

Comparative Effects of Core Stabilization Exercises and Augmented Visual Feedback on Hip Strategy of Intact and Prosthetic Leg in Lower Limb Amputee

Mahya Mohamadtaghi^{*1}, Parvaneh Shamsipour Dehkordi², Parisa Hejazi Dinan²

1. Department of Master of Motor behavior, Alzahra University, Tehran, Iran
2. Department of Motor Behavior, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Al Zahra, Tehran, Iran

Received: 2015.December.04 Revised: 2016.April.09 Accepted: 2016.April.25

Abstract

Background and Aim: The lower limb amputees, due to the loss of limb, generally use hip strategy to control balance instead of ankle strategy. The present study aimed to evaluate the effect of a lower limb training protocol consisting of core stabilization exercises with and without augmented visual feedback on balance control strategies of prosthetic leg and the sound leg in below knee amputees.

Materials and Methods: Based on the inclusion criteria, 21 amputees were invited to voluntarily take part in the current quasi-experimental study with pretest-posttest protocol. They were randomly divided into three groups of control, core stabilization exercises, and core stabilization exercises using augmented visual feedback. Involvement of hip strategy in the balance control of the groups, in the intact limb, and prosthetic limb were determined using Dynamic Computer Posturography.

Results: The results of analysis of variances using repeated measures showed significant differences ($p=0.001$) between the hip strategy scores of intact limb and prosthetic limb after training interventions. Bonferroni post hoc test indicated higher average scores in both training groups compared with that for control group. Between two training groups, the group with augmented visual feedback showed even a better score ($p=0.001$) using hip strategies to control balance. The strategy in both legs for core stabilization exercise group with visual feedback was more efficient compared with core stability exercise group without feedback.

Conclusion: The results showed that core stabilization exercises can improve pelvic control strategy to maintain balance in the intact leg and prosthetic leg of the amputee. Using augmented feedback will improve the strategy application even more.

Keywords: Hip Strategy; Augmented Visual Feedback; Lower Limb Core Stabilization Exercises; Intact Limb; Prosthetic limb; Amputee,

Cite this article as: Mahya Mohamadtaghi, Parvaneh Shamsipour Dehkordi, Parisa Hejazi Dinan. Comparative Effects of Core Stabilization Exercises and Augmented Visual Feedback on Hip Strategy of Intact and Prosthetic Leg in Lower Limb Amputee. *J Rehab Med.* 2017; 6(1):62-73.

Corresponding Author: Mahya Mohamadtaghi. Department of Master of Motor behavior, Alzahra University, Tehran, Iran
Email: mahya.mohamadtaghi@yahoo.com

مقایسه تاثیر تمرینات ثبات مرکزی اندام تحتانی و بازخورد افزوده بینایی بر کنترل استراتژی مفصل ران در اندام سالم و اندام دارای پروتز افراد دچار قطع عضو اندام تحتانی

محیا محمدتقی^{۱*}، پروانه شمسی پور دهکردی^۲، پریسا حجازی دینان^۲

۱. کارشناس ارشد 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

* دریافت مقاله ۱۳۹۴/۰۹/۱۳ بازنگری مقاله ۱۳۹۵/۰۱/۲۱ پذیرش مقاله ۱۳۹۵/۰۲/۰۶

چکیده

مقدمه و اهداف

افراد دچار قطع عضو اندام تحتانی با توجه به از دست دادن بخشی از اندام، استراتژی میج را از دست داده‌اند، بر این اساس تعادل خود را از طریق مکانیسم لگن کنترل می‌کنند. لذا پژوهش حاضر در صدد بررسی مقایسه تاثیر تمرینات ثبات مرکزی اندام تحتانی و بازخورد افزوده بینایی بر کنترل استراتژی مفصل ران در اندام سالم و اندام دارای پروتز افراد دچار قطع عضو بود.

مواد و روش‌ها

مطالعه حاضر نیمه‌تجربی با طرح پیش‌آزمون-پس‌آزمون است. ۲۱ آزمودنی بر اساس معیارهای ورود به مطالعه انتخاب شدند سپس در سه گروه [کنترل، تمرینات ثبات مرکزی، تمرینات ثبات مرکزی با استفاده از بازخورد افزوده بینایی] به‌صورت تصادفی گمارده شدند. نمره استراتژی مفصل ران در اندام سالم و اندام دارای پروتز با استفاده از دستگاه پاسچروگرافی تعیین شد.

یافته‌ها

یافته‌های تحلیل واریانس با اندازه‌های تکراری نشان داد بین نمره استراتژی مفصل ران در اندام سالم و اندام دارای پروتز بعد از اعمال مداخله‌های تمرینی تفاوت معنادار وجود داشت ($P=0/001$). مقایسه زوجی با استفاده از آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد میانگین نمره استراتژی مفصل ران در گروه‌های تمرینات ثبات مرکزی صرف، و تمرینات ثبات مرکزی با بازخورد بینایی بیشتر از گروه کنترل است. همچنین گروه تمرینات ثبات مرکزی با استفاده از بازخورد بینایی به‌طور معنادار بیشتر از سایر گروه‌ها توانایی استفاده از استراتژی مفصل ران را داشت ($P=0/001$). نمره استراتژی در هر دو اندام سالم و اندام دارای پروتز برای گروه تمرینات ثبات مرکزی با استفاده از بازخورد بینایی بیشتر از گروه تمرینات ثبات مرکزی بود. همچنین در مرحله پس‌آزمون نمره استراتژی مفصل ران در اندام سالم بالاتر از نمره استراتژی مفصل ران در اندام دارای پروتز بود.

نتیجه‌گیری

نتایج نشان داد تمرینات ثبات مرکزی و تمرینات ثبات مرکزی با بازخورد افزوده می‌تواند باعث افزایش کنترل استراتژی مفصل ران جهت حفظ تعادل افراد دچار قطع عضو در اندام سالم و اندام دارای پروتز گردد.

کلمات کلیدی

استراتژی مفصل ران؛ بازخورد بینایی؛ تمرینات ثبات مرکزی اندام تحتانی؛ اندام سالم؛ اندام دارای پروتز

نویسنده مسئول: محیا محمدتقی. کارشناس ارشد رفتار حرکتی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه الزهراء، تهران، ایران

آدرس الکترونیکی: mahya.mohamadtaghi@yahoo.com

مقدمه و اهداف

از عوامل مرتبط با افتادن می‌توان به سابقه افتادن، ضعف عضلات اندام تحتانی، تعادل و الگوی راه رفتن غیرعادی، کاهش قدرت عضلانی، سن بالا، مؤنث بودن و عوامل روانی اشاره کرد.^[۱] رابطه معکوس بین کنترل تعادل و میزان سقوط و بروز آسیب، از جمله مواردی است که مطالعه در حوزه تعادل را ضروری می‌داند.^[۲-۳] Horak و همکاران (۲۰۱۱) در پژوهش خود اظهار داشتند ارزیابی تعادل بالینی می‌تواند به ارزیابی خطر سقوط و یا تعیین دلایل اساسی برای اختلالات تعادل کمک کند.^[۴] بر اساس نظریه سیستمی، کنترل وضعیت بدنی بر اساس تعامل فرد با تکلیف و محیط ظاهر می‌شود. به بیان دیگر، نه تنها کنترل وضعیت بدن نیاز به درون‌دادهای حسی دارد، بلکه به تعامل بین سیستم‌ها نیز نیازمند است.^[۵]

