگاه الزهراء، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی

۱- کارشناس ارشد گروه رفتار حرکتی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه الزهراء، تهران، ایران

۲- استادیار گروه رفتار حرکتی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه الزهراء، تهران، ایران

۳- کارشناس ارشد کاردرمانی، معاونت بهداشت درمان و توانبخشی هلال احمر

مقدمه

عضو اندام تحتانی در طول راه رفتن و حرکت بدون کمک را تحت تاثیر قرار می‌دهد (۱۳-۱۲).

تعادل بدن بر اساس اطلاعات دریافت شده از سه سیستم بینایی، دهلیزی و حس عمقی کنترل می‌شود (۱۴-۱۵). Sullivan و Markos بیان کردند کنترل پاسچر دارای ارتباطی متقابل و پیچیده میان درون دادهای حسی و پاسخهای حرکتی مورد نیاز به منظور حفظ پاسچری خاص یا حرکت از پاسچری به پاسچر دیگر می‌باشد (۱۶). از آنجایی که اعمال نیرو برای کنترل وضعیت بدن در فضا به تنهایی نمی‌تواند به ثبات پاسچر مؤثر و کارآمد منجر شود (۱۷)، برای درک زمان و چگونگی اعمال نیروهای بازگرداننده، سیستم عصبی مرکزی می‌بایست تصویری دقیق از موقعیت بدن در فضا داشته باشد، بر این اساس، اطلاعات حسی دریافت شده از گیرنده‌های حسی در سرتاسر بدن را جمع‌آوری و سازماندهی می‌کند و چارچوب مرجع متفاوتی برای ثبات پاسچر فراهم می‌آورد. کاهش در یکپارچگی حسی، افت عملکرد گیرنده‌های عمقی، بینایی و شنوایی (۱۸) از عوامل مهم در کاهش تعادل می‌باشند (۲۰-۱۹). با توجه به وابستگی سیستم تعادلی به اطلاعات ورودی حسی، در صورت کاهش و یا قطع یکی از دروندادهای حسی، نوسان بدن افزایش و در نتیجه برای حفظ تعادل فعالیتهای عضلانی نیز افزایش می‌یابد (۲۱-۹). این در حالی است که افراد قطع عضو زیر زانو استراتژی مچ را از دست داده اند (۲۲). استراتژی تعادل افراد با قطع عضو اندام تحتانی مربوط به فرایند شروع راه رفتن یک برنامه ثابت حرکتی نیست، بلکه، فرد قطع عضو برای توسعه استراتژیهای کنترل و هماهنگی عصبی-عضلانی جایگزین به زمان و آموزش نیاز دارند (۲۳). Mohieldin و همکاران به

تعادل فرایند حفظ مرکز ثقل بدن در محدوده سطح اتکا می‌باشد (۲-۱) که نقش حیاتی در سلامت جسمانی و روانی افراد دارد (۳). تعادل به دو نوع ایستا و پویا تقسیم می‌شود. تعادل ایستا حفظ وضعیت پایداری بدن در حالت سکون و تعادل پویا حفظ وضعیت پایداری بدن در حالت حرکت می‌باشد (۴). حفظ تعادل پویا در اکثر فعالیتهای روزمره از قبیل راه رفتن در جهات مختلف ضروری است (۵) توانایی تعیین تفاوت‌های کمی و کیفی مهارت تعادل در راه رفتن امری حیاتی است و از افزایش هزینه‌های بهداشتی و اقتصادی افتادن در افراد جلوگیری می‌کند (۶). قطع عضو، که به دلایل مختلفی از جمله تروما، سرطان، حوادث، تصادفات، مشکلات عروقی و نقص مادر زادی به وجود می‌آید (۷). یکی از دلایل عمده ناتوانی پایداری در افراد قطع عضو است و می‌تواند به افت کیفیت زندگی بیانجامد و انجام فعالیتهای فیزیکی آنها را محدود نماید (۸) همچنین اختلال در کنترل تعادل یکی از شایعترین و جدیترین چالشهای حرکت است که افراد با قطع عضو اندام تحتانی با آن مواجهه باشد (۹). ثبات پاسچر در افراد قطع عضو زیر زانو به علت عوامل مختلف، از جمله عدم فعالیت گشتاور مچ پا کاهش می‌یابد و این بدین معناست که افراد با قطع عضو زیر زانو بعضی از منابع اطلاعات و همچنین بعضی از عوامل تاثیرگذار بر کنترل کامل تعادل ایستگاهی را از دست داده‌اند (۱۱-۱۰). این در حالی است که ناتوانی در راه رفتن و حفظ تعادل، یکی از علل اصلی زمین خوردن است. افتادنها و ترس از افتادن مشکلات قابل توجهی است که از اختلال در توانایی حفظ تعادل ناشی می‌شود که مردم با قطع

