نشریه پژوهش در توانبخشی ورزشی
دوره ٤، شماره ۷، بهار و تابستان ۱۳۹۵
۹-۱
WWW.RSR.BASU.AC.IR

مقایسه نسبت قدرت عضلات آگونیست به آنتاگونیست شانه در بازیکنان بدمینتون و افراد غیرورزشکار

صفورا حیدری[1*]، حسن دانشمندی[2]، علی شمسی ماجلان[3]، ناهید خوش رفتار یزدی[4]

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد
۲. دانشیار دانشگاه گیلان
۳. استادیار دانشگاه گیلان
۴. استادیار دانشگاه فردوسی

دریافت ۱۲ اسفند ۱۳۹۴؛ پذیرش ۱۴ شهریور ۱۳۹۵

واژگان کلیدی

قدرت

آگونیست

آنتاگونیست

مفصل شانه

بدمینتون

چکیده

زمینه و هدف: تکرار زیاد حرکات پرتابی می‌تواند باعث تغییر تعادل قدرت عضلات شانه‌ی بازیکنان بدمینتون در مقایسه با افراد غیرورزشکار شود. بنابراین هدف از مطالعه‌ی حاضر مقایسه نسبت قدرت عضلات آگونیست به آنتاگونیست شانه در بازیکنان بدمینتون و افراد غیرورزشکار بود.

روش تحقیق: جامعه آماری این پژوهش در بخش ورزشکاران شامل؛ بازیکنان زن بدمینتون و در بخش غیرورزشکار شامل، دانشجویان زن غیرفعال استان گیلان بودند، نمونه آماری شامل ۲۰ بازیکن بدمینتون با میانگین سنی ۱/۸۹±۲۲/۳۰ سال و ۲۰ زن غیرورزشکار با میانگین سنی ۲/۶۱±۲۱/۹۰ سال بودند. که به صورت هدفمند و در دسترس انتخاب شدند. قدرت ایزومتریک توسط دستگاه قدرت‌سنج دستی اندازه‌گیری شد. جمع‌آوری اطلاعات دموگرافیک از طریق پرسشنامه صورت گرفت و پس از تعیین طبیعی بودن توزیع داده‌ها از آزمون تی مستقل و زوجی برای تجزیه و تحلیل آن‌ها استفاده شد.

یافته‌ها: در مقایسه‌ی نسبت قدرت عضلات آگونیست به آنتاگونیست مفصل شانه، در نسبت قدرت عضلات چرخش‌دهنده‌ی خارجی به داخلی و فلکشن به اکستنشن تفاوت معنی‌داری بین اندام برتر و غیربرتر گروه بازیکنان بدمینتون (P=۰/۰۰۸؛ P=۰/۰۰۱) و نیز اندام برتر بین دو گروه (بازیکنان بدمینتون و غیرورزشکار) وجود داشت (P=۰/۰۰۴؛ P<۰/۰۰۱).

نتیجه‌گیری: انجام الگوهای حرکتی تکراری در ورزش بدمینتون، ممکن است در طولانی مدت باعث به هم خوردن تعادل نسبت طبیعی قدرت در مفصل شانه شود. که در صورت توجه ناکافی و عدم بکارگیری تمرین‌های قدرتی و کششی مناسب، این بی‌تقارنی می‌تواند ورزشکار را مستعد آسیب ساخته و کارایی وی را کاهش دهد.

* اطلاعات نویسنده مسئول. تلفن: ۰۹۱۸۷۳۹۰۲۹۱
✉ پست الکترونیکی: s.parsine@yahoo.com

مقدمه

مفصل شانه یکی از فعال‌ترین مفاصل در اکثر رشته‌های ورزشی از جمله بدمینتون می‌باشد. بازیکنان بدمینتون با توجه به ماهیت این ورزش و محیط بازی، از ویژگی‌های جسمانی ویژه‌ای برخوردارند که نقش تعیین‌کننده‌ای در رسیدن به اوج عملکرد ورزشی و کسب موفقیت در رقابت‌های مختلف ایفا می‌کنند. از بین این ویژگی‌ها؛ توانایی‌های بدنی، از جمله قدرت عضلانی بازیکنان سهم قابل ملاحظه‌ای در مهارت تکنیکی خود بازیکن، تاکتیک تیمی و حتی جنبه‌های روحی روانی فرد دارند (مارکوس[1] و همکاران، ۲۰۰۹: ۱۱۰۶).

بر هم خوردن تعادل قدرت بین گروه عضلات آگونیست[2] و آنتاگونیست[3] یکی از عوامل مهم در بروز آسیب مفصل شانه می‌باشد. عوامل فراوانی از جمله افزایش سن، درد، برتر یا غیربرتر بودن اندام و مدت زمان بازی در میزان این تغییرات موثر هستند (ویلکین و هدک[4]، ۲۰۰۶: ۸۲۹). در بسیاری از موارد نشان داده شده که تکرار حرکات پرتابی اختلالات را در مفصل شانه ایجاد می‌کند، از جمله این اختلالات، تغییر در قدرت عضلات است که معمولاً در ورزشکاران دارای حرکات بالای سر اتفاق می‌افتد (توماس[5] و همکاران، ۲۰۰۹: ۲۳۰). صاحب الزمانی و همکارانش (۱۳۹۲)، در تحقیقی به بررسی مقایسه‌ای نسبت قدرت چرخش داخلی به خارجی مفصل شانه در ورزشکاران زورخانه با افراد غیرورزشکار پرداختند و به این نتیجه رسیدند که نسبت قدرت چرخش داخلی به خارجی در این ورزشکاران بیشتر از افراد غیرورزشکار بود (صاحب الزمانی و همکاران، ۱۳۹۲: ۸۴). همچنین وانگ و کاچرن[6]، (۲۰۰۱)، در مطالعه‌ی خود با هدف ارزیابی ارتباط میان تحرک‌پذیری شانه، قدرت عضلات روتیتور کاف[7] و صدمات و درد در والیبالسیت‌های نخبه به این نتیجه رسیدند که عدم تعادل عضلات روتیتور کاف (نسبت چرخش‌دهنده های داخلی به خارجی)، یک فاکتور مهم در بروز آسیب‌های شانه است (وانگ و کاچرن، ۲۰۰۱: ۴۰۳). بر این اساس تغییرات اصلی ایجاد شده در اثر تکرار حرکات به صورت غیرطبیعی منجر به تغییر در نیرو، طول و سفتی بافت شده، و این تغییرات بافتی خود عامل ایجاد تغییر در تعادل قدرت عضلانی، الگوهای حرکتی مفاصل و تعامل بین آنها می‌باشد و نتیجه آن، آسیب‌های جزیی و به دنبال آن آسیب‌های کلی وارد آمده به مفصل خواهد بود (ریگان و همکاران، ۲۰۰۲، ۳۵۴).

در مورد ضرورت اجرای این تحقیق می‌توان گفت: بدمینتون ورزشی پرتحرک و انفجاری است، که به نیازمندی‌های شدید جسمانی از جمله توان وابسته است، قدرت ایزومتریک بیشینه پیش‌نیاز توان است، زیرا اجرای حرکات انفجاری نیازمند اعمال حداکثر قدرت در حداقل زمان است، در نتیجه بازیکنان بدمینتون باید از قدرت ایزومتریک بیشینه مناسبی برخوردار باشند تا در اجرای حرکات انفجاری مانند اسمش و تاس با محدودیت روبه‌رو نشوند (میائو و وانگ[8]، ۱۹۸۸: ۲۵۲). از طرفی فعالیت‌های ورزشی مانند بدمینتون اغلب یک‌طرفه و سرشار از حرکات تکراری اندام فوقانی در بالای سر، همراه با اعمال بار اضافی بر مفصل شانه می‌باشند، بنابراین با توجه به ناپایداری ذاتی مفصل شانه احتمال بروز سازگاری‌های منفی از جمله، عدم تعادل قدرت عضلانی به مرور زمان افزایش پیدا می‌کند (چاندلر[9] و همکاران، ۱۹۹۰: ۱۳۴؛ صاحب الزمانی و همکاران، ۲۰۱۳: ۸۴). ایجاد عدم‌تعادل و توازن در قدرت گروه‌های مختلف عضلات مفصل شانه خصوصاً عضلات چرخش‌دهنده باعث ایجاد عوارض و آسیب‌هایی همانند سندرم گیرافتادگی[10] در این مفصل خواهد شد. در نتیجه ارزیابی عملکرد گروه‌های عضلانی می‌تواند تغییرات ایجاد شده در فعالیت آنها را نمایان ساخته و در شناسایی و غربالگری ورزشکاران در معرض خطر سودمند واقع شود. از این رو این سؤال پیش می‌آید که آیا این ورزش مانند دیگر فعالیت‌های ورزشی که در آنها اندام فوقانی در بالای سر عمل می‌کند، سازگاری منفی و عدم تعادل قدرت عضلانی مفصل شانه را ایجاد می‌کند یا خیر؟ بنابراین هدف از این تحقیق، مقایسه‌ی نسبت قدرت عضلات آگونیست به آنتاگونیست مفصل شانه در دست برتر و غیربرتر زنان بازیکنان بدمینتون و غیرورزشکار و همچنین مقایسه‌ی این نسبت‌ها بین اندام برتر و غیربرتر دوگروه بود.

1. Marques
2. Agonist
3. Antagonist
4. Wilkin & Haddock
5. Thomas
6. Wang & Cochrane
7. Rotator cuff
8. Miaon & Wang
9. Chandler
10. Impingement Syndrome

روش تحقیق

روش تحقیق حاضر از نوع توصیفی- تحلیلی و جامعه آماری آن شامل همه‌ی بازیکنان زن بدمینتون استان گیلان، با دامنه سنی ۱۸ تا ۳۰ سال بود. که از این جامعه تعداد ۲۰ زن بازیکنان بدمینتون با ۴ سال سابقه فعالیت باشگاهی در این رشته به روش غیرتصادفی در دسترس انتخاب شدند و ۲۰ زن غیرورزشکار به‌عنوان گروه کنترل بودند (جدول ۱). انتخاب آزمودنی‌ها براساس سوالات مندرج در فرم پرسشنامه (سن، سابقه ورزشی، وجود درد یا آسیب‌دیدگی در مفصل شانه و سابقه جراحی در مفصل شانه) انجام گرفت. افراد با سابقه جراحی در ناحیه شانه، بالای سینه، بالای پشت یا بازو و یا درد در ناحیه شانه و گردن به هنگام آزمون از این تحقیق کنار گذاشته شدند. همچنین با استفاده از صفحه شطرنجی و خط‌کش منعطف مشخص شد که هیچ کدام از آزمودنیهای تحقیق ناهنجاری شانه، گردن (سر به جلو[1] و شانه‌ی گرد[2]) و در ناحیه‌ی ستون فقرات پشتی (گرد پشتی بیش از حد پشتی[3]) نداشتند. برای اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک مفصل شانه از قدرت‌سنج دستی (MMT, North coast)[4] (ساخت کشور آمریکا، واحد اندازه‌گیری کیلوگرم، روایی ۹۵٪ تا ۹۸٪) استفاده شد (روی، ۲۰۰۹: ۳۲۰؛ صاحب الزمانی، ۲۰۱۳: ۸۴).

روش اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک عضلات

همه‌ی تست‌های عضلانی با استفاده از روش ارائه شده توسط کندال[5]، (۲۰۰۵)، انجام شدند. آزمودنی‌ها قبل از انجام تست ۵ تا ۱۰ دقیقه گرم‌کردن را انجام می‌دادند. برای هر تست قدرت، وضعیت مناسب تست به آزمودنی‌ها آموزش داده می شد و از آنها خواسته می شد در طول مدت زمان انجام تست این وضعیت را حفظ نمایند. آزمون‌گر فشاری مناسب برخلاف نیروی تولیدی آزمودنی به دستگاه وارد می‌کرد و حداکثر نیروی تولیدی ثبت می‌شد. هر آزمون شامل ۳ انقباض ۵ ثانیه‌ای با ۳۰ ثانیه استراحت برای هر انقباض بود و میانگین تکرارها برای تحلیل‌های آماری مورد استفاده قرار می‌گرفت. برای اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک عضلات چرخش دهنده شانه، آزمودنی در وضعیت دمر روی تخت خوابیده و سرش را به سمت مورد آزمون می‌چرخاند. شانه در ۹۰ درجه ابداکشن قرارگرفته و بازو توسط بالشتک حمایت می‌شد. آرنج ۹۰ درجه خم و به صورت عمودی از تخت آویزان بود. دستگاه در ناحیه قدامی- تحتانی ساعد برای حرکت چرخش داخلی و در ناحیه خلفی- تحتانی ساعد برای چرخش خارجی قرار داده شده و با دست دیگر کتف ثابت می‌شد. آزمودنی با حداکثر نیروی خود در جهات چرخش به داخل و خارج، به دستگاه که توسط آزمون‌گر نگه داشته شده بود، نیرو وارد می‌کرد (کندال و همکاران، ۲۰۰۵: ۱۲۰) (شکل ۱).

الف) عضلات چرخش‌دهنده خارجی شانه

ب) عضلات چرخش‌دهنده داخلی شانه

شکل۱: نحوه اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک عضلات چرخش دهنده شانه

1. Forward head
2. Rounded shoulder
3. Hyper- kyphosis
4. Manual muscle test
5. Kendall

به منظور اندازه‌گیری قدرت فلکشن[1]، آزمودنی در وضعیت طاقباز بر روی تخت دراز کشیده؛ شانه‌ی او از تخت آویزان و کف دست رو به زمین بود؛ دستگاه بر سطح تحتانی بازو حفظ شده و از آزمودنی خواسته می‌شد با آرنج صاف به سمت بالا نیرو وارد کند (کندال و همکاران، ۲۰۰۵: ۱۲۰). برای اندازه‌گیری قدرت اکستنشن[2] آزمودنی در وضعیت دمر روی تخت دراز کشیده؛ شانه‌ی او از تخت آویزان بود. دستگاه بر سطح تحتانی بازو حفظ شده و از او خواسته می‌شد تا با آرنج خم به سمت بالا نیرو وارد کند (حسینی مهر و همکاران، ۲۰۱۴: ۱۵) (شکل۲).

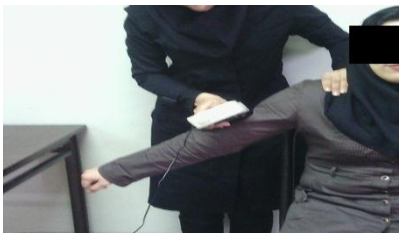
الف) عضلات فلکسور شانه

ب) عضلات اکستنسور شانه

شکل ۲: نحوه اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک عضلات فلکسور و اکستنسور شانه

برای اندازه‌گیری قدرت ابداکشن شانه آزمودنی روی صندلی نشسته و شانه مورد بررسی در ۷۵ درجه ابداکشن در صفحه‌ی فرونتال قرار می‌گرفت. آزمون‌گر با یک دست شانه آزمودنی را ثابت کرده و با دست دیگر با حفظ دستگاه در قسمت خارجی- تحتانی بازو، از فرد می‌خواست که با حداکثر نیرو در جهت حرکت ابداکشن به دستگاه نیرو وارد کند (کندال و همکاران، ۲۰۰۵: ۱۲۰). برای اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک حرکت اداکشن، آزمون‌گر دستگاه را در قسمت داخلی- تحتانی بازو حفظ کرده و از فرد می‌خواست که حرکت اداکشن را با حداکثر نیرو اجرا کند (حسینی مهر و همکاران، ۲۰۱۴: ۱۵) (شکل ۳).

