

مطالعه حمل کوله‌پشتی در دانش‌آموزان پسر ایرانی

حسن دانشمندی^۱، سید حسین حسینی^۲

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۶/۱۴ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۳/۲۴

پژوهشگاه تربیت بدنی وزارت علوم، تحقیقات و فناوری

چکیده

هدف پژوهش حاضر، بررسی تحلیلی وضعیت موجود کوله‌پشتی‌های دانش‌آموزان پسر مدارس ایران بود. به این منظور ۲۰۰۰ دانش‌آموز پسر (ابتدایی: ۷۹۰ نفر با میانگین سن ۹/۱ سال، وزن ۳۱/۹ کیلوگرم و قد ۱۳۵/۷ سانتی‌متر؛ راهنمایی: ۶۰۰ نفر با میانگین سن ۱۳/۲ سال، وزن ۴۸/۳۲ کیلوگرم و قد ۱۵۴/۹ سانتی‌متر؛ دبیرستان: ۶۱۰ نفر با میانگین سن ۱۶/۶ سال، وزن ۵۹/۴ کیلوگرم و قد ۱۶۹/۷۴ سانتی‌متر) به‌طور تصادفی خوشه‌ای از ۵ منطقه جغرافیایی کشور انتخاب شدند. وزن مطلق کوله‌پشتی (کیلوگرم)، وزن نسبی کوله‌پشتی (درصد وزن بدن) و مدت زمان حمل کوله‌پشتی (دقیقه) اندازه‌گیری شد. داده‌های حاصل با استفاده از آزمون تحلیل واریانس و آزمون تعقیبی توکی، تجزیه و تحلیل شد. نتایج پژوهش حاضر نشان داد که وزن مطلق کوله‌پشتی دانش‌آموزان ابتدایی با مقاطع تحصیلی بالاتر، تفاوت معنی‌داری ندارد ($p > 0/05$)، با این حال میانگین وزن نسبی کوله‌پشتی که به‌صورت درصدی از وزن فرد بیان می‌شود، در دانش‌آموزان ابتدایی (۱۱/۳ درصد) به‌طور معنی‌داری بیشتر از دانش‌آموزان راهنمایی (۸/۲ درصد) و دبیرستان (۷ درصد) است ($p = 0/001$). همچنین میانگین مدت زمان حمل کوله‌پشتی از منزل تا مدرسه یا برعکس (و نه هر دو باهم) در مقطع دبیرستان (۱۹/۵۴ دقیقه) به‌طور معنی‌داری بیشتر از مقاطع راهنمایی (۱۴/۵ دقیقه) و ابتدایی (۱۰/۵ دقیقه) است ($p = 0/001$). بر پایه نتایج این تحقیق به‌نظر می‌رسد دانش‌آموزان ابتدایی تمایل دارند از کوله‌پشتی‌هایی با وزنی برابر و حتی گاه بیشتر از آنچه دانش‌آموزان مقاطع تحصیلی بالاتر حمل می‌کنند، استفاده کنند که این ممکن است سلامت آنان را به‌خطر اندازد. همچنین دانش‌آموزان مقاطع بالاتر، روزانه مدت زمان خیلی زیادی را صرف حمل کوله‌پشتی می‌کنند که این نیز در بلندمدت ممکن است عوارض جنبی نامطلوبی را به‌همراه داشته باشد. بنابراین کاهش وزن و مدت حمل کوله‌پشتی برای این گروه از دانش‌آموزان توصیه می‌شود.

کلیدواژه‌های فارسی: وزن مطلق کوله‌پشتی، وزن نسبی کوله‌پشتی، مدت زمان حمل، دانش‌آموزان ایرانی.

مقدمه

تنوع کیف‌های موجود در بازار و عدم رعایت استانداردهای ارگونومیکی در طراحی و ساخت آنها و نیز بی‌توجهی دانش‌آموزان به پیامدهای منفی فیزیولوژیکی یا عوارض عضلانی و جسمانی آنها، محققان حیطه سلامت را به تحقیقات پیمایشی واداشته است. اکنون کیف‌های مختلف مورد استفاده در مدارس را می‌توان در انواع کوله‌پشتی^۱، کوله جلویی^۲، کوله دو محفظه‌ای^۳ یا کوله پشتی-جلویی^۴، کوله کمری^۵، کیف شانه‌ای^۶، کیف دستی^۷ و کیف چرخدار^۸ مشاهده کرد. با این حال استفاده از برخی کیف‌ها ممکن است رایج‌تر از بقیه باشد. حسینی و همکاران (۱۳۸۸) در پژوهشی گزارش کردند که رایج‌ترین انواع کیف‌های مدرسه‌ای مورد استفاده در بین دانش‌آموزان به ترتیب کوله‌پشتی، کیف شانه‌ای و کیف دستی است. براساس برخی گزارش‌ها، از بین روش‌های مختلف حمل وسایل آموزشی، کوله‌پشتی از محبوبیت و شیوع بیشتری در بین دانش‌آموزان برخوردار است (۱،۱۶،۱۷،۲۹،۳۳). علاوه بر این، اکثر محققان آن را بهترین نوع کیف برای حمل وسایل معرفی می‌کنند (۱،۳،۳۱،۳۳،۴۵،۴۶). با این حال، اطلاعات دقیقی از کیفیت حمل، وزن، مدت زمان حمل و نیز مختصات کوله‌های مورد استفاده دانش‌آموزان در دست نیست.

نگاهی گذرا به برخی تحقیقات، ضرورت این تحقیق را آشکارتر می‌کند. محققان در آلمان، حداکثر وزن پذیرفتنی کوله‌پشتی برای دانش‌آموزان ابتدایی را کمتر از ۱۰ درصد وزن بدن پیشنهاد کرده‌اند (۳۵،۴۲). در استرالیا حداکثر وزن پذیرفتنی کوله‌پشتی برای دانش‌آموزان ۱۳ تا ۱۶ ساله، کمتر از ۱۵ درصد وزن بدن پیشنهاد شده است (۸). محققان چینی وزن مجاز کوله‌پشتی برای دانش‌آموزان دبستانی را حداکثر ۱۰ درصد وزن بدن دانسته و اخطار کرده‌اند که حمل کوله‌پشتی‌های سنگین‌تر، به اختلال در عملکرد ریه‌ها و دستگاه تنفسی منجر می‌شود (۲۲). در هندوستان، محققان اظهار داشته‌اند که کوله‌پشتی معادل ۱۰ درصد وزن بدن، ممکن است برای دانش‌آموزان ۱۰ تا ۱۵ ساله برای اتخاذ و حفظ پاسچرهای طبیعی در ناحیه شانه و گردن بسیار سنگین باشد (۲۷). در عربستان، وزن مطلوب کوله‌پشتی برای دانش‌آموزان ابتدایی

1. Backpack
2. Front pack
3. Double pack
4. Front-backpack
5. Low back pack
6. Shoulder bag
7. Hand bag
8. Wheeled bag

بین ۵ تا ۱۵ درصد وزن بدن توصیه شده است (۶). متأسفانه با وجود این توصیه‌ها، تحقیقات حاکی از این است که دانش‌آموزان در بیشتر کشورها کوله‌پشتی‌هایی سنگین و خارج از محدوده‌های پیشنهادشده حمل می‌کنند. تحقیقات در فرانسه (۴۰،۴۱) و استرالیا (۱۷) نشان داده است که نسبت شایان توجهی از دانش‌آموزان در مدارس ابتدایی، راهنمایی و دبیرستان، کوله‌هایی با وزنی بیش از ۱۰ درصد وزن بدن خود حمل می‌کنند. تحقیقی در هنگ‌کنگ نشان داد که وزن کیف دانش‌آموزان این کشور حدود ۲۰ درصد وزن بدن آنان است (۱۹). همچنین ساندر^۱ (۱۹۷۹) در تحقیقی نشان داد که دانش‌آموزان آلمانی، اغلب کیف‌هایی سنگین‌تر از ۱۰ درصد و گاه حتی تا ۱۸/۲ درصد وزن بدن خود حمل می‌کنند. پاسکو^۲ و همکاران (۱۹۹۷) نیز در آمریکا وزن کیف‌های دانش‌آموزان را بررسی کردند و دریافتند که میانگین وزن نسبی کیف‌ها، ۱۷ درصد میانگین وزن بدن آنهاست. کیسی و دوکرل^۳ (۱۹۹۵) در تحقیقی مقدماتی گزارش کردند که میانگین مسافت حمل کوله‌پشتی در دانش‌آموزان ۱۰ ساله آلمانی، ۰/۶ مایل (حدود ۹۶۶ متر) در روز است. آنان نتیجه گرفتند که حمل کوله‌پشتی‌های سنگین به‌مدت طولانی، ممکن است زمینه‌ساز ناهنجاری‌های پاسچرال و دردهای جسمانی در دانش‌آموزان باشد. آنان دستیابی به حدود مطلوب وزن کوله‌پشتی و کشف تأثیر حمل کوله‌های سنگین را مستلزم اجرای تحقیقات گسترده در آینده دانسته‌اند. ویتفیلد^۴ و همکاران (۲۰۰۱) در تحقیقی گزارش کردند که میانگین وزن کوله‌پشتی دانش‌آموزان نیوزیلندی، ۶/۶ کیلوگرم و میانگین مدت زمان حمل کوله‌پشتی، روزانه ۱ ساعت و ۲۵ دقیقه است. در ایتالیا نیز نگرینی^۵ و همکاران (۱۹۹۹) در تحقیقی گزارش کردند که بیش از ۳۴ درصد دانش‌آموزان مورد بررسی، کیفی با وزن نسبی بیش از ۳۰ درصد وزن بدن خود را حداقل یک بار در هفته حمل می‌کنند. این تحقیقات که اغلب به وضعیت حمل کوله‌پشتی دانش‌آموزان در کشورهای توسعه‌یافته پرداخته‌اند، همگی حاکی از بی‌توجهی به استانداردهای حمل کوله‌پشتی است. به‌نظر می‌رسد در کشورهای توسعه‌نیافته و نیز در حال توسعه وضعیت از این هم اسفبارتر باشد. در عین حال برخی محققان معتقدند آموزش نحوه صحیح استفاده از کوله‌پشتی و اجرای تحقیقات در این زمینه، بسیار اثربخش و کمک‌کننده است (۱۵). فینگولد و جیکوبس^۶ (۲۰۰۲) در تحقیقی

-
1. Sander
 2. Pascoe
 3. Casey & Dockrell
 4. Whittfield
 5. Negrini
 6. Feingold & Jacobs

دریافتند که دانش‌آموزان شرکت‌کننده در کلاس‌های آموزشی درباره نحوه استفاده از کوله‌پشتی، درد و فشار کمتری در مقایسه با سایر دانش‌آموزان (گروه کنترل) در نواحی مختلف ستون فقرات خود گزارش کرده‌اند.

با آنکه آمار معلوم و قطعی درباره تعداد کاربران کوله‌پشتی در ایران وجود ندارد، در نگاه عمومی به نظر می‌رسد بیشتر دانش‌آموزان مدارس ابتدایی، راهنمایی و دبیرستان برای حمل وسایل آموزشی خود از کوله‌پشتی استفاده می‌کنند. اکثر این دانش‌آموزان، برای حفظ وضعیت و تعادل خود هنگام حمل کوله‌پشتی‌های سنگین محتوی کتاب‌های آموزشی و کمک‌آموزشی، دفترچه‌های یادداشت و لوازم تحریر، مواد خوراکی و ... بسیار تلاش می‌کنند. تحقیقات حاکی از این است که حمل کوله‌پشتی سنگین ممکن است به استرین عضلات، تغییر شکل قوس‌های ستون فقرات و عارضه‌شانه‌های نابرابر (۲۵،۳۱) و در نهایت دردها و ناراحتی عضلانی-استخوانی در ناحیه ستون فقرات منجر شود (۱۸،۲۴،۲۵،۳۲). بر پایه گزارش‌های ACA^۱ درد پشت غالباً در سنین دانش‌آموزی ظهور می‌یابد و کوله‌پشتی‌های سنگین عامل اصلی این درد است (۵). این عامل در بلندمدت ممکن است سبب ناراحتی‌های پشتی مزمن در دوران بلوغ و پس از آن شود (۱۸،۲۴،۳۲،۳۸).

متأسفانه در داخل کشور گستردگی این مسئله تاکنون بررسی نشده است، اما گاه شواهدی از کاربرد کوله‌پشتی‌های سنگین در رسانه‌ها منعکس می‌شود. با وجود این اطلاعات دقیقی درباره وزن و مدت زمان حمل کوله‌پشتی در دانش‌آموزان ایرانی در دست نیست و نیز مشخص نیست که اصولاً چه تفاوت‌هایی بین کوله‌های دانش‌آموزان در مقاطع تحصیلی مختلف وجود دارد. بنابراین هدف اصلی پژوهش حاضر، بررسی توصیفی و تحلیلی وضعیت موحود کوله‌پشتی‌های دانش‌آموزان ایرانی با تاکید بر وزن مطلق، وزن نسبی و مدت زمان حمل است.

روش‌شناسی پژوهش

ماهیت پژوهش حاضر توصیفی-میدانی است و جامعه آماری آن، کلیه دانش‌آموزان پسر مقاطع تحصیلی ابتدایی، راهنمایی و دبیرستان در سراسر کشور که در سال تحصیلی ۱۳۸۸-۸۹ مشغول به تحصیل بودند، هستند. در این تحقیق ابتدا پنج استان گیلان، خوزستان، تهران، کرمانشاه و خراسان رضوی از شرایط جغرافیایی مختلف کشور (به ترتیب شمال، جنوب، مرکز، غرب و شرق) به عنوان استان‌های مورد بررسی انتخاب شدند. سپس با مراجعه به وزارت آموزش و پرورش، مسئله تحقیق و ضرورت آن به اطلاع دست‌اندرکاران مربوط در معاونت پژوهشی

1. American Chiropractic Association

رسید. پس از موافقت مسئولان و صدور مجوزها و هماهنگی‌های لازم، محققان به سازمان‌های آموزش و پرورش استان‌های مذکور مراجعه کرده و اطلاعاتی در مورد تعداد مدارس و تعداد دانش‌آموزان پسر مدارس مراکز هر استان به تفکیک مقاطع تحصیلی دریافت کردند. تعداد کل دانش‌آموزان پسر مقاطع تحصیلی ابتدایی، راهنمایی و دبیرستان پنج استان مذکور، ۲۹۸۴۴۴۹ نفر بود. سپس نمونه‌ای شامل ۲۰۰۰ (بر اساس جدول ادینسکی^۱) دانش‌آموز پسر که به تفکیک مقاطع ابتدایی، راهنمایی و دبیرستان به ترتیب ۷۹۰، ۶۰۰ و ۶۱۰ نفر بودند، برای اندازه‌گیری قد و وزن، وزن مطلق کوله‌پشتی (کیلوگرم)، وزن نسبی کوله‌پشتی (درصد وزن بدن) و مدت زمان حمل (دقیقه) انتخاب شد. وزن کوله‌پشتی‌ها به‌طور تصادفی و در روزهای متفاوت اندازه‌گیری و میانگین وزن کوله‌پشتی‌های دانش‌آموزان به تفکیک مقاطع تحصیلی مختلف محاسبه شد. سپس وزن کوله‌پشتی هر دانش‌آموز بر حسب کیلوگرم بر وزن آن دانش‌آموز تقسیم شد تا وزن نسبی کوله‌پشتی محاسبه شود. نمونه‌گیری در این پژوهش به روش تصادفی خوشه‌ای انجام گرفت. به این ترتیب که ابتدا استان‌هایی از موقعیت‌های جغرافیایی مختلف گزینش و سپس با مراجعه به سازمان‌های آموزش و پرورش در مراکز استان‌های مذکور، مدارس به‌صورت تصادفی غیرهدفدار از این مراکز انتخاب شد. سپس از هر مدرسه، کلاس‌هایی و در نهایت از هر کلاس، دانش‌آموزانی به‌صورت تصادفی انتخاب شد.