قطع عضو که به معنی عمل جراحی برای برداشتن بخشی از اندام یا بدن در اثر تروما یا بیماری می‌باشد، دارای عواقب جسمی و روانی چشمگیر و مادام‌العمر است، و این واقعیت می‌تواند تاثیر عمیقی بر تعدیل قطع عضو و میزان ناتوانی فرد داشته باشد.^[۶] قطع اندام تحتانی در هر سطحی، فرد را مستعد بروز یکسری آسیب‌ها و عوارض ثانویه در دستگاه عضلانی-اسکلتی می‌کند که بسته به سطح عضو قطع شده، عضوهای باقی مانده اندام تحتانی و اندام فوقانی را درگیر می‌کند.^[۷] از طرفی بسته به اینکه فرد از وسایل کمکی استفاده می‌کند یا نه، شیوع این عوارض متغیر می‌باشد.^[۸] به منظور بهبود ثبات در راه رفتن و سازگاری در طول بازتوانی عضو قطع شده، داشتن بینشی صحیح درباره استراتژی‌های مورد استفاده توسط قطع عضو برای بهینه‌سازی جنبه‌های راه رفتن و همچنین اینکه چگونه این استراتژی توسط افراد دچار قطع عضو اندام تحتانی در مقایسه با افراد سالم انتخاب می‌شوند، مورد نیاز است.^[۹]

پژوهشگران برای مطالعه استراتژی‌های حرکتی که جهت حفظ ثبات در پاسخ به جابه‌جایی‌های جزئی سطح اتکا استفاده می‌شوند، از سطوح متحرکی استفاده می‌کنند که از این طریق خصوصیات الگوهای فعالیت عضلانی همراه با استراتژی‌های حرکتی پوسچرال را توضیح دهند. این الگوهای حرکتی به عنوان استراتژی‌های میچ پا، مفصل ران و گام برداشتن شناخته می‌شوند. استراتژی‌های حرکتی پوسچرال در هر دو وضعیت پیش‌خوراند و پس‌خوراند جهت حفظ تعادل در شرایطی مانند پاسخ به عوامل خارجی بر هم زنده تعادل، جلوگیری از عامل بر هم زنده تعادل، هنگام راه رفتن و در پاسخ به عوامل خاصی که سیکل راه رفتن را بهم می‌زنند و حین حرکت ارادی مرکز ثقل در حالت ایستاده، مورد استفاده قرار می‌گیرند. افراد دچار قطع عضو اندام تحتانی زیر زانو استراتژی میچ پا را از دست داده‌اند. از این رو تعدادی از پژوهشگران به بررسی و مقایسه استراتژی‌های مورد استفاده اندام سالم و اندام دارای پروتز افراد دچار قطع عضو اندام تحتانی پرداخته‌اند.

Eakin و همکاران (۱۹۹۲) با مطالعه بر روی ۱۰ قطع عضو بالای زانو نشان دادند تفاوت قابل توجهی بین آستانه حرکت غیرفعال عضو پروتزی و عضو سالم وجود دارد.^[۱۰] نتایج تحقیق Schmidl و همکاران (۲۰۰۵)، نشان داد مدت زمان فاز استانس (Stance) برای اندام سالم در مقایسه با اندام دارای پروتز طولانی‌تر است.^[۱۱] Hof و همکاران (۲۰۰۷) در مطالعه خود به بررسی کنترل تعادل جانبی در راه رفتن افراد سالم و قطع عضو بالای زانو پرداختند. نتایج نشان داد در افراد دچار قطع عضو زمان فاز استانس برای اندام سالم [۰.۶۰٪] و برای اندام دارای پروتز ۰.۶۸٪ است.^[۱۲] Shirota و همکاران (۲۰۱۵) در مطالعه خود استراتژی‌های بهبود هشت قطع عضو و هشت فرد سالم را در فاز سویینگ (swing) مورد بررسی قرار دادند. آنها اظهار داشتند در مقایسه با افراد سالم، افراد دچار قطع عضو غالباً از استراتژی تاخیری اندام تحتانی به میزان کمتر در حدود ۳۰-۶۰٪ از فاز نوسان در سمت اندام سالم و ۴۵-۶۰٪ از فاز نوسان در سمت اندام دارای پروتز استفاده کردند.^[۱۳]

همچنین نتایج تحقیق Hlavackova و همکاران (۲۰۱۱) نشان داد الگوی توزیع وزن بر روی پای اندام سالم و اندام دارای پروتزی با یکدیگر متفاوت است.^[۱۴] این در حالی است که Jones و همکاران (۲۰۰۴) بیان داشتند استراتژی تعادل و کنترل پاسچر افراد با قطع عضو اندام تحتانی به فرآیند شروع راه رفتن در یک برنامه ثابت حرکتی مربوط نمی‌شود، بلکه، فرد قطع عضو برای توسعه استراتژی‌های جایگزین کنترل و هماهنگی عصبی-عضلانی به زمان و آموزش نیاز دارند.^[۱۵]

یافته‌های پژوهشی بیانگر این امر است که تمرین به عنوان یکی از مداخله‌های درمانی جهت بهبود کنترل تعادل و قامت در افراد دچار قطع عضو مطرح است. در این رابطه، Sethy و همکاران (۲۰۰۹) در تحقیق خود به بررسی اثر تمرینات تعادلی بر کنترل تعادل در افراد دچار قطع

عضو یک طرفه اندام تحتانی پرداختند. مقایسه یافته‌ها در پس‌آزمون برای هر دو گروه آزمایش و کنترل نشان داد مداخله تمرینات تعادلی برای حفظ تعادل افراد دچار قطع عضو یک طرفه اندام تحتانی موثر است.^[۱۶]

Barnett و همکاران (۲۰۱۳) در مطالعه‌ای به بررسی پاسخ‌های انطباقی کنترل پاسچر در افراد دچار قطع عضو transtibial پس از ترخیص از توانبخشی پرداختند. در این پژوهش تعادل پویا در دو وضعیت آشفتگی و غیرآشفتگی دست کاری شد. نتایج نشان داد به‌طور کلی توانایی تعادل بهبود قابل توجهی پس از مرخص شدن با استفاده از ورودی حسی عمقی (somatosensory) و با استفاده از کاهش استراتژی مفصل ران داشت. زمان واکنش و سرعت حرکت در پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون تفاوت معنادار نداشت. با این حال، میزان جابه‌جایی مرکز گرانش و کنترل جهت به‌طور قابل توجهی در تعدادی از جهات کاهش یافته بود.^[۱۷]