الف) عضلات ابداکتور شانه



ب) عضلات آداکتور شانه

شکل ۳: نحوه اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک عضلات ابداکتور و آداکتور شانه

برای اندازه‌گیری قدرت ابداکشن افقی[3] آزمودنی در وضعیت طاقباز روی تخت دراز کشیده؛ شانه و آرنج ۹۰ درجه خم بودند. آزمون‌گر دستگاه را در قسمت خارجی- تحتانی بازو قرار داده و از فرد می‌خواست به سمت خارج و پایین نیرو وارد کند (کندال و همکاران، ۲۰۰۵: ۱۲۰). برای اندازه‌گیری قدرت اداکشن افقی[4] دستگاه را در قسمت داخلی- تحتانی بازو قرار داده، از فرد خواسته می‌شد به طرف داخل و پایین نیرو وارد کند (حسینی مهر و همکاران، ۲۰۱۴: ۱۵) (شکل ۴).[2]

1. Flexion
3. Horizontal bduction
4. Horizontal adduction

2. Extension

الف) عضلات ابداکتور افقی شانه

ب) عضلات اداکتور افقی شانه

شکل ۴: نحوه اندازه‌گیری قدرت ایزومتریک عضلات آبداکتور افقی و اداکتور افقی شانه

از آزمون کلموگروف- اسمیرنوف[1] برای تعیین طبیعی بودن توزیع داده‌ها و از آزمون تی زوجی[2] و مستقل[3] برای تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده شد. تجزیه و تحلیل داده‌ها توسط نرم‌افزار SPSS انجام شد. سطح آلفای کوچکتر مساوی ۰/۰۵ به عنوان سطح معناداری در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

جدول ۱: اطلاعات توصیفی مربوط به آزمودنی‌ها

آزمودنی‌ها	تعداد	سن (سال)	قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)	سابقه ورزشی (سال)
بازیکنان بدمینتون	۲۰	۲۲/۳۰±۱/۸۹	۱۶۴/۶۵±۴/۱۲	۵۸/۲۵±۴/۱۸	۴/۹۵±۱/۰۵
غیرورزشکاران	۲۰	۲۱/۹۰±۲/۶۱	۱۶۳/۸۵±۴/۶۴	۵۹/۷۵±۷/۳۴	---

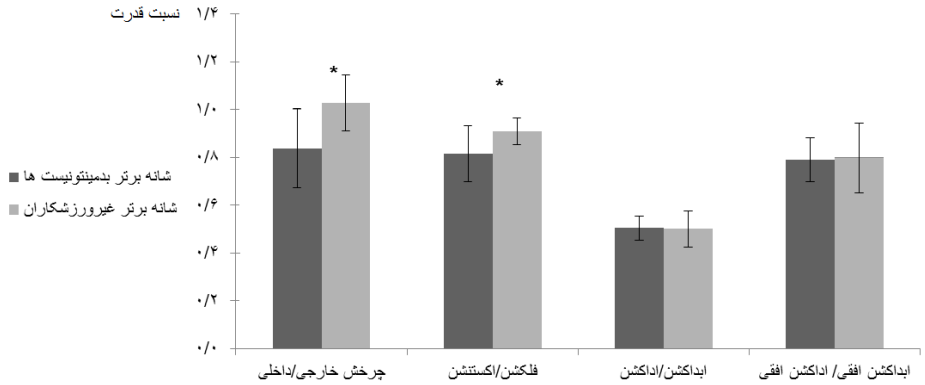
جدول۲: مقایسه نسبت قدرت عضلات آگونیست به آنتاگونیست در اندام برتر و غیربرتر بازیکنان بدمینتون‌ها و غیرورزشکاران

آماره عضلات	بازیکنان بدمینتون‌ها						غیرورزشکاران				
	اندام	میانگین	انحراف استاندارد	درجه آزادی	T	P	میانگین	انحراف استاندارد	درجه آزادی	T	P
چرخش خارجی/داخلی	برتر	۰/۸۴	۰/۱۶	۱۹	-۴/۰۳	۰/۰۰۱*	۱/۰۳	۰/۱۱	۱۹	۰/۰۶	۰/۹۵
	غیربرتر	۰/۹۸	۰/۰۵	۱۹			۱/۰۳	۰/۱۴	۱۹		
فلکشن/اکستنشن	برتر	۰/۸۱	۰/۱۲	۱۹	-۲/۹۷	۰/۰۰۸*	۰/۹۱	۰/۰۶	۱۹	۰/۱۴	۰/۸۹
	غیربرتر	۰/۹۲	۰/۰۹	۱۹			۰/۹۰	۰/۰۸	۱۹		
آبداکشن/ آداکشن	برتر	۰/۵۰	۰/۰۵	۱۹	۰/۲۸	۰/۷۸	۰/۵۰	۰/۰۸	۱۹	-۰/۹۸	۰/۳۴
	غیربرتر	۰/۵۰	۰/۰۶	۱۹			۰/۵۲	۰/۰۷	۱۹		
آبداکشن افقی/ آداکشن افقی	برتر	۰/۷۹	۰/۰۹	۱۹	-۰/۹۳	۰/۳۶	۰/۷۹	۰/۱۴	۱۹	۰/۰۰	۱/۰۰
	غیربرتر	۰/۸۳	۰/۱۳	۱۹			۰/۷۹	۰/۰۹	۱۹		

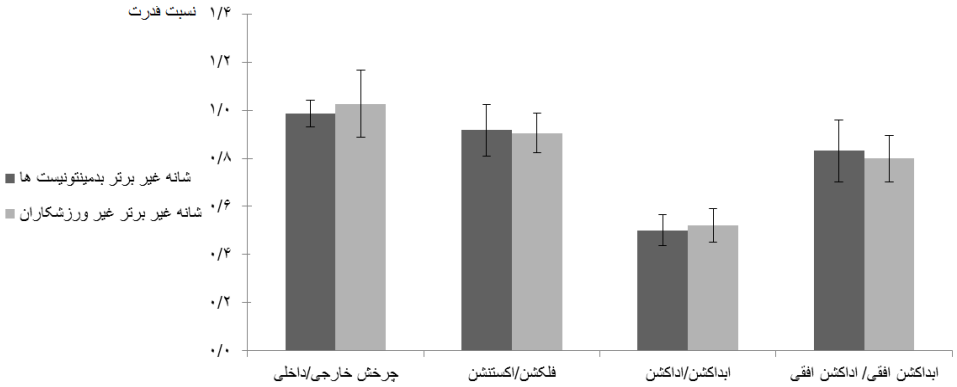
*سطح معنی‌داری p<۰/۰۵

در مقایسه نسبت قدرت عضلات آگونیست به آنتاگونیست دست برتر و غیربرتر بازیکنان بدمینتون بین نسبت قدرت عضلات چرخش‌دهنده خارجی به داخلی و فلکشن به اکستنشن تفاوت[2] معنی‌دار بود (P =۰/۰۰۸؛ P=۰/۰۰۱)، اما در نسبت قدرت عضلات ابداکتور[3] به اداکتور و ابداکتور افقی به اداکتور افقی تفاوت معنی‌دار مشاهده نشد (P=۰/۳۶۱؛ P =۰/۷۸۲). این نتایج در حالی بدست آمد که در گروه غیرورزشکار در هیچ یک از گروه‌های عضلانی نسبت قدرت بدست آمده معنی‌دار نبود (P>۰/۰۵) (جدول۲). همچنین در مقایسه نسبت‌های فوق بین دو گروه بازیکنان بدمینتون و غیر ورزشکار تنها در نسبت قدرت عضلات چرخش‌دهنده داخلی به خارجی و فلکشن به اکستنشن اندام برتر تفاوت معنی‌داری بین دو گروه مشاهده شد (P<۰/۰۰۱؛ P =۰/۰۰۴) (نمودار۱). در حالی‌که این تفاوت‌ها در مقایسه دست غیربرتر دو گروه معنی‌دار نبود (P>۰/۰۵) (نمودار۲).

1. Kolmogorov-Smirnov test
2. Paired samples t-test
3. Independent samples t-test



نمودار ۱: مقایسه نسبت قدرت ایزومتریک عضلات آگونیست به آنتاگونیست در شانه برتر بازیکنان بدمینتون و غیرورزشکاران



نمودار۲: مقایسه نسبت قدرت ایزومتریک عضلات آگونیست به آنتاگونیست در شانه غیربرتر بازیکنان بدمینتون‌ها و غیرورزشکاران

بحث

هدف از پژوهش حاضر مقایسه نسبت قدرت عضلات آگونیست به آنتاگونیست شانه در بازیکنان بدمینتون و افراد غیرورزشکار بود. در بررسی قدرت عضلات افراد عادی، مقایسه‌ی دو طرفه بدن اغلب برای شناسایی نقص‌های قدرت عضلانی به‌کار می‌رود، اما در ورزشکاران دارای حرکات بالای سر به دلیل قرارگیری فشار بیشتر بر دست برتر، نمی‌توان انتظار داشت که قدرت دست برتر و غیربرتر یکسان باشد (ویلک و همکاران، ۲۰۰۲: ۱۳۶). با توجه به نتایج این تحقیق تفاوت معنی‌داری بین نسبت قدرت عضلات چرخش‌دهنده خارجی به داخلی دست برتر و غیربرتر بازیکنان بدمینتون وجود داشت، در حالی‌که در گروه غیرورزشکار این تفاوت معنی‌دار نبود. این یافته‌ها با توجه به نتایج مطالعات پیشین و نیز نیازها و ویژگی‌های ورزش بدمینتون که سرشار از الگوهای حرکتی دست بالای سر به ویژه در اندام برتر است، چندان دور از انتظار نبود. در توجیه این نتیجه می‌توان گفت عضلات چرخش‌دهنده داخلی در بسیاری از ضربات ورزش بدمینتون از جمله اسمش به صورت گسترده درگیر انقباضات کانسنتریک[1] شده و در نتیجه نسبت به عضلات مخالف به‌صورت گسترده‌ای دچار افزایش قدرت می‌شوند، در نتیجه تعادل طبیعی بین این دوگروه عضله در دست برتر از بین خواهد رفت. مستر[2]، (۱۹۹۲)، رامسی، (۲۰۰۴) و داونی و دیوید[3]، (۲۰۰۳) در تحقیقات خود نتایج همسو با نتایج حاضر به‌دست آوردند. آنها عقیده داشتند، علت احتمالی این تفاوت در گروه‌های ورزشکار را می‌توان در نقش این دسته از عضلات در ضربات بالای سر جست‌وجو کرد (مستر، ۱۹۹۲ : ۳۲۴؛ رامسی ۲۰۰۴: ۹؛ داونی و دیوید، ۲۰۰۳).

نتایج مطالعات مختلفی عدم تعادل قدرت در بین عضلات قدامی و خلفی کمربند شانه را در بین بازیکنان بدمینتون نشان داده‌اند، به گونه‌ای که عضلات قدامی به صورت نامتناسبی، قدرت بیشتری از عضلات خلفی کمربند شانه، داشتند. بدون شک یکی از دلایل اصلی این عدم تناسب، استفاده از ضربات بسیار پیچیده فورهند[4] نسبت به

1. Concentric
2. Master
3. Downey & David
4. Forehand

ضربات بک‌هند[1] در طی بازی بدمینتون است (موسگارد[2]، ۲۰۰۵). چالندر[3] و همکاران (۱۹۹۲)، نیز بر این باور هستند که در ورزش‌های راکتی که دارای ضرباتی مشابه حرکات پلایومتریک[4] در مرحله شتاب‌گیری[5] اجرای تکنیک هستند، افزایش قابل‌توجه در قدرت عضلات چرخش‌دهنده‌ی داخلی بازو و در نتیجه سازگاری با انواع ضربات و حرکات اتفاق خواهد افتاد (چاندلر و همکاران، ۱۹۹۲: ۴۵۵).

علاوه بر این نتایج این مطالعه اختلاف معنی‌داری را در نسبت قدرت عضلات فلکسور به اکستنسور بین شانه برتر و غیربرتر بازیکنان بدمینتون‌ها نشان داد. علت این امر افزایش بیشتر قدرت عضلات اکستنسور نسبت به فلکسور در دست برتر بود که تصور می‌شود به علت انقباضات کانستنریک مکرر عضلات اکستنسور در طی ضربات اتفاق می‌افتاد. در بررسی قدرت عضلات مجموعه‌ی شانه ورزشکاران پرتاب از بالای سر، بیشتر مطالعات به قدرت چرخش‌دهنده‌های داخلی و خارجی توجه داشته و تعداد معدودی از مطالعات به بررسی قدرت سایر گروه‌های عضلانی مفصل شانه پرداخته‌اند. به عنوان مثال کوک[6] و همکاران، (۱۹۸۷)، در مطالعه‌ای که بر روی بازیکنان بیسبال انجام دادند به این نتیجه رسیدند که حداکثر قدرت ایجاد شده در عضلات اکستنسور و چرخش‌دهنده‌ی داخلی بیشتر از عضلات فلکسور و چرخش‌دهنده خارجی بود (کوک و همکاران، ۱۹۸۹). بک و مگنسون، (۱۹۹۷)، نیز در مطالعه‌ای، در زمینه‌ی مقایسه‌ی قدرت عضلات و تعادل گروه‌های عضلانی شانه نشان داده‌اند که در شناگران افزایش قدرت چرخش داخلی و آبداکشن به دلیل سازگاری با نیازهای ورزشی این رشته وجود دارد (بک و مگنسون[7]، ۱۹۹۷: ۴۵۴).

گروه عضلات چرخش‌دهنده و اکستنسور مفصل شانه، نقش به‌سزایی در اجرای ضربات بالای سر در ورزش بدمینتون، به‌ویژه ضربه اسمش ایفا می‌کنند (داونی و دیوید، ۲۰۰۳)، بنابراین علیرغم تفکر سنتی مربیان، مبنی بر نقش عضلات مچ‌دست در تولید نیرو و سرعت ضربه اسمش نتایج تحقیقات نشان داد که عضلات چرخش‌دهنده بازو به ویژه چرخش‌دهنده‌های داخلی بازو (دالی، گرد بزرگ، پشتی بزرگ و تحت کتفی) و اکستنسور بازو (سه‌سر بازو، دالی و پشتی بزرگ) مهم‌ترین نقش را در اجرای مؤثر و نیرومند ضربه اسمش دارند (لیز[8]، ۲۰۰۴: ۹۱؛ موسگارد، ۲۰۰۵). به دلیل ماهیت تکراری حرکات در ورزش بدمینتون به نظر می‌رسد، تکرار این حرکات باعث افزایش بیشتر قدرت این عضلات نسبت به عضلات مخالف شده و موجب معنی‌دار شدن تفاوت نسبت قدرت در عضلات چرخش دهنده‌ی خارجی به داخلی و فلکسور به اکستنسورِ شانه‌ی دست برتر و غیربرتر بازیکنان بدمینتون و دست برتر این بازیکنان با افراد غیرورزشکار خواهد شد. (ویلک[9] و همکاران، ۲۰۰۲: ۱۳۶).

طبق نتایج تحقیقات موسگارد، (۲۰۰۵)، تفاوت‌های معنی داری بین سمت چپ و راست بدن بازیکنان بدمینتون وجود دارد، به‌طوری‌که دست برتر (دست ضربه زننده) حدود ۲۰ درصد قدرت بیشتر و ۱۰ درصد ضخامت بیشتر (محیط عضلانی بیشتر) از دست غیربرتر (در هر دو جنسیت) دارد، در حالی‌که در افراد غیرورزشکار به علت عدم وجود الگوهای حرکتی تکراری و یک طرفه در نسبت قدرت، بین عضلات اندام برتر و غیربرتر تفاوت معنی‌داری وجود نداشته و این نسبت‌ها تقریباً مشابه اندام غیربرتر بازیکنان بدمینتون‌ها خواهند بود چرا که در ورزش بدمینتون اندام غیربرتر نسبت به اندام برتر فعالیت کمتری داشته به همین علت نسبت طبیعی قدرت بین عضلات آگونیست و انتاگونیست این اندام همانند افراد غیر ورزشکار حفظ خواهد شد (موسگارد، ۲۰۰۵).

مطالعات قبلی که بر روی عدم تعادل قدرت در بیسبالیست‌های غیرآسیب‌دیده انجام شد دریافتند که قدرت چرخش خارجی در دست برتر نسبت به دست غیربرتر، ضعیف‌تر است (دوناتلی[10] و همکاران، ۲۰۰۰: ۳۰)، این مشابه نتایجی است که در این تحقیق به‌دست آمده است. در توجیه این یافته می‌توان گفت که دو گروه از عضلات عملکرد متفاوتی را حین انجام حرکت پرتاب نشان می‌دهند. عضلات چرخش‌دهنده داخلی در مرحله شتاب حرکت پرتابی به‌صورت کانسنتریک و عضلات چرخش‌دهنده خارجی به‌صورت اکسنتریک[11] فعال می‌شوند، افزایش

1. Backhand
2. Omosegaard
3. Chandler
4. Plyometric Exercise
5. Acceleration
6. Cook
7. Bak & Magnusson
8. Lees
9. Wilk
10. Donatelli
11. Eccentric

بارهای اکسنتریکی باعث پارگی بافت‌های پیوندی بین عضلانی می‌شود، که این حالت باعث به‌وجود آمدن چرخه التهاب مزمن و ضعف عضلانی می‌گردد (وندی و همکاران، ۲۰۱۱: ۲۸۹).

هاینتون[1]، (۱۹۹۸)، فعالیت عضلات چرخش‌دهنده‌ی داخلی در هنگام پرتاب را به‌عنوان یک تمرین پلایومتریک توصیف کرد که بر اساس نتایج یک انقباض کانسنتریک ناگهانی (مرحله افزایش شتاب) و یک کشش حداکثری (مرحله کوکینگ)[2] در این عضلات اتفاق می‌افتد. بنابراین تفاوت در نوع انقباضات عضلانی یک منبع سازگاری ویژه عضو در قدرت عضلات در این نمونه است. تعادل مناسب بین گروه عضلات آگونیست به آنتاگونیست باعث بهبود ثبات فعال در مفصل شانه بی‌ثبات می‌شود (وندی و همکاران، ۲۰۱۱: ۲۸۹؛ هایتنون، ۱۹۹۸).

بنابراین می‌توان بیان کرد که قدرت عضلات آگونسیت و آنتاگونسیت مفصل شانه و نسبت بین آنها تحت تأثیر متغیرهای زیادی قرار دارد. در این راستا رامسی و همکاران، (۲۰۰۴)، با مطالعه روی شناگران بیان کرده‌اند، افزایش کمتر قدرت چرخش دهنده های خارجی نسبت به داخلی منجر به عدم تعادل قدرت بین این دو گروه عضلانی می‌شود. علت این امر شاید انقباضات تکراری درون‌گرا در طول فاز پیش‌رونده شنا می‌باشد که در طولانی مدت منجر به قوی‌ترشدن ساختار عضلانی چرخش‌دهنده‌های داخلی نسبت به چرخش‌دهنده‌های خارجی می‌شود (رامسی و همکاران، ۲۰۰۴: ۹). همچنین یافته‌های مطالعه حاضر در توافق با تحقیقات فورجیارینی[3] و همکاران (۲۰۱۰)، بر روی تنیسورها و هورد[4] و همکاران (۲۰۱۱)، در ورزشکاران رشته بیسبال می‌باشد که علت را افزایش قدرت عضلات چرخش‌دهنده داخلی و اداکتور در پاسخ به الگوهای حرکتی و مهارتی تکراری گزارش کرده‌اند. این افزایش منجر به بروز عدم تعادل عضلانی و تغییر در نسبت قدرت در دست برتر گروه ورزشکار به نسبت دست غیربرتر و همچنین گروه غیرورزشکار می‌شود (فوجیانی و همکاران،۲۰۱۰: ۸؛ هورد و همکاران، ۲۸۹:۲۰۱۱). دامنه طبیعی نسبت قدرت عضلات چرخش‌دهنده خارجی به داخلی در ورزشکاران رشته های ورزشی دارای حرکات بالای سرِ بیشتر ۶۶٪ تا ۷۵٪ گزارش شده است (ویلک و همکاران، ۲۰۰۲: ۱۳۶)، اما مطالعاتی نیز افزایش قابل توجهی را نسبت به مطالعات قبلی گزارش کرده‌اند، آنها در حالت پرتاب نسبت قدرت عضلات چرخش‌دهنده را ۹۶٪ تا ۱۰۵٪ به ترتیب در دست برتر و غیربرتر گزارش کرده‌اند (وندی[5] و همکاران، ۲۰۱۱: ۲۸۹).