در این تحقیق از روش‌های آمار توصیفی به‌منظور توصیف و تشریح داده‌ها استفاده شد. برای مقایسه هر یک از متغیرها بین مقاطع تحصیلی مختلف و نیز مقایسه استان‌های مختلف از آزمون‌های آمار استنباطی شامل تحلیل واریانس (ANOVA) استفاده شد. هر جا که اختلاف معنی‌داری مشاهده شد، از آزمون تعقیبی توکی برای تعیین نقاط معنی‌داری استفاده شد. کلیه تجزیه و تحلیل‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۶ و در سطح معنی‌داری $p \leq 0/05$ انجام گرفت. همچنین نمودارها به کمک نرم‌افزار Excel رسم شد.

یافته‌های پژوهش

میانگین سنی دانش‌آموزان مقاطع ابتدایی، راهنمایی و دبیرستان به ترتیب ۹/۱، ۱۳/۲ و ۱۶/۶ سال بود. جدول ۱ سایر اطلاعات فردی و آنتروپومتریکی دانش‌آموزان ایرانی را به تفکیک پایه‌ها و مقاطع تحصیلی مختلف نشان می‌دهد.

وزن مطلق و نسبی کوله‌پشتی

اطلاعات درباره کوله‌پشتی دانش‌آموزان ایرانی در پایه‌ها و مقاطع تحصیلی مختلف در جدول ۲

1. Udinsky

آورده شده است.

جدول ۱. ویژگی‌های فردی و آنترپومتریکی دانش‌آموزان مورد بررسی در پایه‌ها و مقاطع تحصیلی مختلف (n=۲۰۰۰)

متغیر	ابتدایی (n=۷۹۰)					راهنمایی (n=۶۰۰)					دیبرستان (n=۶۱۰)			
	۱	۲	۳	۴	۵	کل	۱	۲	۳	کل	۱	۲	۳	کل
سن (سال)	۷/۲	۸/۱	۹	۱۰/۱	۱۱/۳	۹/۱	۱۲	۱۳/۴	۱۴/۳	۱۳/۲	۱۵/۴	۱۶/۶	۱۷/۵	۱۶/۶
وزن (kg)	۲۱/۴	۲۵/۶	۲۸/۵	۳۲/۴	۳۶/۲	۳۱/۹	۴۲/۶	۵۲/۴	۶۳/۴	۴۸/۳	۵۶/۵	۶۰/۳	۶۶/۶	۵۹/۴
قد (cm)	۱۲۲/۲	۱۲۶	۱۳۲/۶	۱۳۶/۸	۱۴۰/۵	۱۳۵/۷	۱۴۶/۷	۱۵۳/۶	۱۵۹/۸	۱۵۴/۹	۱۶۴/۶	۱۶۹/۲	۱۷۲	۱۶۹/۷
BMI (kgm ^۲)	۱۵/۴	۱۵/۹	۱۶/۵	۱۷/۳	۱۸/۲	۱۶/۷۵	۱۸/۶	۱۹	۱۹/۶۵	۱۹/۵	۱۹/۸	۲۰/۳	۲۱/۱	۲۰/۵۸

جدول ۲. اطلاعات مربوط به کوله‌پشتی دانش‌آموزان ایرانی در پایه‌ها و مقاطع تحصیلی مختلف (n=۲۰۰۰)

متغیر	ابتدایی (n=۷۹۰)					راهنمایی (n=۶۰۰)					دیبرستان (n=۶۱۰)			
	۱	۲	۳	۴	۵	کل	۱	۲	۳	کل	۱	۲	۳	کل
وزن مطلق (kg)	۵	۴/۲	۳/۶	۲/۷	۳	۳/۲۶	۳/۳	۴	۲/۳	۳/۱۵	۴/۲	۵/۱	۲/۳	۲/۳
وزن نسبی (درصد)	۳۳	۱۷	۱۲/۳	۶/۶	۸/۳	۱۱/۲	۸/۴	۱۴/۵	۴/۳	۸/۳	۶/۸	۱۵/۲	۳/۵	۷
وزن بدن	۴/۵	۶	۱۲/۶	۱۱	۱۴/۸	۱۰/۵	۱۶	۱۲/۴	۱۹/۲	۱۴/۵	۱۷	۲۱/۶	۲۵	۱۹/۵
مدت زمان حمل (دقیقه)														

ابتدایی: میانگین وزن مطلق (بدون در نظر گرفتن وزن دانش‌آموزان) و نسبی (نسبت وزن کوله‌پشتی به وزن دانش‌آموز) کوله‌پشتی در دانش‌آموزان ابتدایی به ترتیب ۳/۲۶ کیلوگرم و ۱۱/۳ درصد وزن بدن آنها بود. حداقل و حداکثر وزن مطلق و نسبی کوله‌پشتی برای دانش‌آموزان این مقطع تحصیلی به ترتیب ۱ و ۶ کیلوگرم و ۳/۸ و ۲۹/۴ درصد وزن بدن آنها بود. همان‌طور که داده‌های جدول ۳ نشان می‌دهد، وزن کوله‌پشتی ۶۵ درصد دانش‌آموزان مقطع ابتدایی بیشتر از ۳ کیلوگرم (۱۰ درصد وزن بدن) بود، در حالی که تنها ۵ درصد آنها وزنی کمتر از ۲ کیلوگرم (۶ درصد وزن بدن) را حمل می‌کردند، ۲۰ درصد، وزنی بیشتر از ۴ کیلوگرم (۴/۳ درصد وزن بدن) و ۵ درصد، وزنی بیشتر از ۵ کیلوگرم (۱۸/۵ درصد وزن بدن) را حمل می‌کردند.

راهنمایی: میانگین وزن مطلق و نسبی کوله‌پشتی در دانش‌آموزان مقطع راهنمایی به ترتیب ۳/۱۵ کیلوگرم و ۸/۲ درصد وزن بدن آنها بود. حداقل و حداکثر وزن مطلق و نسبی کوله‌پشتی

برای دانش آموزان این مقطع تحصیلی به ترتیب ۰/۵ و ۷ کیلوگرم و ۰/۸ و ۲۲ درصد وزن بدن آنها بود. براساس اطلاعات جدول ۳ بیش از ۵۰ درصد دانش آموزان راهنمایی کوله‌هایی با وزنی بیش از ۲/۷ کیلوگرم (۶/۵ درصد وزن بدن) را حمل می‌کردند. در حالی که وزن کوله حدود ۵ درصد آن‌ها کمتر از ۱/۵ کیلوگرم (۳ درصد وزن بدن) بود، بیش از ۲۰ درصد آنها کوله‌ای سنگین‌تر از ۴/۵ کیلو (۱۰/۵ درصد وزن بدن) و حدود ۵ درصد آنها کوله‌ای سنگین‌تر از ۵/۵ کیلوگرم (۱۶ درصد وزن بدن) را حمل می‌کردند.

جدول ۳. نورم موجود کوله پشتی دانش آموزان ایرانی در مقاطع تحصیلی مختلف

آماره	ابتدایی (n=۷۹۰)		راهنمایی (n=۶۰۰)		دبیرستان (n=۶۱۰)		رتبه درصدی
	وزن مطلق	وزن نسبی	وزن مطلق	وزن نسبی	وزن مطلق	وزن نسبی	
تعداد (معتبر)	۷۹۰	۷۹۰	۶۰۰	۶۰۰	۶۰۰	۶۰۰	۵۸۴
تعداد (خطا)	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۲۶
میانگین	۳/۲۵	۱۱/۳۱	۳/۱۵	۸/۲	۱۴/۵۰	۳/۳۲	۱۹/۵
انحراف معیار	۰/۸۶	۴/۱۳	۱/۲۷	۳/۰۱	۷/۵۱	۱/۳۵	۸/۳
حداقل	۱	۳/۸۵	۱	۰/۸۱	۱	۰/۹۰	۲
حداکثر	۶	۲۹/۴۴	۷	۲۲	۶۰	۶/۵۰	۷۵
۵	۲	۵/۸۸	۱/۵	۲/۵۷	۴	۱/۷۰	۵
۱۰	۳	۶/۷۷	۱/۷۰	۳/۱۹	۵	۱/۹۰	۵
۱۵	۴	۷/۳۶	۱/۸۳	۳/۵۹	۵	۲	۱۰
۲۰	۵	۷/۸۵	۲	۴	۵	۲	۱۰
۲۵	۵	۸/۳۳	۲	۴/۴۵	۸	۲/۲۰	۱۰
۳۰	۵	۸/۶۵	۲/۳۰	۴/۸۲	۱۰	۲/۴۰	۱۰
۳۵	۳	۹/۱۱	۲/۵۰	۵/۲۱	۱۰	۲/۵۰	۱۴/۵
۴۰	۳	۹/۵۴	۲/۵۰	۵/۶۵	۱۰	۲/۶۰	۱۵
۴۵	۳	۱۰	۲/۷۰	۶/۲۷	۱۰	۲/۸۰	۱۵
۵۰	۳/۱۰	۱۰/۳۸	۲/۹۰	۶/۶۶	۱۴	۳	۱۵
۵۵	۳/۲۰	۱۱/۱۱	۳/۱۰	۷/۱۴	۱۵	۳	۱۶
۶۰	۳/۴۰	۱۱/۵۲	۳/۵۰	۷/۶۰	۱۵	۳/۴۰	۲۰
۶۵	۳/۵۰	۱۲/۱۴	۳/۷۰	۸/۱۰	۱۵	۳/۷۰	۲۰
۷۰	۳/۶۰	۱۲/۷۵	۴	۸/۷۷	۱۶	۴	۲۵
۷۵	۳/۸۰	۱۳/۵۷	۴/۲۰	۹/۴۸	۲۰	۴/۵۰	۲۵
۸۰	۴	۱۴/۲۸	۴/۵۰	۱۰/۳۱	۲۰	۴/۶۰	۳۰
۸۵	۴	۱۵	۴/۷۰	۱۱/۴۰	۲۳	۵	۳۰
۹۰	۴/۵۰	۱۶/۳۵	۵	۱۳/۴۱	۲۵	۵/۵۰	۳۵
۹۵	۵	۱۸/۵۱	۵/۵۰	۱۶/۱۲	۳۰	۵/۷۷	۵۰

دبیرستان: میانگین وزن مطلق و نسبی کوله پشتی در دانش آموزان دبیرستانی به ترتیب ۳/۳ کیلوگرم و ۷ درصد وزن بدن آنها بود. حداکثر وزن مطلق و نسبی کوله پشتی برای دانش آموزان این مقطع به ترتیب ۰/۹ و ۶/۵ کیلوگرم و ۱/۳ و ۲۳/۲ درصد وزن بدن آنها بود. حدود ۵۰ درصد دانش آموزان دبیرستان، کوله‌هایی سنگین‌تر از ۳ کیلوگرم (۵ درصد وزن بدن) و

از طرفی، حدود ۲۰ درصد آنها، وزنی کمتر از ۲ کیلوگرم (۳ درصد وزن بدن) را حمل می‌کردند، ۱۵ درصد آنها، وزنی بیش از ۵ کیلوگرم (۴/۱ درصد وزن بدن) و ۱۰ درصد آنها وزنی بیش از ۵/۵ کیلوگرم (۶/۱ درصد وزن بدن) را متحمل می‌شدند (جدول ۳).

نتایج آزمون تحلیل واریانس یکطرفه برای مقایسه متغیرها بین مقاطع تحصیلی مختلف در جدول ۴ ارائه شده است. براساس این جدول بین وزن مطلق کوله‌پشتی دانش‌آموزان ابتدایی، راهنمایی و دبیرستان تفاوت معنی‌داری وجود دارد ($F=۳/۱۱$, $p=۰/۰۴۵$). وزن مطلق کوله‌پشتی دانش‌آموزان ابتدایی با دو مقطع دیگر تفاوت معنی‌داری ندارد ($p>۰/۰۵$)؛ با این حال وزن مطلق کوله‌پشتی دانش‌آموزان راهنمایی به‌طور معنی‌داری کمتر از دبیرستانی‌هاست ($p=۰/۰۳$).

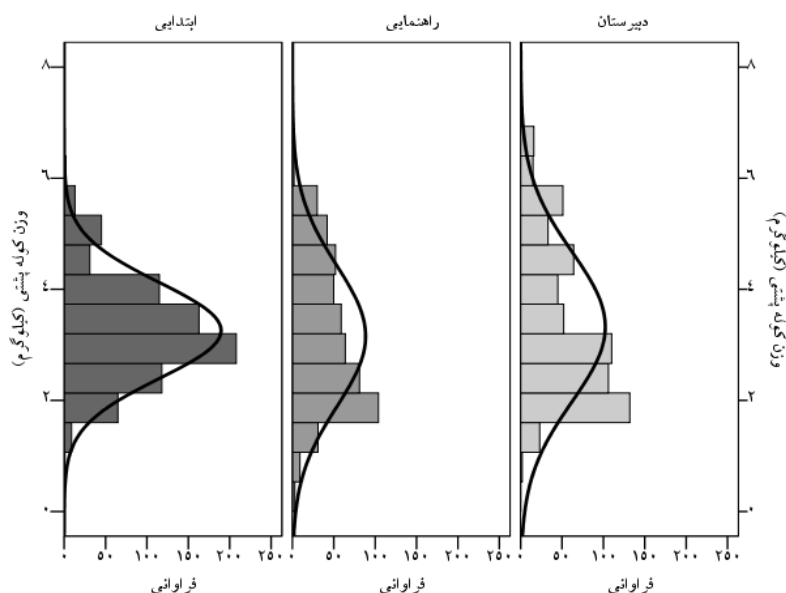
همچنین مطابق جدول ۴، بین وزن نسبی کوله‌پشتی دانش‌آموزان مقاطع تحصیلی مختلف تفاوت معنی‌داری وجود دارد ($F=۲۸۲/۹۷$, $p=۰/۰۰۱$). نتایج آزمون تعقیبی توکی نشان می‌دهد که وزن نسبی کوله‌پشتی دانش‌آموزان ابتدایی (۱/۳ درصد) به‌طور معنی‌داری بیشتر از راهنمایی (۸/۲ درصد) و دبیرستان (۷ درصد) است ($p=۰/۰۰۱$). همچنین وزن نسبی کوله‌پشتی دانش‌آموزان راهنمایی نیز به‌طور معنی‌داری بیشتر از دبیرستان است ($p=۰/۰۰۱$).

جدول ۴. نتایج آزمون تحلیل واریانس یکطرفه برای مقایسه متغیرها بین مقاطع تحصیلی

متغیر	منبع تغییر	مجموع مجذورات	درجه آزادی	مجدور میانگین	F	P
وزن مطلق کوله‌پشتی	بین گروهی	۳/۳۴۶	۲	۴/۱۷۳		
	درون گروهی	۲۶۰۷/۹۹۴	۱۹۴۴	۱/۳۴۲	۳/۱۱۰	۰/۱۴۵
	کل	۱۶/۲۶/۳۳۹	۱۹۴۶			
مدت زمان حمل	بین گروهی	۲۵۹۳۰/۷۲۸	۲	۱۲۹۶۵/۳۶۴		
	درون گروهی	۱۹۲۱۷۱/۹۸۸	۱۸۰۳	۱۰۶/۵۸۵	۱۲۱/۶۴۴	۰/۰۰۱
	کل	۲۱۸۱۰۲/۷۱۶	۱۸۰۵			
وزن نسبی کوله‌پشتی	بین گروهی	۹۲۷۲/۸۹۸	۲	۴۶۳۶/۴۴۹		
	درون گروهی	۳۱۸۵۲/۰۹۸	۱۹۴۴	۱۶/۳۸۵	۲۸۲/۹۷۲	۰/۰۰۱
	کل	۴۱۱۲۴/۹۹۶	۱۹۴۶			

همچنین با توجه به میانگین وزن مطلق کوله‌پشتی، همان‌طور که در داده‌های جدول ۳ و نمودار ۱ مشاهده می‌شود، میانگین این متغیر در دانش‌آموزان هر سه مقطع به‌طور تقریبی یکسان است. با این حال، با نگاه به مقدار انحراف استاندارد و کشیدگی در هر سه مقطع، مشخص می‌شود که پراکندگی وزن کوله‌پشتی در دانش‌آموزان دبیرستان و راهنمایی بیشتر از دانش‌آموزان ابتدایی است.

