تأثیر یک برنامه تمرینی بر تعادل پویا در هنگام راه رفتن بر روی چوب موازنه در دانش‌آموزان ۱۱ تا ۱۳ سال

امیر گلپریان*، محمدرضا امیر سیف‌الدینی[۱]، فریبرز محمدی‌پور[۱]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: هدف از این تحقیق تأثیر یک برنامه تمرینی بر تعادل پویا در هنگام راه رفتن بر روی چوب موازنه در دانش‌آموزان ۱۱ تا ۱۳ سال بود.

مواد و روش‌ها: ۳۰ دانش‌آموز غیر ورزشکار پسر به‌طور تصادفی به دو گروه ۱۵ نفری تجربی (وزن: ۸/۳۴ ± ۴۰۰/۴۳؛ قد: ۶/۸۷ ± ۱۴۸/۲۰) و کنترل (وزن: ۷/۲۵ ± ۴۲۵/۵۶؛ قد: ۷/۲۸ ± ۱۴۸/۴۶) تقسیم شدند. گروه تجربی به مدت هشت هفته در یک برنامه تمرینی (تمرینات بالانس روی دست) شرکت کردند. قبل و بعد از برنامه تمرینی عملکرد تعادلی آن‌ها با استفاده از راه رفتن روی چوب موازنه اندازه‌گیری و مقایسه شد. تغییر موقعیت شانه، لگن و مچ پا توسط دستگاه تجزیه و تحلیل حرکتی اندازه‌گیری شد. برای تجزیه تحلیل آماری از نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ و از روش آماری تی وابسته و مستقل در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها: در تحلیل بین گروهی تفاوت‌های معنادار تنها در موقعیت شانه بین گروه تجربی و کنترل (P = ۰/۰۲) مشاهده شد. در تحلیل درون گروهی تفاوت‌های معنادار تنها در موقعیت مچ پا در گروه تجربی قبل و بعد از پروتکل تمرین(P = ۰/۰۴) مشاهده شد.

نتیجه‌گیری: به‌طور کلی نتایج نشان می‌دهند که تمرینات تعادلی تخصصی بالانس روی دست بیشتر سبب پیشرفت تعادل پویا در اندام فوقانی می‌شوند.

کلید واژه‌ها: تعادل پویا، تمرینات بالانس روی دست، راه رفتن

ارجاع: گلپریان امیر، امیر سیف‌الدینی محمدرضا، محمدی‌پور فریبرز. **تأثیر یک برنامه تمرینی بر تعادل پویا در هنگام راه رفتن بر روی چوب موازنه در دانش‌آموزان ۱۱ تا ۱۳ سال**. پژوهش در علوم توانبخشی ۱۳۹۳؛ ۱۰ (۵): ۶۶۴-۶۷۵

تاریخ دریافت: ۱۳۹۳/۴/۷ **تاریخ پذیرش:** ۱۳۹۳/۹/۱۱

این مقاله حاصل پایانه‌نامه کارشناسی ارشد به شماره ۲۷۷۱۲ می‌باشد.

* دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران (نویسنده مسؤول).
Email: ygolpar@yahoo.com

۱. استادیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران.

مقدمه

تعادل، به‌عنوان توانایی حفظ یک وضعیت برای انجام فعالیت‌های ارادی و مقابله با اغتشاش (درونی یا بیرونی) تعریف می‌شود (۱). از نظر بیومکانیکی و عملکردی، تعادل پویا را می‌توان تحت عنوان حرکت فعال مرکز فشار در محدوده سطح اتکا و حفظ ثبات سطح اتکا حین یک اجرای تکلیف شده، تعریف کرد (۲–۳). وجود و حفظ تعادل مناسب و طبیعی بدن، در بسیاری از فعالیت‌های روزانه و حین حرکت ورزشی از اهمیت بسیار بالایی برخوردار است و مستلزم تعامل سیستم‌های حسی (بینایی، دهلیزی و عمقی) و سیستم حرکتی توسط سیستم عصبی مرکزی می‌باشد (۴).

اجزای اصلی فعالیت‌های فیزیکی روزمره و حرکات ورزشی را می‌توان در دو بخش حفظ تعادل برای حفظ موقعیت بدن و جهت‌یابی فضایی و تعامل بین اجزای آناتومیکی برای حرکت تقسیم‌بندی کرد. از آن‌جایی که حفظ تعادل، یکی از شاخص‌های تعیین استقلال افراد به شمار می‌رود، بررسی و تشخیص عوامل مؤثر بر تغییرات تعادل برای افزایش زمینه‌های استقلال در حرکت و افزایش ایمنی اجرای فعالیت فیزیکی روزمره و حرکات ورزشی و جلوگیری از آسیب‌های ناشی از سقوط، از موضوعات قابل بررسی است که مورد توجه محققان قرار گرفته است. برنامه‌های تمرینی که با هدف افزایش تعادل انجام می‌شود، باعث بهبود معناداری در تعادل، راه رفتن، قدرت و چابکی شده و منجر به کاهش میزان شیوع سقوط و آسیب در بین افراد می‌شود (۲، ۵– ۶). این تمرینات سریع‌تر از سایر تمرینات به نتیجه می‌رسند و برای افراد سالم و بیمار لذت‌بخش است. از آن‌جایی که دانش‌آموزان گروه بزرگی از جامعه را تشکیل می‌دهند و لزوماً دانش‌آموزانی که در سنین بین ۱۱ تا ۱۳ سال هستند فاکتورهای تعادلی آن‌ها رو به پیشرفت است و در سنین قبل از بلوغ قرار دارند (۷)، افزایش میزان سطح آمادگی دانش‌آموزان برای دستیابی به تعادلی مناسب در حین فعالیت‌های روزانه و اجرای مهارت‌های ورزشی از اهمیت ویژه برخوردار است.