با توجه به نتایج این تحقیق و مشاهده‌ی درجه‌هایی از عدم‌تقارن در دست برتر و غیربرتر بازیکنان بدمینتون، در صورت توجه ناکافی و عدم به‌کارگیری تمرین‌های کششی مناسب، این بی‌تقارنی می‌تواند ورزشکار را مستعد آسیب ساخته و کارایی وی را کاهش دهد.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج این تحقیق می‌توان نتیجه گرفت که غربال ورزشکاران و جمع‌آوری اطلاعات درباره سیستم اسکلتی-عضلانی آنان می‌تواند به بهبود عملکرد ورزشکاران و جلوگیری از آسیب آنان کمک کند. به‌طور کلی، یافته‌های تحقیق حاضر بر ضرورت طراحی و اجرای برنامه‌های کششی و قدرتی اختصاصی برای هر یک از رشته‌های ورزشی و پست‌های اختصاصی آنان از سوی مربیان و درمانگران با آگاهی از نسبت‌های مناسب قدرت در گروه عضلات آگونیست و آنتاگونیست و گونیامتری به غربال ورزشکاران بپردازند و در کاهش عوارض و افزایش کارایی آنان مؤثر واقع شوند.

قدردانی و تشکر

نویسندگان از کلیه افرادی که به‌عنوان نمونه وارد این مطالعه شده و موجبات انجام این تحقیق را فراهم نمودند کمال تشکر و قدردانی را دارند.

1. Hington
2. Cocking
3. Foorgiarini
4. Hurd
5. Wendy

References

Bak, K and Magnusson, S. P., (1997). "Shoulder strength and range of motion in symptomatic and pain-free elite swimmers". American Journal of Sportes Medicine. 25(4), 454-9.

Chandler, T. J., Kibler, W. B., Stracenner, E. C., Ziegler, A. K., Pace, B., (1992). "Shoulder strenghth, power, and endurance in cooege tennis players". American Journal of Sportes Medicine. 20(40), 455-458.

Cook, E., Gray, L., Savinar, E., Medeiros, J., (1987). "Shoulder antagonistic strength ratios: a comparison between college-level baseball pitchers and nonpitchers". Sports Physical Therapy Sections of the American Physical Therapy Association. 8(9), 451-61.

Donatelli, R., Ellenbecker, T. S., Ekedahl, S. R., Wilkes, J. S., Kocher, K., Adam, J., (2000). "Assessment of shoulder strength in professional baseball pitchers". Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 30(9), 544–51.

Downey, J and David, B. (2003)., "Get fit for badminton a practical guide to training for players and coaches". London: Pelham books. 12(6), 19-32.

Foorgiarini, M. F., Gracitelli, G. C., dasilvaa, R. T., desouza, Laurinoa, C. F., Fleury, A. M., Andrade, M. S., da Silvab, A. C., (2010). "Shoulder functional ratio in elite junior tennis players". Physiccal Therapy in Sport. 1(11), 8-11.

Hington. L., (1998). "Glenohumeral joint: internal and external rotation of motion in javelin throwers". British Journal of Sports Medicine. 32(3), 228-228.

Hosseinimehr, S. H., Anbarian, M., Khosravi, M. T., (2014). "The Survey of Scapulohumeral Rhythm and Isometric Strength ratio of Shoulder Agonist to Antagonist Muscles in Handball Players and Non-athletes". Studies in Sport Medicine. 14(7), 15-30. [Persian].

Hurd, W. J., Kaplan, K. M., Eiattrache, N. S., Jobe, F. W., Morry, B. F., Kaufman, K. R., (2011). "A profile of glenohueral internal and external rotation motion in the uninjured high school baseball pitcher. part II: strength". Journal of Athletic Training. 46(3), 289-295.

Lees, A., (2004). "An overviewof the application of biomechanics to racket sports". Science and Racket sports. 3, 91-8.

Marques, M. C., vanden, H., Tillaar, R., Gabbett, T. J., Reis, V. M., González-Badillo, J. J., (2009). "Physical fitness qualities of professional volleyball players: determination of positional differences". Journal of Strength & Conditioning Research. 23(4), 1106-11.

Master, W. M., (1992). "Shoulder torque changes in the swimming athlete". American Journal of Sports Medicine. 50(9), 324–5.

Miaon, S. k and Wang, S. W., (1988). The measurement of aerobic, anaerobic capacity and extremital strength of chinese top badminton players. Horizons of Human Movement. 3, 252-261.

Omosegaard, B. O. (2005). "Design of training usinge scientific data – a practical approach as a national coach". Japan Bdminton Federation Secretariat Leader. 32(3), 9-21.

Ramsi, M., Swanik, K. A., Swanik, C., Straub, S., Mattacola, C., (2004). "Editorial shoulder-rotator strength of high school swimmers over the course of a competitive season". Journal of Sports Rehabilitation. 13(1), 9-18.

Reagan, K. M., Meister, K., Horodyski, M. B., Werner, D. W., Carruthers, C, Wilk, K., (2002). "Humeral retroversion and its relationship to glenohumeral rotation in the shoulder of college baseball players". Am J Sports. 30(3), 354-60.

Roberto, L., Peter, K., Benjamin, M., (2008). "Shoulder biomechanics". European Journal of Radiology - Elsevier. 68(4), 16-24.

Roy, J. S., MacDermid, J. C., Orton, B., Tran, T., Faber, K. J., Drosdowech, D., (2009). "The concurrent validity of a hand-held versus a stationary dynamometer in testing isometric shoulder strength". Journal of Hand Therapy. 22(4), 320-6.

Saadatian, A., Sahebozamani, M., Mohamadipour, F., (2013). "Comparison of internal-to-external ratios of strength rotation and ROM rotation in injured and healthy professional male handball players". Journal of Rehabilitation Research. 9(7), 1232-1243. [Persian].

Sahebozamani, M., Sharifian, E., Daneshmandi, H., Dehnavi, H. (2013). "Comparison between shoulder strength ratio and shoulder internal to external rotation range of motion in zurkhaneh athletes and non-athletes subjects". Journal of Rehabilitation Research. 9(1), 84-93. [Persian].

Thomas, S. J., Swanik, K. A., Swanik, C., Huxel, K. C., (2009). "Glenohumeral rotation and scapular position adaptations after a single high school female sports season". Journal of athletic training. 44(3), 230-38.

Wang, H. K and Cochrane, T., (2001). "Mobility impairment, muscle imbalance, muscle weakness, scapular asymmetry and shoulder injury in elite volleyball athletes". Journal of Sports Medicine and Physical Fitness. 41(3), 403-10.

Wendy, J., Kevin, M., Neal, S., Frank, W., Bernard, F., Kenton, R. (2011). "A Profile of glenohumeral internal and external rotation motion in the uninjured high school baseball pitcher, part II: strength". Journal of Athletic Training. 46(3), 289–95.

Wilk, K. E., Meister, K., Andrews, I. R., (2002). "Current concepts in the rehabilitation of the overhead throwing athlete". American Journal of Sports Medicine. 30(5), 136-51.

Wilkin, L. D and Haddock, B. L., (2006). "Isokinetic strength of collegiate baseball pitchers during a season". Journal of Strength & Conditioning Research. 20(4), 829-32.

نشریه پژوهش در توانبخشی ورزشی
دوره ٤، شماره ۷، بهار و تابستان ۱۳۹۵
۱۱- ۲۰
WWW.RSR.BASU.AC.IR

تأثیر حاد یک جلسه موسیقی‌درمانی با ساختارهای ریتمیک مختلف بر پارامترهای گام‌برداری افراد مبتلا به MS

الهه سیف‌الدینی زرندی[۱]، محمدرضا امیر سیف‌الدینی[۲*]، فریبرز محمدی‌پور[۳]

۱. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان
۲. دانشیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان
۳. استادیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان

دریافت ۲۲ آبان ۱۳۹۴؛ پذیرش ۳ خرداد ۱۳۹۵

چکیده

زمینه و هدف: هدف تحقیق حاضر بررسی تأثیر حاد یک جلسه موسیقی‌درمانی با ساختارهای ریتمیک مختلف بر پارامترهای گام برداری زنان مبتلا به MS بود.

روش بررسی: ۱۵ آزمودنی زن مبتلا به بیماری MS برای شرکت در این تحقیق انتخاب شدند. برای جلسه تمرینی حین راه رفتن از ساختارهای ریتمیک ۲/۴، ۴/۴ و ۶/۸ استفاده شد و گام‌برداری آزمودنی‌ها بوسیله سیستم سه بعدی آنالیز حرکت با ۶ دوربین ثبت شد. تجزیه و تحلیل آماری داده‌ها به وسیله نرم‌افزار SPSS v22 و با استفاده از آزمون تی‌همبسته و آنالیز مکرر واریانس در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ انجام گرفت.

یافته‌ها: نتایج آزمون تی همبسته نشان داد که یک جلسه موسیقی‌درمانی با ساختارهای ریتمیک بر پارامترهای گام برداری افراد مبتلا به MS به طور کلی تأثیر معنی‌داری نداشته است (تنها تفاوت‌های معنی‌دار مربوط به میزان ۲/۴ و پارامتر مدت‌زمان سوینگ (P=۰/۰۰۹)، میزان ۴/۴ و پارامترهای مدت‌زمان یک گام (P=۰/۰۳۰)، عرض گام (P=۰/۰۳۲) و سرعت گام‌برداری (P=۰/۰۰۵) و میزان ۶/۸ و پارامتر مدت‌زمان سوینگ (P=۰/۰۱۲) بود). نتایج آزمون مکرر واریانس نیز نشان داد که علیرغم تأثیر مثبت بیشتر دو میزان ۲/۴ و ۴/۴ بر پارامترهای گام‌برداری نسبت به میزان ۶/۸، اما بین ساختارهای ریتمیک ۲/۴، ۴/۴ و ۶/۸ تفاوت معنی‌داری وجود ندارد.

نتیجه‌گیری: نتایج نشان‌دهنده تأثیر مثبت یک جلسه موسیقی‌درمانی با میزان‌های مختلف بر پارامترهای گام‌برداری افراد مبتلا به MS بود. همچنین با توجه به کمترین تأثیر مثبت هنگام راه رفتن با ساختار ریتمیک ۶/۸ نسبت به دو میزان دیگر، به نظر می‌رسد افراد مبتلا به MS بیشترین تطابق‌پذیری را با توجه به ساده‌تر بودن ساختار ریتمیک ۲/۴ و ۴/۴ با این میزان‌ها دارند.

واژگان کلیدی

بیماری اماس

موسیقی‌درمانی

ساختار ریتمیک

راه رفتن

* اطلاعات نویسنده مسئول. تلفن: ۰۹۱۳۳۴۲۲۴۰۰
✉ پست الکترونیکی: reza46n@yahoo.com

مقدمه

مالتیپل اسکلروزیس[1] (MS) شایع‌ترین بیماری نورولوژیکی، پیشرونده و ناتوان‌کننده در جوانان بالغ می‌باشد (گرانزیرا و اسپرینگر[2]، ۲۰۱۵: ۹۱۹؛ دوریو و همکاران[3]، ۲۰۱۲: ۴۵). در این بیماری غلاف میلین سلول‌های عصبی از بین رفته و به دنبال آن هدایت پیام‌های عصبی در سیستم عصبی مرکزی مختل می‌شود (گرانزیرا و اسپرینگر، ۲۰۱۵: ۹۱۹؛ دوریو و همکاران، ۲۰۱۲: ۴۵). بیماری MS یک بیماری خود ایمنی و التهابی می‌باشد و عفونت‌های ویروسی عامل تشدیدکننده آن به حساب می‌آیند، البته علت اصلی این بیماری هنوز ناشناخته است (گرانزیرا و اسپرینگر، ۲۰۱۵: ۹۱۹). متأسفانه تعداد زیادی از مردم جهان به این بیماری مبتلا هستند و روز به روز به تعداد مبتلایان افزوده می‌شود به‌طوری در حال حاضر حدود ۲/۵ میلیون نفر در سطح جهان به این بیماری مبتلا هستند (آسچریو و مونگر[4]، ۲۰۰۸: ۲۶). در ایران میزان شیوع این بیماری، در حدود ۱۵ تا ۳۰ نفر از هر ۱۰۰ هزار نفر گزارش شده است (باسم‌پور، نیکبخت نصرآبادی، فقی‌زاده، منجذبی، ۲۰۰۵: ۳۴). همچنین نکته قابل توجه دیگر در مورد این بیماری نسبت شیوع در زنان نسبت به مردان است. نسبت شیوع MS در زنان نسبت به مردان به طور قابل توجهی در طول چند دهه گذشته افزایش یافته است و از ۲/۳ به ۳/۵ برابر رسیده است (کمپستون و کولز[5]، ۲۰۰۲: ۱۲۲۸؛ آلگرن، آدن، لایک[6]، ۲۰۱۱: ۹۰۶؛ اورتون و همکاران[7]، ۲۰۱۰: ۳۴). این افزایش سریع احتمالاً منعکس کننده تغییرات ناشناخته در محیط اطراف و یا تغذیه افراد می‌باشد (کمپمن و همکاران[8]، ۲۰۱۳: ۱۴۸۶). ولی تأثیر جنسیت بر علائم بالینی این بیماری تاکنون نامشخص باقی مانده است و نیاز به تحقیقات بیشتر دارد.

بیماری MS یک بیماری به شدت ناتوان‌کننده است و علائمی مانند راه رفتن غیرطبیعی، اختلال در تعادل، ضعف عضلانی، سفتی و گرفتگی عضلات[9]، خستگی و اختلالات حسی در فرد ایجاد می‌کند (گرانزیرا و اسپرینگر، ۲۰۱۵: ۹۲۵؛ ساندروف، کلارن، متل[10]، ۲۰۱۵: ۱۰۶؛ پروونچیالی و همکاران[11]، ۱۹۹۹: ۱۶۰). اختلال در کنترل حرکتی و تعادل از یافته‌های رایج در تحقیقاتی که بر جامعه مبتلا به MS انجام شده است، می‌باشد. این اختلال در کنار دیگر اختلالات منجر به افزایش احتمال افتادن می‌شود و بیماران را به عدم استقلال در فعالیت‌های روزمره سوق می‌دهد (کاتانو و همکاران[12]، ۲۰۰۲: ۸۶۶). تقریباً ۸۵ درصد افراد مبتلا به MS مشکلات هنگام راه رفتن را به‌عنوان بزرگترین محدودیت خود قلمداد می‌کنند، این در حالی است که ۶۵ درصد مبتلایان اختلالات شناختی را نیز تجربه می‌کنند (لاروخا[13]، ۲۰۱۱: ۱۹۶). افراد مبتلا هنگام راه رفتن برای جلوگیری از سقوط حین راه رفتن و افزایش تعادل، با سرعت کمتری راه می‌روند، قدم‌های خود را کوتاه‌تر برمی‌دارند، درصد بیشتری از الگوی حرکتی‌شان را در فاز حمایت دوگانه[14] سپری می‌کنند و برای افزایش سطح اتکا گام‌های خود را عریض‌تر برمی‌دارند (سان‌ساف، ساندروف، متل[15]، ۲۰۱۲: ۱۵۶).

طبق تحقیقات انجام شده موسیقی در انجام فعالیت‌های جسمانی نقش مهمی ایفا می‌کند و از مهم‌ترین دلایل استفاده از موسیقی می‌توان به موارد زیر اشاره کرد: می‌تواند توجه شخص را از احساس خستگی منحرف سازد؛ به‌عنوان یک محرک، برانگیختگی شخص را تغییر دهد و نیز می‌تواند به‌عنوان مسکنی برای فرونشاندن اضطراب افراد تلقّی شود؛ به دلیل وجود تشابهات بین ریتم و حرکات بدن می‌تواند باعث افزایش راندمان افراد شود؛ و خصوصیت ریتمیک موسیقی از الگوهای مهارت‌های فیزیکی تقلید می‌کند، بنابراین کسب مهارت‌های حرکتی را افزایش می‌دهد (بنجامین[16]، ۱۹۸۴: ۴۰۲؛ الیوت، کار، ارمی[17]، ۲۰۰۵: ۱۰۳). علاوه بر نقشی که موسیقی بر فعالیت‌های بدنی ایفا می‌کند استفاده از آن به‌عنوان یک روش مکمل به دلیل مقرون به صرفه بودن، غیر تهاجمی بودن، سهولت استفاده و جذابیت آن در کنار درمان‌های رایج به افراد مبتلا به اختلالات حرکتی ناشی از نقایص نورولوژیک توصیه می‌شود (تات و همکاران[18]، ۲۰۰۹:

1. Multiple sclerosis
2. Granziera & Sprenger
3. D'Orio et al
4. Ascherio & Munger
5. Compston & Coles
6. Ahlgren, Oden & Lycke
7. Orton et al
8. Kampman et al
9 Spasticity
10. Sandroff, Klaren & Motl
11. Provinciali et al
12. Cattaneo et al
13. Larocca
14. Double support
15. Sosnoff, Sandroff, & Motl
16. Benjamin
17. Elliott, carr & orme
18. Thaut et al

۴۱۵). شواهد نشان می‌دهد موسیقی می‌تواند در تولید و بازسازی سلول‌های عصبی و پلاستی‌سیتی مؤثر باشد و توسط تغییر سطح استروئیدها در مدارهای شنوایی، مدارهای عاطفی و سیستم هیجانی می‌تواند بر ادراک فضایی و عملکردهای شناختی نیز اثر داشته باشد (آلتنمولر و اسچلاگ[1]، ۲۰۱۵: ۲۴۶). بررسی‌ها همچنین حاکی از این است که گوش دادن به موسیقی باعث ایجاد تحولات فیزیکی در مغز به شکل هارمونیزاسیون و همگام‌سازی الگوهای عصبی می‌گردد (هاس و برندز[2]، ۲۰۰۹: ۸۴).