با اینکه میانگین وزن مطلق کوله‌پشتی در هر سه مقطع تاحدی مشابه است، با توجه به نمودار ۲ مشاهده می‌شود که میانگین وزن نسبی کوله‌پشتی که بر اساس درصدی از وزن فرد بیان شده است، در دانش‌آموزان ابتدایی بیشتر از دانش‌آموزان مقاطع راهنمایی و دبیرستان است. بالا بودن میزان چولگی (۱/۶۴) و کشیدگی (۲/۶۶) در مقطع دبیرستان نسبت به مقاطع راهنمایی (به ترتیب ۱/۰۴ و ۰/۷۷) و ابتدایی (به ترتیب ۱/۱۸ و ۲/۱۹) بیانگر این است که وزن نسبی کوله‌پشتی ۳۵ درصد دانش‌آموزان در این مقطع، بیش از میانگین است. در عوض، وزن نسبی کوله‌پشتی ۴۵ درصد دانش‌آموزان ابتدایی و ۴۰ درصد دانش‌آموزان راهنمایی بیشتر از حد میانگین است.

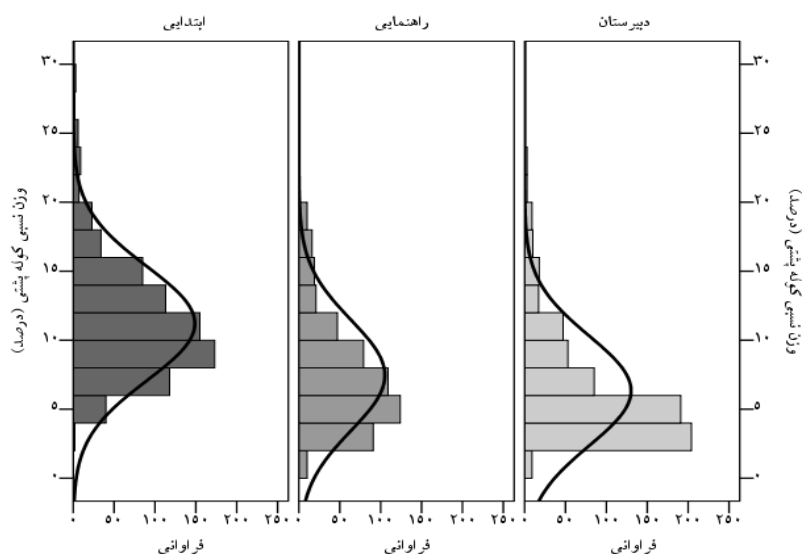


نمودار ۱. پراکندگی وزن مطلق کوله‌پشتی در دانش‌آموزان مقاطع تحصیلی مختلف

مدت زمان حمل کوله‌پشتی

ابتدایی: میانگین مدت زمان حمل کوله‌پشتی (زمان حمل از منزل تا مدرسه یا برعکس، و نه هر دو) بر حسب دقیقه در دانش‌آموزان ابتدایی ۱۰/۵ دقیقه بود. حداقل و حداکثر مدت زمان حمل کوله‌پشتی در این دانش‌آموزان، ۱ و ۴۵ دقیقه بود. ۵۰ درصد دانش‌آموزان این مقطع، بیشتر از ۱۰ دقیقه کوله‌پشتی خود را حمل می‌کردند، در حالی که ۲۵ درصد آنها بیش از ۱۵ دقیقه و ۱۰ درصد آنها، بیش

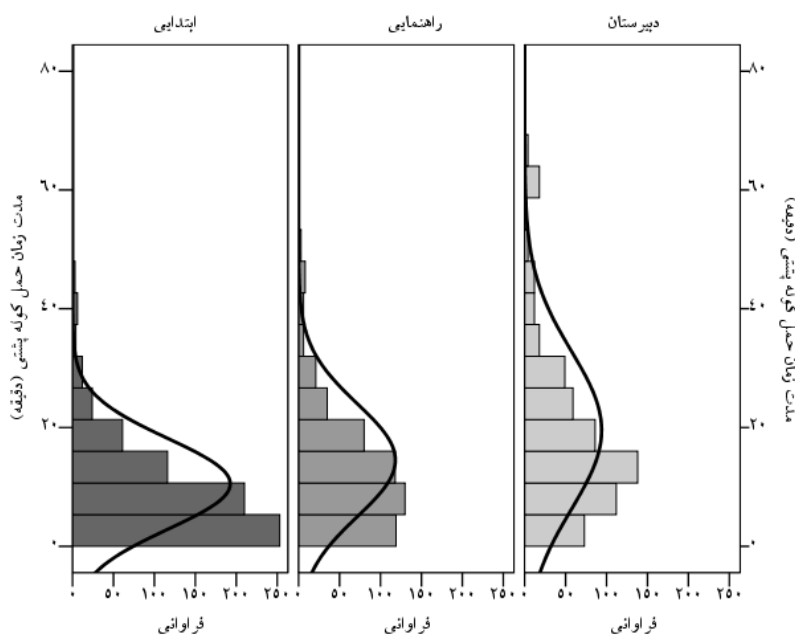
از ۲۰ دقیقه را برای حمل کوله‌پشتی‌هایشان صرف می‌کردند (جدول ۳).
راهنمایی: میانگین مدت زمان حمل کوله‌پشتی در دانش‌آموزان مقطع راهنمایی، ۱۴/۵ دقیقه و حداقل و حداکثر آن به ترتیب ۱ و ۶۰ دقیقه بود. همان‌طور که در جدول ۳ مشاهده می‌شود، مدت زمان حمل کوله‌پشتی در ۴۵ درصد دانش‌آموزان این مقطع بیش از ۱۵ دقیقه، در ۱۰ درصد آنها بیش از ۲۵ دقیقه و در ۵ درصد آنها بیش از ۰/۵ ساعت بود.
دبیرستان: میانگین مدت زمان حمل کوله‌پشتی در این مقطع تحصیلی ۱۹/۵۴ دقیقه بود که این زمان بین حداقل ۲ و حداکثر ۷۵ دقیقه نوسان داشت. بیش از ۵۰ درصد این دانش‌آموزان کوله‌های خود را بیش از ۱۵ دقیقه حمل می‌کردند. این زمان در ۲۰ درصد آنها بیشتر از ۰/۵ ساعت و در ۵ درصد آنها بیش از ۵۰ دقیقه بود. کلیهٔ زمان‌های یادشده تنها زمان حمل کوله‌پشتی از منزل تا مدرسه بود و با در نظر گرفتن مسیر برگشت و نیز فواصل بین کلاس‌های درس (زنگ‌های تفریح) این مقادیر دست‌کم دو برابر می‌شود.



نمودار ۲. پراکندگی وزن نسبی کوله‌پشتی در دانش‌آموزان مقاطع تحصیلی مختلف

مقایسهٔ داده‌ها با استفاده از آزمون ANOVA (جدول ۴) نشان داد که بین مدت زمان حمل کوله‌پشتی در دانش‌آموزان ابتدایی، راهنمایی و دبیرستان تفاوت معنی‌داری وجود دارد ($F=121/64$, $p=0/001$). مدت زمان حمل کوله‌پشتی در دانش‌آموزان ابتدایی (۱۰/۵ دقیقه) به‌طور معنی‌داری کمتر از دانش‌آموزان راهنمایی (۱۴/۵ دقیقه) و دبیرستان (۱۹/۵۴ دقیقه)

بود ($p=0/001$). همچنین مدت زمان حمل کوله پشتی در دانش آموزان راهنمایی به طور معنی داری کمتر از دبیرستانی‌ها بود ($p=0/001$).



نمودار ۳. پراکندگی مدت زمان حمل کوله پشتی در دانش آموزان مقاطع تحصیلی مختلف

همچنین با توجه به نمودار ۳، تمایل هیستوگرام مربوط به مدت زمان حمل کوله پشتی در هر سه مقطع به سمت اعداد پایین است. به بیان دیگر، مدت زمان حمل کوله پشتی در بیشتر دانش آموزان هر سه مقطع کمتر از میانگین است. با این حال، ۵۰ درصد از دانش آموزان مقطع ابتدایی، کوله پشتی خود را به مدت ۴۵-۱۰ دقیقه حمل می کنند که این زمان برای دانش آموزان مقاطع راهنمایی و دبیرستان به ترتیب ۶۰-۱۴ دقیقه و ۷۵-۱۵ دقیقه است.

بحث و نتیجه گیری

وزن مطلق و نسبی کوله پشتی

مقایسه مقاطع تحصیلی مختلف نشان داد که بین وزن مطلق کوله پشتی دانش آموزان ابتدایی و دانش آموزان مقاطع بالاتر تفاوت معنی داری وجود ندارد. این بدان معناست که متاسفانه دانش آموزان ابتدایی تمایل دارند وزنی برابر با (و گاهی حتی بیشتر از) دانش آموزان مقاطع

تحصیلی بالاتر حمل کنند. گریمر و ویلیامز^۱ (۲۰۰۰) در تحقیقی گزارش کردند که مقدار باری که دانش‌آموزان پایه‌های تحصیلی پایین‌تر حمل می‌کردند، برابر با مقدار بار حمل‌شده دانش‌آموزان مسن‌تر در پایه‌های تحصیلی بالاتر بود.

در تحقیق حاضر میانگین وزن مطلق کوله‌پشتی در دانش‌آموزان مقطع ابتدایی ۳/۲۶ و حداکثر وزن مطلق حمل‌شده ۶ کیلوگرم بود. ال‌هزا (۲۰۰۶) در تحقیقی در عربستان نشان داده است که میانگین و حداکثر وزن مطلق کوله‌پشتی در دانش‌آموزان مدارس ابتدایی این کشور، ۳/۲۳ و ۷/۵ کیلوگرم است. این محقق در تحقیقی گزارش کرد که ۹۵ درصد کوله‌پشتی‌های دانش‌آموزان مدارس ابتدایی عربستان در دامنه‌ی وزنی ۳/۱۴ تا ۳/۳۲ کیلوگرم قرار دارند، اما در تحقیق حاضر مشخص شد که در ایران وزن ۹۵ درصد کوله‌پشتی‌های دانش‌آموزان ابتدایی، بین ۲ تا ۶ کیلوگرم است که نشان می‌دهد پراکندگی وزن کوله‌پشتی در دانش‌آموزان ایرانی بیشتر است. شاید یکی از علل این موضوع تعدد اقوام و اقلیت‌ها در ایران و نیز تنوع زیاد مناطق جغرافیایی در کشورمان باشد که سبب ایجاد تفاوت‌های فرهنگی، اجتماعی و رفتاری مردم در استان‌ها و شهرهای مختلف می‌شود.

عدم تفاوت معنی‌دار وزن کوله‌پشتی دانش‌آموزان ابتدایی با دانش‌آموزان مقاطع تحصیلی بالاتر حاکی از این است که دانش‌آموزان تمایل دارند وزنی تقریباً برابر با دانش‌آموزان پایه‌های تحصیلی بالاتر، حمل کنند که با در نظر گرفتن وزن دانش‌آموزان پایه‌های تحصیلی پایین، ممکن است خطرناک باشد و سبب تأثیرات منفی حاد در پاسجر آنها و ماندگاری این تغییرات منفی در وضعیت ستون فقرات آنها در آینده شود. شاید از دلایل دیگر سنگین بودن وزن کوله‌پشتی دانش‌آموزان ابتدایی، فقدان دانش‌والدین درباره‌ی استانداردهای ارگونومیک و آثار عدم رعایت این استانداردها از جمله وزن، مدت زمان، روش حمل و نوع کیف‌های دانش‌آموزان باشد. تحقیقی در آمریکا نشان داد که تنها ۷/۵ درصد والدین دانش‌آموزان تا آن زمان، کوله‌پشتی فرزندان خود را وزن کرده بودند (۱۴). عدم کنترل و نظارت والدین بر کوله‌پشتی فرزندان - هر چند که در مقاطع تحصیلی بالاتر بیشتر به چشم می‌خورد - و رسیدگی بیش از حد به وضعیت غذایی آنها به‌ویژه در دوران کودکی سبب می‌شود که دانش‌آموزان علاوه بر حمل کتاب‌های درسی، لوازم تحریر، کتاب‌های درسی و ... مجبور به حمل بسته‌های غذایی آماده مانند ساندویچ‌های گوناگون و نیز بطری‌های آب با اندازه‌های مختلف شوند. اگر چه احتمالاً این توجه والدین و تدارک گسترده آنها، خوشایند فرزندان دانش‌آموزان است، باید توجه داشت که حمل مواد و وسایل غیرضروری علاوه بر اینکه به افزایش وزن کوله‌پشتی و در

نتیجه تغییرات ساختاری متناسب با این مقدار افزایش وزن در بدن دانش‌آموزان منجر می‌شود، آنها را در معرض خطر فزاینده اضافه‌وزن و چاقی قرار می‌دهد.

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که وزن مطلق کوله‌پشتی در دانش‌آموزان مقطع راهنمایی به‌طور معنی‌داری کمتر از مقطع دبیرستان بود. حداقل و حداکثر وزن مطلق کوله‌پشتی در دانش‌آموزان این مقطع تحصیلی ۰/۵ و ۷ کیلوگرم و میانگین آن ۳/۱۵ کیلوگرم بود. دوکرل (۲۰۰۶) در پژوهشی بر روی ۵۷ دانش‌آموز راهنمایی با میانگین سنی ۱۳/۱ سال گزارش کرد که حداکثر وزن کوله‌پشتی دانش‌آموزان این مقطع، به‌ترتیب ۱/۶ و ۱۱/۳ کیلوگرم و میانگین آن ۶/۲ کیلوگرم بود. در این تحقیق وزن کوله‌پشتی دانش‌آموزان مقطع راهنمایی کمتر از تحقیقات قبلی بود. وزن میانگین کوله‌پشتی دانش‌آموزان این مقطع در تحقیقات دوکرل (۲۰۰۶)، ویتفیلد و همکاران (۲۰۰۱)، شیر- نیس^۱ و همکاران (۲۰۰۳)، نگرینی و کارابالونا^۲ (۲۰۰۲) و نگرینی و همکاران (۱۹۹۹) به‌ترتیب ۶/۲، ۷، ۸/۳، ۹/۰۶ و ۹/۳ کیلوگرم گزارش شده است. شاید یکی از دلایل وزن بسیار زیاد کوله‌پشتی‌های دانش‌آموزان در این تحقیقات که مربوط به کشورهای آلمان، نیوزیلند، آمریکا و ایتالیا است، رواج بسیار زیاد استفاده از لپ‌تاپ‌ها و دستگاه‌های بازی‌های رایانه‌ای و حمل چنین وسایلی در کوله‌پشتی باشد، موضوعی که اخیراً در ایران در دانش‌آموزان مقطع دبیرستان بیشتر به‌چشم می‌خورد. به‌نظر می‌رسد وزن مطلق کوله‌پشتی‌های دانش‌آموزان مقطع راهنمایی ایران چندان زیاد نیست. با این حال وزن نسبی کوله‌پشتی دانش‌آموزان راهنمایی به‌طور معنی‌داری بیشتر از دانش‌آموزان دبیرستان بود. این تفاوت با توجه به وزن کمتر دانش‌آموزان راهنمایی منطقی به‌نظر می‌رسد. این یافته مورد تایید ویتفیلد و همکاران (۲۰۰۱) است که نشان دادند وزن نسبی کوله‌پشتی دانش‌آموزان ۱۳ ساله (۱۳/۲ درصد وزن بدن) به‌طور معنی‌داری بیشتر از دانش‌آموزان ۱۶ ساله (۱۰/۳ درصد وزن بدن) است. بر اساس نتایج تحقیق حاضر، وزن کوله‌پشتی دانش‌آموزان مقطع راهنمایی در ایران کمتر از محدوده‌های توصیه‌شده محققان قبلی است.