علاوه بر استفاده برنامه‌های تمرین درمانی در توانبخشی افراد دچار قطع عضو اندام تحتانی، پژوهشگران بر این موضوع نیز اتفاق نظر دارند که در بین اطلاعات حسی، حس بینایی با ایجاد تغییرات در وضعیت سر و حرکات آن در ارتباط با محیط پیرامون، بر کنترل تعادل و جلوگیری از افتادن، بیشتر موثر است.^[۱۸] در میان روش‌های مختلف توانبخشی در دسترس، درمان بیمار از طریق فیدبک بینایی و مشاهده تصویر منعکس شده بدن در آینه، به عنوان روشی عملی و کم‌هزینه است که درمانگران می‌توانند برای بهبود تمام ظرفیت‌های کنترل پاسچر از آن استفاده کنند.^[۱۹، ۱۷] افراد دچار قطع عضو می‌توانند به‌طور همزمان ضمن انجام تمرینات ثبات مرکزی با دیدن تصویر عضو در حال فعالیت خود در آینه و استفاده از بازخورد بینایی، بی‌ثباتی مدیولترال (Mediolateral) را در پروتز کاهش دهند.^[۲۰] Chan و همکاران (۲۰۰۷) در پژوهش خود تاثیر آینه‌درمانی را در افراد دچار قطع عضو یک جانبه اندام تحتانی بررسی کردند و نشان دادند استفاده از بازخورد بینایی از طریق دیدن عضو در حال فعالیت در آینه بعد از یک ماه مداخله، ۹۳٪ درد فانتوم را کاهش می‌دهد.^[۲۱]

Winstein CJ و همکاران (۱۹۸۹) در مطالعه خود گزارش دادند افراد سکنه مغزی که اطلاعات تصویری در مورد نحوه توزیع وزن نسبی خود روی عضو سالم و عضو بی‌حس را از طریق آینه مشاهده می‌کردند، نسبت به افرادی که تمرینات تعادلی معمولی و آموزش تغییر وزن را بدون استفاده از بازخورد آینه‌ای دریافت می‌کردند، بعد از اعمال مداخله تمرینی دارای تقارن ایستادن بهتری بودند.^[۲۲]

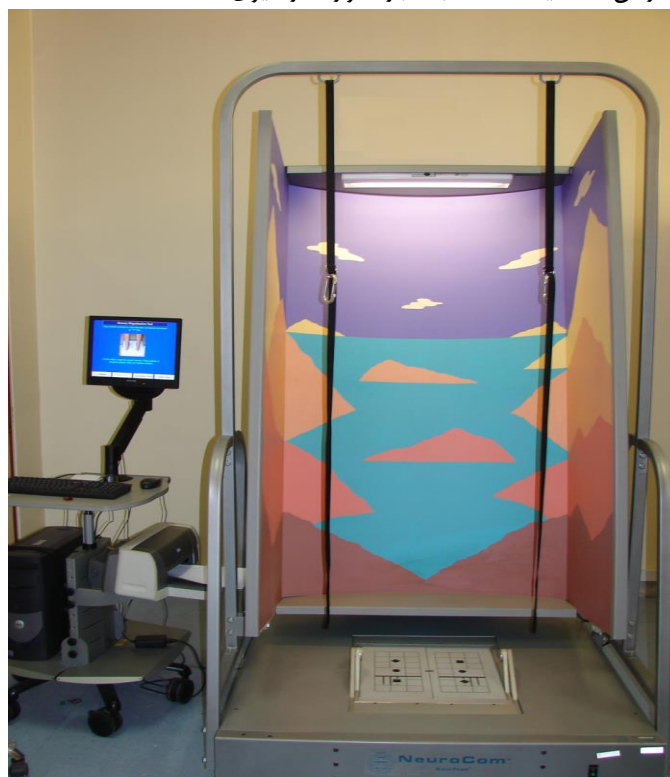
Shumway-Cook و همکاران (۱۹۸۸) نیز نشان دادند بازخورد بینایی نسبت به درمان‌های طراحی شده لمسی و نشانه‌های کلامی برای ایجاد تقارن پاسچر موثرتر است.^[۲۳]

با توجه به بحث برانگیز بودن تعادل و استراتژی افتادن در افراد دچار قطع عضو و تفاوت آن در اندام سالم و اندام دارای پروتز این افراد و همچنین با توجه به بررسی‌های انجام شده در تحقیقات گذشته که صرفاً به بررسی توانایی تعادل و استراتژی افتادن افراد دچار قطع عضو و یا بررسی تاثیر تمرین درمانی بر میزان جابه‌جایی کلی مرکز فشار بدون در نظر گرفتن نوع پا [سالم یا پروتز] پرداخته‌اند و تاکنون مطالعه‌ای تاثیر تمرین بر عملکرد اندام سالم و اندام دارای پروتز را بررسی و مقایسه نکرده است، این سوال وجود دارد که آیا تمرین می‌تواند بر استراتژی مفصل ران هر یک از اندام‌های سالم و پروتز افراد دچار قطع عضو تاثیر متفاوت بگذارد. لذا هدف از مطالعه‌ی حاضر، بررسی تاثیر تمرینات تعادلی ثبات مرکزی اندام تحتانی و بازخورد افزوده بینایی بر میزان توانایی استفاده از استراتژی مفصل ران در اندام سالم و اندام دارای پروتز افراد دچار قطع عضو می‌باشد.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر نیمه‌تجربی و از نوع طرح پیش‌آزمون-پس‌آزمون بود. ۲۱ مرد دچار قطع عضو زیر زانو ($n=7$ کنترل، $n=7$ تمرینات ثبات مرکزی اندام تحتانی، $n=7$ ثبات مرکزی اندام تحتانی با استفاده از بازخورد افزوده بینایی) در پژوهش حاضر شرکت کردند. این افراد از طریق سازمان هلال احمر تهران بر اساس فراخوان و معیارهای ورود به تحقیق انتخاب شدند. معیارهای ورود به مطالعه شامل قطع عضو زیر زانوی یک طرفه، محدوده سنی ۲۵ تا ۶۰ سال، عدم اختلال اسکلتی-عضلانی یا محدودیت‌های عملکردی برای ایستادن و راه رفتن، توانایی راه رفتن 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 عصبی در حین اجرای آزمون، کاهش حساسیت حسی تنی از اندام غیر مبتلا، مشکلات اتصال پروتز، ابتلا به بیماری‌هایی مانند عفونت پای قطع عضو در حین اجرای آزمون.^[۲۵]

برای ارزیابی کنترل پاسچر و تعادل آزمودنی‌ها از دستگاه پاسچروگرافی پویا که یکی از پیشرفته‌ترین سیستم‌های بررسی و دست‌کاری سیستم‌های حسی موثر بر کنترل پاسچر می‌باشد، استفاده شد (شکل ۱). دستگاه پاسچروگرافی پویای کامپیوتری دارای دو صفحه نیرو متحرک (به ابعاد ۲۳×۴۶ سانتی‌متر) و ۸ کانال (سنسور) حسی برای بررسی متغیرهای کینتیکی کنترل پاسچر است. این دستگاه کنترل تعادل را با استفاده از آزمون سازمان‌دهی حسی (Sensory Organization Test) تعیین می‌کند. همچنین دستگاه دارای سیستم هوشمند جهت جلوگیری از لغزش و افتادن افراد است. بر این اساس در حین ارزیابی کنترل پاسچر، سن و قد فرد به سیستم داده می‌شود و بر اساس آن اگر فرد خود را خم نماید یا جابه‌جایی بیش از حد در پاها روی صفحه‌های نیرو احساس شود، سیستم به‌طور خودکار متوقف می‌شود. تعادل فرد با وجود سه حس بینایی، دهلیزی و عمقی برای مدت زمان ۲۰ ثانیه است که با ۳ بار تکرار اندازه‌گیری شد.