مرور ادبیات پیشینه تأثیر مثبت فعالیت بدنی و ورزش بر کیفیت زندگی افراد تأیید می‌نماید اما در مورد تأثیر تمرینات تخصصی (بالانس) بر روی تعادل پویا در راه رفتن افراد غیر ورزشکار ابهاماتی وجود دارد. Rosendahl و همکاران گزارش کردند که تمرین عملکردی شدید، تعادل، توانایی راه رفتن و قدرت اندام تحتانی را بهبود و خطر افتادن را کاهش می‌بخشد (۸). Manini و همکاران تمرینات عملکردی همراه با تمرین قدرتی بر روی تعادل ایستا اثرگذار ندانسته‌اند (۹). Asseman و همکاران با مطالعه ژیمناستهای نخبه به این نتیجه رسیدند که تعادل ویژه بر تعادل غیراختصاصی تأثیر ندارد (۲). اغلب مطالعات انجام‌شده در زمینه تعادل تنها به میزان اثر ورزش‌های مختلف بر تعادل معطوف شده است (۲، ۶، ۱۰) و چگونگی اثر و فرایند این اثرگذاری کمتر بحث شده است. با وجود این که تأثیر ورزش بر بهبود تعادل ثابت‌شده، ولی هنوز اثرگذاری این‌گونه حرکات و تمرینات تخصصی بر تعادل پویای افراد کمتر مورد توجه قرار گرفته است. به دلیل اهمیت تعادل در زندگی روزمره و فعالیت ورزشی، این موضوع همواره مورد توجه محققین بوده است. با وجود تحقیقات گسترده در این زمینه و شناسایی بسیاری از مکانیزم‌های درگیر در تعادل و شناخت روابط آن‌ها، جنبه‌های بسیاری از آن ناشناخته مانده و درک تأثیر و چگونگی تعامل سیستم‌های درگیر در تعادل نیازمند پژوهش‌های بیشتر است. ژیمناستیک از جمله ورزش‌هایی است که تمرینات تعادلی تخصصی مثل بالانس روی دست را به‌صورت گسترده‌ای استفاده می‌کند و می‌توان از این تمرینات برای بررسی تأثیر تمرینات تخصصی بر تعادل غیرتخصصی استفاده کرد (۲). حال این پرسش مطرح می‌شود آیا تمرینات تعادلی تخصصی بالانس روی دست سبب پیشرفت تعادل پویا می‌شوند؟

مواد و روش‌ها

این پژوهش از نوع نیمه‌تجربی است. جامعه آماری این تحقیق شامل دانش‌آموزان ۱۱ تا ۱۳ سال آموزش و پرورش ناحیه ۲ شهر کرمان بودند. برای نمونه‌گیری این جامعه از

نمونه‌گیری خوشه‌ای چند مرحله‌ای استفاده شد. از میان آموزشگاه‌های آموزش و پرورش ناحیه ۲، یک آموزشگاه به‌صورت نمونه‌گیری تصادفی ساده انتخاب شد. بعد از توزیع برگه ثبت اطلاعات و همسان‌سازی آزمودنی‌ها، ۳۰ دانش‌آموز سالم که سابقه تمرین ورزشی منظم و فعالیت در رشته ورزشی خاص را نداشتند انتخاب شدند. آزمودنی‌ها به‌صورت تصادفی به دو گروه تجربی (۱۵ نفر) و کنترل (۱۵ نفر) تقسیم شدند (۱۱–۱۲). برگه ثبت اطلاعات شامل اطلاعات شخصی و پزشکی در مورد بیماری‌ها، آسیب‌های وارده به دانش‌آموزان در ماه‌های گذشته و سابقه فعالیت ورزشی بود. معیار ورود نمونه‌ها در تحقیق دانش‌آموزان ۱۱ تا ۱۳ سال سالم و غیر ورزشکار بدون سابقه آسیب در اندام فوقانی و تحتانی و همسان بودن قد و وزن بود. معیار خروج وجود آسیب و ناهنجاری در اندام فوقانی و تحتانی بود. آزمودنی‌ها پس از اطلاع از روند پژوهش، رضایت والدین را مبنی بر شرکت در آزمایش، اعلام کردند. پرسشنامه سلامت جسمانی توسط آزمودنی که به تأیید پزشک بود تکمیل شد (۱۱). آزمودنی‌ها فاقد هرگونه ناهنجاری یا آسیب بودند.

جدول ۱. مشخصات فردی و نتایج آزمون تی مستقل دو گروه

متغیر	گروه‌ها	انحراف استاندارد ± میانگین	مقدار t	سطح معناداری
وزن (نیوتن)	تجربی	۴۰۰/۴۳ ± ۸/۳۴	۰/۴۹۲	۰/۵۵۳
	کنترل	۴۲۵/۵۶ ± ۷/۲۵		
قد (سانتی‌متر)	تجربی	۱۴۸/۲۰ ± ۶/۸۷	۰/۶۳۲	۰/۶۲۸
	کنترل	۱۴۸/۴۶ ± ۷/۲۸		
سن (سال)	تجربی	۱۲/۱ ± ۰/۶	۱/۲۹	۰/۲۰۸
	کنترل	۱۱/۸ ± ۰/۷		