مطالعات انجام شده بر بیمارانی که از اختلالات عصبی مانند پارکینسون، فلج مغزی و آسیب‌های ناشی از ضربه مغزی رنج می‌بردند، نشان داده شده است که موسیقی درمانی باعث پیشرفت در پارامترهای راه رفتن این بیماران می‌شود (مکینتاش، براون، رایس، تات[3]، ۱۹۹۷: ۲۵؛ هارت، رایس، مکینتاش، تات[4]، ۱۹۹۸: ۲۳۸؛ واک[5]، ۲۰۰۷: ۲۱۲). در این تحقیقات برای موسیقی درمانی از ساختارهای ریتمیک[6] (میزان) مختلف استفاده شده است. به‌عنوان مثال واک (۲۰۰۷) تأثیر تحریک ریتمیک شنوایی بر عملکرد راه رفتن کودکان مبتلا به فلج مغزی را در یک دوره تمرینی با میزان ۴/۴ مورد بررسی قرار داد و نتایج نشان‌دهنده بهبود در سرعت، طول گام[7] و تقارن گام‌برداری بود (واک، ۲۰۰۷: ۲۰۵). مکینتاش و همکاران (۱۹۹۷) نیز برای ارزیابی تأثیر تحریک شنیداری بر سرعت، تواتر[8] و طول گام بیماران مبتلا به پارکینسون از میزان ۴/۴ استفاده کردند و از آزمودنی‌ها خواسته بودند هماهنگ با سرعت موسیقی گام بردارند؛ یافته‌ها نشان داد ریتم موسیقی به طور معنی‌داری بر ریتم گام و طول گام تأثیرگذار است (مکینتاش و همکاران، ۱۹۹۷: ۲۴). مکلین و همکاران (۲۰۱۴) اما برای بررسی تأثیر تمرینات ریتمیک موسیقی بر راه رفتن و عملکرد شناختی افراد مسن بالای ۶۵ سال از میزان ۲/۴ استفاده کردند؛ نتایج بیانگر بهبود راه رفتن و همچنین کاهش خطر سقوط حین راه رفتن بود (مکلین، براون، آستل[9]، ۲۰۱۴: ۶۲۷). در این تحقیقات دلیل استفاده از میزان‌های مختلف بیان نشده است. میزان بخشی از موسیقی است که الگوی زمانبندی سطوح مختلف ساختار ریتمیک موسیقی را مشخص می‌کند و از عواملی است که باعث درک بهتر و تفکیک موسیقی می‌شود(هانون، اسنایدر، ارولا، کرومهانسل[10]، ۲۰۰۴: ۹۷۰). حال با توجه به تأثیرات مثبت موسیقی‌درمانی بر افراد مبتلا به اختلالات عصبی و همچنین با درنظر گرفتن این موضوع که درک میزان‌های مختلف، متفاوت است؛ تاکنون مشخص نشده است که برای استفاده در تمرینات موسیقی درمانی، آیا میزان خاصی بر میزان‌های دیگر ارجحیت دارد یا خیر. در نتیجه، هدف تحقیق حاضر مقایسه تأثیر حاد یک جلسه موسیقی‌درمانی با ساختارهای ریتمیک مختلف بر پارامترهای گام‌برداری زنان مبتلا به MS بود.

مواد و روش‌ها

مطالعه حاضر از نوع نیمه‌تجربی بود. جامعه آماری تمامی اعضای انجمن MS استان کرمان را شامل می‌شد و آزمودنی‌های تحقیق را ۱۵ زن مبتلا به MS (سن ۷/۵۳±۳۴/۹۳ سال، قد ۴/۳۵±۱۶۱/۲۱ سانتی‌متر و وزن ۱۱/۴۲±۶۷/۷۱ کیلوگرم) که به شکل در دسترس و هدفمند انتخاب شده بودند، تشکیل دادند. معیارهای ورود به تحقیق شامل این موارد بود: ۱) تأیید بیماری توسط فوق تخصص مغز و اعصاب؛ ۲) شدت بیماری با مقیاس ناتوانی کروتزکه (EDSS) شرکت‌کنندگان بین ۳ تا ۶ باشد؛ ۳) افراد مبتلا به MS تحت درمان بیماری فعال دیگری نباشند و ۴) قادر به راه رفتن بدون استفاده از وسایل کمکی (مانند عصا یا واکر) باشند. معیارهای خروج از تحقیق نیز شامل ۱) خستگی آزمودنی به نحوی که قادر به فعالیت در آن جلسه تمرینی نباشد؛ ۲) داشتن دوره‌های شدید حمله و عود بیماری در روزهای تست‌گیری و ۳) داشتن یک جلسه غیبت در تمرینات بود. قبل از اجرای تحقیق، روش اجرای تحقیق و نقش آزمودنی‌ها به‌طور شفاف توضیح داده می‌شد و افراد در صورت تمایل، فرم رضایت آگاهانه حضور در تحقیق را امضا می‌کردند.

پس از انجام نمونه‌برداری و انتخاب آزمودنی‌ها، ابتدا قد و وزن آزمودنی‌ها به‌وسیله متر نواری و ترازو اندازه‌گیری شدند. سپس از آزمودنی‌ها خواسته شد سه مرتبه به سمت جلو با پای برهنه یک مسیر ۱۰ متری را با سرعت دلخواه خود

1. Altenmüller & Schlaug
2. Haas & Brandes
3. McIntosh, Brown, Rice & Thaut
4. Hurt, Rice, McIntosh, & Thaut
5. Kwak
6. Rhythmic structure (Metre)
7. Stride length
8. Cadence
9. Maclean, Brown & Astell
10. Hannon, Snyder, Eerola & Krumhansl

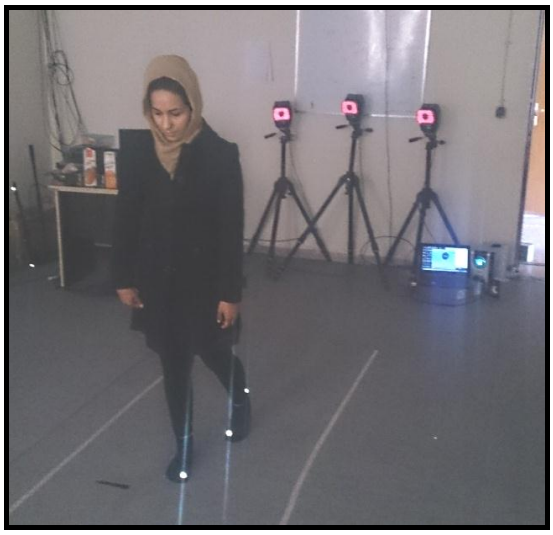
گام‌برداری کنند و مدت زمان طی کردن مسیر و تعداد گام‌ها توسط آزمونگر یادداشت شد. پس از تکمیل کردن سه اجرا، میانگین تعداد گام‌ها برای تنظیم کردن سرعت مترونوم (تعداد ضرباهنگ در دقیقه bpm) به‌کار گرفته شد (ورنر، لیندکویست، باردلبن، هس[1]، ۲۰۰۷:۷۷). در ادامه آزمودنی‌های تحقیق به‌طور تصادفی به ۳ گروه ۵ نفره تقسیم شدند. در جلسه اول برای گروه اول میزان ۲/۴، برای گروه دوم میزان ۴/۴ و برای گروه سوم میزان ۶/۸، در جلسه دوم برای گروه اول میزان ۴/۴، برای گروه دوم میزان ۶/۸ و برای گروه سوم میزان ۲/۴ و در جلسه سوم برای گروه اول میزان ۶/۸، برای گروه دوم میزان ۲/۴ و برای گروه سوم میزان ۴/۴ با استفاده از نرم‌افزار Bounce Metronome پخش گردید.

روند هر جلسه تمرینی نیز به این نحو بود که ابتدا چهار مارکر انعکاسی پاسیو با قطر ۱۹ میلیمتر بر استخوان پاشنه و روی انگشت شست پای چپ و راست آزمودنی‌ها نصب شد (شکل ۱ را ببینید). سپس فرد بیمار پیش آزمون راه رفتن را در یک مسیر هشت متری و با عرض یک متر، در برابر شش دوربین اپتوالکترونیک سه بعدی سیستم آنالیز حرکت[2] انجام داد (شکل ۲ را ببینید). سرعت فیلم‌برداری ۱۲۰ هرتز و منطقه تحت پوشش دوربین‌ها چهارمتر در نظر گرفته شد. هر فرد پیش آزمون را سه بار تکرار کرد و پس از آن یک جلسه تمرینی ۳۰ دقیقه‌ای تحت نظر متخصص انجام شد. این جلسه شامل ده دقیقه گرم کردن و انجام تمرینات کششی و سپس بیست دقیقه تمرین راه رفتن همراه با میزان پخش شده بود. پخش میزان‌ها با سرعت کم و ۸۰ درصد bpm آغاز شد، پس از آن به ترتیب با ۹۰ درصد bpm، ۱۰۰ درصد bpm، ۱۱۰ درصد bpm و نهایتاً ۱۲۰ درصد bpm ادامه یافت؛ هر آزمودنی همزمان با هرکدام از میزان‌ها سه دقیقه گام برمی‌داشت و بین هر کدام از میزان‌ها یک دقیقه استراحت به آن‌ها داده شد (مکینتاش و همکاران، ۱۹۹۷: ۲۴؛ واک، ۲۰۰۷: ۲۰۵؛ وادا و همکاران[3]، ۲۰۱۴: ۶۳۴؛ چا، کیم، چونگ[4]، ۲۰۱۴: ۴۸۰). پس از اتمام جلسه تمرینی نیز، بلافاصله پس‌آزمون راه رفتن (مشابه با شرایط پیش آزمون) فیلم‌برداری شد. در انتها، داده‌های ثبت شده با سیستم آنالیز حرکت توسط نرم‌افزار کورتکس[5] نسخه ۲/۵ مورد پردازش قرار گرفتند و وقایع گام‌برداری (تماس پاشنه و جدا شدن پنجه) با استفاده از الگوریتم سرعت پا[6] به‌دست آمد (اکانر، ترپی، اومالی، واقان[7]، ۲۰۰۷: ۴۷۱). سپس پارامترهای مورد نظر شامل مدت زمان برداشتن یک گام[8]، مدت زمان استانس[9]، مدت‌زمان سوینگ[10]، مدت‌زمان حمایت دوگانه، سرعت گام‌برداری، تواتر گام‌برداری، طول گام و عرض گام محاسبه شدند.

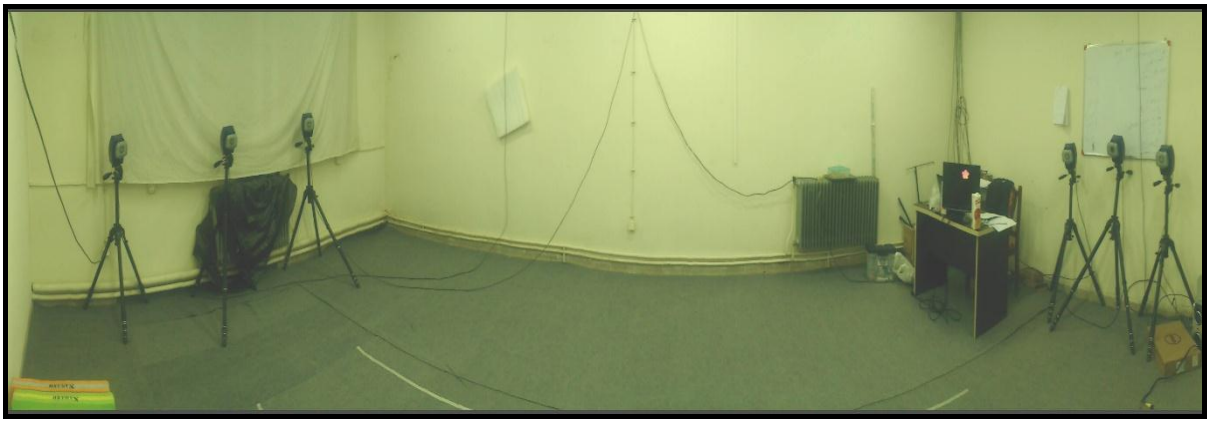
تجزیه‌وتحلیل آماری داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS۲۲ در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ انجام گرفت. برای ارزیابی طبیعی بودن توزیع داده‌ها از آزمون آماری شاپیرو- ویلک استفاده شد. سپس برای بررسی پارامترهای گام‌برداری قبل و بعد از جلسه تمرینی برای هر کدام از ریتم‌ها، از تی-همبسته و برای مقایسه تأثیر میزان‌ها با هم، درصد پیشرفت یا پسرفت هر کدام از پارامترها محاسبه شد و نتایج به‌دست آمده از طریق آزمون آنالیز مکرر واریانس و تست تعقیبی بونفرونی مورد مقایسه قرار گرفت.

1. Werner, Lindquist, Bardeleben & Hesse
2. Motion analysis system

3. Wada et al
4. Cha, Kim & Chung
5. CORTEX
6. foot velocity algorithm
7. O'Connor, Thorpe, O'Malley & Vaughan
8. Cycle time
9. Stance time
10. Swing time



شکل ۱: موقعیت مارکرهای انعکاسی پاسیو و مسیر راه رفتن آزمودنی



شکل ۲: موقعیت شش دوربین اپتوالکترونیک سیستم آنالیز حرکت

یافته‌ها

ویژگی‌های آزمودنی‌ها شامل سن، قد، وزن، شدت بیماری و سرعت خودانتخابی راه رفتن در جدول ۱ نمایش داده شده است. در مورد متغیرهای زمانی- فضایی، براساس نتایج آزمون تی همبسته از بین مقایسه پیش‌آزمون و پس‌آزمون متغیرهای بررسی شده، تنها در مورد متغیر مدت‌زمان سوینگ (**P**=۰/۰۰۹) هنگام راه رفتن با ریتم ۲/۴، متغیر مدت‌زمان یک گام (**P**=۰/۰۳۰)، عرض گام (**P**=۰/۰۳۲) و سرعت گام‌برداری (**P**=۰/۰۰۵) هنگام راه رفتن با ریتم ۴/۴ و مدت‌زمان سوینگ (**P**=۰/۰۱۲) هنگام راه رفتن با ریتم ۶/۸ اختلاف معنی‌دار گزارش شد و آماره باقی متغیرهای بررسی شده تفاوت معنی‌داری را نشان نداد (جدول ۲ را ببینید). نتایج آزمون آنالیز مکرر واریانس برای مقایسه تأثیر سه میزان ۲/۴، ۴/۴ و ۶/۸ بر پارامترهای زمانی فضایی راه رفتن آزمودنی‌ها نیز تفاوت معنی‌داری را بین میزان‌ها نشان نداد (جدول ۳ را ببینید).

جدول ۱: ویژگی‌های بالینی و دموگرافیکی آزمودنی‌ها

شاخص	میانگین	انحراف استاندارد
سن (سال)	۳۴/۹۳	۷/۵۳
قد (سانتی‌متر)	۱۶۱/۲۱	۴/۳۵
جرم (کیلوگرم)	۶۷/۷	۱۱/۴
شدت بیماری (EDSS)	۴/۶۲	۰/۹۶
سرعت خودانتخابی راه رفتن (کیلومتر بر ساعت)	۳/۸۲	۰/۳۷

جدول ۲: نتایج آزمون تی- همبسته

متغیر	بدون ریتم/ با ریتم	۲/۴		میزان ۴/۴		۶/۸	
		Mean ± SD	*P*	Mean ± SD	*P*	Mean ± SD	*P*
مدت زمان استانس	پیش آزمون	۰/۶۲ ± ۰/۰۵	۰/۳۰۱	۰/۶۲ ± ۰/۰۴	۰/۴۲۹	۰/۶۲ ± ۰/۰۴	۰/۳۷۴
	پس آزمون	۰/۶۰ ± ۰/۰۵		۰/۵۹ ± ۰/۰۴		۰/۶۱ ± ۰/۰۴	
مدت زمان سوینگ	پیش آزمون	۰/۴۰ ± ۰/۰۲	۰/۰۰۹*	۰/۳۹ ± ۰/۰۲	۰/۰۷۷	۰/۴۰ ± ۰/۰۲	۰/۰۱۲*
	پس آزمون	۰/۳۸ ± ۰/۰۳		۰/۳۸ ± ۰/۰۲		۰/۳۸ ± ۰/۰۲	
مدت زمان یک گام	پیش آزمون	۱/۰۲ ± ۰/۰۸	۰/۰۶۲	۱/۰۱ ± ۰/۰۵	۰/۰۳۰*	۱/۰۲ ± ۰/۰۶	۰/۱۰۲
	پس آزمون	۰/۹۹ ± ۰/۰۷		۰/۹۷ ± ۰/۰۶		۰/۹۹ ± ۰/۰۵	
مدت زمان حمایت دوگانه	پیش آزمون	۰/۲۳ ± ۰/۰۲	۰/۳۹۷	۰/۲۳ ± ۰/۰۳	۰/۷۳۴	۰/۲۲ ± ۰/۰۲	۰/۷۹۰
	پس آزمون	۰/۲۲ ± ۰/۰۳		۰/۲۱ ± ۰/۰۳		۰/۲۲ ± ۰/۰۳	
طول گام	پیش آزمون	۱/۲۱ ± ۰/۱۰	۰/۵۰۶	۱/۲۳ ± ۰/۰۹	۰/۰۷۶	۱/۲۲ ± ۰/۱۰	۰/۴۲۴
	پس آزمون	۱/۲۲ ± ۰/۰۸		۱/۲۳ ± ۰/۱۰		۱/۲۰ ± ۰/۱۰	
عرض گام	پیش آزمون	۰/۰۷ ± ۰/۰۳	۰/۸۲۲	۰/۰۶ ± ۰/۰۲	۰/۰۳۲*	۰/۰۸ ± ۰/۰۲	۰/۶۸۸
	پس آزمون	۰/۰۷ ± ۰/۰۳		۰/۰۷ ± ۰/۰۳		۰/۰۷ ± ۰/۰۳	
تواتر گام‌برداری	پیش آزمون	۵۹/۰۳ ± ۴/۵۰	۰/۰۶۰	۵۹/۵۴ ± ۳/۴۶	۰/۵۵۲	۵۹/۰۰ ± ۳/۳۶	۰/۰۹۶
	پس آزمون	۶۰/۸۸ ± ۴/۴۹		۶۱/۷۴ ± ۴/۲۱		۶۰/۶۴ ± ۳/۴۷	
سرعت گام‌برداری	پیش آزمون	۱/۱۹ ± ۰/۱۶	۰/۰۹۰	۱/۲۲ ± ۰/۱۳	۰/۰۰۵*	۱/۲۰ ± ۰/۱۴	۰/۶۳۹
	پس آزمون	۱/۲۴ ± ۰/۱۵		۱/۲۷ ± ۰/۱۵		۱/۲۱ ± ۰/۱۵	