به کنترل قامت مشابه با افراد بزرگسال دست یابند (۲۹). با توجه به اطلاعات بدست آمده از منابع متفاوت، به خوبی واضح نیست که آمپوته‌ها جهت جبران ورودیهای حسی از دست رفته به چه میزان به منابع مختلف اطلاعات آوران نیاز دارند. بنابراین هدف از این مطالعه بررسی اثر دستکاری اطلاعات آوران حسی بر تعادل افراد قطع عضو زیر زانو می‌باشد.

روش بررسی

پژوهش حاضر از نوع مقطعی می‌باشد. ۲۳ (۴ زن، ۱۹ مرد) قطع عضو زیر زانو از طریق سازمان هلال احمر تهران به عنوان نمونه در دسترس انتخاب شدند. این افراد بر طبق معیارهای ورود به تحقیق انتخاب شدند. معیارهای ورود به مطالعه: شامل قطع عضو زیر زانوی یک طرفه، محدوده سنی ۴۰ تا ۶۰ سال، عدم اختلال اسکلتی عضلانی یا محدودیتهای عملکردی برای ایستادن و راه رفتن، توانایی راه رفتن فرد فرد تا ۴۵ متر بدون کمک گرفتن از دیگران بود. معیارهای خروج از مطالعه نیز عبارت بودند از عدم تمایل به ادامه همکاری در طول اعمال مداخله تمرینی، پیدا شدن نقصهای نرولوژیک و عصبی در حین اجرای آزمون، کاهش حساسیت حسی تنی از اندام غیر مبتلا، مشکلات اتصال پروتز و زخم معده، ابتلا به بیماریهایی مانند عفونت گوش، چشم، پای آمپوته در حین اجرای آزمون.

در ابتدا یک رضایتنامه‌ی اخلاقی از کمیته‌ی اخلاق سازمان هلال احمر تهران تهیه گردید و از افراد خواسته شد قبل از جمع‌آوری اطلاعات رضایت نامه را امضا کنند. برای ارزیابی کنترل پاسچر و تعادل آزمودنی‌ها از دستگاه پاسچروگرافی پویای که یکی از پیشرفته‌ترین سیستمهای بررسی و دستکاری سیستمهای حسی موثر بر کنترل پاسچر می‌باشد (۳۱-۳۰) استفاده شد. این دستگاه توسط شرکت لافایت آمریکا ساخته شد. در ایران شمس و همکاران پایایی و روایی این دستگاه را جهت ارزیابی قامت با استفاده از دستگاه فورس پلیت مورد قبول گزارش کردند (۲۹). دستگاه پاسچروگرافی پویای کامپیوتری دارای دو ۲ صفحه نیرو متحرک (به ابعاد ۲۳×۴۶ سانتی-متر) و ۸ کانال (سنسور) حسی برای بررسی متغیرهای کینتیکی کنترل پاسچر است. این دستگاه کنترل تعادل را

ارزیابی ثبات قامت و تعادل بین افراد قطع عضو اندام تحتانی و افراد سالم با استفاده از پاسچروگرافی (Posturography) پویا پرداختند (۲۴). نتایج نشان داد تعادل افراد قطع عضو اندام تحتانی (زیر زانو و بالای زانو) به طور قابل توجه کمتر از گروه کنترل بود و تعادل افرادی که علت قطع عضو آنها مشکلات عروقی بود به مراتب کمتر از تعادل افراد با علت قطع عضو تروما بود. همچنین تفاوت قابل توجهی در تعادل افراد قطع عضو زیر زانو در مقایسه با قطع عضو بالای زانو مشاهده نشد. Vrieling و همکاران نشان دادند در افراد با قطع اندام تحتانی به علت نداشتن استراتژی مچ پا، توانایی مقابله با انحرافات تعادلی محدود است (۲۵). Kavounoudias و همکاران بیان کردند فقدان اطلاعات آوران حسی در افراد آمپوته از طریق اطلاعات منتقل شده از سطح پوست به سوکت جبران می‌شود (۲۶). Nicholas برای بررسی اثر تمرینات بینایی و دهلیزی جهت کنترل تعادل در قسمت فلج بدن از سکوی نیرو^۱ استفاده کردند و اظهار نمودند که بازخورد بینایی و دهلیزی می‌تواند به بهبود تعادل در افراد قطع عضو منجر شود (۲۷). در مطالعه کمالی و همکاران نتایج تفاوت معنی‌داری بین سرعت نوسان مرکز فشار در صفحه‌ی قدامی خلفی و داخلی خارجی بین افراد نرمال و آمپوته نشان نداد همچنین تفاوتی بین پارامترهای تعادل در دو حالت چشم باز و چشم بسته در افراد آمپوته وجود نداشت (۲۸).