وزن آزمودنی‌ها به‌وسیله ترازو دیجیتال مدل بیوور (شماره سریال GS58 ساخت کشور آلمان) اندازه‌گیری شد. دقت اندازه‌گیری ترازو ۰/۱ کیلوگرم و دقت اندازه‌گیری قد سنج (ساخت کشور ایران) ۱ میلی‌متر بود. برای ضبط سه‌بعدی راه رفتن آزمودنی‌ها روی چوب موازنه از سیستم اپتوالکترونیک سه‌بعدی تجزیه تحلیل حرکتی (مدل Raptor-H digital slik شرکت Motion analysis) ساخت کشور آمریکا با شش دوربین بهره گرفته شد. این سیستم قادر به فیلم‌برداری سه‌بعدی تا ۹۰۰ فریم در ثانیه می‌باشد. برای این تحقیق فرکانس دوربین‌ها ۱۲۰ هرتز در نظر گرفته شد (شکل ۱). نرم‌افزار دستگاه تجزیه تحلیل حرکت کرتکس (Cortex نسخه 2.5.0.1160-64 bit شرکت Motion analysis ساخت کشور آمریکا) بود. چوب موازنه به طول ۴ متر و ارتفاع ۳۰ سانتی‌متر و با ظرفیت تحمل وزن ۲۵۰ کیلوگرم ساخت کشور تایوان مورد استفاده قرار گرفت. جهت حذف کردن نویزهای ناشی از حرکت مارکرها، فیلتر پایین‌گذر Butterworth با فرکانس ۶ هرتز مورد استفاده قرار گرفت.

برای اجرای این پژوهش آزمودنی‌ها در دو گروه کنترل و آزمایشی تقسیم شدند. از هر دو گروه پیش‌آزمون به‌عمل آمد. سپس گروه تجربی ۲۴ جلسه تمرین را در ۸ هفته (۳ جلسه در هفته) شامل ۱۰ دقیقه گرم کردن، ۳۰ دقیقه تمرین مهارت‌ها (در پایان هر هفته دو دقیقه به زمان تمرین افزوده می‌شد) و ۵ دقیقه سرد کردن انجام می‌دهند (۱۱–۱۲). گرم کردن شامل دویدن با شدت کم، چرخش مفاصل و حرکات کششی بود. گروه کنترل هیچ‌گونه تمرین ورزشی انجام نمی‌دهند. بعد از ۸ هفته از هر دو گروه پس‌آزمون به‌عمل

می‌آید. تمامی شرایط پیش‌آزمون و پس‌آزمون یکسان بوده و سعی شده بود تمامی شرایط کنترل شود تا صرفاً تأثیر متغیر مستقل اندازه‌گیری شود.

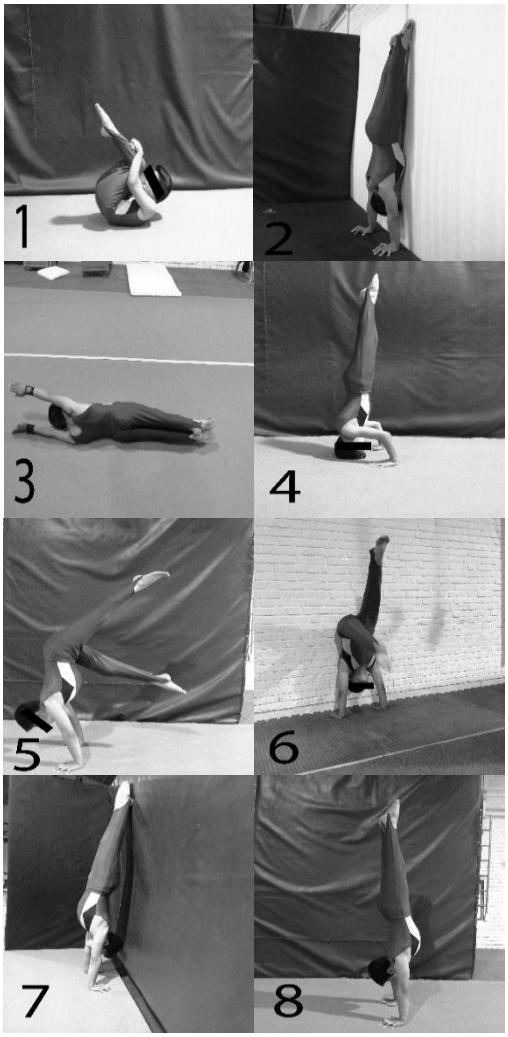
برای روش اجرای پیش‌آزمون و پس‌آزمون، سه مارکر انعکاسی روی شانه (زایده آخرمی)، لگن (برجستگی بزرگ) و مچ پا (قوزک خارجی) سمت پای برتر آزمودنی‌ها متصل شد (شکل ۲). در مارکرگذاری از روش پلاگ این گیت (Plug–in–gait) که در آنالیز بالینی راه رفتن مورد استفاده قرار می‌گیرد استفاده شد (۱۳). برای تعیین پای برتر از آزمودنی خواسته شد توپی را که مقابل او قرار داشت، شوت کند (۱۴).

سپس از آزمودنی خواسته شد با سرعت خود انتخابی (راه رفتن عادی) سه مرتبه روی چوب موازنه راه برود (۱۵). برای این‌که شرایط آزمون قبل و بعد از تمرین یکسان باشد، پاشنه آزمودنی باید در ابتدای لبه چوب موازنه قرار بگیرد. نقطه صفر مختصات دستگاه دکارتی (۰، ۰، ۰) را وسط چوب موازنه قرار می‌دهیم. میانگین موقعیت‌ها را از سه مرتبه راه رفتن می‌گیریم. سپس تغییر موقعیت مفاصل شانه، لگن و مچ پا نسبت به وسط چوب موزانه در جهت محور Y (داخلی و خارجی) قبل و بعد از تمرین بررسی شد.