تصویر ۱. دستگاه پاسچروگرافی پویای کامپیوتری

روش اجرا

در ابتدا یک رضایت‌نامه‌ی اخلاقی از کمیته‌ی اخلاق سازمان هلال‌احمر تهران تهیه گردید و از افراد خواسته شد قبل از جمع‌آوری اطلاعات رضایت‌نامه را امضا کنند.

سپس شرکت‌کننده‌ها با روند کار با دستگاه و تست آشنا شدند. آزمودنی‌ها در پیش‌آزمون و پس‌آزمون روی پاسچروگرافی قرار گرفتند. هر یک از آزمودنی‌ها با پای برهنه و دست‌ها در کنار بدن روی صفحه نیروهای سیستم پاسچروگرافی قرار گرفتند. برای اطمینان از عدم سقوط آزمودنی‌ها، از جلیقه‌های مخصوصی که فیکس دستگاه پاسچروگرافی بود، استفاده شد و نمره استراتژی مفصل ران هر یک از پاهای آنها ثبت شد.

سپس برنامه تمرین مداخله‌ای به مدت چهار هفته، هفته‌ای سه روز و هر روز ۴۵ دقیقه برای هر دو گروه آزمایشی تمرین صرف و تمرین با استفاده از آینه زیر نظر مربی انجام شد. برای گروه آزمایشی تمرینات ثبات مرکزی اندام تحتانی هر جلسه تمرین شامل ۱۰-۱۵ دقیقه گرم کردن (نرمش‌های کششی مفصل زانو و مفصل ران، دراز کشیدن به پشت یا شکم و فشرده کردن باسن به هم، دراز کشیدن به پشت و اندام باقی مانده پایینی را به تخت حرکت دهید، به پشت دراز بکشید و اندام باقی مانده خود را تا حد امکان بالا بیاورید، پل زدن با دراز کشیدن به

پشت بالا آوردن باسن، نشستن بر روی صندلی با زانوی خم اندام باقی مانده زانو را تا جایی که امکان دارد مستقیم نگه دارید)، ۳۰ دقیقه تمرینات تعادلی ثبات مرکزی، و ۱۰ دقیقه سرد کردن (انجام حرکات کششی ساده در عضلات بدن) بود. برای گروه دریافت کننده بازخورد بینایی از طریق آینه، در ابتدا مکان و اندازه آینه مورد نظر تأیید شد. سپس طرز انجام صحیح تمرینات ثبات مرکزی اندام تحتانی رو به روی آینه، به افراد آموزش داده شد. این گروه دقیقاً تمامی تمرینات مربوط به گروه تمرینات ثبات مرکزی اندام تحتانی را انجام دادند، با این تفاوت که در حین انجام این فعالیتها عضو سالم خود را در آینه مشاهده می نمودند. تمام توضیحات لازم به صورت مکتوب نیز در اختیار شرکت کنندگان قرار گرفت.

در پژوهش حاضر، نوع تمرینات ثبات دهنده عضلات مرکزی با در نظر گرفتن ملاحظات مذکور انتخاب شد (جدول ۱). برنامه تمرینی طوری طراحی شده بود که در هر هفته پنج دقیقه به مدت زمان برنامه تمرینی اضافه می شد و این افزایش زمان شامل تمرینات ثبات دهنده مرکزی اندام تحتانی می شد (۱۶ و ۲۲). اضافه بار و افزایش بار هر تمرین با توجه به اجرای صحیح و فشار تمرین برای هر فرد در جلسه قبلی کنترل و از طریق افزایش طول مدت زمان این تمرینات مشخص گردید. گروه کنترل در طول دوره تمرینی از انجام فعالیت منظم ورزشی خودداری کردند و صرفاً فعالیت‌های روزمره همیشگی خود را انجام می دادند. تمام اندازه گیری‌ها مجدداً پس از اتمام طول دوره تمرین در پس آزمون تکرار شد.

جدول ۱: خلاصه‌ای از تمرینات تعادلی عضلات مرکزی

ایستادن بر روی اندام دارای پروتز: تحمل وزن بدن برای مدت زمان مشخص.	تمرین ۱
تحمل جزئی وزن: با تغییر وزن بدن از اندام سالم به اندام دارای پروتز.	تمرین ۲
گام به جلو و عقب با اندام سالم: بین میله‌های موازی بایستید، دست‌ها به موازات اندام دارای پروتز و گام به جلو یا به عقب بردارید.	تمرین ۳
حرکت به کنار Side Stepping:	
بلند شدن از صندلی: با قرار دادن اندام سالم زیر صندلی و خم کردن تنه.	تمرین ۴
توازن چوب: پایه چوب را درست در دست خود نگه داشته و تعادل را حفظ کنید.	تمرین ۵
نشستن و بلند شدن از کف اتاق: خم کردن زانوی اندام سالم و حمایت دو دست در نشستن و بلند شدن.	تمرین ۶
پیاده‌روی بین میله‌های موازی: ایستادن بین میله‌های موازی و پیاده‌روی بین آنها (میله‌ها) با استفاده از حمایت یک دست.	تمرین ۷
تمرین ۸	
تمرین ۹	
حرکت به کنار با پا قیچی Braiding: عبور اندام دارای پروتز به جلوی اندام سالم بر روی زمین و سپس اندام سالم را از پشت برداشته و وضعیت خود را به حالت ایستاده طبیعی قرار دهید و بالعکس.	تمرین ۹
حرکت پاها به صورت قیچی (Cross over): عبور پاها از مقابل یکدیگر.	تمرین ۱۰

روش‌های آماری: از آمار توصیفی میانگین و انحراف استاندارد برای رسم نمودار استفاده شد. از آزمون تحلیل واریانس چند عاملی مرکب ۲ (اندام سالم و پرتز) 2×2 (پیش‌آزمون و پس‌آزمون) 3×3 (سه گروه) و آزمون تعقیبی بونفرونی جهت تحلیل داده‌ها استفاده شد. آلفای مساوی یا کمتر از ۰/۰۵ معنادار تلقی شد و داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۹ تجزیه و تحلیل شد.