شاید یکی از علل این موضوع برخی تحقیقات محققان داخلی در مورد دانش‌آموزان راهنمایی و بهره‌گیری والدین، معلمان و دست‌اندرکاران آموزش و پرورش از نتایج کاربردی این‌گونه تحقیقات باشد. برای مثال نمازی‌زاده و همکاران (۱۳۸۴)، حسینی و همکاران (۱۳۸۸) و دانشمندی و همکاران (۲۰۰۸) در تحقیقاتی مجزا، وزن مطلوب کوله‌پشتی برای دانش‌آموزان مقطع راهنمایی را به‌ترتیب ۷/۵، ۸ و ۸ درصد وزن بدن آنها پیشنهاد کرده‌اند.

1. Sheir-Neiss
2. carabalona

نتایج تحقیق حاضر همچنین نشان داد که میانگین وزن مطلق و نسبی کوله‌پشتی دانش‌آموزان دبیرستانی در ایران به ترتیب ۳/۳ کیلوگرم و ۷ درصد وزن بدن آنهاست. از دلایل سنگین بودن کوله‌پشتی در دانش‌آموزان دبیرستانی (در مقایسه با مقطع راهنمایی) می‌توان به وضعیت ویژه سنی و رشدی آنان اشاره کرد. دانش‌آموزان این مقطع در محدوده سنی ویژه‌ای قرار دارند که به مقتضای آن بیشتر به وضعیت ظاهری خود توجه می‌کنند و احتمالاً علاوه بر وسایل آموزشی خود، وسایلی مانند عینک‌های آفتابی، برس‌های مو، آینه‌های جیبی و گاه کرم‌های مرطوب‌کننده و ضد آفتاب و نیز دستکش‌ها و کلاه‌های تزئینی غیرضروری حمل می‌کنند. هر چند توجه به وضعیت ظاهری بدن به وضعیت روحی- روانی و نیز سلامت جسمی فرد کمک می‌کند، بی‌توجهی به استانداردهای کوله‌پشتی و محتویات آن خود ممکن است عامل خطری بالقوه برای سلامت و تندرستی دانش‌آموزان باشد. بررسی این موضوع و مطالعه دقیق محتویات کیف‌های دانش‌آموزان در مبحث این تحقیق نیست و موضوع جالبی برای محققان علاقه‌مند در آینده خواهد بود. شاید یکی دیگر از دلایل سنگین بودن کوله‌پشتی دبیرستانی‌ها خارج شدن آنها از کانون توجه والدین به نسبت دوران کودکی یا علاقه‌مندی آنها به نشان دادن استقلال شخصیت و روش زندگی یا به عبارتی تمایل آنها به انجام دادن اعمال خودسرانه باشد. این موضوع سبب می‌شود که آنها وسایلی مانند کامپیوترهای جیبی، دستگاه‌های بازی‌های رایانه‌ای، وسایل صوتی- تصویری کوچک و ... را علاوه بر وسایل آموزشی ضروری در کوله‌پشتی‌های خود جاسازی و حمل کنند.

مدت زمان حمل کوله‌پشتی

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که بین مدت زمان حمل کوله‌پشتی در دانش‌آموزان مقاطع تحصیلی مختلف، تفاوت‌های معنی‌داری وجود دارد. مدت زمان حمل کوله‌پشتی در دانش‌آموزان ابتدایی به‌طور معنی‌داری کمتر از دانش‌آموزان راهنمایی و دبیرستان بود. همچنین این زمان در دانش‌آموزان راهنمایی به‌طور معنی‌داری کمتر از دانش‌آموزان دبیرستان بود. در مقطع تحصیلی ابتدایی، مدت زمان حمل کوله‌پشتی در دانش‌آموزان پایه‌های تحصیلی بالاتر به‌طور معنی‌داری بیشتر بود، اما در مقاطع راهنمایی و دبیرستان بین پایه‌های تحصیلی تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد. به‌طور کلی نتایج تحقیق حاضر حاکی از این است که مدت زمان حمل کوله‌پشتی در دانش‌آموزان با پیشرفت به مقاطع تحصیلی بالاتر افزایش می‌یابد. این یافته در مغایرت با نتیجه تحقیق ویتفیلد و همکاران (۲۰۰۱) است که گزارش کردند در نیوزیلند، دانش‌آموزان ۱۳ ساله روزانه به‌طور متوسط، ۳۰ دقیقه بیشتر از دانش‌آموزان ۱۶ ساله، کوله‌پشتی حمل می‌کنند. با این حال گریمر و ویلیامز (۲۰۰۰) نیز همانند تحقیق حاضر بین

سن، مقطع تحصیلی و مدت زمان حمل کوله‌پشتی، روابط معنی‌داری مشاهده کردند. سایر محققان نیز اظهار کرده‌اند که ۶۵/۷ درصد دانش‌آموزان، خستگی، و ۴۷ درصد آنها، درد پشت را هنگام حمل کوله‌پشتی گزارش کرده‌اند و این دردها و خستگی‌ها بیش از وزن کوله، به مدت زمان حمل آن وابسته است (نگرینی و کارابالونا، ۲۰۰۲).

در تحقیقات درباره کوله‌پشتی، اغلب وزن، روش حمل، نوع کیف و آثار حمل کیف‌های مدرسه‌ای بر عملکرد فیزیولوژیکی، بیومکانیکی و وضعیت پاسچرال دانش‌آموزان بررسی شده است. متأسفانه اکثر این تحقیقات، از بررسی مدت زمان حمل کیف‌های مدرسه به‌عنوان عاملی که می‌تواند، مستقل از سایر عوامل، سازوکارهای یادشده را تحت تأثیر قرار دهد، غفلت ورزیده‌اند. کیسی و دوکرل (۱۹۹۵) در تحقیقی گزارش کرده‌اند که بیشتر دانش‌آموزان پسر و دختر ۱۰ ساله، بخشی از مسافت منزل تا مدرسه را با وسایل نقلیه طی کرده و در ادامه به‌سمت مدرسه پیاده‌روی می‌کنند. این محققان میانگین مسافتی را که دانش‌آموزان هر روزه به‌سمت مدرسه می‌پیمودند، ۰/۶ مایل (حدود ۹۶۶ متر) گزارش کردند. در تحقیق حاضر اندازه‌گیری مدت زمان حمل کوله‌پشتی تنها از منزل تا مدرسه نشان داد که دانش‌آموزان ابتدایی، راهنمایی و دبیرستان، کوله‌های خود را به‌ترتیب به‌مدت ۱۰، ۱۴/۵ و ۱۹/۵ دقیقه از منزل تا مدرسه حمل می‌کنند. بنابراین با در نظر گرفتن مدت زمان برگشت از مدرسه تا منزل می‌توان نتیجه گرفت که دانش‌آموزان هر یک از مقاطع، روزانه دست‌کم دو برابر زمان‌های یادشده را به حمل کوله‌پشتی می‌پردازند. ضمن اینکه گزارش‌ها نشان می‌دهد که ۴۳ درصد دانش‌آموزان حتی در اوقات زنگ تفریح بین کلاس‌ها نیز کیف‌هایشان را به همراه دارند و حمل می‌کنند (۴۵). تحقیقات حاکی از این است که پیمودن مسافت‌های طولانی در حال حمل کوله‌پشتی سبب ایجاد درد در قسمت تحتانی کمر به‌ویژه در طرفین بدن شده و ممکن است زمینه‌ساز مشکلات و ناراحتی‌های عضلانی-اسکلتی مزمن شود (۲۰). حمل طولانی‌مدت کوله‌پشتی همچنین ممکن است پاسچر ستون فقرات را در بلندمدت تحت تأثیر قرار دهد. موهان^۱ و همکاران (۲۰۰۷) در پژوهشی گزارش کردند که هم وزن و هم مدت زمان حمل کوله‌پشتی ممکن است سبب ایجاد تغییراتی منفی در پاسچرهای شانه‌ای و گردنی دانش‌آموزان شود.

بنابراین به‌نظر می‌رسد دانش‌آموزان ابتدایی- که به مراقبت، توجه و کنترل بیشتری نیاز دارند- بیش از دانش‌آموزان مقاطع تحصیلی بالاتر در معرض خطرهای ناشی از عدم رعایت استانداردهای حمل کوله‌پشتی باشند. حمل باری برابر با ۳/۲۶ کیلوگرم در کوله‌پشتی

دانش‌آموزان ابتدایی، آنجا که وزن این دانش‌آموزان نیز در نظر گرفته شود، بیشتر حایز توجه و اهمیت است، زیرا این بار، معادل $11/3$ درصد وزن آنان است. با اینکه اکثر تحقیقات قبلی حمل وزنی بیش از ۱۰ درصد وزن بدن را جایز ندانسته‌اند و متذکر شده‌اند که حمل کوله‌های سنگین ممکن است به پیامدهای فیزیولوژیکی منفی (۲،۱۰،۲۳،۲۶،۳۴،۳۷)، ناهنجاری‌های پوسچرال (۸،۱۳،۱۹)، تغییرات بیومکانیکی منفی (۴،۹،۲۱،۳۹،۴۴) و افزایش تنش و دردهای جسمانی در نواحی مختلف ستون فقرات (۲۰،۳۰،۳۲) منجر شود، شواهد و دلایل کافی برای تأیید وزن پیشنهادی معادل ۱۰ درصد وزن بدن برای کوله‌پشتی وجود ندارد (۹،۱۶) و اخیراً محققان، وزنی معادل ۱۰ درصد وزن بدن را برای دانش‌آموزان ۱۰ تا ۱۵ ساله بسیار سنگین می‌دانند (۲۷). بنابراین تعیین وزن مطلوب کوله‌پشتی برای دانش‌آموزان در سنین و مقاطع تحصیلی مختلف مستلزم تحقیقات بیشتری است. همچنین به نظر می‌رسد دانش‌آموزان مقاطع تحصیلی راهنمایی و دبیرستان، روزانه زمان زیادی را صرف حمل کوله‌پشتی می‌کنند که این کار با در نظر گرفتن وزن این کوله‌پشتی‌ها در بلندمدت ممکن است خطرزا باشد و با توجه به ایجاد اختلال و ناهماهنگی بین دست‌ها و پاها هنگام حمل (۳۱،۴۳)، آنها را در آینده با مشکلات شدیدی در تعادل و هماهنگی مواجه کند. تحقیقات گزارش کرده‌اند که دردهای ستون فقرات، ناراحتی‌های عضلانی-اسکلتی و خستگی دانش‌آموزان هنگام حمل کوله‌پشتی بیش از آنکه ناشی از وزن زیاد آن باشد، به مدت زمان حمل آن وابسته است.

به‌طور کلی نتایج این تحقیق نشان می‌دهد که دانش‌آموزان ابتدایی در الگوبرداری از دانش‌آموزان مقاطع بالاتر تمایل دارند وزنی برابر با (دانش‌آموزان دبیرستانی) یا حتی گاهی بیشتر از (دانش‌آموزان راهنمایی) دانش‌آموزان مقاطع تحصیلی بالاتر حمل کنند. همچنین دانش‌آموزان مقاطع تحصیلی راهنمایی و دبیرستان، روزانه مدت زمان زیادی را صرف حمل کوله‌پشتی می‌کنند. بنابراین، دانش‌آموزان ایرانی نیز مانند بیشتر کشورها در زمینه حمل کوله‌پشتی در وضعیت بحرانی به سر می‌برند. با این حال مشخص نشده است که حمل طولانی‌مدت کوله‌پشتی در صورتی که وزن آن استاندارد باشد، می‌تواند در بهبود سطح آمادگی جسمانی و ارتقای سطح سلامت دانش‌آموزان با توجه به سن کم آنها، موثر باشد یا خیر. بنابراین اجرای تحقیقاتی به‌منظور تعیین مدت زمان مطلوب حمل کیف‌های مدرسه، به محققان علاقه‌مند به حیطة سلامت و تعلیم و تربیت دانش‌آموزان پیشنهاد می‌شود.

منابع:

۱. حسینی، سیدحسین؛ دانشمندی، حسن و رحمانی‌نیا، فرهاد (۱۳۸۸). مقایسه تأثیر

- فیزیولوژیکی حمل ۳ مدل مختلف ارگونومیکی از کیف‌های مدرسه‌ای در دانش‌آموزان، فصلنامه المپیک، شماره ۴۷، صص ۶۵-۷۴.
۲. حسینی، سیدحسین؛ دانشمندی، حسن و رحمانی‌نیا، فرهاد (۱۳۸۸). بررسی پاسخ‌های ضربان قلب، VO₂ و هزینه انرژی دانش‌آموزان هنگام حمل کوله‌پشتی‌های مدرسه‌ای، نشریه پژوهش در علوم ورزشی، تخصصی طب ورزشی، شماره ۲۲، صص ۶۳-۸۰.
۳. حسینی، سیدحسین؛ دستمنش، سیاوش و دانشمندی، حسن (۱۳۸۸). بررسی تغییرات الکترومایوگرافیکی عضلات تنه دانش‌آموزان در هنگام حمل کیف‌های رایج مدرسه‌ای، نشریه حرکت، تخصصی طب ورزشی، شماره ۲، صص ۵-۲۱.
۴. نمازی‌زاده، مهدی و همکاران (۱۳۸۲). آثار سینماتیکی حمل کوله‌پشتی بر راه رفتن و وضعیت قامت نوجوانان، نشریه حرکت، شماره ۱۶، صص ۵-۲۳.
5. American Chiropractic Association(ACA), (2002). Backpack misuse leads to chronic back pain, doctors of chiropractic say, June 18.
 6. All-Hazza H.M, (2006).How much load do Saudi school boys carry on their shoulders? Saudi Med J, 27(10), 1567-71.
 7. Casey G, Dockrell S (1995). A pilot study of weight of schoolbags carried by 10-year old children, Physiotherapy Ireland, 17(2).
 8. Chansirinukor W, Wilson D, Grimmer K, and Dansie B (2001). Effects of backpacks on students: measurements of cervical and shoulder posture, Australian Journal of Physiotherapy, 47(2): 110-116.
 9. Chow D.H.K, et al, (2005).The effect of backpack load on the gait of normal adolescent girls, Ergonomics, 48(6): 642-656.
 10. Daneshmandi H, Rahmani-Nia F, and Hosseini S.H, (2008).Effect of carrying school backpacks on cardio-respiratory changes in adolescent students, Sport Sci Health, 4: 7-14.
 11. Dochrell S, Kane C, and O'Keefe E, (2006). Schoolbag weight and the effects of schoolbag carriage on secondary school students, International Ergonomics Association Congress-Meeting Diversity in Ergonomics, Maastricht, Holland, 9th-14th.
 12. Feingold AJ and Jacobs K, (2002).The effect of education on backpack wearing and posture in a middle school population, Work, 18: 287-294.
 13. Fong D.T.P, Hong Y, and Li J.X, (2004).The effect of load carriage and school bag design on lateral trunk posture during stairs descent in children, International Society of Biomechanics of Sports Congress XXII, Ottawa, Canada.