مرور پژوهشها بیانگر این است که تاکنون پژوهشی در افراد آمپوته اندام تحتانی به بررسی تغییرات کمی و کیفی تعادل با دستکاری اطلاعات آوران حسی (بینایی، دهلیزی و حس عمقی) نپرداخته است. شمس و همکاران در پژوهشی با استفاده از سیستم پاسچروگرافی به بررسی سیر تحولی اطلاعات آوران حسی از کودکی تا بزرگسالی پرداخت. نتایج نشان داده در وضعیت اول و سوم، پسران تا سن ۱۶ سالگی به کنترل قامت مشابه با افراد بزرگسال دست نمی‌یابند. در وضعیت دوم بین کنارل قامت گروه سنی ۱۶-۱۳ سال با افراد بزرگسال تفاوت معنی‌داری وجود نداشت. در وضعیت چهارم پسران ۱۶-۱۳ سال به کنترل قامت مشابه با افراد بزرگسال دست یافتند. در وضعیت پنجم و ششم نیز پسران مورد مطالعه نتوانستند

¹Platform

با استفاده از آزمون سازماندهی حسی^۱ تعیین می‌کند و بر اساس این آزمون برای تعیین میزان تعادل^۲ نمرات را بر اساس دو مقیاس همترازی^۳ و مرکز فشار^۴ به آزمونگر ارائه می‌کند. همچنین این دستگاه دارای سیستم هوشمند جهت جلوگیری از لغزش و افتادن افراد است. براین اساس در حین ارزیابی کنترل پاسچر، سن و قد فرد به سیستم داده می‌شود و براساس آن اگر فرد خود را خم نماید یا جابجایی بیش از حد در پاها روی صفحه‌های نیرو احساس شود، سیستم به طور خودکار متوقف می‌شود. هر یک از آزمودنی‌ها با پای برهنه و دستها در کنار بدن روی صفحه نیروهای سیستم پاسچروگرافی قرار گرفتند (۳۲). برای اطمینان از عدم سقوط آزمودنی‌ها، از جلیقه‌های مخصوصی که فیکس دستگاه پاسچروگرافی بود، استفاده شد. در هر یک از شش وضعیت این آزمون، نمره صفر تا ۱۰۰ به عنوان شاخص کنترل تعادل فرد ارائه می‌شود (۳۱).

Sawers و Ting، Mohiel و همکاران و Barnett

و همکاران جهت تعیین کنترل پاسچر در افراد آمپوته اندام تحتانی دستگاه پاسچروگرافی پویای کامپیوتری را دستگاهی با روایی و پایایی بالا معرفی نمودند. همچنین در پژوهش حاضر روایی دستگاه حاضر با دستگاه بایودکس و پایایی آن با استفاده از روش آزمون آزمون مجدد، در افراد آمپوته اندام تحتانی مورد قبول واقع شد (۶،۲۱،۲۴). در این تحقیق از آزمون سازماندهی حسی^۵ استفاده شد. این آزمون دارای ۶ وضعیت است. در سه وضعیت اول صفحه‌های نیرو ثابت و در سه وضعیت دیگر در جهت‌ها قدامی و خلفی حرکت می‌کنند. در وضعیت اول فرد روی سیستم قرار می‌گیرد به طوری که تمامی اطلاعات حسی درگیر در کنترل پاسچر در دسترس هستند. در وضعیت دوم آزمودنی با چشم بند مورد آزمون قرار می‌گیرد (حذف اطلاعات سیستم بینایی). در وضعیت سوم چشمهای فرد باز است اما محیط بینایی متحرک است به طوری که منجر به ارائه آرایه‌های نادرست بینایی می‌شود. در وضعیت چهارم صفحه‌های نیرو متحرک هستند و اطلاعات حس عمقی حذف می‌شود. در وضعیت