شکل ۱. محل قرارگیری دوربین‌های تجزیه و تحلیل حرکتی

شکل ۲. محل قرارگیری مارکرهای انعکاسی

نحوه اجرای تمرینات: ۱- غلت جلو پا جمع، ۲- بالانس روی دست با کمک دیوار (صورت رو به دیوار)، ۳- غلت از پهلو (روی زمین با دست و پای کشیده دراز می‌کشیم و به پهلو غلت می‌زنیم)، ۴- بالانس سه پایه، ۵- پرتاب پا به سمت بالا (دست‌ها روی زمین و پاها را به سمت بالا پرتاب می‌کنیم)، ۶- ضربه پا به صورت تک پا کنار دیوار، ۷- بالانس روی دست کنار دیوار (صورت رو به جلو) و ۸- بالانس روی دست بدون کمک دیوار و دیگران بود (شکل ۳) (۱۱-۱۲). تمرینات در سه نوبت (Set) و هر نوبت با ده تکرار انجام شد و در هر جلسه به زمان اجرای هر تمرین (شدت) افزوده می‌شد. برای شدت تمرین، بعد از پایان هر هفته دو دقیقه به زمان ابتدایی شروع تمرینات افزوده می‌شد (۳۲، ۳۴، ۳۶ دقیقه و ...). تعداد نوبت‌ها، تکرارها و شدت تمرین برای تمام آزمودنی‌ها یکسان بود.



شکل ۳. نحوه اجرای تمرینات (شماره تصاویر در متن اشاره شده است)

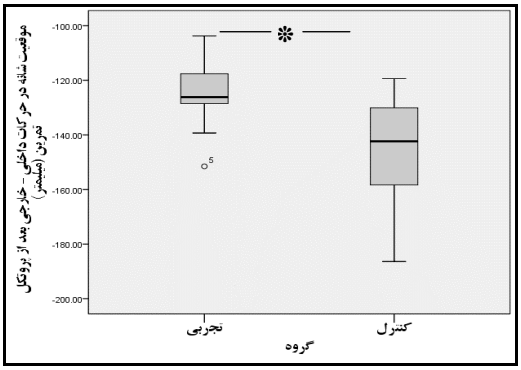
تجزیه و تحلیل داده‌ها از طریق نرم‌افزار SPSS نسخه ۲۱ (version 21, SPSS Inc., Chicago, IL) انجام شد که در این تحقیق پس از اطمینان از نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون کلموگروف–اسمیرونف (Kolmogorov-Smirnov)، برای توصیف داده‌های قد و وزن از آمار توصیفی و برای بررسی متغیرهای تحقیق بین دو گروه از آزمون T همبسته و مستقل در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌ها

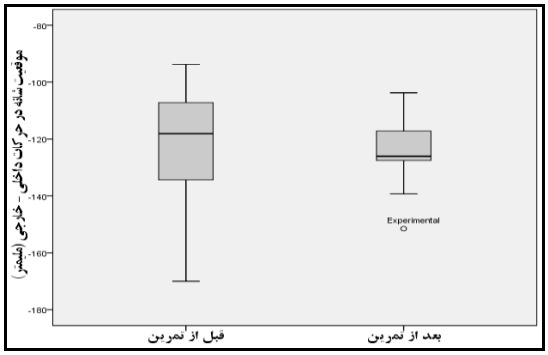
نمودار ۱ و ۲ مقایسه موقعیت شانه در حرکات داخلی– خارجی در هنگام راه رفتن روی چوب موازنه بین گروه تجربی و کنترل بعد از پروتکل تمرین و در گروه تجربی در پیش‌آزمون و پس‌آزمون نشان می‌دهد.

در مفصل شانه تنها در حرکات داخلی– خارجی (Y) حین راه رفتن روی چوب موازنه بین گروه تجربی و کنترل بعد از پروتکل تمرین تفاوت معناداری مشاهده شد (t = ۲/۵۴۷ و P = ۰/۰۲) و در حرکات داخلی– خارجی در گروه تجربی قبل و بعد از پروتکل تمرین تفاوت معناداری مشاهده نشد (t = ۰/۲۴۴ و P = ۰/۸۱).

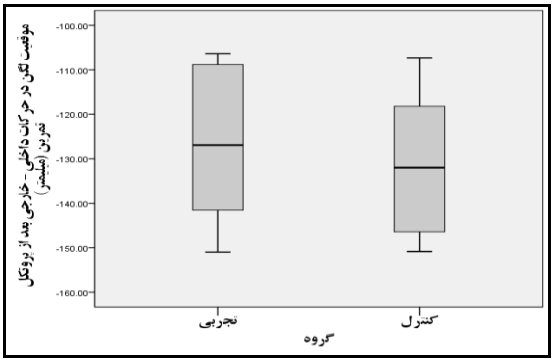
نمودار ۳ و ۴ مقایسه موقعیت لگن در حرکات داخلی– خارجی در هنگام راه رفتن روی چوب موازنه بین گروه تجربی و کنترل بعد از پروتکل تمرین و در گروه تجربی در پیش‌آزمون و پس‌آزمون نشان می‌دهد.



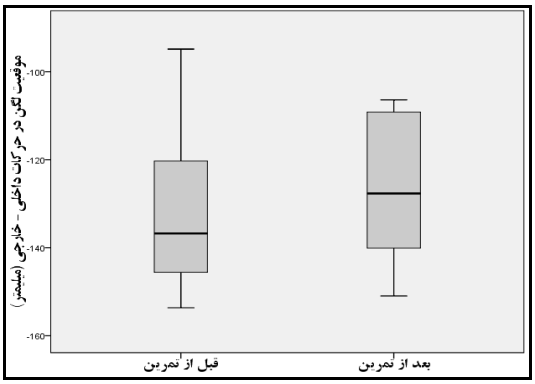
نمودار ۱. مقایسه موقعیت شانه در حرکات داخلی–خارجی در سطح عرضی بین گروه تجربی و کنترل بعد از پروتکل تمرین * $\alpha = ۰/۰۵$