14. Forjuoh S.N, Lane B.L, Little D, Schuchmann J.A, Johnson K, and Mason S, (2001). Backpacks carried by school children: A survey of five schools in central Texas, DORFAM, Texas, USA.
15. Goodgold SA, Nielsen D, (2003). Effectiveness of a school-based backpack health promotion program: *Backpack Intelligence, Work*, 21(2): 113-123.
16. Grimmer K, Dansie B, Milanese S, Pirunsan U, and Tratto P, (2002). Adolescent standing postural response to backpack loads: a randomized controlled experiential study, *BMC Musculosket Disorder*, 3(1): 10.
17. Grimmer K, & Williams M, (2000). Gender-age environmental associates of adolescent low back pain, *Applied Ergonomics*, 31(4): 343-360.
18. Guyer R, (2001). Back pack back pain, *Am J Public Health*, 91: 16-19.
19. HKSCHD, (1988). The weight of school bags and its relation to spinal deformity. Hong Kong Society for Child Health and development, the Department of orthopedic surgery, University of Hong Kong, Duchess of Kent Children's Hospital.
20. Hong Y, Cheung C.K, (2003). Gait and posture responses to backpack load during level walking in children, *Gait & Posture*, 17: 28-33.
21. Hong Y, and Li J.X, (2005). Influence of load and carrying methods on gait phase and ground reactions in children's stair walking, *Gait & Posture*, 22: 63-68.
22. Lai J. & Jones A, (2001). The effect of shoulder-girdle loading by a school bag on lung volumes in Chinese primary school children, *Early Hum Develop*, 62: 79-86.
23. Li J.X, Hong Y, Robinson P.D, (2003). The effect of load carriage on movement kinematics and respiratory parameters in children during walking, *Eur J Appl Physiol*, 90: 35-43.
24. Lyer S, (2001). An ergonomic study of chronic musculoskeletal pain in school children, *Indian J Pediatr*, 68: 937-941.
25. Mackie H, Stevenson J, Reid S, Legg S.J, (2005). The effect of simulated school-load carriage configurations on shoulder strap tension force and shoulder interface pressure, *Appl Ergon*, 36:199-206.
26. Merati G, Negrini S, Sarchi P, Mauro F, and Veisteinas A, (2001). Cardio-respiratory adjustments and cost locomotion in school children during backpack walking (the Italian backpack study), *European Journal of Applied Physiology*, 85(1-2): 41-48.
27. Mohan M, Singh U, Quddus N, (2007). Effect of backpack loading on cervical and shoulder posture in Indian school children, *Indian J Physiotherapy and Occupational Therapy*, 1(2): 4-13.
28. Negrini S, Carabalona R, sibilla P, (1999). Backpack as a Daily Load for

- Schoolchildren, *Lancet* 354(9194) Dec 4: 1974.
29. Negrini S, Carabalona R, (2002). Backpacks on! Schoolchildren's perceptions of load, associations with back pain and factors determining the load, *Spine*, 27: 187-195.
 30. Panagiotis K, Georgios K, and Zisis P, (2004). Correlation between backpack weight and way of carrying, sagittal and frontal spinal curvatures, athletic activity and dorsal and low back pain in school children and adolescents, *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, 17(1), 33-40.
 31. Pascoe D.D, Pascoe D.E, Wang Y.T, Shin D.M, and Kim C.K, (1997). Influence of carrying book bags on gait cycle and posture of youths, *Ergonomics*, 40(6): 631-641.
 32. Puckree T, Silal S.P, and Lin J, (2004). School bag carriage and pain in school children, *Disability & Rehabilitation*, 26(1), 54-59.
 33. Rateau Margaret R, (2004). Use of backpacks in children and adolescents: a potential contributor of back pain, *Orthopedic Nursing*, 23: 101-105.
 34. Sagiv M, Sagiv M, Amir R, & Ben-Sira D, (2006). Left ventricular systolic function during treadmill walking with load carriage in adolescents. *J Sport Sci Med*, 5: 202-207.
 35. Sander M, (1979). Weight of school bags in freibury elementary school: recommendations to parents and teachers, *Offentliche Gesundheitswesen*, 41: 251-253.
 36. Sheir-Neiss G.I, Kruse R.W, Rahman T, Jacobson L.P, and Pelli J.A, (2003). The association of backpack use and backpain in adolescents, *Spine*, 28(9): 922-930.
 37. Sherry, D.J, (2001). Children and backpack: Load and design selection based on physiological effects, Arizona State University, 1-6.
 38. Siambanes D, Martinez J.W, Butler E.W, Haider T, (2004). Influence of school backpacks on adolescent back pain, *J Pediatr orthop*, 24(2): 211-217.
 39. Stanford C.F, Francis P.R, Chambers H.G, (2002). The effects of backpack load on pelvis and upper body kinematics of the adolescent female during gait, Motion Analysis Laboratory, Children's Hospital, California, USA.
 40. Troussier B, et al. (1999). Back pain and spinal alignment abnormalities in school children, *Rev Rhum Engl Ed*, 66: 370-80.
 41. Viry P, Creveuil C, Marcelli C, (1999). Nonspecific back pain in children: A search for associated factors in 14-year-old school children, *Rev Rhum Engl Ed*, 66: 381-8.
 42. Voll H, Klimt F, (1997). Strain in children caused by schoolbags. *Offentliche Gesundheitswesen*, 39: 369-378.

43. Wang Y.T, Pascoe D.D, Weimar W, (2001).Evaluation of backpack load during walking, *Ergonomics*, 44: 858-869.
44. Wesdock K, Henley J. Masiello G, and Nogi J, (2002).The effects of backpack use on posture and gait in school-age children, A pilot study, *Children's Hospital, Richmond, Virginia, USA*.
45. Whittfield J.K, Legg S.J, Hedderley D.I, (2001).The weight and use of school bags in New Zealand secondary schools, *Ergonomics*, 44(9): 819-824.
46. Wong A.S.K, Hong Y, (1997). Walking pattern analysis of primary school children during load carriage on a treadmill. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 29(5): 585,492.

مقایسه تأثیر روش‌های آب درمانی، تن آرامی و تمرینات ویلیام در بهبود کمردرد مزمن ورزشکاران

سعدی سامی^۱، سمکو سیدابراهیمی^۲، ابراهیم ویسی^۳

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۲/۱۸ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۳/۱۷

چکیده

هدف از تحقیق حاضر مقایسه تأثیر روش‌های آب‌درمانی، تن آرامی و تمرینات ویلیام در بهبود کمردرد مزمن ورزشکاران بود. جامعه آماری این تحقیق را ورزشکاران مبتلا به کمردرد مزمن تشکیل می‌دادند که به صورت هدفدار نمونه‌ای ۴۰ نفره با میانگین سنی ۲۰ تا ۴۵ سال در رشته‌های دو و میدانی، تنیس روی میز، کشتی، فوتبال و وزنه‌برداری در سطح قهرمانی با سابقه بیش از شش ماه درد انتخاب و در گروه‌های آزمایشی و گواه به صورت تصادفی قرار داده شدند (۱۰ نفر در گروه گواه، ۱۰ نفر در گروه آب‌درمانی، ۱۰ نفر در گروه تن آرامی و ۱۰ نفر در گروه تمرینات ویلیام). فرایند درمان برای کلیه گروه‌ها شامل ۱۰ هفته تمرین، سه روز در هفته و هر جلسه حدود یک ساعت بود. شیوه‌های درمان شامل آب‌درمانی، تمرینات ویلیام و تن آرامی عضلانی پیشرونده، و ابزار سنجش ناتوانی، پرسشنامه درد مک گیل و پرسشنامه اسوستری بود. برای مقایسه داده‌ها در درون هر یک از گروه‌ها از آزمون توکی و در بین چهار گروه از آزمون تحلیل واریانس یکطرفه و برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از نرم‌افزار SPSS 13 استفاده شد. ($P < 0/05$). نتایج آماری نشان داد که روش‌های درمان در بهبود کمردرد مزمن در آزمودنی‌ها مؤثر بوده است. تحلیل واریانس یکطرفه حاکی از تفاوت معنی‌دار بین گروه‌های درمانی در شاخص‌های مورد نظر بود. آزمون توکی نشان داد که هر سه گروه تن آرامی، آب‌درمانی و تمرینات ویلیام در کاهش درد و بهبود عملکرد تفاوت معنی‌داری با گروه گواه داشتند ($P < 0/05$). هر سه روش تقریباً به یک نسبت در کاهش درد و ناتوانی در ورزشکاران مبتلا به کمردرد مؤثر بودند.

کلیدواژه‌های فارسی: تن آرامی، آب‌درمانی، کمردرد مزمن، تمرینات ویلیام، ورزشکاران.

۱. کارشناس ارشد رفتار حرکتی دانشگاه ارومیه (نویسنده مسئول) Email: tabough@yahoo.com
۲. کارشناس ارشد رفتار حرکتی دانشگاه ارومیه Email: smkosss@yahoo.com
۳. کارشناس ارشد مدیریت ورزشی دانشگاه آزاد واحد سنندج Email: veisi-ebrahim@yahoo.com

مقدمه

در سال‌های گذشته، روانشناسی درد به‌عنوان بخشی از کار پژوهش و درمان مورد توجه قرار گرفته است. متخصصان دسته‌بندی‌های متعددی از درد معرفی کرده‌اند. برخی از محققان از درد روانزاد در مقابل درد عضوی سخن گفته‌اند و برخی دیگر درد خوش‌خیم را در برابر درد بدخیم یا درد حاد را در مقابل درد مزمن مطرح کرده‌اند. درد مزمن برای توصیف آن گروه از دردهای مزمن غیرسرطانی مقاوم به درمان به کار می‌رود که علی‌رغم درمان بیش از شش ماه تداوم یابند (۱،۲). کم‌درد، علامت است، نه بیماری و افراد به دلیل لطمه و درد ناشی از آن، آن را بیماری می‌نامند. بررسی‌ها نشان داده که ۶۰ تا ۸۰ درصد از توده‌های مردم، روزی از کم‌درد رنج می‌برند. برخلاف کم‌دردهای حاد، کم‌درد مزمن، بیماری پیچیده و مشکل‌ساز است که با عوارض و اختلالات عملکرد متعددی همراه بوده و به‌خصوص در نوع پایدار آن (PLBP)^۱ بهبود خودبه‌خود، نادر و غیرمحتمل است. تجویز داروهای مسکن و خواب‌آور یا دستورهای ورزشی نیز به تنهایی برای کنترل علائم و درمان کافی نیست (۳). درد کم‌حاد و مزمن و آسیب‌های ورزشی دیسک کمر در ورزشکاران نسبت به جمعیت عادی بیشتر است. هر گویی از آسیب امکان دارد در پی وارد آمدن به ستون مهره در ورزشکاران دیده شود. از سویی ورزشکاران به دلیل اعمال نیروهای مکرر فشاری، به تغییرات تخریبی در دیسک‌ها مستعدند. فتق دیسک مهم‌ترین علتی است که سبب کم‌درد در ورزشکاران می‌شود. از چندین دهه پیش تا به حال، به اجرای تمرین و ورزش درمانی به عنوان درمانی برای بیماران کم‌درد توجه زیادی شده است (۴،۵). همچنین ثابت شده که فعالیت‌های بدنی که موجب افزایش برون‌ده قلب و افزایش خون‌رسانی به بافت‌ها می‌شود، به کاهش درد عضو مربوط می‌انجامد (۶). تحقیقات نشان می‌دهد که ورزش‌های استاندارد شده به‌طور مؤثری، موجب بهبود درد می‌شود، زیرا فعالیت بدنی سبب فعالیت عضلات بدن و در نتیجه افزایش برون‌ده قلبی تا ۱۵ برابر حالت استراحت می‌شود، بنابراین خون‌رسانی به تمام ارگان‌ها از جمله عضو درگیر بیمار افزایش می‌یابد (۷،۸). گیروویچ^۲ و همکاران (۱۹۹۴) در کانادا نشان دادند که ورزش منظم روزانه حتی به‌مدت دوازده دقیقه به افزایش تحمل کم‌درد منجر می‌شود (۹). گفته شده که تمرینات متداول مورد استفاده در درمان کم‌درد که شامل حرکات کلی فلکسیون و اکستنسیون تنه می‌شوند، عضلات شکمی (راست و مایل شکمی) و اکستنسور ستون مهره‌ای را فعال می‌سازند و

1. Persistent low back pains

2. Gurevich

تمرین‌های مقاومتی پیشرونده که به‌منظور افزایش قدرت عضلات مذکور استفاده می‌شوند، در درمان کمردرد مزمن مؤثرند (۱۰، ۱۱). هایدن^۱ در کنار آثار بسیار خوب ورزش درمانی در دوره حاد، آن را برای بیماران مبتلا به کمردرد مزمن نیز موثر دانسته است (۱۲). در میان ورزش‌های ارائه شده، ورزش‌های ویلیام جایگاه خاصی دارند و به‌طور معمول برای بیماران مبتلا به کمردرد مزمن استفاده می‌شوند (۱۳). ورزش‌های ویلیام بیشتر بر تقویت و کشش عضلات بزرگی مانند گلوتهال بزرگ و همسترینگ تأکید دارند، این عضلات می‌توانند نقش حرکت‌دهنده اولیه (همسترینگ) یا ثبات‌دهنده (گلوتهال بزرگ) را داشته باشند (۱۴-۱۶) و همان‌گونه که گفته شد، تقویت یا کشش این گونه عضلات، در برقراری تعادل عضلانی و بهبود کمردرد نقش دارد. امروزه روش‌های روانشناختی هم به‌صورت جداگانه و هم همراه با دیگر روش‌های پزشکی، در درمان کمردرد مزمن، استفاده می‌شوند. یکی از درمان‌های روانشناختی که در درمان کمردرد مزمن مورد استفاده قرار می‌گیرد، روش تن‌آرامی عضلانی یا آرمیدگی است. آرمیدگی^۲ حالتی است که در آن سطح هیجانان، به‌ویژه هیجانان‌های مثل اضطراب، ترس، خشم و نظایر آنها اندک است. درمان با آرمیدگی^۳، رفع تنش و کشش عضلانی به نوعی با کاهش اضطراب رابطه دارد. یادگیری احساس و کنترل کشش عضلانی، اساس روش درمان با آرمیدگی را که نخستین بار جاکوبسون آن را شرح داده تشکیل می‌دهد (۱۷). در مورد اینکه رویدادهای روانشناختی می‌توانند به مدیریت درد مزمن کمک کنند توافق همگانی وجود دارد (مورلی^۴، و همکاران، ۱۹۹۹؛ آستین^۵ و همکاران، ۲۰۰۰) (۱۸، ۱۹). به‌طور کلی، رویدادهای فیزیولوژیکی، تعامل بین عوامل فیزیولوژیکی روانشناختی را در ایجاد درد مزمن بررسی می‌کنند. پژوهش‌های روانی فیزیولوژیکی، اثر رویدادهای روانشناختی (افکار، خاطره‌ها و هیجان‌ها) را بر تغییرات بدنی ایجادکننده درد بررسی می‌کنند (گامسا^۶، ۱۹۹۴) (۲۰). و درمانگری‌های روانی فیزیولوژیک (PPT)^۷ تلاش می‌کنند شناخت‌ها را از طریق دستکاری پاسخ‌های فیزیولوژیکی تغییر دهند. تحقیقات، بیانگر کارایی و تأثیر زیاد روش‌های درمان‌شناختی است (۲۱). گود^۸ (۲۲) نشان داد که روش تن‌آرامی عضلانی در کنترل و کاهش