پنجم چشمها با چشم بند بسته می‌شوند و صفحه نیروی متحرک نیز باعث حذف اطلاعات حس عمقی می‌شود. در این وضعیت اطلاعات سیستم دهلیزی در کنترل پاسچر مورد آزمون قرار می‌گیرند. در وضعیت ششم اطلاعات در دسترس سه حس بینایی، دهلیزی و عمقی حذف می‌شوند. مدت زمان هر وضعیت آزمون ۲۰ ثانیه است که هر وضعیت نیز ۳ بار تکرار شد (۳۱). در پژوهش حاضر تعدیل اطلاعات آوران حسی (بینایی، دهلیزی و حس عمقی) به عنوان متغیر مستقل و نمرات پایداری و جابه جایی مرکز ثقل به عنوان متغیر وابسته مورد بررسی قرار گرفتند.

روشهای آماری: از آمار توصیفی میانگین و انحراف استاندارد برای رسم نمودار استفاده شد. از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری در شش وضعیت حسی و آزمون تعقیبی *Boinfeironi* جهت تحلیل داده‌ها استفاده شد. داده‌ها در سطح معنی داری ($p < 0.05$) و با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۹ تجزیه و تحلیل شد.

یافته‌ها

جدول ۱ میانگین و انحراف معیار متغیرهای پایداری و مرکز ثقل را در شش وضعیت دستکاری حسی با استفاده از آزمون سازماندهی حسی نشان می‌دهد. یافته‌های ارائه شده در جدول یک نشان می‌دهد میانگین نمره پایداری در افراد آمپوته در وضعیت اول که هر سه حس بینایی، عمقی و دهلیزی وجود دارند بیشتر از وضعیتهای دیگر است و نمره پایداری در وضعیت ششم که هر سه حذف دستکاری و حذف می‌شوند کمتر از وضعیتهای دیگر است. همچنین میانگین نمره جابه‌جایی مرکز فشار در افراد آمپوته در وضعیت اول که هر سه حس بینایی، عمقی و دهلیزی وجود دارند کمتر از وضعیتهای دیگر است و نمره جابه‌جایی مرکز فشار در وضعیت ششم که هر سه حذف دستکاری و حذف می‌شوند بیشتر از وضعیت‌های دیگر است.

برای تعیین محل تفاوتها در نمره پایداری و جابه‌جایی مرکز ثقل طی شش وضعیت ارزیابی افراد آمپوته اندام تحتانی از آزمون تحلیل واریانس یک راهه با اندازه‌گیری مکرر استفاده شد نتایج تحلیل واریانس برای هر دو متغیر نشان داد مقدار تغییرات بین گروهی به تغییرات درون

¹Sensory Organization Test

²Balance

³Equilibrium

⁴Central of Pressure

جدول ۱: بررسی متغیرهای ارزیابی شده در افراد آمپوته

آزمون	همترازی (انحراف معیار ± میانگین)	جابه جایی مرکز ثقل (انحراف معیار ± میانگین)
سازماندهی حسی برای وضعیت اول	۹۰/۳۶ ± ۰/۶۵	۰۰/۹۹ ± ۰/۴۳
سازماندهی حسی برای وضعیت دوم	۸۷/۳۷ ± ۱/۰۲	۱/۱۵ ± ۰/۸۴
سازماندهی حسی برای وضعیت سوم	۸۴/۹۱ ± ۱/۱۵	۱/۲۱ ± ۰/۸۸
سازماندهی حسی برای وضعیت چهارم	۷۹/۲۰ ± ۱/۳۱	۱/۲۳ ± ۰/۷۶
سازماندهی حسی برای وضعیت پنجم	۶۵/۴۰ ± ۲/۱۳	۱/۳۴ ± ۰/۹۷
سازماندهی حسی برای وضعیت ششم	۶۰/۱۴ ± ۲/۵۵	۱/۴۳ ± ۱/۰۲

1: Central of Pressure, 2: Equilibrium

معنی دار است و افراد آمپوته اندام تحتانی در وضعیت سوم تعادل بهتری نسبت به وضعیتهای چهارم و پنجم داشتند. نتایج تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری در برای نمره میزان جابه جایی مرکز ثقل بر کف پا نشان داد مقدار تغییرات بین گروهی به تغییرات درون گروهی به دست آمده معنی دار است. بنابراین می‌توان نتیجه گرفت تعدیل اطلاعات آوران حسی در شش وضعیت بر متغیر میزان جابه جایی مرکز ثقل افراد آمپوته اندام تحتانی تاثیرگذار است. نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد بین جابه جایی مرکز ثقل در وضعیت اول (ارزیابی با استفاده از هر سه حس) با جابه جایی مرکز فشار تمامی وضعیتهای دیگر تفاوت از نظر آماری معنی دار است. بررسی میانگین‌ها در جدول ۱ نشان داد افراد در وضعیت اول بر اساس نمره جابه جایی مرکز ثقل، تعادل بهتری نسبت به پنج وضعیت دیگر داشتند. با مقایسه میانگینها در جدول ۱ مشخص شد هر چه تعداد حسهای بیشتری حذف شوند میزان جابه جایی مرکز ثقل بیشتر و تعادل در افراد آمپوتاسیون کمتر می‌شود.