* نشان‌دهنده تفاوت معنی‌دار بین پیش آزمون و پس آزمون ($P<0.05$)

جدول ۳: نتایج آزمون آنالیز مکرر واریانس، برای مقایسه تأثیر میزان‌های ۲/۴، ۴/۴ و ۶/۸

متغیر	۲/۴	میزان ۴/۴	۶/۸
درصد پیشرفت مدت‌زمان استانس	۱/۹۶ ± ۲/۱۱	۴/۷۸ ± ۱/۴۶	۱/۴۲ ± ۱/۷۲
	P1= ۰/۵۱۲	P1= ۰/۵۱۲	P2= ۱/۰۰۰
	P2= ۱/۰۰۰	P3= ۰/۱۵۴	P3= ۰/۱۵۴
درصد پیشرفت مدت‌زمان سوینگ	۴/۱۵ ± ۱/۳۷	۰/۹۳ ± ۱/۸۰	۴/۲۷ ± ۱/۴۵
	P1= ۰/۴۸۴	P1= ۰/۴۸۴	P2= ۱/۰۰۰
	P2= ۱/۰۰۰	P3= ۰/۳۹۹	P3= ۰/۳۹۹
درصد پیشرفت مدت‌زمان یک گام	۲/۸۹ ± ۱/۵۰	۳/۳۴ ± ۱/۴۴	۲/۵۴ ± ۱/۴۹
	P1= ۱/۰۰۰	P1= ۱/۰۰۰	P2= ۱/۰۰۰
	P2= ۱/۰۰۰	P3= ۱/۰۰۰	P3= ۱/۰۰۰
درصد پیشرفت مدت‌زمان حمایت دوگانه	۲/۹۶ ± ۳/۷۵	۶/۱۳ ± ۳/۴۳	۰/۷۶ ± ۲/۲۲
	P1= ۱/۰۰۰	P1= ۱/۰۰۰	P2= ۱/۰۰۰
	P2= ۱/۰۰۰	P3= ۰/۱۸۲	P3= ۰/۱۸۲
درصد پیشرفت طول گام	۰/۸۹ ± ۱/۳۰	۰/۳۲ ± ۱/۴۲	-۱/۶۱ ± ۱/۷۵
	P1= ۱/۰۰۰	P1= ۱/۰۰۰	P2= ۰/۶۸۳
	P2= ۰/۶۸۳	P3= ۱/۰۰۰	P3= ۱/۰۰۰
درصد پیشرفت عرض گام	۶/۸۵ ± ۱۵/۲۱	۹/۶۵ ± ۱۱/۵۰	۱/۰۶ ± ۱۵/۹۰
	P1= ۱/۰۰۰	P1= ۱/۰۰۰	P2= ۱/۰۰۰
	P2= ۱/۰۰۰	P3= ۱/۰۰۰	P3= ۱/۰۰۰

☜

	۲/۸۹ ± ۱/۵۰	۳/۳۴ ± ۱/۴۴	۲/۵۴ ± ۱/۴۹
درصد پیشرفت تواتر گام‌برداری	P1= ۱/۰۰۰	P1= ۱/۰۰۰	P2= ۱/۰۰۰
	P2= ۱/۰۰۰	P3= ۱/۰۰۰	P3= ۱/۰۰۰
	۳/۷۹ ± ۲/۳۷	۳/۶۵ ± ۲/۱۸	۰/۶۷ ± ۲/۵۵
درصد پیشرفت سرعت گام‌برداری	P1= ۱/۰۰۰	P1= ۱/۰۰۰	P2= ۰/۹۶۴
	P2= ۰/۹۶۴	P3= ۰/۸۲۶	P3= ۰/۸۲۶

علامت منفی نشان‌دهنده درصد پسرفت

P1: آماره مربوط به مقایسه تأثیر ریتم ۲/۴ با ۴/۴؛ P2: آماره مربوط به مقایسه تأثیر ریتم ۲/۴ با ۶/۸؛ P3: آماره مربوط به مقایسه تأثیر میزان ۴/۴ با ۶/۸

بحث

هدف تحقیق حاضر مقایسه تأثیر حاد یک جلسه موسیقی درمانی با ساختارهای ریتمیک مختلف بر پارامترهای گام برداری زنان مبتلا به MS بود. موسیقی درمانی با استفاده از تاثیرات فیزیولوژیکی بر سیستم حرکتی به بهبود کنترل حرکتی در بازتوانی و درمان بیماران مبتلا به اختلالات عصبی کمک‌کننده است و به بازیابی عملکرد، ثبات، تعادل و بهبود الگوی گام‌برداری کمک می‌کند (مولیناری و همکاران[1]، ۲۰۰۳: ۳۱۸). از طرف دیگر باید در نظر داشت که هدف دوره درمانی افراد مبتلا به MS افزایش سرعت راه رفتن، افزایش طول گام و کاهش مدت‌زمان حمایت دوگانه می‌باشد (سان‌ساف و همکاران، ۲۰۱۲: ۱۵۶). بر این اساس، در مورد یک جلسه موسیقی درمانی با میزان ۲/۴ نتایج نشان‌دهنده کاهش مدت‌زمان استانس، سوینگ، حمایت دوگانه و افزایش طول گام، تواتر گام‌برداری و سرعت گام‌برداری بود. با توجه به این نتایج و کاهش در پارامترهای مدت‌زمان حمایت دوگانه و افزایش سرعت و طول گام علیرغم معنی‌دار شدن آماره‌های تحقیق، نشان‌دهنده تأثیر مثبت یک جلسه موسیقی درمانی با ریتم ۲/۴ در پارامترهای گام برداری افراد مبتلا به MS بود.

در مورد یک جلسه موسیقی درمانی با میزان ۴/۴ با توجه به یافته‌های تحقیق حاضر و کاهش در مدت‌زمان استانس، مدت‌زمان سوینگ، مدت‌زمان یک گام و مدت‌زمان حمایت دوگانه و افزایش عرض گام، تواتر گام‌برداری و سرعت راه رفتن، علیرغم معنی‌دار نشدن آماره‌های تحقیق، نشان‌دهنده تأثیر مثبت این میزان بود. یک جلسه موسیقی درمانی با میزان ۶/۸ نیز موجب کاهش مدت‌زمان استانس، مدت‌زمان سوینگ، مدت زمان یک گام، مدت‌زمان حمایت دوگانه و طول گام و نیز افزایش در عرض گام، تواتر گام‌برداری و سرعت راه رفتن شد. در این میزان بر خلاف دو میزان قبلی، طول گام کاهش پیدا کرد.

نتایج این تحقیق همسو با یافته‌های مطالعات تات و همکاران (۱۹۹۶: ۱۹۸)، مکینتاش و همکاران (۱۹۹۷: ۲۵)، واک (۲۰۰۷: ۲۱۲) و مکلین و همکاران (۲۰۱۴: ۶۳۰) بود که تأثیر مثبت موسیقی درمانی را گزارش کرده بودند. البته باید در نظر داشت که آزمودنی‌های این تحقیق‌ها افراد مبتلا به پارکینسون، کودکان مبتلا به فلج مغزی و افراد مسن بالای ۶۵ سال بودند و هیچ‌کدام از آنها بر افراد مبتلا به MS صورت نگرفته بود. همچنین این تحقیقات انجام شده حاصل یک دوره تمرینی بودند ولی تحقیق حاضر اثر یک جلسه تمرینی را مورد بررسی قرار داد. همچنین این نتایج همسو با نتایج تحقیقات بارام و میلر[2] (۲۰۰۷: ۹۳) و کانکلین و همکاران[3] (۲۰۱۰: ۸۴۰)، که از محدود تحقیقات انجام شده بر افراد مبتلا به MS هستند، بود. البته در تحقیق بارام و میلر تاثیر بازخورد شنیداری بر راه رفتن افراد مبتلا به MS را مورد بررسی قرار گرفته بود و از موسیقی درمانی استفاده نشده بود. در این تحقیق افراد ابتدا به صورت عادی راه می‌رفتند، سپس با بازخورد شنیداری و پس از ۱۰ دقیقه بدون بازخورد راه می‌رفتند تا اثر باقی‌مانده از بازخورد را مورد بررسی قرار دهند. نتایج این تحقیق به‌طور میانگین بهبود ۱۲/۸۴ درصدی هنگام راه رفتن با بازخورد و ۱۸/۷۵ درصدی هنگام راه رفتن بدون بازخورد در سرعت راه رفتن و بهبود ۸/۳۰ درصدی هنگام راه رفتن با بازخورد و ۹/۹۳ درصدی هنگام راه رفتن بدون بازخورد در طول گام آزمودنی‌ها را نشان داد و در نهایت محققان تأثیرات این روش را مثبت ارزیابی کردند. کانکلین و همکاران نیز تأثیر یک دوره شش هفته‌ای موسیقی درمانی را بر راه رفتن این افراد مورد مطالعه قرار داده بودند که نتایج بیانگر تأثیر مثبت

1. Molinari et al

2. Baram & Miller
3. Conklyn et al

شش هفته موسیقی درمانی بر پارامترهای تواتر گام‌برداری، طول قدم، طول گام و سرعت راه رفتن بیماران مبتلا به MS بود. در تحقیق کانکلین و همکاران از موسیقی با میزان خاصی استفاده نشده بود و فقط ضرب‌آهنگ موسیقی را مدنظر قرار داده بود و همچنین تأثیر موسیقی درمانی در یک دوره شش هفته‌ای را مورد بررسی قرار داده بودند، اما در تحقیق حاضر علاوه بر ضرب‌آهنگ، میزان موسیقی نیز کنترل شده بود و تأثیر حاد موسیقی درمانی ارزیابی شد.

مقایسه تفاوت‌ها بین تأثیر میزان‌های ۲/۴، ۴/۴ و ۶/۸ بر پارامترهای زمانی فضایی بررسی شده معنی‌دار گزارش نشد اما در پارامترهای مهم و تأثیرگذار بر راه رفتن افراد مبتلا به MS که مدت‌زمان حمایت دوگانه، طول گام و سرعت گام‌برداری می‌باشند، نتایج قابل توجه بود. در مورد پارامتر مدت‌زمان حمایت دوگانه، که هدف دوره بازتوانی کاهش آن می‌باشد، برای میزان ۲/۴ کاهش ۲/۹۶ درصدی، میزان ۴/۴ کاهش ۶/۱۳ درصدی و میزان ۶/۸ کاهش ۰/۷۶ درصدی مشاهده شد. در پارامتر طول گام، که هدف دوره بازتوانی افزایش آن می‌باشد، برای میزان ۲/۴ افزایش جزئی ۰/۸۹ درصدی، میزان ۴/۴ افزایش جزئی ۰/۳۲ درصدی و میزان ۶/۸ کاهش ۱/۶۱- درصدی گزارش شد. در پارامتر سرعت گام‌برداری، که هدف دوره بازتوانی افزایش آن می‌باشد، برای میزان ۲/۴ افزایش ۳/۷۹ درصدی، میزان ۴/۴ افزایش ۳/۶۵ درصدی و میزان ۶/۸ افزایش جزئی ۰/۶۷ درصدی گزارش شد. باید در نظر داشت یکی از عوامل مهمی که تکلیف شناختی را تحت تأثیر قرار می‌دهد، پیچیدگی تکلیف است. از اینرو به نظر می‌رسد افراد مبتلا به MS بیشترین تطابق پذیری را با توجه به ساده‌تر بودن ساختار ریتمیک ۲/۴ و ۴/۴ با این میزان‌ها داشته و با توجه به پیچیدگی بیشتر ساختار ریتمیک ۶/۸، کمترین سازگاری را با آن دارند.

در افراد مبتلا به MS، اختلال در سیستم عصبی مرکزی فرآیند طبیعی سیستم کنترل حرکتی را مختل می‌کند و حالت ریتمیک راه رفتن این افراد را از بین می‌برد. در این وضعیت موسیقی با فعالیت گوش خارجی منجر به شکل‌دهی ادراک ناخودآگاه در سطح زیر قشری می‌شود و می‌تواند برانگیختگی و تحریک‌پذیری نورون‌های حرکتی نخاعی را افزایش دهد و با تحریک سطوح پایین‌تر مغز مثل عقده‌های قاعده‌ای[1]، مخچه[2]، ساقه مغز[3] و طناب نخاعی[4] به تنظیم سیستم کنترل حرکتی کمک کند (تات[5]، ۲۰۰۵: ۸۸). همچنین الگوهای ریتمیک صوتی می‌تواند تحریک‌پذیری نورون‌های حرکتی نخاعی را از طریق مسیر مشبکی- نخاعی افزایش دهد، در نتیجه زمان مورد نیاز برای عضلات برای پاسخ به یک فرمان حرکتی مشخص کاهش پیدا خواهد کرد (دلولمو و کودیرو، ۲۰۰۳: ۵). حال با توجه به یافته‌های تحقیقات گذشته و نیز با توجه به یافته‌های تحقیق حاضر، به نظر می‌رسد تحریک ریتمیک شنوایی افراد مبتلا به MS می‌تواند موجب افزایش هارمونیزاسیون[6] پیام‌های عصبی شود و فرآیند همگام‌سازی پیام‌های عصبی را تسهیل کند.

نتیجه‌گیری

بر اساس یافته‌های تحقیق حاضر ساختارهای ریتمیک ۲/۴، ۴/۴ و ۶/۸ موجب بهبود جزئی پارامترهای زمانی فضایی راه رفتن افراد مبتلا به MS می‌شود. اما از بین این سه ساختار ریتمیک، میزان‌های ۲/۴ و ۴/۴ تأثیر مثبت بیشتری نسبت به میزان ۶/۸ داشتند. از اینرو برای استفاده از ساختارهای ریتمیک در جلسات موسیقی درمانی، با در نظر گرفتن این موضوع که بیشترین کاهش سرعت، کاهش طول گام و افزایش مدت زمان حمایت دوگانه هنگام راه رفتن با ساختار ریتمیک ۶/۸ مشاهده شد، استفاده از میزان‌های با پیچیدگی کمتر مانند ۲/۴ و ۴/۴ در ابتدای دوره درمانی ممکن است مؤثرتر واقع شود و در ادامه برای افزایش سختی تمرین می‌توان از میزان ۶/۸ استفاده کرد.

تشکر و قدردانی

نویسندگان مقاله از تمامی مشارکت‌کننده‌ها و عزیزانی که در اجرای این تحقیق ما را یاری نمودند، کمال تشکر و قدردانی را دارند.

1. basal ganglia
2. cerebellum
3. brain stem
4. spinal cord
5. Thaut
6. harmonization

References

Ahlgren, C., Oden, A., & Lycke, J. (2011). High nationwide prevalence of multiple sclerosis in Sweden. Mult Scler, 17(8), 901-908.

Altenmüller, E., & Schlaug, G. (2015). Chapter 12 - Apollo's gift: new aspects of neurologic music therapy. In S. F. Eckart Altenmüller & B. François (Eds.), Progress in Brain Research (Vol. Volume 217, pp. 237-252): Elsevier.

Ascherio, A., & Munger, K .(2008) .“Epidemiology of multiple sclerosis: from risk factors to prevention”. Seminars in neurology, 28(1), 17-28. doi: 10.1055/s-2007-1019126

Baram, Y., & Miller, A. (2007). Auditory feedback control for improvement of gait in patients with Multiple Sclerosis. J Neurol Sci, 254(1-2), 90-94.

Basampour, S., Nikbakht Nasrabadi, A., faghihzade, S., & Monjazebi, F. (2005). “Assess the using and efficacy of fatigue reducing strategies in patients referred to multiple sclerosis association of IRAN”. HAYAT, 11(3-4), 29-37 .

Benjamin, W. E. (1984). “A Theory of Musical Meter”. Music Perception: An Interdisciplinary Journal, 1(4), 355-413.

Cattaneo, D., De Nuzzo, C., Fascia, T., Macalli, M., Pisoni, I., & Cardini, R. (2002). Risks of falls in subjects with multiple sclerosis. Arch Phys Med Rehabil, 83(6), 864-867.

Cha ,Y., Kim, Y., & Chung, Y. (2014). “Immediate effects of rhythmic auditory stimulation with tempo changes on gait in stroke patients”. J Phys Ther Sci, 26(4), 479-482.

Compston, A., & Coles, A. (2002). Multiple sclerosis. Lancet, 359(9313), 1221-1231.

Conklyn, D., Stough, D., Novak, E., Paczak, S., Chemali, K., & Bethoux, F. (2010). A home-based walking program using rhythmic auditory stimulation improves gait performance in patients with multiple sclerosis: a pilot study. Neurorehabil Neural Repair, 24(9), 835-842.

Delolmo, F., & Cudeiro, J. (2003). “A simple procedure using auditory stimuli to improve movement in Parkinson´ s disease: a pilot study”. Neurol Clin Neurophysiol, 2, 1-7 .

D'Orio, V. L., Foley, F. W., Armentano, F., Picone, M. A., Kim, S & ,.Holtzer, R. (2012). “Cognitive and motor functioning in patients with multiple sclerosis: neuropsychological predictors of walking speed and falls”. J Neurol Sci, 316(1-2), 42-46.

Elliott, D., Carr, S., & Orme, D. (2005). The effect of motivational music on sub-maximal exercise. European Journal of Sport Science, 5(2), 97-106.

Granziera, C., & Sprenger, T. (2015). Brain Inflammation, Degeneration, and Plasticity in Multiple Sclerosis. In A. W. Toga (Ed.), Brain Mapping (pp. 917-927). Waltham: Academic Press.