-
1. Hayden
 2. relaxation
 3. relaxation therapy
 4. Morley
 5. Astin,
 6. Gamsa
 7. Psycho-Physiologic Treatment (PPT)
 8. Good

کمردرد مزمن موفقیت‌آمیز بوده است. کارلسون و هولیس^۱ (۱۹۹۳) به نقل از گود به این نتیجه رسیدند که روش تن‌آرامی عضلانی در مقابله با کمردرد مزمن موثر است. روش دیگری که در درمان کمردرد کاربرد دارد و مورد تأیید متخصصان است، آب‌درمانی است. سه خاصیت مهم یعنی شناوری، مقاومت آب و جریان آب، در کاهش درد تأثیر بسزایی دارد. خاصیت شناوری فشاری است که در جهت بالا بر بدن وارد می‌شود. درست عکس جهت فشاری که در خشکی بر بدن وارد می‌شود. به دلیل همین ویژگی آب، وزن بدن در آب تا ۹۰ درصد کاهش می‌یابد و در نتیجه از فشار وارد بر مفاصل تا حد زیادی کاسته می‌شود و بدن می‌تواند حرکات را به‌طور کامل انجام دهد (۲۳). متخصصان توصیه می‌کنند که شنا در آب گرم از بهترین فعالیت‌ها برای درمان کمردرد است و در عین حال شیرجه را برای این افراد جایز نمی‌دانند. تمرینات در آب باید با دقت و نظارت متخصص صورت پذیرد و از تمرینات دردزا اجتناب شود. بیماران باید فعالیت‌هایی را انتخاب کنند که متناسب با توانایی قلب و ریۀ آنها باشد. آب حافظ خوبی برای بدن است. در آب وزن از روی کمر برداشته می‌شود، از این‌رو فعالیت‌هایی همچون کرال سینه، کرال پشت و شنا از پهلو برای بیماران مبتلا به کمردرد، روش‌های مطمئنی است (۳). آب‌درمانی، نوعی روش درمانی غیردارویی مناسب است که سبب کاهش درد، افزایش قابلیت انعطاف‌پذیری عضلات و استخوان‌ها و در نتیجه کاهش اسپاسم‌های عضلانی استخوانی و افزایش قدرت و توان فرد می‌شود (۲۴). نتایج تحقیقات در زمینه آب‌درمانی نشان داد که ۸ هفته تمرین، هر هفته دو جلسه، خستگی افراد مبتلا به کمردرد مزمن را که نتیجه آن درد، اسپاسم‌های عضلانی و ناتوانی در انجام دادن کارهای روزانه بود، کاهش می‌دهد. از طرفی بیماران در این تحقیق عنوان کردند که اجرای حرکات ورزشی در آب بسیار راحت‌تر از خشکی است، به‌گونه‌ای که حتی گاهی قادر به اجرای این حرکات در خشکی نیستند (۲۵). همچنین تحقیقات نشان می‌دهد که آب‌درمانی تأثیرات مثبتی بر درد، قدرت و انعطاف‌پذیری اسکلتی - عضلانی، عملکرد، اعتماد به نفس و تناسب بدن و کاهش عود حملات در بیماری‌های مزمن مانند کمردرد و ... دارد (۲۶). تحقیق انجام‌گرفته نشان می‌دهد که آب‌درمانی روشی مفید و مقرون‌به‌صرفه در کنترل علائمی همچون درد، اسپاسم عضلانی، اختلال در عملکرد و عدم تعادل است (۱۲). با توجه به اینکه تاکنون چنین پژوهشی با در نظر گرفتن تمرینات ویلیام بر عارضه کمردرد ورزشکاران صورت نگرفته است، و با توجه به فواید آب‌درمانی در تقویت عضلات، و ترکیب این دو روش با تن‌آرامی، ضرورت اجرای این تحقیق احساس شد.

روش‌شناسی پژوهش

این تحقیق از نوع نیمه‌تجربی بود که در آن از طرح پیش‌آزمون - پس‌آزمون با گروه گواه استفاده شد. جامعه آماری، ورزشکاران استان کردستان بودند. پس از شناسایی افراد مبتلا به کمردرد مزمن، از بین آنها یک گروه ۴۰ نفری با میانگین سنی ۲۰ تا ۴۵ سال دارای مدال‌های قهرمانی در رشته‌های دو و میدانی، تنیس روی میز، کشتی، فوتبال و وزنه‌برداری در سطح استان و کشور با سابقه بیش از شش ماه درد، به‌صورت هدفدار انتخاب و به چهار گروه (گروه آب‌درمانی ۱۰ نفر، گروه تن‌آرامی عضلانی پیشرونده ۱۰ نفر، گروه تمرینات ویلیام ۱۰ نفر و گروه گواه ۱۰ نفر) تقسیم شدند. پس از دسته‌بندی آزمودنی‌ها در گروه‌های آزمایشی و گواه به‌صورت تصادفی، در نخستین جلسه از لحاظ دو شاخص مورد نظر از آنان پیش‌آزمون گرفته شد و مرحله پس‌آزمون بعد از پایان دوره‌ها اجرا شد. برای جلوگیری از سوگیری در نتایج و کارکرد مطلوب ورزشکاران، نوع مداخله در زمان و شرایطی که آزمودنی‌ها احساس درد نمی‌کردند، انجام گرفت. شرایط ورود به تحقیق برای شرکت‌کنندگان در هر دو گروه عبارت بود از ورزشکار بودن، مصرف نکردن داروهای مسکن و آرامبخش، نداشتن بیماری‌های سیستماتیک، فتق دیسک، کمردرد حاد، جراحی، ضربه به ستون فقرات و علائم نورولوژیکی در اندام تحتانی. در مجموع ۱۰ هفته تمرین، هر جلسه حدود یک ساعت، سه روز در هفته برگزار شد. اجرای تمرینات تحت نظارت کارشناسان آن تمرین صورت گرفت. برای مقایسه داده‌ها در درون هر یک از گروه‌ها از آزمون توکی و در بین چهار گروه از آزمون تحلیل واریانس یکطرفه استفاده شد و نتایج با استفاده از نرم‌افزار SPSS 13 تجزیه و تحلیل شد ($P < 0/05$).

آزمون‌های تحقیق

پرسشنامه درد مک‌گیل^۱ و پرسشنامه اسوستری^۲ برای سنجش ناتوانی ارزیابی شد که دارای روایی و پایایی هستند (۲۷).

شیوه‌های مداخله عبارت بودند از:

۱. تن‌آرامی عضلانی پیشرونده^۳: شامل یک رشته ورزش آرامش عضلانی؛ از افراد خواسته شد پس از منقبض کردن گروه خاصی از عضلات مانند عضلات کمر به آهستگی، انقباض را رها سازند. این روند تا دیگر عضلات بدن ادامه یافت (۲۸).

1. Mc-gill questionnaire
2. Oswestry Disability Index
3. Progressive relaxation training

۲. **آب‌درمانی^۱**: تمرینات، سه بار در هفته، هر تمرین ۱۰ بار تکرار شد. روند تمرین افزایشی بود و افراد باید ضمن پرهیز از رقابت و خستگی حرکات را به‌طور صحیح انجام می‌دادند. ۹ حرکت در آب برای افراد طراحی شد و بدون محدودیت زمانی برای فراگیری و اجرای صحیح و تحت نظر متخصص بنا گذاشته شد. مدت مفید هر جلسه تمرین ۴۵ دقیقه بود (الگوی طراحی تمرینات از کتاب کمردرد و درمان آن، نگارش ابراهیم‌زاده و همکاران گرفته شد و افرادی که دوره آب‌درمانی را طی کرده بودند، بر اجرای آن کنترل و نظارت داشتند).

۳. **تمرینات ویلیام^۲**: ورزش اول: آزمودنی در حالت طاقباز می‌خوابد. زانوها و ران‌ها خم می‌شود و کف پاها روی زمین قرار می‌گیرد، دست‌ها در جلو قرار می‌گیرد و فرد به تدریج به حالت نشسته در می‌آید؛ ورزش دوم: تیلت خلفی لگن؛ ورزش سوم: پل زدن؛ ورزش چهارم: نزدیک کردن زانو به سینه؛ ورزش پنجم: تمرین کشیدن عضلات همسترینگ؛ ورزش ششم: تمرین کشیدن عضلات فلکسور ران (۱۳).

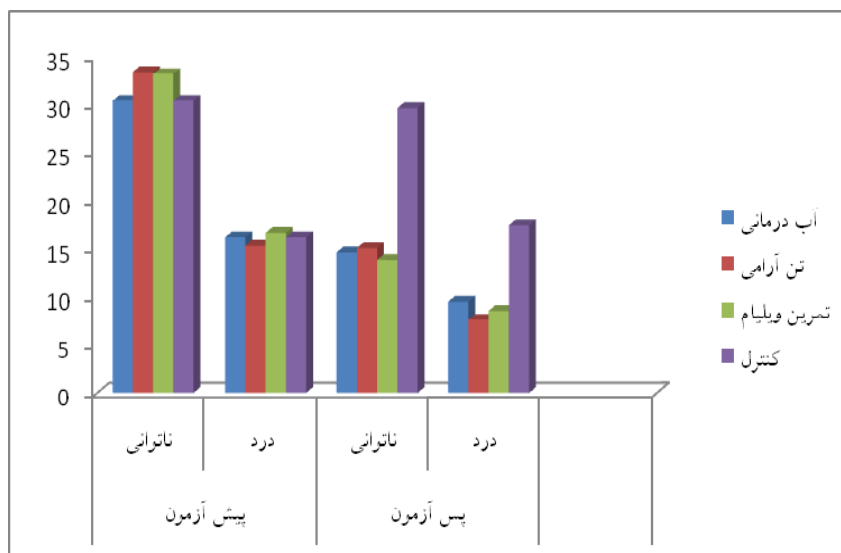
یافته‌های پژوهش

برای بررسی تفاضل میانگین نمره‌های پیش‌آزمون - پس‌آزمون در گروه‌های مختلف از روش تحلیل واریانس یکطرفه استفاده شد.

جدول ۱. مقایسه میانگین و انحراف معیار مقادیر متغیرها در گروه‌های مورد بررسی

P	گروه کنترل		تمرین ویلیام		تن‌آرامی		آب‌درمانی		گروه
	قبل از دوره	بعد از دوره	قبل از دوره	بعد از دوره	قبل از دوره	بعد از دوره	قبل از دوره	بعد از دوره	
	۲۹/۶۲±۵/۰۱	۳۰/۴۳±۵/۱۲	۱۳/۸۷±۶/۳۵	۳۳/۲۱±۶/۰۱	۱۵/۰۶±۴/۹۰	۳۳/۴۳±۸/۱۲	۱۴/۶۲±۵/۰۱	۳۰/۴۳±۶/۱۲	نا‌توانی
	۱۷/۴۵±۲/۸۶	۱۶/۲۴±۲/۲۷	۸/۵۳±۱/۴۵	۱۶/۶۹±۳/۵۹	۷/۶۰±۱/۰۲	۱۵/۳۰±۴/۰۱	۹/۴۵±۲/۸۶	۱۶/۲۴±۲/۲۷	درد

1. Hydrotherapy
2. Williams program



نمودار ۱. مقایسه میانگین مقادیر متغیرها در گروه‌های بررسی شده در پیش‌آزمون و پس‌آزمون

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج این تحقیق نشان داد که درد و ناتوانی بعد از تمرین با روش تمرینی ویلیامز کاهش می‌یابد که با نتایج تحقیق هایدن، کارپینتر، موفیت و همکاران (۱۹۹۹) مبنی بر اینکه تمرین‌های مقاومتی پیشرونده، سبب افزایش قدرت عضلات شکمی (راست و مایل شکمی) و بازکننده‌های ستون مهره‌ای می‌شود و در درمان کمردرد مزمن مؤثر است، همخوانی دارد. این موضوع استفاده از روش‌های غیردارویی تسکین‌دهنده درد را نوید می‌دهد. شیلدز^۱ (۱۹۹۷) فعالیت شکمی را طی حرکت دراز و نشست نشان داد. به گفته وی، ورزش‌های قدرتی عضلات شکمی به‌طور مکرر برای پیشگیری از کمردرد و برنامه توانبخشی بیمار مبتلا به کمردرد توصیه می‌شود. فعالیت عضلات شکم سبب کنترل تیلت لگن، حمایت از تنه و افزایش قدرت عضلانی شکم می‌شود (۲۹). همچنین نتایج تحقیق غیاثی و مهرآیین (۱۳۸۷) نشان داد که اجرای تمرینات فلکسوری ویلیام، درد مبتلایان به کمردرد غیراختصاصی و کمردرد انتشاری مزمن را کاهش می‌دهد. در تبیین سازوکار این اثر، اشاره می‌کنند که اجرای ورزش‌های عمومی مانند ویلیام، سبب افزایش قدرت، ثبات ایستایی و پویایی کمر بند لگنی، افزایش انعطاف‌پذیری و در نهایت مرکزی شدن درد و بهبود عملکرد افراد دچار کمردرد مزمن بلافاصله بعد از درمان

1. Shields RK

می‌شود (۳۰). محققان دیگر چنین استدلال می‌کنند که بهبود گردش خون مویرگی، رفع اسپاسم‌های خفیف در تارهای ریز عمقی و ترشح هورمون ریلاکسین که به تسکین درد منجر می‌شود، سازوکاری اثربخش در کاهش کمردرد است (۳۱،۳۲).

همچنین در تحقیق حاضر مشخص شد که روش تن‌آرامی عضلانی پیشرونده در درمان مزمن مؤثر است که با تحقیقات گود، کارلسون و هوپل (۱۹۹۳) همخوانی دارد و با تحقیقات دیگر از جمله در مورد اینکه رویدادهای روانشناختی می‌توانند به مدیریت درد مزمن کمک کنند، نیز توافق همگانی وجود دارد (مورلی و همکاران ۱۹۹۹؛ آستین و همکاران، ۲۰۰۰) (۳۳). البته تأثیر روش تن‌آرامی در کاهش و درمان سایر دردها نیز گزارش شده است (۳۴). کاهش درد در گروه تن‌آرامی توجیه‌پذیر است، به این معنا که تغییرات گسترده در افکار و باورهای فرد مبتنی بر افزایش عملکرد و احساس کفایت از خود، به دنبال تن‌آرامی در فرد ایجاد می‌شود. همچنین آرام‌سازی آثار مثبت زیادی مانند کاهش ضعف و خستگی، انحراف فکر بیمار از درد، افزایش تحمل بیمار و مشارکت او در درمان درد خود دارد (۳۵). این نتایج منطقی به نظر می‌رسند، چرا که بروز عوارض روانشناختی درد همراه با درد مزمن از قبیل افسردگی و اضطراب که تا اندازه‌ای مسبب مزمن شدن کمردرد هستند (۳۶)، با تمرینات تن‌آرامی مرتفع می‌شوند.