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از مطالعه حاضر بررسی اثر دستکاری اطلاعات آوران حسی بر تعادل افراد قطع عضو زیر زانو بود که با استفاده از پاسچوگرافی پویا کامپیوتری انجام شد. یافته های پژوهش حاضر نشان داد میانگین نمره پایداری در افراد آمپوته در وضعیت اول که هر سه حس بینایی، عمقی و دهلیزی وجود دارند بیشتر از وضعیتهای دیگر است و

گروهی به دست آمده معنی دار است ($p=0.01$). بنابراین می‌توان نتیجه گرفت تعدیل اطلاعات آوران حسی در شش وضعیت بر متغیرهای پایداری (مقدار تغییرات بین گروهی به تغییرات درون گروهی برابر با $93/22$ ، مقدار سطح معناداری برابر با 0.01 و اندازه اثر برابر با 0.81) و جابه جایی مرکز ثقل (مقدار تغییرات بین گروهی به تغییرات درون گروهی برابر با $2/65$ ، مقدار سطح معناداری برابر با 0.026 و اندازه اثر برابر با 0.63) افراد آمپوته اندام تحتانی تاثیرگذار است. برای بررسی محل تفاوتها در شش وضعیت دستکاری اطلاعات آوران حسی بر متغیر پایداری از آزمون تعقیبی بونفرونی استفاده شد. نتایج آزمون تعقیبی نشان داد بین نمره پایداری در وضعیت اول (ارزیابی با استفاده از هر سه حس) با تمامی وضعیتهای دیگر تفاوت از نظر آماری معنی دار است. بررسی میانگین‌ها در جدول ۱ نشان داد افراد در وضعیت اول بر اساس نمره پایداری، تعادل بهتری نسبت به پنج وضعیت دیگر داشتند. بین نمره پایداری در وضعیت دوم (حذف بینایی) با وضعیتهای چهارم (دستکاری حس عمقی)، پنجم (حذف بینایی و دستکاری حس عمقی) و ششم (دستکاری حس دهلیزی و عمقی) تفاوت از نظر آماری معنی دار بود و افراد آمپوته اندام تحتانی در وضعیت دوم به طور معنی دار بر اساس نمره همترازی، تعادل بهتری نسبت به وضعیتهای چهارم تا ششم داشتند (جدول ۱). همچنین بین نمره پایداری در وضعیت سوم (دستکاری حس دهلیزی و وجود دو حس بینایی و عمقی) با وضعیتهای اول، چهارم، پنجم و ششم تفاوت از نظر آماری

وضعیت تعادل افراد آمپوته اندام تحتانی در وضعیت اول بهتر از سایر وضعیتها بود. بین نمره پایداری در وضعیت دوم (حذف بینایی و وجود دو حس دهلیزی و عمقی) با وضعیتهای اول (وجود هر سه حس) و سوم (دستکاری حس دهلیزی و وجود دو حس بینایی و عمقی) تفاوت معنی داری وجود نداشت. این بدین معناست که افراد قطع عضو جهت بازگرداندن تعادل خود در وضعیت دوم به بینایی وابسته نیستند.