یافته‌ها

جدول ۲ نتایج توصیفی میانگین میزان پایداری استراتژی مفصل ران اندام سالم و اندام دارای پرتز در زمان‌های ارزیابی پیش‌آزمون و پس‌آزمون در گروه‌های کنترل، تمرینات ثبات مرکزی اندام تحتانی صرف و تمرینات ثبات مرکزی اندام تحتانی با استفاده از آینه را بر عملکرد استراتژی مفصل ران برای کنترل پاسچر افراد دچار قطع عضو اندام تحتانی نشان می‌دهد.

جدول ۲. میانگین و انحراف معیار میزان پایداری در استراتژی مفصل ران گروه‌های آزمایش و کنترل در مراحل پیش و پس‌آزمون

متغیر: میزان پایداری استراتژی مفصل ران		نمره میزان پایداری گروه تمرینات ثابت مرکزی در استراتژی مفصل ران		نمره میزان پایداری گروه کنترل در استراتژی مفصل ران	
پس‌آزمون [Mean±SD]	پیش‌آزمون [Mean±SD]	پس‌آزمون [Mean±SD]	پیش‌آزمون [Mean±SD]	پس‌آزمون [Mean±SD]	پیش‌آزمون [Mean±SD]
۱۱۰/۰۳±۷/۶۹	۹۲/۷۱±۴/۳۵	۱۰۳/۳۷±۶/۷۰	۹۲±۶/۳۶	۹۵/۱۲±۴/۴۵	۹۰/۲۸±۵/۰۶
۷۶/۵۹±۵/۱۶	۴۷/۶۲±۵/۸۲	۶۰/۸۵±۹/۵۷	۴۴/۴۲±۷/۶۵	۴۹/۷۵±۴/۶۷	۴۳/۳۸±۸/۷۲

با مقایسه میانگین‌های ارائه شده در جدول ۱ مشخص شد میانگین میزان پایداری استراتژی مفصل ران اندام سالم در هر دو مرحله ارزیابی پیش‌آزمون و پس‌آزمون برای هر سه گروه بیشتر از میانگین میزان پایداری استراتژی مفصل ران برای اندام دارای پرتز در هر دو مرحله ارزیابی پیش‌آزمون و پس‌آزمون برای هر سه گروه بود. میانگین میزان پایداری استراتژی مفصل ران در مرحله پس‌آزمون برای گروه‌های تمرینات ثابت مرکزی و تمرینات ثابت مرکزی با استفاده از بازخورد بینایی بیشتر از گروه کنترل بود. همچنین میزان پایداری استراتژی مفصل ران در هر دو اندام سالم و اندام دارای پرتز برای گروه تمرینات ثابت مرکزی با استفاده از بازخورد بینایی بیشتر از گروه تمرینات ثابت مرکزی بود.

برای تحلیل یافته‌های پژوهش از آزمون تحلیل واریانس چند عاملی مرکب ۲ (اندام سالم و اندام دارای پرتز) × ۲ (پیش‌آزمون و پس‌آزمون) × ۳ (سه گروه) استفاده شد. نتایج تحلیل واریانس چند عاملی مرکب با اندازه‌های تکراری برای متغیر پایداری استراتژی مفصل ران نشان داد با توجه به این که طبق آزمون ماچلی برابری ماتریس واریانس-کوواریانس بین گروهی رعایت شده است ($P=0/21$)، اثر اصلی نوع اندام (اندام سالم و اندام دارای پرتز) معنادار است ($P=0/001$ و $F_{(1, 18)}=413/78$). مقایسه میانگین‌ها نشان داد میانگین پایداری استراتژی مفصل ران در اندام سالم ($Mean=98/07$) بیشتر از اندام دارای پرتز ($Mean=53/25$) است و افراد دچار قطع عضو اندام تحتانی در زمان عدم تعادل بیشتر از اندام سالم برای استراتژی مفصل زانو استفاده می‌کنند. اثر اصلی زمان ارزیابی (پیش‌آزمون و پس‌آزمون) معنادار است ($P=0/001$) و مقایسه میانگین‌ها نشان داد میانگین نمره پایداری استراتژی مفصل ران در مرحله پس‌آزمون ($Mean=82/79$) بیشتر از مرحله پیش‌آزمون ($Mean=67/54$) است و توانایی افراد دچار قطع عضو اندام تحتانی برای استفاده از استراتژی مفصل ران در مرحله پس‌آزمون بیشتر شده است. اثر اصلی گروه (کنترل، تمرینات ثابت مرکزی صرف، تمرینات ثابت مرکزی با بازخورد بینایی) معنادار است ($P=0/001$) و مقایسه زوجی با استفاده از آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد میانگین نمره پایداری استراتژی مفصل ران در گروه‌های تمرینات ثابت مرکزی صرف ($Mean=75/16$) و تمرینات ثابت مرکزی با بازخورد بینایی ($Mean=80/46$) بیشتر از گروه کنترل ($Mean=69/78$) است. همچنین گروه تمرینات ثابت مرکزی با استفاده از بازخورد بینایی به‌طور معنادار بیشتر از سایر گروه‌ها توانایی استفاده از استراتژی مفصل ران را دارند.

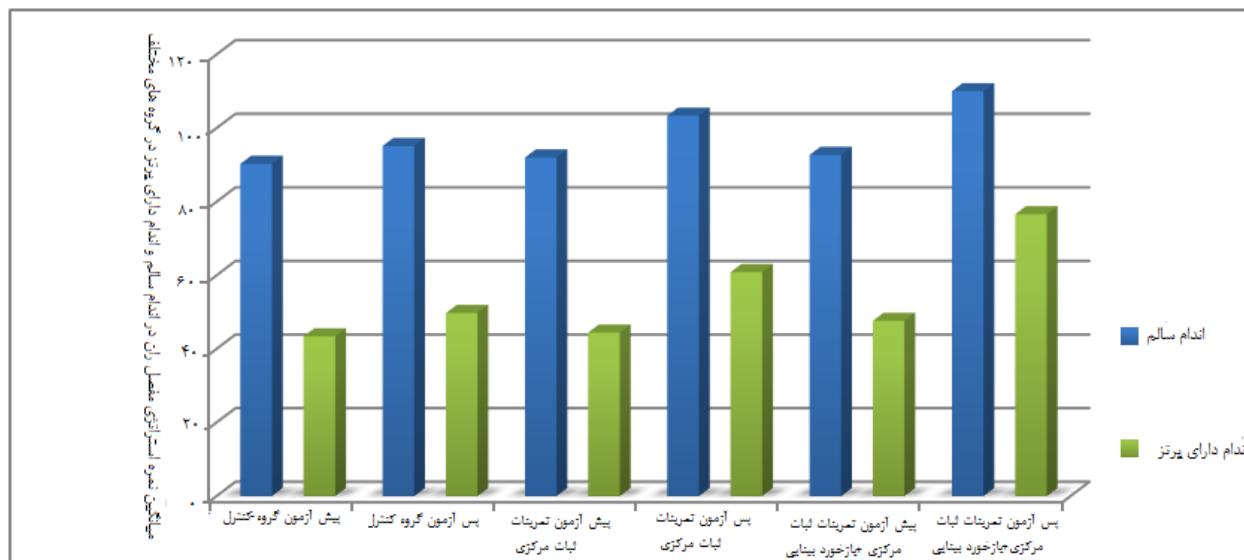
اثر تعاملی زمان ارزیابی (پیش‌آزمون و پس‌آزمون) در گروه (کنترل، تمرینات ثابت مرکزی صرف، تمرینات ثابت مرکزی با بازخورد بینایی) معنادار است ($P=0/011$ و $F_{(2, 18)}=16/42$). نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی نشان داد آزمودنی‌های گروه‌های تمرینات ثابت مرکزی صرف و تمرینات ثابت مرکزی با بازخورد بینایی در مرحله پس‌آزمون به‌طور معنادار توانایی استفاده از استراتژی مفصل ران بیشتری نسبت به گروه کنترل داشتند. همچنین توانایی استفاده از استراتژی مفصل ران در گروه تمرینات ثابت مرکزی با بازخورد بینایی در مرحله پس‌آزمون بیشتر از گروه تمرینات ثابت مرکزی صرف بود. اثر اصلی نوع اندام (سالم و دارای پرتز) در زمان ارزیابی (پیش و پس‌آزمون) معنادار است ($P=0/032$) و بررسی مقایسه‌های زوجی نشان داد در مرحله پس‌آزمون نمره پایداری استراتژی مفصل ران در اندام سالم بالاتر از پایداری