کونلیان^۱ (۱۹۹۹) بیان داشت که آب‌درمانی به افزایش قدرت و استقامت عضلانی در بیماران مبتلا به کمردرد می‌انجامد (۳۷). اثباتی (۱۳۸۴) در یک برنامهٔ منتخب آب‌درمانی بر روی بیماران مبتلا به کمردرد اظهار داشت تمرین در آب به افزایش عملکرد فیزیکی بیمار و کاهش درد می‌انجامد و این نتایج با افزایش قدرت عضلانی به دست می‌آید (۳۸). آب‌درمانی در تسکین دردهای عضلانی و نیز بهبود سایر بیماری‌های فرسایشی بسیار مؤثر است. نقش آب‌درمانی در افراد مبتلا به کمردرد مزمن آشکار است که تحقیقات گیتنبیک^۲ و همکاران؛ مک‌ایلوین^۳، بارکر و بوگارد نیز آن را تأیید می‌کنند و این در نتیجهٔ تأثیرات مثبت آن بر قدرت و انعطاف‌پذیری اسکلتی - عضلانی، عملکرد، اعتماد به نفس و تناسب بدن و کاهش عود حملات در کمردرد است. نتایج تحقیقات گذشته حاکی از آن است که آب‌درمانی، روشی مفید و مقرون به صرفه در کنترل علائمی همچون درد، اسپاسم عضلانی، اختلال در عملکرد و عدم تعادل است (۱۲) و بیماران سالمند یا افراد مبتلا به بیماری‌های مزمن به راحتی آن را تحمل می‌کنند. غوطه‌ور شدن در آب سبب افزایش عملکرد عضلانی اسکلتی، قلبی - عروقی، کاهش مشکلات روحی روانی مانند استرس، اضطراب و

-
1. Konlian
 2. Gey tenbeek
 3. Mc Ilveen

افسردگی و کاهش خستگی در بیمار می‌شود (۳۹). بر مبنای روش آب‌درمانی، وزن بدن هنگامی که بدن در آب قرار دارد، تا ۹۰ درصد کاهش می‌یابد و در نتیجه از فشار وارد بر مفاصل تا حد زیادی کاسته می‌شود و بدن می‌تواند حرکات را به‌طور کامل انجام دهد. نیروهای محیطی، از جمله جاذبه زمین که سبب فشار بر مفاصل و مهرهای کمر می‌شوند، تا حد بسیار زیادی کاهش می‌یابد و فرد با تحمل فشار کمتر می‌تواند از حرکاتی که در آب انجام می‌دهد بهره‌بردار. آب به منزله تکیه‌گاهی طبیعی برای بدن عمل می‌کند و از فشار وارد بر مفاصل و عضلات می‌کاهد. به عبارتی حرکت و ورزش در آب بدون کمترین احتمال آسیب‌دیدگی امکان‌پذیر است. آب به دلیل خواص فیزیکی منحصر به فرد، وسیله‌ای مؤثر برای تسکین دردهای پشت، کمر و سایر آسیب‌های ماهیچه‌ای و استخوانی در ورزش است. می‌توان نتیجه گرفت که، آب‌درمانی افزایش قدرت عضلانی و انعطاف‌پذیری (بیلبرگ^۱، ۲۰۰۵) و افزایش دامنه حرکتی (سیلوا^۲، ۲۰۰۸) را در پی دارد (۴۰، ۴۱). پژوهش‌های انجام‌گرفته، یافته تحقیق حاضر مبنی بر اثر آب‌درمانی بر افزایش قدرت عضلات را تأیید می‌کند. امید است نتایج این تحقیق مورد توجه ورزشکاران سایر رشته‌ها، مربیان و همچنین دیگر رده‌های سنی قرار گیرد تا راه‌های مقابله با کمردرد ورزشکاران شناخته شده و برای بهبود کمردرد ورزشکاران از آنها استفاده شود. همچنین پیشنهاد می‌شود که روش‌های به‌کار رفته در این تحقیق در مورد سایر دردها و بخش‌های دیگر از قبیل عضلانی، مفصلی و ... اعمال شود. در مجموع با توجه به یافته‌های تحقیق حاضر می‌توان نتیجه گرفت که در این تحقیق هر سه روش تمرین تقریباً به یک نسبت اثر مثبت بر کاهش درد داشته‌اند. از طرف دیگر نشان داده شد که هر سه روش تمرینی اثر مثبت بر کاهش ناتوانی (افزایش توانایی) نمونه‌ها داشته‌اند. البته در این میان روش ویلیامز بیشتر از دو روش دیگر تأثیر داشته، ولی این تأثیر از نظر آماری معنی‌دار نبوده است. لذا می‌توان به‌طور کلی بیان کرد که روش‌های درمانی استفاده‌شده برای اصلاح کمردرد و کاهش ناتوانی مفیدند و بسته به شرایط، امکانات و ... افراد می‌توانند از آنها استفاده کنند. با وجود این قطعیت یافته‌ها به‌علت استفاده از ۱۰ نمونه در هر گروه به‌عنوان محدودیت شایان توجه مطرح است و در استفاده از نتایج این تحقیق باید به آن توجه داشت.

منابع:

1. Holmberg, s. (1988). Pain, in beck, rawling and Williams (Eds). Mental health psychiatric nursing. Washington: the c. v. Mosby Company.

1. Bilberg
2. Silva

۲. اصغری مقدم، محمدعلی (۱۳۷۶). بررسی نقش روان‌نژندگی، باورهای مربوط به درد و راهبردهای مقابله‌ای در سازگاری با درد مزمن. خلاصه مقالات نخستین کنگره انجمن روانشناسی، تهران. ایران.
۳. ابراهیم‌زاده، سیدعلیرضا و همکاران (۱۳۸۲). کم‌درد و درمان آن. انتشارات دانشگاه علوم پزشکی اصفهان.
4. Farrell JP, Koury M, Taylor CD. (2000). Therapeutic exercise for back pain. In: Twomey LT, Taylor JR Physical therapy of the low back pain. Philadelphia: Churchill Livingstone; 3rd ed. P: 327-39.
5. Hayden JA, van Tulder MW, Tomlinson G. (2005). Systematic review: strategies for using exercise therapy to improve outcomes in chronic low back pain. *Ann Intern Med.* 142(9): 776-85.
6. Resnick B. (2001). Managing arthritis with exercise. *Geriatr Nurs* 22(3): 143-50.
7. Van Der Velde G, Mierau D. (2000). The effect of exercise on percentile rank aerobic capacity, pain and self rated disability in patients with chronic low back pain: a retrospective chart review. *Arch Phys Med Rehabil*, 81(11): 1457-63.
8. Guyton AC, Hall JE. (2006). Muscle blood flow and cardiac output during exercise, the coronary circulation and ischemic heart disease. *Textbook of medical physiology*, 11th ed, Philadelphia, Saunders: pp: 246-57
9. Gurevich M, Kohn PM, Davis C. (1994). Exercise induced analgesia and the role of reactivity in pain sensitivity. *J Sport Sci*; 12(6): 549-59.
10. Carpenter DM, Nelson BW. (1999). Low back strengthening for the prevention and treatment of low back pain. *Med Sci Sports Exerc*; 31(1): 18-24.
11. Moffett JK, Torgerson D, Bell-Syer S, Jackson D, Liewlyn-Philips H, Farrin A, et al. (1999). Randomized controlled trial of exercises for low back pain: clinical outcomes, costs, and preferences. *BMJ.* 319(7205): 279-83.
12. Hayden JA, van Tulder MW, Malmivaara AV, Koes BW (2005). Meta-analysis: exercise therapy for nonspecific low back pain. *Ann Intern Med.* 142(9): 765-75.
13. Blackburn SE, Portney LG. (1981). Electromyography activity of back musculature during Williams' flexion exercises. *Phys Ther.* 61(6): 878-85.
14. Sung PS. (2003). Multifidi muscles median frequency before and after spinal stabilization exercises *Arch Phys Med Rehabil.* 84(9): 1313-8.
15. Arokoski JP, Valta T, Kankaanpaa M, Airaksinen O. (2004). Activation of lumbar Para spinal and abdominal muscles during therapeutic exercises in chronic low back pain patients. *Arch Phys med rehabl.*

16. Souza GM, Baker LL, Powers CM. (2001). Electromyographic activity of selected trunk muscles during dynamic spine stabilization exercises. *Arch Phys Med Rehabil.* 82(11): 1551-7.
۱۷. پورافکاری، نصرت‌الله (۱۳۸۰). فرهنگ جامع روانشناسی - روانپزشکی. فرهنگ معاصر.
18. Morley, S., Eccleston, C., & Williams, C. (1999). Systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials of cognitive behavior therapy and behavior therapy for chronic pain in adults, excluding headache. *Pain*, 80, 1-13.
19. Astin, J. A., Beckner, W., Soeken, K., Hochberg, M. C., & Berman, B. (2002). Psychological interventions for rheumatoid arthritis: A met analysis of randomized controlled trials. *Arthritis and Rheumatism*, 47, 291-302
20. Gamsa, A. (1994). The role of psychological factors in pain. I: A half century of study. *Pain*, 57, 5-15.
21. Mekzack, r. & wall, p. (1975). Pain mechanisms: a new theory. *Science*, 50, 971-979.
22. Good, m. (1996). A comparison of the effects of jaw relaxation and music on postoperative pain. *Nursing research*, 44, 52-57.
23. www.google.com, Hydro Therapy, water Therapy.
24. McIlveen B, Robertson J.V. (1998). Randomized Controlled Study of the Outcome of Hydrotherapy for Sbjects with Low Back or Back and Leg Pain. *Physiotherapy.* 84(1): 17-26.
25. Barker LK, Dawes H, Hansford P, Shamley D. (2003). Perceived and Measured Levels of Exertion of Patients With Chronic Back Pain Exercising in a Hydrotherapy Pool. *Arch Phys Med Rehabil.* 84: 1319-1323.
26. Geytenbeek J. (2002). Evidence for Effective Hydrotherapy. *Physiotherapy.* 88 (9): 514-529.
۲۷. حسینی‌فرد، محمد؛ اکبری، اصغر؛ شهرکی‌نسب، ابوالفضل (۱۳۸۸). تأثیر تمرین‌های مکنزی و ثبات‌دهنده کمر در بهبود عملکرد و درد بیماران مبتلا به کمردرد مزمن. *مجله علوم پزشکی شهرکرد*، دوره ۱۱، شماره ۱، ۹-۱.
۲۸. آتش‌زاده شوریده، س. (۱۳۷۴). بررسی تأثیر آرامسازی بر فشار خون بیماران مبتلا به پرفشار خونی اولیه مراجعه‌کننده به درمانگاه‌های قلب و عروق بیمارستان‌های آموزشی وابسته به وزارت بهداشت، درمان و آموزش پزشکی شهر تهران. پایان‌نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی.
29. Shields RK, Heiss DG. An electromyography comparison of abdominal muscle synergies during curl and double straight leg lowering exercises with control of the pelvic position. *Spine* 1997 Aug; 22(16): 1873-9.

۳۰. غیاثی، فاطمه؛ مهرآیین، مهرداد (۱۳۸۷). تأثیر ورزش‌های ویلیام بر بیماران مبتلا به کمردرد غیراختصاصی و کمردرد انتشاری مزمن. بهبود، سال دوازدهم، شماره چهارم.
۳۱. تانر، جان (۱۳۷۸). راهنمای عملی خودیاری برای پیشگیری و درمان دردهای پشت و کمر. ترجمه بابک حق‌پناه، چاپ دوم، تهران: انتشارات ققنوس.
۳۲. هال، همیلتون (۱۳۷۸). رهایی از درد کمر، ترجمه فشارکی‌زاده، چاپ دوم، تهران، انتشارات ارجمند.
33. Blanchard, e, b. & andrasik, f. (1985). Management of chronic headaches: a psychological. New York: pergamon press.
34. Blanchard, e, b. & andrasik, f. (1985). Management of chronic headaches: a psychological. New York: pergamon press.
35. Rowden L. Relaxation and visualization techniques in patients with breast cancer.
36. Nurs Times.(1984). 80(37): 42-44
37. Konlian. C, (1999). Aquatic therapy: making a wave in the treatment of low back injuries, or thopaedic nursing, 18(1): 8-11.
38. Sung, p s (2003). Multifidi muscles median frequency before and after spinal stabilization exercises. Arch review. J Occup Rehabil. 10(2): 117-42.
۳۹. اثباتی، نغمه (۱۳۸۴). تأثیر یک برنامه منتخب آب‌درمانی بر روی بیماران مبتلا به کمردرد مکانیکی، پایان‌نامه کارشناسی‌ارشد، دانشگاه مازندران.
40. Cider A, Schaufelberger M, StibrantSunnerhagen K, Anderson B (2003). heart failure. Euro J Heart Fail, (5): 527-535
41. Bilberg A, Ahlmen M, Mannerkorpi K, (2005). Moderately intensive exercise in a temperate pool for patients with rheumatoid arthritis:a randomized control stady,Rheumatology Advance Access ,1-7.
42. Silva LE, Valim V, Pessanha AP, Oliveira LM, Myamoto S, Jones A, Natour J, (2008). Hydrotherapy versus conventional land based exercise for the management of patients with osteoarthritis of the knee;a randomized clinical trial, Phys ther.

ارزیابی ناهنجاری‌های اسکلتی - عضلانی اندام فوقانی در کارمندان زن بانک توسعه صادرات ایران

هما قبادی^۱، حیدر صادقی^۲، سیدامیر احمد مظفری^۳

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۳/۱۰ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۸/۵

چکیده

هدف از اجرای این تحقیق، ارزیابی ناهنجاری‌های اسکلتی-عضلانی کارمندان زن بانک توسعه صادرات ایران بود. به این منظور ۵۰ کارمند شاغل در ادارات و شعب بانک (میانگین سنی ۳۰/۶۸ سال، انحراف معیار ۵/۹۱، سابقه کار ۵/۵۹ سال و ساعات کار هفتگی ۴۶/۱۲) انتخاب شدند و به‌عنوان آزمودنی در این تحقیق شرکت کردند. ابزار اندازه‌گیری تحقیق چک لیست رولا، پرسشنامه ان.ام.کیو و پرسشنامه استرس شغلی بود. میانگین امتیاز نهایی آزمون رولا برای کل کارمندان ۵/۷۶ بود که رسیدگی و تغییر فوری را توصیه کرد. میانگین امتیازات گروه A (گردن، شانه و آرنج) ۴ و گروه B (کمر، پشت، ران و زانو) ۷/۸۰ شد. نتایج بررسی آزمون رولا در دو نوبت صبح (بدون خستگی) و بعدازظهر (با خستگی) نشان داد که خستگی با بروز ناهنجاری‌ها رابطه دارد ($\alpha < 0/05$). بین نتایج پرسشنامه استرس شغلی و نمره رولا رابطه معناداری مشاهده نشد ($\alpha > 0/05$) از طرف دیگر در خصوص ساعات کار هفتگی با نمره رولا رابطه معناداری مشاهده شد ($\alpha = 0/01$). عامل ساعات کار هفتگی و خستگی با پتانسیل ابتلا به این ناهنجاری‌ها ارتباط معناداری نشان داد. با توجه به نتایج تحقیق می‌توان گفت کارمندان بانک در زمینه ابتلا به ناهنجاری‌های اسکلتی عضلانی با مخاطرات زیادی مواجهند و اقدامات اصلاحی فوری ضروری است.

کلیدواژه‌های فارسی: کارمندان بانک، ناهنجاری‌های مرتبط با کار، اندام فوقانی، آزمون رولا، آزمون نوردیک.