این بخش از یافته‌های پژوهش حاضر با یافته‌های کمالی و همکاران که بیان داشت تفاوتی بین پارامترهای تعادل در دو حالت چشم باز و چشم بسته در افراد آمپوته وجود ندارد همخوانی دارد. همچنین آنها نتیجه گرفتند اگرچه افراد آمپوته اندام تحتانی استراتژی کنترلی مچ و همچنین ورودیهای حسی از ناحیه مچ و پا را از دست داده اند، اما می توانند 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 (۲۸). اما این یافته‌های با یافته‌های Dornal ناهمخوان است. یافته های تحقیق آنها نشان داد که با افزایش درصد مدت زمان باز بودن چشم نسبت به بسته بودن چشم در افراد آمپوته تعادل افزایش می یابد (۳۴). یافته پژوهش حاضر نشان داد که وابستگی افراد آمپوته اندام تحتانی به بینایی جهت حفظ راستای قائم بدن زیاد است و فقدان اطلاعات حس عمقی که در نتیجه قطع عضو در فرد آمپوته به وجود آمده از طریق وابستگی به ورودیهای بینایی جبران شده است. اما بین وضعیت دوم با وضعیتهای چهارم (حذف حس عمقی و دستکاری حس شنوایی)، پنجم (حذف بینایی و دستکاری حس عمقی) و ششم (دستکاری حس دهلیزی و عمقی) تفاوت از نظر آماری معنی دار بود و افراد آمپوته اندام تحتانی در وضعیت دوم به طور معنی دار بر اساس نمره همترازی، تعادل بهتری نسبت به وضعیتهای چهارم تا ششم داشتند. این یافته‌ها با یافته‌های Nicholas همخوانی دارد (۲۷).

این پژوهشگران اظهار نمودند که بازخورد بینایی و دهلیزی می‌تواند برای بهبود تعادل در افراد قطع عضو موثر باشد و با یافته‌های نورسته و زرنندی در تضاد است. آنها در پژوهش خود بیان داشتند که تفاوت معناداری در حس عمقی پای سالم و قطع شده وجود نداشت (۳۵).

این می‌تواند به علت سازماندهی مجدد کورتکس حسی حرکتی طرف سالم و قطع شده در افراد پس از قطع عضو باشد. تحلیل عملکرد گیرنده‌های حسی بینایی، عمقی، و شنوایی (۱۸) از، عوامل مهمی هستند که منجر به کاهش تعادل می‌شوند (۲۰-۱۹). با توجه به وابستگی سیستم تعادلی به درونداهای حسی، در صورت کاهش و یا قطع یکی از درونداهای حسی، نوسان بدن افزایش و در نتیجه برای حفظ تعادل فعالیت‌های عضلانی نیز افزایش می‌یابد (۲۱، ۹). همچنین نتایج پژوهش حاضر نشان داد بین جابه‌جایی مرکز ثقل در وضعیت اول (ارزیابی با استفاده از هر سه حس) با جابه‌جایی مرکز ثقل تمامی وضعیتهای دیگر تفاوت از نظر آماری معنی دار است. بررسی میانگین‌ها نشان داد افراد در وضعیت اول بر اساس نمره جابه‌جایی مرکز ثقل، تعادل بهتری نسبت به پنج وضعیت دیگر داشتند. بررسی میانگین‌ها نشان داد افراد در وضعیت اول بر اساس نمره جابه‌جایی مرکز ثقل، تعادل بهتری نسبت به پنج وضعیت دیگر داشتند. این نتایج با یافته‌های Mohieldin و همکاران و Barnett و همکاران همسو است (۲۴-۲۱). نتیجه این قسمت از مطالعه حاضر با مطالعه کمالی و همکاران ناهمخوان است (۲۸). یافته‌های آنها نشان داد که تفاوت معنی داری بین سرعت نوسان مرکز فشار در صفحه‌ی قدامی خلفی و داخلی خارجی بین افراد نرمال و آمپوته وجود ندارد. ثبات پاسچر در افراد قطع عضو زیر زانو به علت عوامل مختلف، از جمله عدم فعالیت گشتاور مچ پا کاهش می‌یابد و 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 از دست داده اند (۱۱-۱۰).

Vrieling و همکاران در تحقیق خود نشان دادند که در افراد با قطع اندام تحتانی به علت نداشتن استراتژی مچ پا، توانایی مقابله با انحرافات تعادلی محدود است (۲۵). Fernie و Holliday اظهار داشتند افراد با قطع عضو زیر زانو نه تنها استراتژی مچ پا را از دست داده‌اند بلکه مکانورسپتورها و ورودیهای حسی از مچ و سطح کف پای خود ندارند (۲۲). نمره پایداری در وضعیت ششم که هر سه حس دستکاری و حذف می‌شوند کمتر از وضعیتهای دیگر است. به عقیده Siriett و همکاران و Carlson و همکاران، تعادل بدن بر اساس اطلاعات دریافت شده از سه سیستم بینایی، وستیبولار و حس عمقی کنترل می‌

کسانی که به نحوی در گردآوری این تحقیق ما را یاری کردند کمال تشکر و قدردانی را داریم