استراتژی مفصل ران در اندام دارای پروتز بود. داده‌های حاصل از آزمون تعقیبی بونفرونی در مقایسه زوج به زوج سه گروه قبل و بعد از مداخله همراه مقادیر پی در جدول ۳ و نمودار ۱ ارائه شده است.

جدول ۳: نتایج آزمون تعقیبی بونفرونی برای مقایسه زوج به زوج سه گروه قبل و بعد از مداخله تمرینی

مقایسه تفاوت- های زوجی	(۱)	(۲)	(۳)	(۴)	(۵)	(۶)	(۷)	(۸)	(۹)	(۱۰)	(۱۱)	(۱۲)
پیش‌آزمون اندام سالم گروه کنترل (۱)	---	۰,۹۹	۰,۹۹	۰,۹۹	۰,۲۲۲	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱*	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	۰,۱۴۵
پیش‌آزمون اندام سالم گروه ثابت مرکزی (۲)	۰,۹۹	---	۰,۹۹	۰,۹۹	۰,۶۷	*۰,۰۰۵	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۴۲
پیش‌آزمون اندام سالم گروه بازخورد بینایی (۳)	۰,۹۹	۰,۹۹	---	۰,۹۹	۰,۲۹۷	*۰,۰۰۲	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	۰,۱۰۷
پس‌آزمون اندام سالم گروه کنترل (۴)	۰,۹۹	۰,۹۹	۰,۹۹	---	۰,۹۹	۰,۱۱۵	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۲
پس‌آزمون اندام سالم گروه ثابت مرکزی (۵)	۰,۲۲۲	۰,۶۷۸	---	۰,۲۹۷	---	۰,۹۹	۰,۹۹	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱
پس‌آزمون اندام سالم گروه بازخورد بینایی (۶)	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۵	*۰,۰۰۲	۰,۱۱۵	۰,۹۹	---	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱
پیش‌آزمون اندام دارای پروتز گروه کنترل (۷)	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	---	۰,۹۹	۰,۹۹	۰,۹۹	*۰,۰۰۹	*۰,۰۰۱
پیش‌آزمون اندام دارای پروتز گروه ثابت مرکزی (۸)	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	---	۰,۹۹	۰,۹۹	۰,۹۹	*۰,۰۱۹	*۰,۰۰۱
پیش‌آزمون اندام دارای پروتز گروه بازخورد بینایی (۹)	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	۰,۹۹	---	۰,۹۹	۰,۸۳۳	*۰,۰۰۱
پس‌آزمون اندام دارای پروتز گروه کنترل (۱۰)	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	۰,۹۹	۰,۹۹	۰,۹۹	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱
پس‌آزمون اندام دارای پروتز گروه ثابت مرکزی (۱۱)	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۹	*۰,۰۱۹	*۰,۰۲۰	*۰,۰۰۱	*۰,۰۳۴
پس‌آزمون اندام دارای پروتز گروه بازخورد بینایی (۱۲)	۰,۱۴۵	*۰,۰۴۲	۰,۱۰۷	*۰,۰۲	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۰۱	*۰,۰۳۴	---

*معناداری در سطح آلفا کوچکتر یا مساوی ۰,۰۵ است.



نمودار ۱: میانگین نمره پایداری در استراتژی مفصل ران در اندام سالم و اندام دارای پروتز افراد دچار قطع عضو اندام تحتانی زیر زانو در پیش‌آزمون و پس‌آزمون