Haas, R., & Brandes, V. (2009). Music that works: Contributions of biology, neurophysiology, psychology, sociology, medicine and musicology (pp. 83-104). Verlag Vienna: Springer.

Hannon ,E. E., Snyder, J. S., Eerola, T., & Krumhansl, C. L. (2004). “The Role of Melodic and Temporal Cues in Perceiving Musical Meter”. Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance, 30(5), 956-974.

Hurt, C .P., Rice, R. R., McIntosh, G. C., & Thaut, M. H. (1998). “Rhythmic Auditory Stimulation in Gait Training for Patients with Traumatic Brain Injury”. Journal of Music Therapy, 35(4), 228-241.

Kampman, M. T., Aarseth, J. H., Grytten, N., Benjaminsen, E., Celius, E. G., Dahl, O. P., . . . Torkildsen, O. (2013). Sex ratio of multiple sclerosis in persons born from 1930 to 1979 and its relation to latitude in Norway. J Neurol, 260(6), 1481-1488.

Kwak, E. E. (2007). “Effect of Rhythmic Auditory Stimulation on Gait Performance in Children with Spastic Cerebral Palsy”. Journal of Music Therapy, 44(3), 198-216.

Larocca, N. G. (2011). “Impact of walking impairment in multiple sclerosis: perspectives of patients and care partners”. Patient, 4(3), 189-201.

Maclean, L. M., Brown, L. J. E., & Astell, A. J. (2014). “The Effect of Rhythmic Musical Training on Healthy Older Adults’ Gait and Cognitive Function”. The Gerontologist, 54(4), 624-633.

McIntosh, G. C., Brown, S. H., Rice, R. R., & Thaut, M. H. (1997). “Rhythmic auditory-motor facilitation of gait patterns in patients with Parkinson's disease”. Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry, 62(1), 22-26 .

Molinari, M., Leggio, M. G., De Martin, M., Cerasa, A., & Thaut, M. (2003). Neurobiology of rhythmic motor entrainment. Ann N Y Acad Sci, 999, 313-321.

O'Connor, C. M., Thorpe, S. K., O'Malley, M. J., & Vaughan, C .L. (2007). “Automatic detection of gait events using kinematic data”. Gait Posture, 25(3), 469-474.

Orton, S. M., Ramagopalan, S. V., Brocklebank, D., Herrera, B. M., Dyment, D. A., Yee, I. M., . . . Ebers, G. C. (2010). Effect of immigration on multiple sclerosis sex ratio in Canada: the Canadian Collaborative Study. J Neurol Neurosurg Psychiatry, 81(1), 31-36.

Provinciali, L., Ceravolo, M. G., Bartolini, M., Logullo, F., & Danni, M. (1999). A multidimensional assessment of multiple sclerosis: relationships between disability domains. Acta Neurol Scand, 100(3), 156-162.

Sandroff, B. M., Klaren, R. E., & Motl, R. W. (2015). “Relationships among physical inactivity, deconditioning, and walking impairment in persons with multiple sclerosis”. J Neurol Phys Ther, 39(2), 103-110.

Sosnoff, J. J., Sandroff, B. M., & Motl, R. W. (2012). "Quantifying gait abnormalities in persons with multiple sclerosis with minimal disability". Gait & posture, 36(1), 154-156.

Thaut, M. (2005). Rhythm, Music, and the Brain: Scientific Foundations and Clinical Applications (first ed.). New York, NY: Routledge.

Thaut, M. H., Gardiner, J. C., Holmberg, D., Horwitz, J., Kent, L., Andrews, G., . . . McIntosh, G. R. (2009). "Neurologic Music Therapy Improves Executive Function and Emotional Adjustment in Traumatic Brain Injury Rehabilitation". Ann N Y Acad Sci, 1169(1), 406-416.

Thaut, M., McIntosh, G., Rice, R., Miller, R., Rathbun, J., & Brault, J. (1996). "Rhythmic auditory stimulation in gait training for Parkinson's disease patients". Movement disorders, 11(2), 193-200 .

Wada, N., Sohmiya, M., Tazawa, M., Ibe, Y., Okamoto, K., & Shirakura, K. (2014). "Immediate positive effects of physical therapy on gait disturbance in patients with parkinson's disease". Physical Therapy and Rehabilitation, 13(3), 630-637.

Werner, C., Lindquist, A. R., Bardeleben, A., & Hesse, S. (2007). "The influence of treadmill inclination on the gait of ambulatory hemiparetic subjects". Neurorehabil Neural Repair, 21(1), 76-80.

نشریه پژوهش در توانبخشی ورزشی
دوره ٤، شماره ۷، بهار و تابستان ۱۳۹۵
۲۱- ۳۰
WWW.RSR.BASU.AC.IR

اثربخشی تمرینات ثبات مرکزی بر تعادل و سرعت راه رفتن دانش آموزان نابینا

سمانه صادقی[۱]، رضا مهدوی نژاد[۲]، عاطفه کمالی[۳*]

۱. کارشناس ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه اصفهان
۲. دانشیار گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه اصفهان
۳. کارشناس ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه اصفهان

دریافت ۱۷ آذر ۱۳۹۴؛ پذیرش ۳ خرداد ۱۳۹۵

واژگان کلیدی

تعادل ایستا

تعادل پویا

سرعت راه رفتن

تمرینات ثبات مرکزی

دانش آموزان نابینا

چکیده

زمینه و هدف: اختلالات بینایی روی تمام جنبه‌های حرکتی کودک تأثیر می‌گذارد و حرکت به‌عنوان مهم‌ترین ابزار تربیت‌بدنی، عامل مهمی برای ارتقای سلامتی کودکان معلول می‌باشد. بنابراین هدف از تحقیق حاضر، تأثیر تمرینات ثبات مرکزی بر تعادل ایستا، پویا و سرعت راه رفتن دانش‌آموزان نابینا بود.

روش و بررسی: در پژوهش نیمه‌تجربی حاضر تعداد ۲۸ دانش‌آموز پسر و دختر از بین نابینایان داوطلب به‌صورت در دسترس هدفمند انتخاب و به‌طور تصادفی به دو گروه‌تجربی و کنترل تقسیم شدند. پس از انتخاب دانش‌آموزان و کسب رضایت آنها مبنی بر شرکت در برنامه تمرینی، ابتدا آزمون تعادل‌ایستا با استفاده از دستگاه فوت اسکن، سپس تعادل پویا به کمک آزمون TUG و سرعت راه رفتن با مسافت ۸ متر به‌عنوان پیش مداخله اندازه‌گیری شد. گروه‌تجربی، طی ۸ هفته و هر هفته ۳ جلسه به مدت ۲۰ دقیقه در تمرینات حضور یافتند. در پایان نیز کلیه آزمون‌های مرحله پیش‌مداخله به‌عنوان پس از مداخله تکرار گردید. داده‌ها با استفاده از تحلیل آماری T مستقل و وابسته در سطح معناداری ۰/۰۵ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

یافته‌ها: نتایج نشان داد که پس از ۸ هفته تمرین بهبود معناداری در نمرات تعادل پویا و سرعت راه رفتن گروه تجربی نسبت به پیش از دوره تمرینات ثبات مرکزی یافت شد ($P\leq0/001$) در حالی‌که در گروه کنترل تغییر معناداری مشاهده نشد. نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج تحقیق حاضر، به‌نظر می‌رسد تمرینات ثبات مرکزی برتعادل پویا و سرعت راه رفتن آزمودنی‌ها تأثیرگذار است. با در نظر گرفتن اهمیت تحرک، خصوصاً در کودکان با معلولیت بینایی، توصیه می‌شود از تمرینات ثبات مرکزی به‌عنوان شیوه مؤثر برای تحرک فیزیکی بیشتر این افراد استفاده شود.[۱]

نتیجه‌گیری: باتوجه به نتایج تحقیق حاضر، به نظر می‌رسد تمرینات ثبات مرکزی برتعادل پویا و سرعت راه رفتن آزمودنی‌ها تاثیر گذار است. با در نظر گرفتن اهمیت تحرک، خصوصاً در کودکان با معلولیت بینایی، توصیه می‌شود از تمرینات ثبات مرکزی به عنوان شیوه موثر برای تحرک فیزیکی بیشتر این افراد استفاده شود.

* اطلاعات نویسنده مسئول. تلفن: ۰۹۱۳۷۲۹۸۴۲۵
✉ پست الکترونیکی: at.darya@yahoo.com

مقدمه

نابینایی یکی از مسائل عمده‌ی سازمان بهداشت جهانی است، به‌طوری‌که در سطح جهان حدود ۵۰ میلیون نفر دچار نابینایی و ۱۵۰ میلیون نفر دچار مشکلات بینایی هستند (ولدایز و آدام، ۲۰۰۸). فردی که همراه با اصلاح، دارای دید کمتر از ۱/۱۰ در چشم برتر یا میدان بینایی بسیار محدود به میزان کمتر از ۲۰ درجه باشد، نابینا محسوب می‌شود. فرد نابینا اگرچه از طریق حواس دیگر اطلاعات با ارزشی فراهم می‌نماید، اما بینایی به‌عنوان قوی‌ترین منبع ادراک جهان خارج، وظیفه انتقال ۸۰ تا ۹۰ درصد اطلاعات وارد بر مغز را برعهده دارد. همین امر موجب بروز اختلالات خفیف در عملکرد بینایی، بروز مشکلات روانی، حرکتی و جسمی در این افراد می‌شود (آیوزگلی، فرانسیس، کازوب، ۲۰۰۶).

اختلال در حس بینایی سبب بروز مشکلاتی در جهت‌یابی، تعادل و حرکت افراد می‌شود. این امر در کودکان توجه ویژه‌ای را می‌طلبد. زیرا این مقطع دوره‌ای طلایی برای خوگرفتن با تمرینات بدنی و قابلیت‌های جسمانی در این افراد است (هاککینین و همکاران، ۲۰۰۶).

تعادل به‌عنوان توانایی حفظ قامت مطلوب در هر دو موقعیت ایستا و پویا تعریف می‌شود (نگی و همکاران، ۲۰۰۷).

تعادل یک فاکتور ضروری برای نابینایان است که به ایجاد یکپارچگی فضایی در افراد نابینا کمک می‌کند (کولاک و همکاران، ۲۰۰۴). کنترل تعادل انسان بستگی به یکپارچگی اطلاعات آوران از سیستم دهلیزی، بصری و حسی- پیکری دارد، زمانی‌که فعالیت یکی از سیستم‌های درگیر در کنترل قامت کاهش می‌یابد و یا به‌طورکلی از دست می‌رود، افت عملکرد در دیگر مکانیزم‌های درگیر در کنترل قامت پیش می‌آید (سوارس و همکاران، ۲۰۱۱).

حس بینایی با اطلاعات لحظه به لحظه‌ای که از محیط پیرامون به سیستم عصبی می‌دهد، نقش مستقیم و اساسی در برقراری تعادل ایفا می‌کند. هر گونه کاهش یا نقص بینایی منجر به تغییر روند عملکرد حرکتی و ثبات تعادلی انسان می‌گردد (جودزبلین و ماکوس، ۲۰۰۶). به‌طوری‌که یک فرد نابینا دو برابر بیش‌تر از یک فرد بینا در راه رفتن، سه برابر در تردد و خروج از منزل، دو برابر برای انتقال از تخت یا صندلی و همچنین دو برابر بیشتر برای تهیه غذا دچار مشکل می‌شود (کنگدن، فریدمن، لیمن، ۲۰۰۳).

در سال‌های اخیر ناحیه مرکزی بدن و تمرینات مربوط به قوی‌سازی و استحکام این ناحیه علاقمندان بسیاری را پیدا کرده است. ناحیه کمر- لگن- ران و عضلات اطراف به‌عنوان ناحیه مرکزی بدن خوانده می‌شود و با توجه به اینکه موقعیت آناتومیکی مرکز ثقل در این ناحیه واقع شده است و حرکات انسان از آنجا ناشی می‌شود، ثبات این ناحیه اهمیت زیادی دارد (هاجز و ریچارسون، ۱۹۹۷). ناحیه مرکزی بدن را می‌توان به‌عنوان یک کمربند عضلانی در مرکز زنجیره حرکتی در نظر گرفت که یک واحد تثبیت کننده برای ستون فقرات و تنه می‌باشد. همچنین به دلیل اینکه این منطقه آغازگر مرکزی کلیه‌ی حرکات اندام‌های بدن انسان می‌باشد، به‌عنوان نیروگاه در نظر گرفته می‌شود (تسه، ۲۰۰۹). قدرت و استقامت عضلانی این ناحیه به سیستم اجازه می‌دهند که با تثبیت مکانیکی ستون فقرات عمل توزیع، تحویل و انتقال مطلوب نیرو را انجام دهد (هیل و لیشلر، ۲۰۱۱). تمرینات ناحیه مرکزی بدن قدرت، استقامت و کنترل عصبی این ناحیه را افزایش می‌دهد که از طریق این تمرینات، کنترل بخش داخلی ستون فقرات، کنترل فشار داخلی شکم و کنترل عضلانی حرکات تنه می‌تواند بهبود یابد و بر توانایی بدن برای حفظ تعادل در حرکات پویای مختلف تأثیر گذارد (مکاسکی، ۲۰۱۱).

تمرینات ثبات مرکزی عبارت‌اند از تمرینات قدرتی ناحیه مرکزی، که به ایجاد حرکت و ثبات بیشتر در این ناحیه کمک می‌کند. نتیجه این تمرینات، ثبات قسمت مرکزی بدن برای حرکت بهتر اندام تحتانی است (کیبلر، پریس، سایشا، ۲۰۰۶). با توجه به موارد ذکر شده می‌توان نتیجه‌گیری کرد که تقویت و ثبات ناحیه مرکزی بدن به دلیل قرارگیری مرکز ثقل در این ناحیه، سبب کاهش جابجایی مرکز ثقل به خارج از سطح اتکا و کاهش نوسانات و در نتیجه کاهش میزان زمین خوردن می‌شود.

با توجه به تحقیقات انجام شده قدرت عضلات ناحیه مرکزی یکی از مهمترین مؤلفه‌های بهبود تعادل و عملکرد می‌باشد. سالاری و همکاران (۲۰۱۳)، تأثیر تمرینات پایداری ناحیه مرکزی بدن بر تعادل ورزشکاران زن نابینا را با هدف تمرینات ناحیه مرکزی بدن در بهبود تعادل ایستا و پویای ورزشکاران زن نابینا انجام دادند. نتایج از لحاظ آماری افزایش معنی‌داری را در تعادل ایستا و پویا در گروه تجربی

در مقایسه با گروه کنترل نشان داد (سالاری، صاحب الزمانی و دانشمندی، ۲۰۱۳).

احمدی و همکاران (۲۰۱۲)، نیز تأثیر تمرینات ثبات مرکزی بر بهبود تعادل پویای افراد عقب‌مانده ذهنی را تأیید کردند (احمدی، دانشمندی، براتی، ۲۰۱۲). تحقیقی توسط کال[1] (۲۰۰۹)، با حضور داوطلبانه ۳۰ جوان سالم با میانگین سنی ۲۱ سال انجام شد. گروه آزمایش برای مدت ۶ هفته، هر هفته ۳ جلسه و هر جلسه ۳۰ دقیقه در تمرینات ثبات مرکزی شرکت کردند. تعادل پویای افراد با تست ستاره سنجیده شد که نشان داد اثر تمرینات ثبات مرکزی بر تعادل پویای گروه تجربی بهبود بخش بوده و در عملکرد مردان و زنان هیچ تفاوت معناداری دیده نمی‌شود (کال، ۲۰۰۹).

اشمیت و لی[2] (۲۰۰۵)، اعلام کردند، از بین درون دادهای حسی، بینایی در بسیاری از وضعیت‌های قرارگیری مهمترین منبع است (اشمیت و لی، ۲۰۰۵). بنابراین کاهش درون داد حسی توسط حس بینایی هم موجب کاهش تعادل ایستا شده (سیهپاتی و همکاران، ۱۹۹۹) و هم منجر به نقصان در تعادل پویا می‌شود (کونا و همکاران، ۱۹۹۹). این در حالی است که پژوهش انجام شده توسط علیزاده و همکاران (۲۰۰۷) نکشان داد، افراد غیرورزشکار در برقراری تعادل بیشتر به حس بینایی وابسته بودند و تعادل آنان هنگام آزمون با چشمان بسته ضعیف‌تر از گروه ورزشکاران بود (علیزاده، رئیسی، شیرزاد، باقری، ۲۰۰۷). این امر ضرورت استفاده از تمرینات ورزشی و تأثیر احتمالی آن بر کاهش اثر بازخورد بینایی در تعادل گروه نابینایان را تأکید می‌کند.

تحقیقات انجام شده با موضوع انجام تمرینات به منظور بهبود تعادل نابینایان بسیار محدود است. نتایج تحقیقی که توسط داورپناه و همکاران (۲۰۱۲)، بر روی ۱۹ دانش آموز نابینا با دامنه سنی ۹ تا ۱۴ سال انجام شد، نشان داد انجام تمرینات منتخب تعادلی موجب بهبود تعادل پویا در این آزمودنی‌ها گردید (جزی، پوررجبی، موحدی، جلالی، ۲۰۱۲). مطالعه‌ای احمدی براتی و همکاران (۲۰۱۳)، که بر روی ۳۰ دانش آموزان نابینا با میانگین سنی ۸/۵ سال انجام شد و شامل ترکیبی از تمرینات ذهنی و بدنی می‌باشد، که بر تعادل ایستای آزمودنی‌ها اثر معناداری نداشتند، اما در مورد تعادل پویا تنها روش تمرین ترکیبی موجب توسعه قابلیت تعادل پویا شد (احمدی براتی و همکاران، ۲۰۱۳).