منابع

- Hertel J, Gay MR, Denegar CR. Differences in Postural Control during Single-Leg Stance among Healthy Individuals with Different Foot Types. *J Athol Train* 2002; 37(2): 129-32.
- Sadeghi H. Local or global asymmetry in gait of people without impairments. *Gait Posture* 2003; 17(3): 197-204. [Persian]
- Bamman MM, Hill VJ, Adams GR, Haddad F, Wetzstein CJ, Gower BA, et al. Gender differences in resistance- training- induced myofiber hypertrophy among older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 2003; 58(2): 108-16.
- Grimby G. Muscle performance and structure in the elderly as studied cross- section ally and longitudinally. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 1995; 50: 17-22.
- Bellew JW, Yates JW, Gater DR. The initial effects of low-volume strength training on balance in untrained older men and women. *J Strength Cond Res* 2003; 17: 121-8.
- Sawers A, Ting, LH. Beam walking can detect differences in walking balance proficiency across a range of sensorimotor abilities. *Gait & Posture* 2015; 41: 619-623.
- Bowker JH, Michael JW. Atlas of limb prosthetics: surgical, prosthetic, and rehabilitation principles. 2nd ed. / edited by John H. Bowker, John W. Michael. ed. St. Louis ; London: Mosby Year Book; 1992.
- Kawana N, Ishimatsu S, Kanda K. Psychophysiological effects of the terrorist sarin attack on the Tokyo Subway system, *Mil Med* 2001;166 (12): 23-26.
- Bolger D, Ting LH, Sawers A. Individuals with transtibial limb loss use interlimb force asymmetries to maintain multi-directional reactive balance control. *Clinical Biomechanics* 2014; 29: 1039-1047.

شود (۱۴-۱۵). این بدین معناست که دستکاری هر سه حس و حذف آنها باعث عدم تعادل در افراد قطع عضو می شود. نتایج این بخش از مطالعه حاضر با نتایج مطالعه Kavounoudias و همکاران ناهمخوان است. آنها در مطالعه خود بیان کرده اند که فقدان اطلاعات آوران حسی در افراد آمپوته از طریق اطلاعات منتقل شده از سطح پوست مرتبط با سوکت و همچنین عضلات اطراف استامپ جبران می شود (۲۶).

نتایج نشان داد هر چند افراد قطع عضو استراتژی و حرکات مفصل مچ و ورودیهای حسی از مچ و سطح کف پای خود را از دست داده اند اما قادر می باشند از طریق مکانیزمهایی همانند اطلاعات منتقل شده از سطح پوست مرتبط با سوکت، عضلات اطراف استامپ و همچنین استراتژی هیپ فقدان استراتژی مچ را جبران کنند. زیرا در مواقعی که صرفا اطلاعات بینایی و یا اطلاعات دهلیزی در دسترس نبود در مقایسه با زمانی که هر سه حس وجود داشت تفاوتی معنی داری در تعادل افراد قطع عضو دیده نشد و در وضعیتی که دو یا هر سه حس دستکاری شدند تعادل افراد قطع عضو کاهش یافت. می توان نتیجه گرفت با دستکاری دو یا هر سه اطلاعات آوران حسی تعادل افراد قطع عضو نیز کاهش می یابد. اکثر مطالعات انجام شده بر روی افراد قطع عضو تنها نقش یک یا دو حس از اطلاعات آوران را بررسی کرده و این پژوهش به دستکاری هر سه حس اطلاعات آوران با استفاده از دستگاه پاسچروگرافی پویای کامپیوتری پرداخته است. با توجه به یافته های پژوهش حاضر به دست اندرکارانی که مسئول طراحی برنامه های تمرینی و بازتوانی افراد جانباز هستند و همچنین متخصصانی که مسئول بازتوانی بیماران ضایعه نخاعی می باشند؛ پیشنهاد می شود برای پیشرفت متغیرهای کنترل پاسچر افراد آمپوته اندام تحتانی برنامه های تمرینی که موجب تقویت عضلات اندام تحتانی می شود، را طراحی و استفاده نمایند.