بحث

هدف از پژوهش حاضر مقایسه تاثیر تمرینات ثبات مرکزی اندام تحتانی و بازخورد افزوده بینایی توانایی استراتژی مفصل ران در اندام سالم و اندام دارای پروتز افراد دچار قطع عضو اندام تحتانی بود. بر اساس نتایج به دست آمده از مطالعه حاضر، تمرینات ثبات‌دهنده مرکزی صرف و تمرینات ثبات‌دهنده مرکزی با استفاده از بازخورد بینایی موجب افزایش استراتژی مفصل ران در افراد دچار قطع عضو شد، این نشان‌دهنده افزایش تعادل و کنترل پاسچر در این گروه از افراد می‌باشد. این یافته‌ها با نتایج Chan و همکاران (۲۰۰۷)، Sathy و همکاران (۲۰۰۹)، Barnett و همکاران (۲۰۱۳) همخوانی دارد. استراتژی مفصل ران هنگامی جهت حفظ تعادل استفاده می‌شود که بهم خوردن تعادل سریع و شدید باشد، یا وقتی که سطح اتکا از پاها کوچکتر باشد، مثل وقتی که فرد روی تخته تعادل ایستاده است. Shumway cook (۲۰۰۱) اظهار داشت سالمندان از استراتژی‌های حرکتی لگن بیشتر از استراتژی‌های میچ پا نسبت به جوانان استفاده می‌کنند.^[۱۲۶] پژوهشگران خصوصیات الگوهای فعالیت عضلانی همراه با استراتژی‌های حرکتی پوسچرال را به عنوان استراتژی‌های میچ پا، لگن و گام برداشتن معرفی کردند. در افراد دچار قطع عضو زیر زانو استراتژی میچ از بین رفته است، لذا استراتژی به کار رفته در حرکت این افراد، استراتژی از ناحیه لگن می‌باشد. همچنین افراد دچار قطع عضو بخشی از این استراتژی‌ها را که بسته به سطح آمپوتاسیون از دست داده‌اند جهت بهبود تعادل خود از انواع مختلفی از پروتزها استفاده می‌کنند.^[۱۲۷] درک بهتر اثرات نقص حسی-حرکتی در افراد دچار قطع عضو و محدودیت‌های عملکردی پروتز می‌تواند راهنمای درمان و سازوکارهای پیشگیری از افتادن باشد.^[۱۲۸] نتایج پژوهش حاضر همچنین نشان داد میانگین نمره استراتژی برای اندام سالم در هر دو مرحله ارزیابی پیش‌آزمون و پس‌آزمون برای هر سه گروه بیشتر از میانگین نمره استراتژی برای اندام پرتز در هر دو مرحله ارزیابی پیش‌آزمون و پس‌آزمون برای هر سه گروه بود. میانگین نمره استراتژی در مرحله پس‌آزمون برای گروه‌های تمرینات ثبات مرکزی و تمرینات ثبات مرکزی با استفاده از بازخورد بینایی بیشتر از گروه کنترل بود. یافته‌های این بخش از مطالعه با یافته‌های تحقیقی Eakin و همکاران (۱۹۹۲)، Schmidl و همکارانش (۲۰۰۵) و Hlavackova و همکاران (۲۰۱۱) همخوانی دارد. پرداختن به تولید و کنترل حرکت و طبیعت زندگی از ضروریات پرداختن به تمرینات درمانی می‌باشد، طوری که استراتژی درمانی به منظور افزایش کیفی و کمی کنترل پوسچر و حرکات کاربردی بیماران توسط متخصصین توانبخشی برای بازآموزی حرکتی بیمارانی که دچار مشکلات کنترل حرکتی هستند، طراحی شده است.^[۱۲۸] این نتایج مخالف یافته‌های Hof و همکاران (۲۰۰۷) که در مطالعه خود به بررسی کنترل تعادل جانبی در راه رفتن افراد سالم و قطع عضو بالای زانو پرداختند، می‌باشد. نتایج نشان داد که در افراد دچار قطع عضو زمان فاز استانس برای اندام سالم ۶۰٪ و در سمت پروتز ۶۸٪ است. به نظر می‌رسد تناقض در نتایج، ناشی از تاثیر تمرینات ثبات مرکزی صرف و تمرینات ثبات مرکزی همراه با بازخورد بینایی در تحقیق حاضر باشد.

همچنین تحقیق Hof و همکاران (۲۰۰۷)، تعادل جانبی را در افراد دچار قطع عضو بالای زانو بررسی کردند، حال آنکه شرکت‌کننده‌های تحقیق حاضر افراد دچار قطع عضو زیر زانو بودند.

همچنین نمره استراتژی در هر دو اندام سالم و پرتز برای گروه تمرینات ثابت مرکزی با استفاده از بازخورد بینایی بیشتر از گروه تمرینات ثابت مرکزی بود. این نتایج همخوان با یافته‌های Shumway-Cook و همکاران (۱۹۸۸)، Winstein و همکاران (۱۹۸۹) و Tilak و همکاران (۲۰۱۵) می‌باشد. تحقیقات در مورد مکانیسم‌های اثر آینه‌درمانی بر روی فعالیت‌های مغز و پلاستیسیته آن به‌طور گسترده رو به افزایش است. اکثر پژوهش‌ها در حین اعمال مداخله آینه‌درمانی از ابزارهای اندازه‌گیری نوروفیزیولوژیکی پیشرفته مانند اف ام آر آی (fMRI)، پتانسیل اجتنابی حرکتی (Motor Evoked Potential) و پتانسیل آماده‌سازی جانبی (Lateral Readiness Potential) استفاده کرده‌اند.

پژوهشگران در نظریه‌های مختلف نقش سیستم‌های عصب‌های آینه‌ای (Mirror cells) و قشر حرکتی اولیه را در تمرینات با استفاده از آینه بر افزایش عملکرد در افراد دچار قطع عضو مطرح کرده‌اند.^[۳۱-۳۹] احتمالاً یکی از دلایل تاثیر بیشتر تمرینات تعادلی با استفاده از آینه بر پیشرفت تعادل افراد دچار قطع عضو را بتوان این‌گونه توجیه کرد که استفاده از آینه‌هایی که رو به روی بیمار قرار می‌گیرد، احساس خوشایندی را در بیمار دچار قطع عضو، ایجاد می‌کند و بر اساس قانون آینه‌ها، افراد با تکان دادن اندام سالم خود و هم زمان با نگاه کردن به آینه، احساس می‌کنند که گویی عضو قطع شده خود را به خوبی تکان می‌دهند. این در حالی است که واقعیت امر چنین نیست و آینه به افزایش انگیزه، اعتماد به نفس و خودکارآمدی اجرای تکلیف در افراد دچار قطع عضو اندام تحتانی کمک می‌کند. با از دست دادن قسمتی از اندام در افراد دچار قطع عضو اندام تحتانی، استراتژی کنترلی مچ از بین رفته است، لذا تعادل ایستگاهی از طریق مکانیسم ران و استراتژی مفصل ران کنترل می‌شود که می‌تواند به افراد دچار قطع عضو برای نگهداری وضعیت بدن خود در یک حالت طبیعی کمک کند. این در حالی است که در بعضی از مطالعات از بینایی به عنوان متغیری که نقش مهمی در افزایش ثبات و تعادل افراد دچار قطع عضو اندام تحتانی ایفا می‌کند، یاد می‌کند.^[۳۲]

نتیجه‌گیری

توانایی‌های استراتژی و تعادلی افراد که از پروتکل تمرینی ثابت مرکزی همراه با بازخورد آینه‌ای استفاده کردند، در مقایسه با گروه پروتکل تمرینی صرف بیشتر است. پیشنهاد می‌شود بررسی تمرینات ارائه شده در کودکان و نوجوانان و سالمندان دچار قطع عضو به‌صورت مجزا اجرا شود. نیز اثر برنامه‌های تمرینی منتخب دیگر مثل تمرینات قدرتی، استقامتی و انعطاف‌پذیری و یا برنامه‌های ترکیبی بر استراتژی کنترل پاسچر بررسی شود. همواره پژوهشگران در تحقیقات خود با محدودیت‌هایی مواجه هستند که پژوهش حاضر نیز از این امر مستثنی نیست. یکی از محدودیت‌های پژوهش حاضر حجم اندک آزمودنی‌ها (هفت نفر) در هر گروه می‌باشد و پیشنهاد می‌شود پژوهشگران در پژوهش‌های دیگر تعداد افراد آمپوته بیشتری را مورد مداخله قرار دهند. همچنین از آنجایی که پژوهشگران به دلیل اعمال مداخله تمرین درمانی در پژوهش حاضر مجبور بودند از افرادی آمپوته اندام تحتانی‌ای استفاده کنند که در مراجعه به سازمان هلال‌احمر صرفاً ساکن استان تهران بودند، داده‌های پژوهش حاضر از نظر مکانی متعلق به حوزه جغرافیایی تهران می‌باشد و یافته‌ها قابل تعمیم به کلیه افراد دچار قطع عضو استان‌های دیگر نمی‌باشد. نتایج پژوهش حاضر قابل تعمیم به افراد دچار قطع عضو اندام تحتانی زیر زانو می‌باشد و برای تعمیم‌دهی به افراد دچار قطع عضو از ناحیه بالای زانو و لگن بایستی این کار با دانش کافی و احتیاط صورت گیرد و در صورت امکان پژوهش مشابهی روی افراد دچار قطع عضو از ناحیه بالای زانو و لگن انجام شود. همچنین با توجه به اینکه پژوهش حاضر روی افراد دچار قطع عضو در دامنه سنی ۲۵ تا ۶۰ سال انجام شده است، قابلیت تعمیم به افراد آمپوتاسیون زیر ۲۵ و بالای ۶۰ سال را ندارد.