نمودار ۲. مقایسه موقعیت شانه در حرکات داخلی–خارجی در سطح عرضی گروه تجربی قبل و بعد از پروتکل تمرین



نمودار ۳. مقایسه موقعیت لگن در حرکات داخلی–خارجی در سطح عرضی بین گروه تجربی و کنترل بعد از پروتکل تمرین

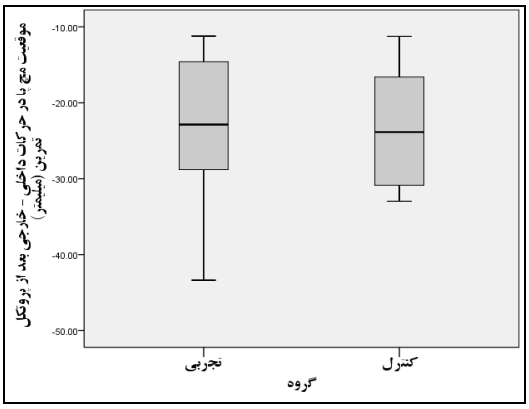


نمودار ۴. مقایسه موقعیت لگن در حرکات داخلی–خارجی در سطح عرضی گروه تجربی قبل و بعد از پروتکل تمرین

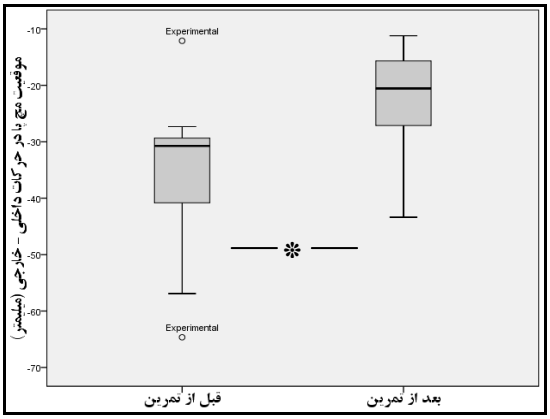
در مفصل لگن در حرکات داخلی– خارجی حین راه رفتن روی چوب موزانه در گروه تجربی پس‌آزمون و پیش‌آزمون (t = −۰/۹۶۵ و P =۰/۳۵) و بین گروه تجربی و کنترل بعد از پروتکل تمرین تفاوت معناداری مشاهده نشد (t = ۰/۷۱۰ و P =۰/۴۸).

نمودار ۵ و ۶ مقایسه موقعیت مچ پا در حرکات داخلی– خارجی در هنگام راه رفتن روی چوب موازنه بین گروه تجربی و کنترل بعد از پروتکل تمرین و در گروه تجربی در پیش‌آزمون و پس‌آزمون نشان می‌دهد.

در مفصل مچ پا در حرکات داخلی– خارجی حین راه رفتن روی چوب موازنه در گروه تجربی قبل و بعد از پروتکل تمرین تفاوت معناداری مشاهده شد (t = −۲/۲۷۴ و P = ۰/۰۴) و در حرکات داخلی – خارجی بین گروه تجربی و کنترل تفاوت معناداری مشاهده نشد (t = −۰/۲۶۵ و P = ۰/۷۹).



نمودار ۵. مقایسه موقعیت مچ پا در حرکات داخلی– خارجی در سطح عرضی بین گروه تجربی و کنترل بعد از پروتکل تمرین



نمودار ۶. مقایسه موقعیت مچ پا در حرکات داخلی – خارجی در سطح عرضی گروه تجربی قبل و بعد از پروتکل تمرین * α = ۰/۰۵.

بحث

مطالعات انجام شده در زمینه اثر تمرینات تخصصی بر تعادل از نوع علّی– مقایسه‌ای است. بدین معنی متغیر مستقل در گذشته رخ داده و در متغیرها دخل و تصرفی داده نمی‌شود و پژوهشگر علت احتمالی متغیر وابسته را مورد بررسی قرار می‌دهد. از مشکلات اصلی این نوع پژوهش‌ها تهیه مدارک و اسناد و مبانی استدلال و کشف مسئله است و معلوم نیست عواملی که محقق کشف کرده است واقعاً همان‌هایی هستند که وجود داشته است. لذا در این تحقیق به بررسی دقیق اثرگذاری تمرینات تعادلی تخصصی بر تعادل پویا می‌پردازیم.