سپاسگزاری

در پایان از آقای دکتر موسوی مدیریت مرکز جامع، و همچنین تمامی آزمودنیهای تحقیق، مسئولین محترم بخش آمپوته و آزمایشگاه توانبخشی هلال احمر و همه

10. 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.
11. Edwards AS. Body sway and vision. *J Exp Psychol* 1946; 36 (6): 526-35.
12. Grise MCL, Gauthier-Gagnon C, Martineau GG. Prosthetic profile of people with a lower extremity amputation: conception and design of a follow-up questionnaire. *Arch Phys Med Rehab* 1993; 74(8): 862-70.
13. Matja i Z, Burger H. Dynamic balance training during standing in people with trans-tibia amputation: a pilot study. *Prosthet Orthot Int* 2003; 27(3): 214-20.
14. Carlson CJ, Booth FW, Gordon SE. Skeletal muscle myostatin mRNA expression is fiber- type specific and increases during hindlimb unloading. *Am J Physiol* 1999; 277 (2): 601-6.
15. Siriatt V, Salerno MS, Berry C, Nicholas G, Bower R, Kambadur R, et al. Antagonism of myostatin enhances muscle regeneration during sarcopenia. *Mol Ther* 2007; 15(8): 1463-70.
16. Sullivan, P.E., Markos, P.C. *Activitis: Postural and movement pattern*. In: Sullivan. PE, Markos. PC, eds. *Clinical Decision Making in Therapeutic Exercise*, 2nd ed. Norwalk: Appleton & Lange 1995; 20-1.
17. Horak F.B, Henry S.M, ShumWay-Cook, A. Postural Perturbations: new insights for treatment of balance disorder. *Phys The* 1997; 77(5): 517-33.
18. Woollacott MA. Systems contributing to balance disorders in older adults. *Journal of Gerontology Medical Science* 2000; 55: 424-428.
19. Benjuya A, Melzer I, Kaplanski J. Aging – induced shifts from the reliance on sensory input to muscle cocontraction during balanced standing, *Journal of Gerontology* 2004; 59 (2): 166-170.
20. Shumway-Cook A, Woollacott MA. *Motor control: Theory and Practical applications*. Lippincott W. 2th, Philadelphia; 2001.
21. Barnett CT, Vanicek N, Polman R.C.J. Postural responses during volitional and perturbed dynamic balance tasks in new lower limb amputees: A longitudinal study. *Gait & posture* 2013; 37(3): 319-325.
22. Fernie GR, Holliday PJ. Postural sway in amputees and normal subjects. *J Bone Joint Surg Am* 1978; 60 (7): 895-8.
23. Jones SF, Twigg PC, Scally AJ, Buckley JG. The gait initiation process in unilateral lower-limb persons with amputation when stepping up and stepping down to a new level. *Cline Biomech* 2005; 20(4): 405-13.
24. Mohieldin AM, Ambalavanan C, Ramar S, Waleed AB. Quantitative Assessment of Postural Stability and Balance between Persons with Lower Limb Amputation and Normal Subjects by using Dynamic Posturography. *Macedonian Journal of Medical Sciences* 2010; 3(2):138-143.
25. Vrieling AH, Van Keeken, HG, Schoppen T, Otten E, Hof AL, Halbertsma JPK, & Postema K. Balance control on a moving platform in unilateral lower limb amputees. *Gait & posture* 2008; 28(2), 222-228.
26. 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.
27. Nicholas. (1997). 12in their study used force platform using audio and visual feedback for balance control in hemiplegic stroke patients and found that feedback can be used to improve balance.
28. Kamali M, Qaderi M, Karimi M. Visual effects on people with amputations below the knee circuit balance. *Urmia Medical Journal* 2015; 25 (9): 845-852. [Persian]
29. Shams A, Aslankhani M, Abdoli B, Ashayeri H, Namazi Zadeh M. The effect of visual, proprioception and vestibular systems manipulation on postural control in boys with 4-16 years-old. *J Shahrekord Univ Med Sci* 2014; 16 (3): 22-32. [Persian]

30. Cumberworth VL, Patel NN, Rogers W, Kenyon GS. The maturation of balance in children. *J Laryngol Otol*; 2007; 121(5): 449-54.
31. Ferber-Viart C, Ionescu E, Morlet T, Froehlich P, Dubreuil C. Balance in healthy individuals assessed with Equitest: maturation and normative data for children and young adults. *Int J Pediatric Otorhinolaryngol* 2007; 71(7): 1041-6.
32. Rinaldi NM, Polastri PF, Barela JA. Age-related changes in postural control sensory reweighting. *Neurosci Lett* 2009; 467 (3): 225-9.
33. Fernie GR, Holliday PJ. Postural sway in amputees and normal subjects. *J Bone Joint Surg Am* 1978; 60 (7): 895-8.
34. 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.
35. Noraste A, Zarandi Z. janbazan Knee athletes and non-athletes with sensory changes bilateral below knee amputation unidirectional. *Iranian Journal of War and Public Health* 2014; 19: 19-11. [Persian]