در رابطه با سرعت راه رفتن نابینایان تحقیقی یافت نشد. همچنین تحقیقات انجام شده با موضوع سرعت راه رفتن در گروه‌های آزمودنی مختلف، نتایج متناقضی را نشان می‌داد، برای مثال کائو[3] و همکاران (۲۰۰۷)، به بررسی تأثیر تمرینات قدرتی، تعادلی، انعطاف‌پذیری و هوازی بر روی ۲۰ زن سالم پرداختند و اعلام کردند که این تمرینات بر روی سرعت راه رفتن در مسیر ۱۰ متری تأثیر مثبتی داشته است (کائو و همکاران، ۲۰۰۷). اما طی تحقیقی که توسط آولار[4] و همکاران (۲۰۱۰) انجام شد، نتایج نشان داد تمرینات مقاومتی در آب و خارج از آب تأثیری بر سرعت راه رفتن آزمودنی‌ها نداشته است (آولار، باستون، آلکانترا، گومر، ۲۰۱۰).

مطالعات متعددی نشان می‌دهد که حذف عامل بینایی در افراد بینا باعث ضعف در کنترل تعادل شده، بنابراین نابینایان مشکلات دوچندانی در کنترل تعادل، که جزء کلیدی بسیاری از فعالیت‌هاست، دارند (کومال، ۲۰۱۰). از آن‌جایی‌که تحقیقات فراوانی در خصوص تمرینات ناحیه مرکزی بدن در گروه‌های مختلف انجام شده است، تحقیقی در گروه کودکان نابینا مشاهد نشد، بنابراین هدف مطالعه حاضر، تأثیر یک دوره تمرینات ثبات مرکزی بر تعادل و سرعت راه رفتن کودکان نابینا بود.

مواد و روش‌ها

این تحقیق به‌صورت نیمه‌تجربی بر روی ۲۸ دانش‌آموز نابینا با دامنه سنی ۱۰ تا ۱۲ سال انجام شد. نمونه‌های تحقیق به‌صورت در دسترس و هدفمند از جامعه دانش‌آموزان نابینای مدرسه نابینایان شهید سامانی اصفهان انتخاب و به دو گروه تجربی (۱۴ نفر، با میانگین و انحراف معیار سن ۱۰/۸±۰/۹۴ سال، وزن ۴۰/۱۰±۹/۱۴ کیلوگرم، قد ۱۴۷/۲۸±۹/۵۰ سانتیمتر) و کنترل (۱۴ نفر، با میانگین و انحراف معیار سن ۱۱/۴۶±۰/۹۱ سال، وزن ۱۵/۵۹± ۴۰/۹۱ کیلوگرم، قد ۱۴۵/۸۱±۱۳/۶۰ سانتیمتر) تقسیم شدند. شاخص ورود به تحقیق استفاده از خط بریل در

1. Kahle
2. Schmitt & Lee
3. Cao
4. Avela

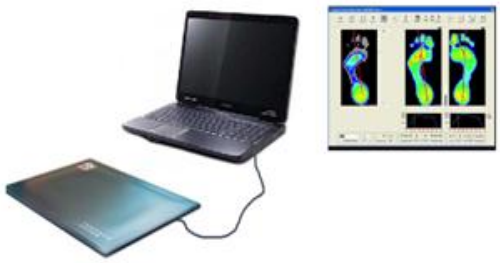
خواندن و نوشتن و محدوده سنی ۱۰ تا ۱۲ سال بود. از ۸۴ دانش‌آموز این مدرسه ۵۵ نفر در این محدوده سنی قرار داشتند. با توجه به تعداد دانش‌آموزان حاضر در مدرسه و با توجه به حجم نمونه مطالعات گذشته، تعداد ۳۰ آزمودنی انتخاب شدند که از این تعداد ۲۸ نفر شامل ۱۴ دختر و ۱۴ پسر حاضر به همکاری شدند. شاخص خروج، مشکلات جسمی و حرکتی دانش‌آموزان بود که طبق سوابق موجود در مدرسه هیچ یک از آنان مشکل جسمی نداشتند و از گروه خارج نشدند.

روش کار

جهت انجام تحقیق حاضر برای آزمون تعادل ایستا از دستگاه فوت‌اسکن (RS-Scan) و تعادل پویا (TUG) استفاده شد.

اندازه‌گیری تعادل ایستا

ارزیابی تعادل ایستا به کمک دستگاه فوت اسکن (RS-Scan) ساخت کشور سوئد انجام شد. این آزمون با سه بار تکرار و هر تکرار به مدت ۶ ثانیه ایستادن بر روی صفحه حس‌گر اجرا شد. زمان ۶ ثانیه با توجه به پروتکل آزمون و هم به کمک تست پایداری اولیه‌ای که هم از افراد بینا و نابینا گرفته شده بود، انتخاب شد. در این آزمون از میانگین ۳ تکرار بزرگترین تغییرات مرکز نیرو[1] (COF) در دو راستای جانبی (X) و راستای قدامی- خلفی (Y) با واحد اندازه‌گیری میلیمتر برای سنجش تعادل ایستا استفاده شد. به‌طوری‌که تغییرات جابه‌جایی کمتر، تعادل بهتر آزمودنی‌ها را نشان می‌داد. روش اجرا به این صورت بود که از فرد خواسته می‌شد به نحوی که خود احساس راحتی می‌کنند، روی صفحه حس‌گر بایستد. با اعلام آمادگی توسط خود فرد، کار فوت اسکن شروع می‌شد. در طی این مدت از فرد خواسته می‌شد که هیچ‌گونه حرکتی نداشته باشد. اندازه‌گیری در مدت ۶ ثانیه انجام می‌شد و تغییرات (COF) توسط دستگاه ثبت می‌شد.



شکل ۱: آزمون تعادل ایستا

آزمون زمان برخاستن و رفتن (TUG)[2]

این آزمون توسط ماتیاس درسال ۱۹۸۶ طراحی شد و مقیاس امتیازدهی یک تا پنج داشت (نوردین و همکاران، ۲۰۰۸). آزمون timed get up & go (TUG) شامل نشستن روی صندلی، بلندشدن و راه رفتن تا سه متر، برگشتن و باز روی صندلی نشستن است. نسخه‌ی بعدی این آزمون توسط ریچاردسون و همکاران در سال ۱۹۹۱ مطرح شد (راجی،۲۰۱۲) که وی در آن به‌جای مقیاس کمی مقیاس زمانی را ملاک قرار داد یعنی مدت زمانی را که شخص این مانور حرکتی را از لحظه‌ی بلند شدن از روی صندلی تا نشستن مجدد انجام می‌دهد با کرونومتر اندازه‌گیری می‌کند (کوهن و همکاران،۱۹۹۳). از این آزمون برای اندازه‌گیری تعادل و نشان دادن تحرک پایه‌ای کودکان (ICC =۰/۹۵) استفاده می‌شود (گان و همکاران، ۲۰۰۸). افراد جوان این آزمون را در ۷-۵ ثانیه انجام می‌دهند. (ماتیاس و همکاران، ۱۹۸۶).[2]

1.Timed Get Up & Go

2. Center Of Force

شکل ۲: آزمون TUG

آزمون سرعت راه رفتن

سرعت راه رفتن با آزمون سرعت راه رفتن در مسیر هشت متری و با کمک کرنومتر (CATIGA) ساخت کشور چین با دقت اندازه‌گیری ۰/۰۱ ثانیه اندازه‌گیری شد. پس از جمع‌آوری اطلاعات، گروه آزمایش، طی ۸ هفته و هر هفته سه جلسه به مدت ۱۵ الی۲۰ دقیقه، در تمریناتی که در سالن اجتماعات مدرسه و با حضور مربی برگزار می‌شد، حضور یافتند. مدت زمان اجرای پروتکل تمرینی طوری در نظر گرفته شد تا در صورت تأثیر بر تعادل نابینایان، امکان اختصاص زمانی برای اجرای آن در ساعات تربیت بدنی دانش آموزان وجود داشته باشد. تمرینات پیشنهاد شده با توجه به پژوهش جفری[1] (۲۰۰۲) انتخاب شد (بوچارد، ۲۰۰۲) که از سه سطح تمرینی متفاوت شامل سطح یک، انقباضات ایستا در یک وضعیت باثبات، سطح دو شامل حرکات دینامیک در یک محیط باثبات و سطح سه شامل حرکات دینامیک در یک محیط بی‌ثبات، تشکیل می شد.

پروتکل تمرینی ثبات مرکزی

برنامه تمرینی با توجه به تحقیقی که توسط جفری بر روی دانش‌آموزان بینا در سال ۲۰۰۲ انجام شده بود اجرا شد. علت این انتخاب سادگی و قابل اجرا بودن این تمرینات در مدارس بود. زمان هر جلسه تمرین ۱۵ الی ۲۰ دقیقه و شامل گرم کردن به مدت ۳ دقیقه، تمرینات ثبات مرکزی ۱۰ دقیقه و سرد کردن ۲ دقیقه بود. این تمرینات متشکل از سه سطح تمرینی متفاوت، به‌صورت: سطح ۱ شامل انقباضات ایستا در یک وضعیت باثبات، سطح ۲ شامل حرکات دینامیک در یک محیط باثبات و سطح ۳ شامل حرکات دینامیک در یک محیط بی‌ثبات بود. مدت این تمرینات طوری در نظر گرفته شد تا در صورت تأثیر بر تعادل نابینایان، امکان اختصاص زمانی برای اجرای آن در ساعات تربیت بدنی دانش‌آموزان وجود داشته باشد (جفری، ۲۰۰۲) (جدول ۱).

جدول ۱: نمونه از تمرینات به کاربرده شده در این تحقیق

تمرینات ثبات مرکزی هفته اول و دوم

۱- انقباض عضلات شکم در وضعیت طاق باز

۲- تو دادن شکم در وضعیت دمر

۳- تو دادن شکم در وضعیت چمباتمه.

هر تمرین ۳ مرتبه و هر مرتبه ۲۰ تکرار انجام می شد.

تمرینات ثبات مرکزی هفته سوم

۱- تو دادن شکم در وضعیت طاقباز به همراه جمع کردن یک پا (۳مرتبه و هر مرتبه ۲۰ تکرار).

۲- تو دادن شکم در وضعیت دمر به همراه جمع کردن یک پا (۳مرتبه و هر مرتبه ۲۰ تکرار) .

۳- پل یک طرفه به پهلو برای هر سمت بدن ۶ تکرار و ۱۰ثانیه مکث.

1. Jeffery

تمرینات ثبات مرکزی هفته چهارم

۱- تو دادن شکم در وضعیت طاقباز به همراه بالا نگه داشتن اندام ها و نزدیک کردن دست ها و پاها (۳مرتبه و هر مرتبه ۲۰ تکرار).

۲- چهاردست و پا همراه با بالا آوردن یک پا از پشت (برای هر پا ۳ مرتبه و هرمرتبه ۲۰ تکرار).

۳- چرخش تنه به طرفین با در دست داشتن وزنه (برای هر سمت بدن ۳ مرتبه و هر مرتبه ۲۰ تکرار).

تمرینات ثبات مرکزی هفته پنجم

۱- نشستن بر روی توپ سوئیسی (Swiss Ball) و عمل تو دادن شکم (۳مرتبه و هر مرتبه ۱۰ ثانیه).

۲- اسکات در حالی که توپ سوئیسی بین دیوار و کتف ها باشد (۳مرتبه و هر مرتبه ۱۵ تکرار).

۳- بالا آوردن دست ها و پاها به طور همزمان در حالت دمر (۳مرتبه و هر مرتبه ۱۰ تکرار).

تمرینات ثبات مرکزی هفته ششم

۱- حرکت (lunch) در یک مسیر مایل به زاویه ۴۵ درجه به چپ و راست (سه مرتبه و هر مرتبه ۱۲ تکرار).

۲- پل زدن با یک پا (شانه‌ها و کف یک پا روی زمین و بالا آوردن باسن و پای دیگر) (۳مرتبه و هر مرتبه ۱۵ ثانیه مکث).

۳- انقباض استاتیک در حالت خوابیده روی توپ سوئیسی به طوری که کف پا روی زمین و کمر روی توپ سوئیسی قرار گیرد (۳ مرتبه و هر مرتبه ۲۰ تکرار).

تمرینات ثبات مرکزی هفته هفتم

۱- خوابیدن روی توپ سوئیسی به طوری که کف پا روی زمین و کمر روی توپ سوئیسی قرار گیرد و چرخش تنه به طرفین (۳ مرتبه و هر مرتبه ۱۵ تکرار).

۲- خوابیدن روی توپ سوئیسی به طوری که کف پا روی زمین و کمر روی توپ سوئیسی قرار گیرد و چرخش تنه به طرفین در حالی که در هر دست وزنه ۰/۲۵ کیلوگرم قرار گیرد (۳ مرتبه و هر مرتبه ۱۵ تکرار).

۳- پل یکطرفه به همراه بالا آوردن یک پا (برای هر سمت بدن ۶ تکرار و ۱۰ ثانیه مکث).

تمرینات ثبات مرکزی هفته هشتم

خوابیدن طاقباز روی توپ سوئیسی و عمل تو دادن شکم (۳ دور و هر دور ۲۰ تکرار)

بالا آوردن دست و پای مخالف در حالتی که فرد به حالت چهاردست و پا قرار دارد (۳ دور و هر دور ۲۰ تکرار)

پل به طوری که پاها روی توپ سوئیسی قرار گیرد و بالا آوردن یک پا (۳ دور و هر دور ۱۵ ثانیه مکث)

یافته‌ها

بر اساس نتایج آزمون کلموگرف- اسمیرنف توزیع داده‌ها در تمامی متغیرها در هر دو گروه تمرینی نرمال بود (P>۰/۰۵)؛ همچنین، نتایج تست لون نشان داد که در تمام متغیرها واریانس هر دو گروه برابر است (P>۰/۰۵). اطلاعات توصیفی در گروه تجربی و کنترل به ترتیب میانگین سن ۱۰/۸±۰/۹۴ و ۱۱/۴۶±۰/۹۱ سال، قد ۱۴۷/۲۸±۹/۵۰ و ۱۴۵/۸۱±۱۳/۶۰ سانتی‌متر، وزن ۴۰/۱۰±۹/۱۴ و ۴۰/۹۱±۱۵/۵۹ کیلوگرم بود. در ادامه داده‌ها با استفاده از آزمون‌تی همبسته و در سطح معنی‌داری P≤۰/۰۵ با کمک نرم‌افزار SPSS۱۶ مورد تجزیه و تحلیل استنباطی قرار گرفت (جدول۳،۲).

نتایج جدول (۳،۲) نشان می‌دهد میانگین نمرات پس‌آزمون گروه‌تجربی در تعادل‌پویا و سرعت راه رفتن به‌طور معناداری نسبت به گروه کنترل بیشتر بوده است (P =۰/۰۰۱). ولی این تغییرات از نظر آماری در تعادل ایستا از نظر آماری معنادار نبود.

جدول ۲: نتایج تی وابسته گروه ثبات مرکزی و شاهد

متغییرها	مرحله	گروه ثبات مرکزی میانگین± انحراف معیار	سطح معناداری	گروه شاهد میانگین± انحراف معیار	سطح معناداری
تعادل پویا	پیش آزمون	۲/۶۶±۱۶/۴۰	٭۰/۰۰۰	۳/۷۷±۱۵/۴۵	۰/۱۳۶
	پس آزمون	۱/۶۵±۱۲/۵۹		۳/۳۹±۱۴/۱۳	

سرعت راه رفتن	پیش آزمون	۲/۴۱±۱۰/۰۷	۰/۰۰۰ ❋	۱/۷۵±۸/۸۲	❋ ۰/۰۰۰
	پس آزمون	۰/۸۹±۶/۵۱		۱/۵۶±۷/۱۳	
(COF) بزرگترین تغییرات در راستای داخلی	پیش آزمون	۴/۹۲±۸/۹۳	۰/۰۶	۷/۴۲±۸/۸۶	۰/۸۸۶
	پس آزمون	۲/۸۸±۶/۵۲		۷/۱۲±۹/۱۰	
در (COF) بزرگترین تغییرات راستای قدامی- خلفی	پیش آزمون	۵/۲۲±۸/۴۲	۰/۷۵	۷/۴۲±۸/۸۶	۰/۵۸۱
	پس آزمون	۷/۲۹±۸/۸۵		۷/۱۲±۹/۱۰	

❋تفاوت معنی‌دار بین گروه تجربی و شاهد در سطح P≤۰/۰۵

جدول ۳: نتایج تی مستقل تعادل پویا و سرعت راه رفتن گروه ثبات مرکزی و شاهد

متغییر	گروه ثبات مرکزی میانگین ± انحراف معیار	گروه شاهد میانگین ± انحراف معیار	سطح معناداری
آزمون TUG	۳/۸۱±۲/۴۹	۱/۱۳±۳/۱۰	❋۰/۰۲۷
آزمون سرعت راه رفتن	۳/۵۵±۲/۴۸	۱/۶۹ ±۱/۱۷	❋۰/۰۱۸

❋تفاوت معنی‌دار بین گروه تجربی و شاهد در سطح P≤۰/۰۵

بحث

رشد حرکتی کودکان مبتنی بر رشد مهارت‌های حرکتی پایه‌ای آنها می‌باشد و تجربیات حرکتی مختلف موجب رشد مهارت‌های حرکتی پایه و افزایش آگاهی محیطی در کودکان می‌شود (دستجردی، ۲۰۰۱). این موضوع در کودکان نابینا اهمیت بیشتری پیدا می‌کند. زیرا آنها از لحاظ حرکتی محدودیت بیشتری دارند. بنابراین هدف از تحقیق حاضر تأثیر یک دوره تمرینات ثبات مرکزی بر تعادل و سرعت راه رفتن دانش آموزان نابینا بود.

تعادل یک فاکتور ضروری برای نابینایان است که کمک به ایجاد یکپارچگی فضایی در افراد نابینا می‌کند (کولاک و همکاران، ۲۰۰۴). تعادل فرایند پیچیده‌ای است که به هماهنگی چندین جزء حسی و حرکتی وابسته است (فورتین و واس، ۲۰۰۷). اختلال تعادل می‌تواند ناشی از مشکلات حسی- پیکری، بینایی، دهلیزی، عضلانی اسکلتی یا شناختی (ترس از افتادن) باشد (فراهانی، نورسته، هلالات، آقاله، ۲۰۱۳).