با توجه به نتایج به‌دست آمده، بین موقعیت شانه در حرکات داخلی- خارجی در هنگام راه رفتن روی چوب موازنه بعد از پروتکل تمرین در گروه‌های تجربی و کنترل افزایش معناداری وجود دارد. دلیلی که می‌توان برای معنادار شدن این نتیجه بیان کرد این است که در حین بالانس روی دست سر فوراً به سمت عقب خم می‌شود و در نتیجه به خاصیت بازتاب قوی گردن (Reflex neck tonic) منجر می‌شود و با توجه به این که هر دو دست از ناحیه آرنج به‌طور کامل باز می‌شود و افزایش توان عضلانی عضلات بازکننده دست باعث ایجاد خم شدن سر می‌شود و بیشترین اثر را بر بازتاب قوی گردن می‌گذارد (۱۶-۱۸). افزایش ثبات بالانس سر موقعی است که آزمودنی به‌طور ارادی گردن را بیش از حد خم کند. آسمان و گری (Gahery) در تحقیق اثر وضعیت سر و شرایط بینایی روی کنترل تعادل در بالانس روی دست نشان دادند که بهترین وضعیت، تحت شرایط بینایی و بدون شرایط بینایی خم شدن سر می‌باشد که در آن رفلکس‌های گردن فعالیت قوی عضلات بازکننده اندام را تولید می‌کنند (۵). این فعالیت عضلانی کمک می‌کند تا بازوها وزن بدن را تحمل کنند و آسان‌تر وضعیت عمودی بدن را نگه دارند. یافته‌ها نشان می‌دهند که اصلاحات طولانی مدت استراتژی‌های حرکتی در بالانس روی دست به‌نظر می‌رسد مرتبط با افزایش اثر گیرنده‌های حسی درگیر در سیستم کنترل باشد (۱۹). گیرنده‌های دهلیزی نقشی مهمی را در ثبات بالانس روی دست در آزمودنی‌های خوب تمرین کرده می‌دهند. تمرینات بالانس روی دست به‌گونه‌ای می‌باشند که برای حفظ تعادل، اتکا فرد را به سیستم بینایی را کاهش می‌دهد و در عوض سایر سیستم‌های درگیر نظیر سیستم دهلیزی و حسی- عمقی، دستگاه عصبی مرکزی و سیستم حرکتی را تحت تأثیر قرار می‌دهد (۵، ۲۰). تمرینات اکثراً در پاسچر وارونه هستند و هم‌چنین تمرینی مانند غلت جلو پا جمع باعث تحریک و تقویت سیستم دهلیزی می‌شود. هم‌چنین می‌توان فرض کرد که یادگیری استراتژی بدن در بالانس روی دست اجازه استفاده گیرنده‌های مکانیکی زیر پوستی در دست‌ها را می‌دهد؛ بنابراین تمرینات بالانس روی دست باعث درگیری بیشتر سیستم دهلیزی و بازتاب قوی گردن و سیستم حسی عمقی می‌شود و لذا باعث کمتر شدن نوسانات مفصل شانه در حرکات داخلی- خارجی در حین راه رفتن روی چوب موازنه می‌شود.

با توجه به نمودار ۲، بین موقعیت شانه در حرکات داخلی- خارجی در هنگام راه رفتن روی چوب موازنه قبل و بعد از پروتکل تمرین در گروه‌های تجربی تفاوت معناداری وجود نداشت. دلیلی احتمالی که می‌توان برای معنادار نشدن حرکات داخلی- خارجی در گروه تجربی قبل و بعد از پروتکل تمرین اشاره کرد بالا بودن انحراف استاندارد داده‌ها در پیش‌آزمون نسبت به پس‌آزمون است. کاهش چشم‌گیر انحراف استاندارد در نتایج پس‌آزمون نسبت به نتایج پیش‌آزمون نشان از هماهنگی‌های ایجادشده در اثر تمرینات دارد.

با توجه به نمودارهای ۳ بین موقعیت لگن در حرکات داخلی- خارجی هنگام راه رفتن روی چوب موازنه بین گروه کنترل و تجربی بعد از پروتکل تمرین تفاوت معناداری وجود ندارد. حسینی‌نژاد و همکاران در تأثیر تمرین تعادلی تخصصی بر کنترل پاسچر در وضعیت ایستاده به این نتیجه رسیدند که با انجام این‌گونه تمرینات، از میان عضلات کمربند لگنی هیچ یک از عضلات مورد تحقیق در این ناحیه بین گروه کنترل و تجربی تفاوت معناداری نداشتند (۱۱). هم‌چنین می‌دانیم فعالیت عضلانی اطراف مفصل که سبب ایجاد ثبات در مفصل می‌شود، تحت تأثیر سیستم عصبی مرکزی بوده و وابسته به داده‌های ناشی از سیستم حسی- حرکتی (داده‌های حسی- عمقی)، سیستم دهلیزی و سیستم بینایی می‌باشد (۲۱). حس عمقی از مجموع پیام‌آوران از گیرنده‌های عضلات، تاندون‌ها، کپسول مفصلی، لیگامنت‌ها، اتصالات مینیسکی و پوستی ناشی می‌شود، گیرنده‌های عضله و مفصل عمده‌ترین منابع تأمین‌کننده حس عمقی می‌باشند (۲۲)؛ بنابراین عدم تقویت عضلات کمربند لگنی تغییری در حس عمقی ایجاد نمی‌کند و در نتیجه می‌توان نتیجه گرفت تغییری در سیستم حسی- حرکتی در دریافت اطلاعات از گیرنده‌های حس عمقی در

گروه کنترل و تجربی بعد از پروتکل تمرین ایجاد نشده است. به‌همین دلیل میزان نوسانات داخلی– خارجی در مفصل لگن بین گروه کنترل و تجربی بعد از پروتکل تمرین حین راه رفتن روی چوب موازنه یکسان می‌باشد.

با توجه به نمودار ۴ بین موقعیت لگن در حرکات داخلی– خارجی هنگام راه رفتن روی چوب موازنه در گروه تجربی قبل و بعد از پروتکل تمرین تفاوت معناداری وجود ندارد. با نگاهی دوباره به تحقیق حسینی‌نژاد و همکاران در گروه تجربی قبل و بعد از پروتکل تمرین تنها عضلات راست‌رانی و پهن خارجی تفاوت معناداری داشتند (۱۱). با توجه به این که عمل عضله راست‌رانی خم‌کردن مفصل ران و عمل عضله پهن داخلی باز کردن زانو می‌باشد و این عضلات در حرکات داخلی– خارجی یا به‌عبارتی دیگر در حرکات دور کردن و نزدیک کردن نقشی ندارند می‌توان نتیجه گرفت بعد از این پروتکل تمرین عضلات کمربند لگنی در این حرکات تقویت نمی‌شوند. بنا بر مکانیسمی که بین عضلات، سیستم حسی– عمقی و سیستم عصبی مرکزی وجود دارد به این نتیجه می‌رسیم که نباید نوساناتی قابل ملاحظه‌ای در حرکات داخلی– خارجی در گروه تجربی قبل و بعد از پروتکل تمرین حین راه رفتن روی چوب موازنه شاهد باشیم.