تشکر و قدردانی

در پایان از مسئولین محترم بخش آمپوته و آزمایشگاه توانبخشی هلال‌احمر و همچنین تمامی آزمودنی‌های تحقیق حاضر و کسانی که به نحوی در گردآوری تحقیق پیش‌رو ما را یاری کردند، کمال تشکر و قدردانی را داریم.

1. Sai AJ, Gallagher JC, Smith LM, Logsdon S. Fall predictors in the community dwelling elderly, a cross sectional and prospective cohort study. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*. 2010; 10[2]:142-50.
2. Sahrman Sh. *Diagnosis and Treatment of Movement Impairment Syndromes*. 1st edition. London: Mosby 2002: 166.
3. Bruno M, Matheus JW, Generosi AR, Marco AV, Junior CP. Effect of muscle fatigue on posture control in soccer Players during the short-pass movement. *Review Brazilian Cineantropometria Desempenho Hum* 2011; 13[5]: 348-53.
4. Mancini M, Horak F B. "The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits". *Eur J Phys Rehabil Med*. Author manuscript; available in PMC 2011 Jun 1.
5. Wollacott, M., Shamway –Cook. *Attention & The control of posture & gait: a review of emerging area of research. gait & posture*. 2002;16,1-14.
6. Almås, H.. *Omvårdnad vid amputation*. I Almås, H. [red]. *Klinisk omvårdnad*. 2002;2 [p. 695-710]. Stockholm: Liber AB
7. Chadderton HC. *Prostheses, pain and sequelae of amputation, as seen by the amputee*. *Prosthet Orthot Int* .1978 Apr; 2[1]:12-4.
8. Azma K, Sedigh H. *assessment Chronic musculoskeletal complications in veterans with amputated in both lower limbs*. *Journal of Medicine veteran*. 2010;Year 2 [8].
9. Hak L, Jaap H, Dieren v, Wurff Pvd, Maarten R, Prins, Mert A, Peter J, Beek, Houdijk H. *Walking in an Unstable Environment: Strategies Used by Transtibial Amputees to Prevent Falling During Gait*. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 2013;94:2186-93
10. Eakin CL, Quesada PM, Skinner H. *Lower-limb proprioception in above-knee amputees*. *Clin Orthop Relat Res*. 1992; Nov[284]:239-46.
11. Schmidl M, Beltrami G, Zambarbieri D, Verni G. *Centre of pressure displacements in transfemoral amputees during gait*. *Gait Posture*. 2005 Apr;21[3]:255-62.
12. 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 Feb;25[2]:250-8.
13. Shirota C, Simon, A M. and Kuiken, T A.. *Transfemoral amputee recovery strategies following trips to their sound and prosthesis sides throughout swing phase*. Shirota et al. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2015; 12:79.
14. 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.
15. 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*. *Clin Biomech [Bristol, Avon]*. 2005;20[4]:405-13. doi:10.1016/j.clinbiomech.2004.11.018 PMID:15737448.
16. Sethy, D., Kujur, E.S., Sau, K. *Effect of balance exercise on balance control in unilateral lower limb amputees*. *The Indian Journal of Occupational Therapy*. 2009;7 [3]: 63-68.
17. Barnett C.T., Vanicek N., Polman R.C.J. *Postural responses during volitional and perturbed dynamic balance tasks in new lower limb amputees*. 2013; A longitudinal study.
18. Bottini G, Karnath HO, Vallar G, Sterzi R, Frith CD, Frackowiak RS, et al. *Cerebral representations for egocentric space: functional-anatomical evidence from caloric vestibular stimulation and neck vibration*. *Journal of Brain*. 2001; 124: 1182-96.
19. Watson M, Peck M. *A pilot study of the immediate effects of mirror feedback on sitting postural control in normal healthy adults*. *Physiother Res Int*. 2008;13:204.
20. Vaillant J, Vuillerme N, Janvy A, Louis F, Juvin R, Nougier V. *Mirror versus stationary cross feedback in controlling the center of foot pressure displacement in quiet standing in elderly subjects*. *Arch Phys Med Rehabil*. 2004;85:1962-5.
21. Chan BL, Witt R, Charrow AP. *Mirror therapy for phantom limb pain*. *N Engl J Med*. 2007;357:2206–2207.
22. Winstein CJ, Gardner ER, McNeal DR, et al. *Standing balance training: effect on balance and locomotion in hemiparetic adults*. *Arch Phys Med Rehabil*. 1989;70:755–762.
23. Shumway-Cook A, Anson D, Haller S. *Postural sway biofeedback: its effect on reestablishing stance stability in hemiplegic patients*. *Arch Phys Med Rehabil*. 1988;69:395–400.

24. Tilak M, Isaac SA, Fletcher J, Vasanthan LT, Subbaiah RS, Babu A, Bhide R, Tharion G. 'Mirror Therapy and Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation for Management of Phantom Limb Pain in Amputees - A Single Blinded Randomized Controlled Trial'. 2015 Apr 1. doi: 10.1002/pri.1626.
25. Hlavackova P., Fristios J., Cuisinier R., Pinsault N., Janura M., Vuillerm N. Effects of mirror feedback on upright stance control in elderly transfemoral amputees. *Arch Phys Med Rehabilitation*. 2009;90[11]:1960–1963.
26. Shumway cook A.W. Motor control theory and practical application. Philadelphia: 2001;Lippincott williams & wilkinse.
27. 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
28. Talebian S, Aliyae G, Bagheri H, Hadian M. assessment changes to the control strategy seeks to increase of walking speed. Tehran university of medical science. 2004; 62, No. 7, pages 556 to 564. [in pearsion]
29. Matthys K, Smits M, Van der Geest JN, Van der Lugt A, Seurinck R, Stam HJ, Selles RW. Mirror-induced visual illusion of hand movements: a functional magnetic resonance imaging study. *Arch Phys Med Rehabil* 2009; 90:675-81
30. Fukumura K, Sugawara K, Tanabe S, Ushiba J, Tomita Y. Influence of mirror therapy on human motor cortex. *Int J Neurosci*. 2007; 117[7]:1039-1048 .
31. Touzalin-Chretien P, Dufour A. Motor cortex activation induced by a mirror: evidence from lateralized readiness potentials. *J Neurophysiol*. 2008; 100[1]:19-23 .
32. 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.