نتایج حاصل از تحقیق حاضر، بهبود تعادل ایستا را در راستای جانبی نشان می‌دهد اما در هر دو راستای جانبی (X) و قدامی- خلفی (Y) تغییرات معناداری صورت نگرفت و همچنین با نتایج سالاری و همکاران (۲۰۱۳)، تأثیر تمرینات پایداری ناحیه مرکزی بدن بر تعادل ورزشکاران زن نابینا را بررسی کردند. در این مطالعه ۳۰ ورزشکار زن نابینا شرکت کردند و برای تعادل ایستا از ورزشکاران زن نابینا، آزمون ایستادن تک پا به عمل آمد. با نتایج تحقیق حاضر، که تأثیر تمرینات ناحیه مرکزی بدن در بهبود تعادل ایستا و پویای ورزشکاران زن نابینا را که می‌تواند نقش بسزایی داشته باشد، را نشان داد (سالاری، صاحب الزمانی و دانشمندی، ۲۰۱۳)، مغایرت دارد و علت مغایر بودن این تغییر با نتایج این تحقیق می‌توان این‌گونه بیان کرد، تمرینات تعادل ایستا که از دستگاه فوت اسکن با دقت یک میلیمتر استفاده شد و احتمالاً دقت بالای دستگاه موجب این اختلاف نتیجه است، زیرا آزمودنی‌ها هنگام اجرای تست به دلیل نداشتن بینایی نسبت به صدای اطراف حساس بودند و با کوچکترین صدا واکنش نشان داده و این موجب جابه‌جایی مرکز نیرو بدن (COF) در هنگام اجرای تست شده و نتایج را تحت تأثیر قرار می‌داد.

در افراد نابینا به دلیل عدم حضور بینایی از جمع کل ذخیره اطلاعات حرکتی و الگوهای حرکتی درست در سیستم عصبی مرکزی کاسته می‌شود و در کل روی عملکرد تعادلی فرد تأثیر می‌گذارد و باعث می‌شود که افراد

نابینا در مقایسه با افراد بینای همسال خود از نظر تعادل ضعیف‌تر عمل کنند (ری و همکاران، ۲۰۰۸).

تعادل می‌تواند از طریق تمرین و فعالیت‌های مناسب با هماهنگی فعالیت‌هایی که قدرت را درگیر می‌کند، بهبود یابد. تعادل، پایداری زیادی برای فعالیت‌های عملکردی روزانه یا وظایف مربوط به کار ایجاد می‌کندکه به‌دنبال آن باعث کاهش رویدادهای تصادفی یا افتادن و در نتیجه کاهش آسیب می‌شود (اسمیل، هوروات، ۲۰۰۵).

عالی و رضا زاده (۲۰۱۲)، به بررسی نیمرخ ساختاری و آمادگی جسمانی ۱۰۶ کودک با اختلال حسی ۶ تا ۱۲ سال پرداختند. در این تحقیق ارزیابی تعادل ایستا با استفاده از تست لک‌لک اصلاح شده و ارزیابی تعادل پویا با آزمون زمان برخاستن و رفتن انجام شد. نتایج نشان داد تفاوت معناداری در میزان تعادل ایستا و پویا بین آزمودنی‌های نابینا، ناشنوا و سالم وجود دارد (عال و رضا زاده، ۲۰۱۲). علت مغایر بودن نتایج این تحقیق با تحقیق حاضر در تعادل ایستا می‌تواند به علت تفاوت در سن آزمودنی‌ها و همچنین نوع آزمون اندازه‌گیری تعادل باشد، ولی با نتایج تعادل پویای که از آزمون زمان برخاستن و رفتن استفاده شده است، هم‌خوانی دارد. در توجیه این یافته می‌توان گفت که سایر دروندادهای حسی نمی‌توانند جایگزین غیبت طولانی اطلاعات بینایی شوند و بینایی نقش اساسی در پردازش و یکپارچه‌سازی سایر دروندادهای حسی برای انتخاب نوع استراتژی در کنترل تعادل دارد (روتکوسکا، اسکورانسکی، ۲۰۰۷). همچنین در افراد نابینا به دلیل عدم حضور بینایی از جمع‌آوری و ذخیره اطلاعات و الگوهای حرکتی درست در سیستم عصبی مرکزی کاسته و متعاقبا عملکرد تعادلی فرد تحت تاثیر قرار می‌گیرد و همین امر موجب می‌شود که افراد نابینا در مقایسه با افراد بینای هم‌سال خود را از نظر تعادل ضعیف‌تر عمل کنند (غلامی سلطان مرادی، ۲۰۰۰).

انجام تمرینات ناحیه مرکزی بدن؛ قدرت، استقامت و کنترل عصبی در این ناحیه، کنترل بخش داخلی ستون فقرات، کنترل فشار داخلی شکم و کنترل عضلانی حرکت تنه را بهبود می‌دهد و بر توانایی بدن برای حفظ تعادل در حرکات پویای مختلف تأثیر می‌گذارد. مکاسکی[1] و همکاران (۲۰۱۱)، در تحقیقی اثرات تمرینات ناحیه مرکزی بدن را بر تعادل پویا و استقامت عضلانی ناحیه مرکزی بدن مورد مطالعه قرار دادند. نتایج نشان داد برنامه‌های تمرینی ناحیه مرکزی بدن می‌تواند تأثیر مثبتی بر تعادل پویا و استقامت ناحیه مرکزی بدن داشته باشد (مکاسکی و همکاران، ۲۰۱۱).

در مورد تأثیر اجرای حرکات با توپ سوئیسی بر تعادل پویا به نظر می‌رسد بهبود کنترل وضعیت بدن با فعالیت بر روی توپ به این علت که در اثر قرارگیری افراد بر روی توپ و تعدیل وزن بدن از روی عضلات و مفاصل، فرد می‌تواند دامنه وسیعی از حرکات را بدون احتمال آسیب و افتادن به صورت تفریحی انجام دهد. نیروهای بر هم زنده تعادل که در اثر قرارگیری روی توپ ایجاد می‌شود، می‌تواند فعالیت مناسبی برای به چالش کشیدن سیستم‌های درگیر در تعادل را فراهم کند. ترکیب، تکرار و سرعت حرکات نیز موجب بهبود انعطاف‌پذیری و زمان عکس‌العمل شود که خود این فاکتورها سهم عمده در حفظ تعادل دارند (دوریس و همکاران، ۲۰۰۳).

کنترل تعادل انسان به یکپارچگی اطلاعات آوران رسیده از سیستم‌های دهلیزی، بصری و حسی- پیکری بستگی دارد. کاهش فعالیت یکی از سیستم‌های درگیر در کنترل قامت و یا از دست رفتن اطلاعات آن، در ادامه افت عملکرد در مکانیزم‌های دیگر کنترل قامت را به همراه دارد. فقدان بینایی علاوه بر ایجاد تغییرات در کنترل قامت، منجر به افزایش وابستگی اجتماعی، محدودیت در انجام فعالیت‌های روزانه، کاهش اعتماد به نفس و افزایش خطر سقوط می‌شود (سوارس و همکاران، ۲۰۱۱). در تحقیقی در خصوص میزان سقوط در میان افراد سالمند، گزارش شده است که سالمندان نابینا نسبت به سالمندان ناشنوا بیشتر در معرض خطر سقوط هستند (نجاتی، امینی، سروش، معصومی، ۲۰۰۹). این استدلال وجود دارد که بهبود پایداری ناحیه مرکزی بدن سبب افزایش ثبات پویا می‌شود (مکاسکی و همکاران، ۲۰۱۱). علت مغایر بودن با نتایج تحقیق حاضر می‌توان به فاکتور اندازه‌گیری، سن آزمودنی‌ها اشاره کرد. راه‌رفتن به‌عنوان مهارتی پایه‌ای بیشترین بخش فعالیت حرکتی روزمره انسان را به خود اختصاص می‌دهد.

1. McCaskey & et all

یک فرد نابینا دو برابر بیشتر از یک فرد بینا در راه رفتن و سه برابر در تردد و خروج از منزل دچار مشکل می‌شود (کانگ دون، ۲۰۰۳). به علت نامحدود بودن تحقیقات در این زمینه و بر اساس مطالعات محقق تحقیقی راجع به تأثیر تمرینات ثبات مرکزی بر سرعت راه رفتن نابینایان یافت نشد.

نتیجه‌گیری

با توجه به یافته‌های تحقیق می‌توان نتیجه‌گیری کرد که احتمالاً استفاده از هشت هفته تمرینات ثبات مرکزی ارائه شده در این طرح در بهبود تعادل پویا و سرعت راه رفتن دانش آموزان نابینا مؤثر بوده است. بنابراین با توجه به تأثیر مثبت تمرینات و نیاز ویژه دانش‌آموزان نابینا به تحرک می‌توان به اهمیت استفاده از این تمرینات در ساعات تربیت بدنی دانش آموزان اشاره کرد. این در حالی است که زمان لازم برای انجام تمرینات طوری در نظر گرفته شده است که قابلیت اجرای آن در ساعات تربیت بدنی دانش‌آموزان وجود داشته باشد.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از همکاری دانش‌آموزان و مسئولین مدرسه شهید سامانی اصفهان تشکر و قدردانی نموده و آرزوی سلامتی و شادکامی برای این عزیزان داریم.

References

Aali, Sh. (2012). "study of the structural profile and physical fitness in children with sensory impairment.". Thesis for Master of Science. Faculty of Physical Education and Sports Science. Guilan University, PP: 114. [in Persian].

Ahmadi barati, A,. Ahmadi barati, S,. Ghaeini, S,. Behpour, N.L,. etafatkar, A. (2013). "Comparison of the effect of mental, physical and mental-physica practices on balance capability of blind student". J Res Rehabil Sci , 9(3): PP: 71-79. [in Persian]

Ahmadi, r,. Daneshmandi, H,. Barati, H. (2012). "the effect of 6 weeks core stabilization training program on the balance in mentally retarded student". Journal of sport studies, 2(10): PP: 496-501[in Persian]

Alizade, M.H,. Reisi, J,. Shirzad, E,. Bagheri, L. (2007). "Influence of sensory information on balance in athletes and non-athletes standing ".13(1): PP: 21-30 [in Persian]

Ayvazoglu, N. R, Francis, H. K, & Kozub, M. (2006) "Explaining physical activity in children with visual impairments: A family systems approach". Exceptional Children, 72(2): PP: 235-248.

Bouchard, S. (2002). "moderate low vision aged 8–13. Journal of Visual Impairment & Blindness (JVIB)". 94 (09).

Cao, Z. B,. Maeda, A,. Shimao, N,. Kurata, H,. Nishizono, H. (2007). "The effect of a 12-week combined exercise intervention program on physical performance and gait kinematics in community-dwelling elderly women". Journal of physiological anthropology, 26(3): PP: 325-332.

Choy, N.L,. Brauer, S,. Nitz, J. (2003). "Changes in postural stability in women aged 20 to 80 years". The Jour als of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences 58(6): PP: 525-530.

Cohen, H., Blatchly, CA., Gombash, LL. (1993). "A study of the clinical test of sensory interaction and balance". Phys Ther, 73(6), PP: 346-51.

Colak, T., Bamaç, B., Aydin, M., Meriç, B., Ozbek, A. (2004). "Physical fitness levelsof blind and visually impaired goalball team players". Isokinetics and Exercise Science 12(4): PP: 247-52.

Congdon, N.G,. Friedman, D.S,. Lietman, T. (2003). "Important Causes of Visual Impairment in the World Today". JAMA, 290(15): PP: 2057-60.

Congdon, NG., Friedman, DS., Lietman, T. (2003). "Important Causes of Visual Impairment in the World Today". JAMA, 290(15), PP: 2057-60.

Corna, S,. Tarantola, J,. Nardone, A,. Giordano, A,. Schieppati, M. (1999). "Standing on a continuously moving platform: is body inertia counteracted or exploited?". Experimental Brain Research, 124(3): PP: 331-341.

Dastjerdi Kazem, M. (2001). "The base motor skills in children with intellectual disability. Research on Exceptional Children". 2(6): PP: 333-358. [in Persian].

Dereb, W. (2002). "Treadmill exercise negatively affect visual contribution to static postural stability". Athlther Today; 2002, 8(2): PP: 46-7.

Douris, P,. Southard, V,. Varga, C,. Schauss, W,. Gennaro, C,. Reiss, A. (2003). "The effect of land and aquatic exercise on balance scores in older adults". Journal of Geriatric Physical Therapy, 26(1): PP: 3-6.

Farzane Hesari, A,. Daneshmandi, H,. Mahdavi, S. (2012). "The Effect of 8 Weeks of Core Stabilization Training Program on Balance in Hearing Impaired Students". Journal of Sport Medicine, 4(7): PP: 67-83 [in Persian]

Fortin, M., Voss, P., Lassonde, M., Lepore, F. (2007). "Sensory loss and brain reorganization". Med Sci (Paris), 23(11): PP: 917-22 [In French].

Gan, S. M., Tung, L. C., Tang, Y. H., & Wang, C. H. (2008). "Psychometric properties of functional balance assessment in children with cerebral palsy ". Neurorehabilitation and neural repair, 22(6), PP: 745-753.

Gholami Sultan Murad, R. (2000). "Compare balance boys with boys of the same age 12.6 years old, blind, visually impaired and its relationship with age". Master thesis. Tehran University of Medical Sciences. [Thesis].

Hakkinen, A,. Holopainen, E,. Kautiainen, H,. Sillanpa, E,. & Hakkinen, K. (2006). "Neuromuscular function and balance of prepubertal and pubertal blind and sighted boys". Acta Paediatrica, 95(10): PP: 1277-1283.

Hill, J., Leiszler, M. (2011). "Review and role of plyometrics and core rehabilitation in competitive sport". Curr Sports Med Rep, 10(6): PP: 345-51.

Hodges, P.W., Richardson, C.A. (1997). "Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. Phys Ther" . J. 77, PP: 132- 142.

Jazi, S. D,. Purrajabi, F,. Movahedi, A,. & Jalali, S. (2012). "Effect of Selected Balance Exercises on the Dynamic Balance of Children with Visual Impairments". Journal of Visual Impairment &; Blindness. 106(8). [in Persian].

Jeffreys, I. (2002). "Developing a progressive core stability program". Strength Cond J, 24, PP: 65-73.

Juodžbalienė, V,. Muckus, K. (2006). "The influence of the degree of visual impairment on psychomotor reaction and equilibrium maintenance of adolescents". Medicina, 42(1): PP: 49-56.

Kahle, N. (2009). "The Effects of Core Stability Training on balance testing young healty adults". [thesis]. Toledo,spain :The University of Toledo.

Kibler, W. B., Press, J., & Sciascia, A. (2006). "The role of core stability in athletic function". Sports Medicine, 36(3), PP: 189-198.

Kibler, W.B,. Press, J,. Sciascia, A. (2006). "The role of core stability in athletic function". Sports Medicine, 36(3): PP: 189-198.

Kulmala, J. (2010). "Visual acuity in relation to functional performance, falls and mortality in old age". Jyvaskyla, Finland: University of Jyvaskyla. PP: 12-27. [Thesis].

Mathias, S., Nayak, USL., Issaacs, B. (1986). "Balance in Elderly Patients". The "Get-up and Go" Test. Arch Phys Med Rehab, 67, 387-38 Med, 166(1), PP: 111-7.

McCaskey, A. (2011). "The effects of core stability training on star excursion balance test and global core muscular endurance". Toledo, Spain: University of Toledo, College of Health Science and Human Service. PP: 15-49. [MSc Thesis].

Nagy, E,. Feher-Kiss, A,. Barna, M,. Domján-Pressner, A,. Angyan, L,. Horvath, G. (2007). "Postural control in elderly subjects participating in balance training". European journal of applied physiology, 100(1): PP: 97-104.

Nejati, V., Amini, R., Soroush, MR., Masumi, M. (2009). "Evaluation of the prevalence of musculoskeletal dysfunctions in blind veterans in Iran". Teb-e-Janbaz Iran J War Public Health, 1(2): PP: 82-90 [In Persian].

Nordin, E., Lindelöf, N., Rosendahl, E., Jensen, J., Lundin-Olsson, L. (2008). "Prognostic validity of the Timed Up-and-Go test, a modified Get-Up-and-Go test, staff's global judgement and fall history in evaluating fall risk in residential care facilities". Age Ageing, 37(4), PP: 442-8.

Panjabi, M,. Abumi, K,. Duranceau, J,. Oxland, T. (1989). "Spinal stability and intersegmental muscle forces: a biomechanical model". 14(2): PP: 194-200.

Raji, P. (2012). "Functional balance tests". Audiology, 21(4), PP: 1-9.

Ray, C.T., Horvat, M., Croce, R., Mason, R.C., Wolf, S.L. (2008). "The impact of vision loss on postural stability and balance strategies in individuals with profound vision loss". Gait Posture, 28(1): PP: 58–61.

Rutkowska, I., Skowronski, W. (2007). "A Comparison of Body Balance of Blind Children Aged 7-16 Years in Sex and Age Categories ". Stud. Phys. Cult. Tourism. 14: PP: 87-292.

Schmidt, R. A, Lee, T. D. (2005). "Motor control and learning. Approach human kinetics". Publ Champaign .

Smail, K. M,. Horvat, M. (2005). "Effects of balance training on individuals with mental retardation". Clinical report. J Am Kinesiotherapy Assoc, PP: 22: 1-6.

Soares, A.V., Oliveira, C., Knabben, R.J, Domenech, S.C, Junior, B.G. (2011). "Postural control in blind subjects". Einstein, 9(4 Pt 1): PP: 470-6.

Tse, M.A. (2009). "Exploring the impact of core stability on performance". Pokfulam, Hong Kong: The University of Hong Kong . [Thesis].

Winter, D. A,. Patla, A. E,. Frank, J. S. (990). "Assessment of balance control in humans". Med Prog Technol, 16(1-2): PP: 31-51.

Woldeyes, A,. Adamu, Y. (2008). "Gender differences in adult blindness and low vision, Central Ethiopia". Ethiopian medical journal, 46(3): P: 211.