با توجه به نمودار ۵ بین موقعیت مچ پا در حرکات داخلی– خارجی در هنگام راه رفتن روی چوب موازنه بعد از پروتکل تمرین بین گروه تجربی و کنترل تفاوت معناداری وجود نداشت. استراتژی‌های اصلی تعادل در حین راه رفتن با آشفتگی‌های کم، استراتژی گام گذاشتن و استراتژی جانبی مچ پا می‌باشد و در حرکات داخلی– خارجی مچ پا استراتژی جانبی مچ پا با توجه به تغییر مرکز فشار پا مدنظر می‌باشد (۲۳–۲۴). عضلات درگیر که در استراتژی مچ پا به‌کار گرفته می‌شوند عضلات دوقلو، درشت‌نی قدامی، عضلات همسترینگ و چهارسر ران می‌باشند (۴). با توجه به تحقیق حسینی‌نژاد و همکاران در مقایسه فعالیت الکترومیوگرافی عضلات مچ پا بین گروه تجربی و کنترل که از همین پروتکل استفاده کرده بودند به این نتیجه رسیدند هیچ فعالیتی معناداری در عضلات پلانتر فلکسور و دورسی فلکسور مچ پا و عضلات همسترینگ و چهارسر ران در پیش‌آزمون و پس‌آزمون بین گروه تجربی و کنترل وجود ندارد (۱۱)؛ بنابراین مکانیسمی که بین عضلات، سیستم حسی– عمقی و سیستم عصبی مرکزی وجود دارد به این نتیجه می‌رسیم که نباید نوساناتی قابل ملاحظه‌ای در حرکات داخلی– خارجی در بین گروه تجربی و کنترل قبل و بعد از پروتکل تمرین حین راه رفتن روی چوب موازنه شاهد باشیم.

با توجه به نمودار ۶ بین موقعیت مچ پا در حرکات داخلی– خارجی در هنگام راه رفتن روی چوب موازنه قبل و بعد از پروتکل تمرین در گروه تجربی افزایش معناداری وجود داشت. با در نظر گرفتن استراتژی جانبی مچ پا در حرکات داخلی و خارجی و عضلات درگیر در این حرکات و با توجه به تحقیق حسینی‌نژاد و همکاران در مقایسه فعالیت الکترومیوگرافی عضلات مچ پا گروه تجربی که به این نتیجه رسیدند فعالیت عضلات نعلی، دوقلو و درشت‌نی قدامی، پهن داخلی، راست رانی و دوسر رانی به شکل معناداری در پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون کاهش داشته است (۱۱). کاهش فعالیت این عضلات و افزایش تعادل نشان‌دهنده‌ی افزایش کارایی و هماهنگی عصبی– عضلانی در آزمودنی‌ها دارد (۲۵–۲۶). این بهبود تعادل به سیستم حسی– عمقی و هماهنگی‌های عصبی ایجاد شده نسبت داده می‌شود.

نتیجه‌گیری

به‌طور کلی نتایج نشان می‌دهند که تمرینات تعادلی تخصصی بالانس روی دست بیشتر سبب پیشرفت تعادل پویا در اندام فوقانی می‌شوند.

محدودیت‌ها

از جمله محدودیت‌های این تحقیق می‌توان به عدم توانایی در کنترل سایر فعالیت‌های آزمودنی‌ها طی دوره تمرینی، عدم کنترل برنامه روزانه آزمودنی‌ها (تغذیه، فعالیت و استراحت)، محدود بودن منابع تحقیقی داخلی در ارتباط با موضوع تحقیق

و کنترل وضعیت روحی آزمودنی‌ها در زمان تمرین و انجام آزمون اشاره کرد.

پیشنهادها

بر اساس این تحقیق این تمرینات بیشترین تأثیر خود را بر سیستم‌های دهلیزی و گیرنده‌های حسی- عمقی عضلات گردن گذاشته‌اند. لذا به مربیان توصیه می‌شود برای بهبود تعادل در اندام فوقانی نوآموزان از این نوع تمرینات بهره گیرند. هم‌چنین با توجه به تفاوت‌های موجود میان دختران و پسران از نظر تعادل و کنترل قامت، تحقیقاتی مشابه بر روی نمونه دختران انجام گیرد.

تشکر و قدردانی

از دبستان شهید اشرفی اصفهانی و کارشناس تربیت‌بدنی ناحیه ۲ کرمان برای همکاری در اجرای این پژوهش تشکر به‌عمل می‌آید. از راهنمایی‌های بی‌دریغ استادان محترم پژوهشی دانشکده تربیت‌بدنی دانشگاه شهید باهنر کرمان صمیمانه سپاسگزاری می‌گردد.

References

1. Brownstein B, Bronner S. Functional movement in orthopaedic and sports physical therapy: evaluation, treatment, and outcomes. London: Churchill Livingstone; 1997.
2. Asseman F, Caron O, Crémieux J. Is there a transfer of postural ability from specific to unspecific postures in elite gymnasts? Neuroscience letters 2004; 358(2): 83-6.
3. Gribble P. The star excursion balance test as a measurement tool. Athletic Therapy Today 2003; 8(2): 46-47.
4. Levangie PK, Norkin CC. Joint Structure and Function: A Comprehensive Analysis. Philadelphia: FA Davis Company; 2011.
5. Asseman F, Gahery Y. Effect of head position and visual condition on balance control in inverted stance. Neuroscience letters 2005; 375(2): 134-7.
6. Garcia C, Barela JA, Viana AR, Barela AMF. Influence of gymnastics training on the development of postural control. Neuroscience letters 2011; 492(1): 29-32.
7. Peterson ML, Christou E, Rosengren KS. Children achieve adult-like sensory integration during stance at 12-years-old. Gait & posture 2006; 23(4): 455-463.
8. Rosendahl E. Fall prediction and a high-intensity functional exercise programme to improve physical functions and to prevent falls among older people living in residential care facilities 2006; 21: 130-41.
9. Manini T, Marko M, VanArnam T, Cook S, Fernhall B, et al. Efficacy of resistance and task-specific exercise in older adults who modify tasks of everyday life. The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences 2007; 62(6): 616-23.
10. Asseman FB, Caron O, Crémieux J. Are there specific conditions for which expertise in gymnastics could have an effect on postural control and performance? Gait & posture 2008; 27(1): 76-81.
11. Anbarian M, Hossini nezhad S, Jafar nezhad T. The effects of special balance training (handstand) in standing position, confronted with sudden acceleration. Sport medicine Studies 2012; 4(11): 69-80.
12. Hossininezhad S, Anbarian M. The effects of special balance training (handstand) on postural control in standing position, confronted with sudden acceleration in sajital and frontal plane non-athletes male. Proceeding of 6th National Congress of Students of Physical Education and Sport Sciences; 2011 Aug 27-28; Tehran, Iran; 2011.
13. Bressel E, Yonker JC, Kras J, Heath EM. Comparison of static and dynamic balance in female collegiate soccer, basketball, and gymnastics athletes. Journal of athletic training 2007; 42(1): 42.6.
14. Santos MJ, Kanekar N, Aruin AS. The role of anticipatory postural adjustments in compensatory control of posture: 2. Biomechanical analysis. Journal of Electromyography and Kinesiology 2010; 20(3): 398-405.
15. Luong TN, Carlisle HJ, Southwell A, Patterson PH. Assessment of motor balance and coordination in mice using the balance beam J Vis Exp 2011; (49): 2376
16. Guerraz M, Luyat M, Poquin D, Ohlmann T. The role of neck afferents in subjective orientation in the visual and tactile sensory modalities. Acta oto-laryngologica 2000; 120(6): 735-8.
17. Hellebrandt FA, Schade M, Carns ML. Methods of evoking the tonic neck reflexes in normal human subjects. American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation 1962; 41(3): 90-139.

18. Hellebrandt FA, Houtz SJ, Partridge MJ, Walters CE. Tonic neck reflexes in exercises of stress in man. Am J Phys Med 1956; 35(3): 144-59.
19. Clément G, Rezette D. Motor behavior underlying the control of an upside-down vertical posture. Exp Brain Res 1985; 59(3): 478-84.
20. Vuillerme N, Teasdale N, Nougier V. The effect of expertise in gymnastics on proprioceptive sensory integration in human subjects. Neuroscience letters 2001; 311(2): 73-76.
21. Hall JE, Guyton AC. Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology. Philadelphia: Saunders Elsevier; 2011.
22. Blackburn J, Prentice W, Guskiewicz K, Busby M. Balance and joint stability: the relative contributions of proprioception and muscular strength. Journal of Sport Rehabilitation 2000; 9(4): 315-28.
23. Hof A, Vermerris S, Gjaltema W. Balance responses to lateral perturbations in human treadmill walking. J Exp Biol 2010; 213(15): 2655-64.
24. Zaree P, Anbarian M, Sadeghi meher M, Frahpour N. Identify strategies to balance the load balancing performance of the parallel. Sport medicine Studies 2009; 6(1): 25-40.
25. Campos GE, Luecke TJ, Wendeln HK, Toma K, Hagerman FC, Murray TF, et al. Muscular adaptations in response to three different resistance-training regimens: specificity of repetition maximum training zones. Eur J Appl Physiol 2002; 88(1-2): 50-60.
26. Enoka RM. Neuromechanical Basis of Kinesiology. Champaign, IL: Human Kinetics; 1988.

The effect of training program on 11–13 years old students' dynamic balance while walking on a balance beam

Amir Golparian [*], Mohammad Reza Amirseyfadini [1], Fariborz Mohammadipour [1]

Original Article

Abstract

Introduction: This study aimed to study the effect of exercise protocol on 11–13 years old students' dynamic balance while walking on balance beam.

Materials and methods: 30 non-athlete male students were equally and randomly assigned to an experimental (weight: 400.4 ± 8.3; height: 148.2 ± 6.9) and a control group (weight: 425. 6 ± 7.3; height: 148.5 ± 7.3). The experimental group participated in an eight week training program (handstand training). Before and after the training protocol, the students were asked to walk on a balance beam and their balance performance were measured and compared. Changes in the position of the shoulders, hip and ankles were measured through motion analysis device. The SPSS software, version 21, was used for statistical analysis and independent and paired samples t-test were run on the data at the 0.05 level of significance.

Results: In between group analysis revealed significant differences between control and experimental group only in the position of shoulder (P = 0.02). In within group analysis significant differences were observed only in the position of ankle in the experimental group before and after the exercise protocol (P = 0.04).

Conclusion: Overall, findings of the study indicate handstand balance exercise improve dynamic balance in upper extremity.

Key Words: Dynamic balance, Handstand, Walking

Citation: Golparian A, Amirseyfadini MR, Mohammadipour F. **The effect of training program on 11–13 years old students' dynamic balance while walking on a balance beam**. J Res Rehabil Sci 2014; 10 (5): 664-675

Received date: 28/6/2014 Accept date: 2/12/2014

* MSc, Student of Sport Biomechanics, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran. (Corresponding Author) Email: ygolpar@yahoo.com
1. Assistant Professor of Biomechanics Physical Education and Sports Science, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Shahid Bahonar University of Kerman, Kerman, Iran.