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم تحقیقات (نویسنده مسئول)

Email: ghobadihoma@yahoo.com

۲ و ۳. دانشیار دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تربیت معلم تهران Email: sadeghih@yahoo.com

مقدمه

به دلیل تأثیر محیط کار در بروز خستگی، فرسودگی و تحلیل زودرس و در نگاه اقتصادی‌تر، از بین رفتن وقت و افزایش هزینه‌های معمول، موضوع بهینه‌سازی با هدف تعامل و تعادل بین انسان و محیط کار از دغدغه‌های متخصصان است (۱). آسیب‌های اسکلتی-عضلانی از شایع‌ترین عوارض ناشی از کار در محیط‌های صنعتی محسوب می‌شود. خطر مواجهه شغلی با عوامل آسیب‌رسان به سیستم اسکلتی-عضلانی با روش‌های متعددی ارزیابی می‌شود و محققان برای تدوین روش ارزیابی ایده‌آلی که علاوه بر وسعت نظر به عوامل زیان‌آور و اعتبار و اعتماد لازم، از سهولت و سرعت کاربرد در صنعت نیز برخوردار باشد همواره در تلاش بوده‌اند. علی‌رغم دانش نظری ما درباره افزایش مستمر و چشمگیر بار بیماری اسکلتی-عضلانی ناشی از کار، دامنه برنامه‌ریزی مدون برای پیشگیری و کنترل آن بسیار محدود می‌نماید (۲). نیروی انسانی ماهر که از سلامت جسم و روان برخوردار باشد، می‌تواند کارآمدی سازمانی را که در آن شاغل است بهبود ببخشد. توجه مدیران سازمان‌ها به مسائل بهداشتی جسم و روان نیروی کار سبب بهبود کیفیت کار می‌شود و بازده کار را افزایش می‌دهد. در این میان بحث بهداشت روانی نیروی انسانی جایگاه ویژه‌ای دارد.

کارمندان بانک با توجه به شغل خود مسائلی را تجربه می‌کنند که سبب استرس آنها می‌شود و چه بسا بر سلامت عمومی آنها نیز تأثیر منفی می‌گذارد. تعداد زیاد مشتریان بانک‌ها، کار مداوم و بدون استراحت، استرس ناشی از کم و زیاد آوردن پول، جابه‌جایی‌های مکرر از یک شعبه به شعبه دیگر، احتمال تهدید جانی و سرقت از عواملی است که در استرس ناشی از شغل در این دسته از کارمندان موثر است. از آنجا که استرس، کنش‌وری فرد را در قلمرو جسمانی، روانشناختی، اجتماعی و خانوادگی دچار اختلال می‌کند، براساس ایجاد تغییرات روانشناختی مانند افزایش تحریک‌پذیری، اضطراب، تنش و حالت عصبی و ناتوانی در مهار خود، روابط اجتماعی و خانوادگی را مختل می‌کند و با تضعیف نظام مصون‌کننده بدن، فرد را مستعد ابتلا به بیماری‌ها می‌سازد، کارآمدی وی را قبل و بعد از بروز بیماری کاهش می‌دهد و به افزایش بار استرس کسانی که باید این غیبت‌ها و کم‌کاری‌ها را جبران کنند منجر می‌شود. بانک‌ها از موسساتی هستند که بسیاری از مردم جامعه با آنها به نحوی در تماسند. شاید به‌سختی بتوان کسی را یافت که حداقل یک بار برای کاری به بانک نرفته باشد. نکته اینجاست که بانک از موسساتی است که کالا یا محصول قابل رویت به مشتری ارائه نمی‌دهد. در بانک مشتری

برخلاف موسسات تولیدی با پرداخت پول، چیزی دریافت نمی‌کنند. در چنین سازمان‌هایی مشتری تنها با طرز برخورد و کارایی و توانایی کارمندان آن مواجه می‌شود و درباره آن سازمان قضاوت می‌کند. از آنجا که یکی از مهم‌ترین اهداف بانک‌ها جذب سپرده‌های مردم است، برخورد مناسب با مشتری سبب رضایت از بانک و جذب بیشتر منابع خواهد شد. بی‌شک کارمندی که استرس دارد، افسرده است، یا نمی‌تواند رابطه اجتماعی صحیح برقرار کند، از کار خود راضی نیست و آن را استرس‌زا می‌داند و چون از سطح سلامت جسمانی مطلوبی برخوردار نیست، نمی‌تواند در جهت بهبود عملکرد خود و منافع سازمان گام بردارد. بنابراین مدیران ارشد بانک باید با شناخت مسائل و مشکلات روانی و جسمانی کارمندان به نوعی تصمیم‌گیری کنند که کارمندان هر چه بیشتر احساس سلامت روانی و جسمانی کنند تا بتوانند به بهترین نحو به ارائه خدمات به مشتریان بپردازند و رضایت مشتری و سازمان را فراهم کنند(۳).

بی‌توجهی به مشکلات جسمانی ناشی از کار با رایانه، سبب از کار افتادگی، عوارض روانی، افزایش غرامت ناشی از کار، کاهش کیفیت کار، عدم رضایت شغلی، از دست دادن روحیه و افزایش غیبت در محیط کار می‌شود(فرناندز^۱، ۱۹۹۸). لذا با توجه به فراگیر شدن روزافزون این فناوری در ایران و افزایش تعداد اداراتی که از این فناوری استفاده می‌کنند (مابقی آنها نیز به سرعت در حال ماشینی کردن سیستم خود هستند)، پژوهش در این زمینه ضروری به نظر رسید، با این هدف که گامی در جهت ارتقای سطح اطلاعات افرادی که با این گونه ابزار کار می‌کنند برداشته شود. از آنجا که در تحقیقات قبلی در این زمینه نشان داده شده که نادیده انگاشتن ملاحظات ارگونومیک در محیط کار موجب شیوع ناراحتی‌های اسکلتی-عضلانی افزایش روزهای از دست‌رفته به سبب غیبت کارکنان، فزونی هزینه‌های درمانی، کم‌توانی ناشی از اختلالات ایجادشده و سرانجام نزول بهره‌وری می‌شود، این تحقیق با هدف ارزیابی ریسک فاکتورهای مرتبط با ناهنجاری‌های اسکلتی-عضلانی کارمندان زن بانک در شعب و ادارات انجام گرفته است تا براساس نتایج به دست‌آمده بتوان مدیران و برنامه‌ریزان شعب و ادارات را متقاعد ساخت که به کارگیری اصول ارگونومی در طراحی ایستگاه‌های کاری و ارتقای آگاهی کارکنان در این زمینه از خسارات یادشده تا حد زیادی پیشگیری خواهد کرد و مانع کاهش بهره‌وری نیروی انسانی و کیفیت ارائه خدمات خواهد شد. شایان ذکر است که پژوهشگر همانند پزشک قادر به تشخیص آسیب‌های جسمانی نیست. در واقع جمع‌آوری اطلاعات بر مبنای معاینات بالینی صورت نپذیرفته و فقط به جمع‌آوری اطلاعات براساس مشاهده و پرسشنامه از خود کارمندان اکتفا شده است که البته به بررسی اطلاعات گذشته در مورد مراجعه به پزشک می‌پردازد(۴).

روشن‌سناسی پژوهش

جامعه آماری این تحقیق، ۳۰۰ نفر از کارمندان زن بانک توسعه صادرات ایران شاغل در تمام ادارات و شعب شهر تهران بودند. از بین جامعه آماری ۵۰ نفر به صورت تصادفی از همه قسمت‌های بانک به عنوان نمونه آماری (آزمودنی) در تحقیق شرکت کردند. سعی شد در تمام مراحل تحقیق نمونه‌ها متوجه حضور محقق نشوند و پوسچر طبیعی خود را تغییر ندهند.

در این تحقیق از آزمون رولا برای ارزیابی احتمال ابتلا به ناهنجاری‌های اسکلتی-عضلانی اندام فوقانی کارمندان، از نرم‌افزار کامپیوتری آنالیز رولا^۱ برای محاسبه نمره نهایی رولا و امتیازات گروه A و B، از پرسشنامه ان.ام.کیو (پرسشنامه نوردیک) برای جمع‌آوری اطلاعات ویژگی‌های فردی کارمندان (سن، سابقه کار، قد، وزن، ساعات کار هفتگی، سابقه مراجعه به پزشک و سابقه درد)، از پرسشنامه استرس شغلی (اچ-اس-ای) برای بررسی عوامل روانی-اجتماعی و از نرم‌افزارهای اتوکد^۲ برای اندازه‌گیری زوایای بدنی کارمندان، Excel برای رسم نمودار و SPSS برای محاسبات آمار توصیفی و استنباطی در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده شد.

آزمون رولا در سه مرحله اجرا شد: مرحله اول ایجاد روشی برای ثبت پوسچر کاری و فاکتورهای بارکاری، کار عضلانی و تکرار حرکات؛ مرحله دوم بسط سیستم امتیازبندی؛ و مرحله سوم تعیین امتیازات برای سطوح اقدامات که راهنمایی برای شدت خطر و نیاز به ایجاد تغییر و ارزیابی‌های مفصل را فراهم می‌کند. برای تعیین شیوع اختلالات اسکلتی-عضلانی از پرسشنامه‌ای که کرونیکا و همکاران در سال ۱۹۸۷ در انستیتو بهداشت حرفه‌ای کشورهای اسکانداویناوی طراحی و اجرا کردند و امروز به پرسشنامه نوردیک معروف است استفاده شد. پرسشنامه مذکور دارای چهار بخش کلی سؤال‌های عمومی، تعیین عوارض و ناراحتی‌های اعضا، تعیین ترک یا عدم ترک محل کار به دلیل ناراحتی اعضا و بررسی جزئیات مشکلات از سه ناحیه (گردن، شانه و کمر) است.

پرسشنامه اچ.اس.ای به منظور سنجش استرس‌های کار طراحی شده است. این پرسشنامه در هفت زیرمقیاس تقاضا، کنترل، حمایت مسئولان، حمایت ضعیف، ارتباط، نقش و تغییرات استرس شغلی را مورد بررسی قرار می‌دهد. پرسشنامه استرس شغلی شامل ۳۵ عبارت و ۷ زیرمقیاس با اسامی ۱- تقاضا، ۲- کنترل، ۳- حمایت مسئولان، ۴- حمایت همکار، ۵- ارتباط، ۶- نقش، ۷- تغییرات است. برای نمره‌گذاری پرسشنامه، به عبارت هر زیرمقیاس به ترتیب، برای هرگز=۵، به ندرت=۴، بعضی اوقات=۳، اغلب=۲، همواره=۱ امتیاز تعلق می‌گیرد و نمره‌گذاری

1. <http://www.ergonomics.co.uk/RULA/Ergo>

2. Autocad

زیرمقیاس تقاضا به صورت معکوس است. میانگین نمره‌های عبارات هر زیرمقیاس، بیانگر مقدار اندازه‌گیری شده هر زیرمقیاس است که دارای دامنه تغییرات ۱ تا ۵ بوده و در آن ۱، حالت مطلوب و ۵، حالت پراسترس و نامطلوب است (۵).

سعی شد از بین روش‌های موجود، مطلوب‌ترین روش (معتبر، ساده، کم‌هزینه و قابل پذیرش از طرف افراد مورد بررسی) به کار گرفته شود. از چک‌لیست رولا برای تعیین احتمال ابتلا به ناهنجاری‌های اسکلتی - عضلانی (روش مشاهده‌ای و ثبت به کمک قلم و کاغذ)، از پرسشنامه ان.ام.کیو برای به دست آوردن فاکتورهای فردی و سابقه درد و ناراحتی در ۱۲ ماه گذشته (روش گزارش فردی) و پرسشنامه اچ-اس-ای پرسشنامه استرس شغلی (روش گزارش فردی) برای بررسی فاکتورهای روانی - اجتماعی شغل افراد استفاده شد. به منظور تجزیه و تحلیل اطلاعات از آمار توصیفی (میانگین و انحراف استاندارد داده‌ها) و آمار استنباطی همبستگی با هدف بررسی رابطه عامل مختلف با احتمال ابتلا به ناهنجاری‌ها در سطح معناداری ($P < 0.05$) استفاده شد.

یافته‌های پژوهش

اطلاعات میانگین (انحراف استاندارد) سن، سابقه کار، وزن، قد، شاخص توده بدنی، کار هفتگی و استرس شغلی آزمودنی‌ها در جدول ۱ آورده شده است.

جدول ۱. میانگین (انحراف استاندارد) اطلاعات ویژگی‌های آزمودنی‌ها

شاخص	میانگین (انحراف استاندارد)
سن (سال)	۳۰/۶۸ (۵/۹۱)
سابقه کار (ماه)	۶۷/۰۸ (۵/۳۸)
وزن (کیلو گرم)	۵۹/۴۲ (۸/۵۳)
قد (سانتی متر)	۱۶۱/۵۸ (۵/۵۱)
شاخص توده بدنی	۲۲/۸۴ (۲/۶۲)
کار هفتگی (ساعت)	۴۶/۱۲ (۴/۶۷)
استرس شغلی	۲/۷۰ (۰.۳۴)

خلاصه‌ای از درصد امتیازات رولا در نواحی مختلف بدن، امتیاز پوسچر گروه A و B، امتیاز کار عضلانی، مصرف انرژی و امتیاز نهایی رولا در جدول ۲ آورده شده است.

جدول ۲. درصد امتیازات رولا در نواحی مختلف بدن آزمودنی‌ها و جمع امتیازات نمره‌های A و B

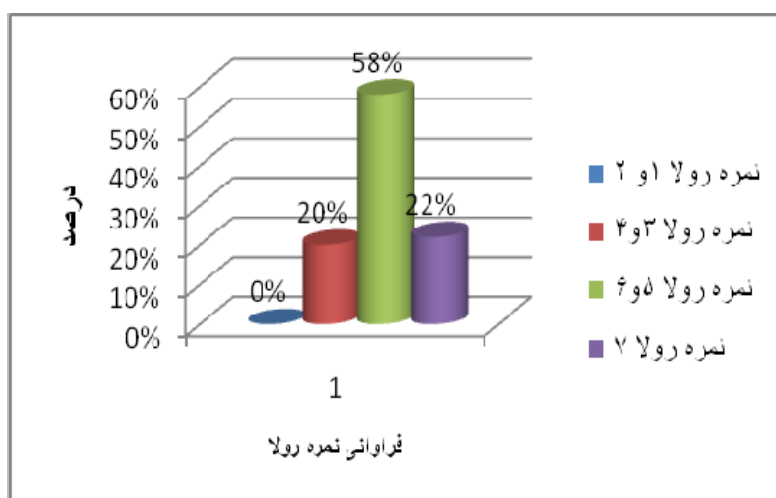
اعضای گروه	امتیازات	حداکثر امتیاز ممکن برای هر مورد	امتیازات										
			۰	۱	۲	۳	۴	۵	۶	۷	۸	۹	
بازو	۶	۶	۰	۶	۷۰	۱۶	۰	۸	۰	۰	۰	۰	۰
ساعد	۳	۳	۰	۲۰	۲۶	۵۴	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰
مچ	۴	۴	۰	۰	۲	۹۸	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰
پیچیدگی مچ	۲	۲	۰	۰	۱۰۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰
پوسچر گروه	۹	۹	۰	۰	۲۰	۵۸	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰
کار عضلانی گروه	۱	۱	۰	۱۰۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰
مصرف انرژی	۲	۲	۱۰۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰
گروه A	۱۲	۱۲	۰	۰	۰	۲۰	۶۰	۲۰	۰	۰	۰	۰	۰
گردن	۶	۶	۰	۲۴	۲۰	۲۶	۲۸	۲	۰	۰	۰	۰	۰
تنه	۶	۶	۰	۸	۲۰	۲۶	۳۶	۱۰	۰	۰	۰	۰	۰
پاها	۲	۲	۰	۳۲	۶۸	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰
پوسچر گروه	۹	۹	۰	۰	۰	۸	۲۰	۰	۰	۰	۰	۷۲	۰
کار عضلانی گروه	۱	۱	۰	۱۰۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰
مصرف انرژی گروه	۲	۲	۱۰۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰	۰
گروه B	۱۲	۱۲	۰	۰	۰	۰	۸	۲۰	۰	۰	۰	۰	۷۲
امتیاز نهایی	۷	۷	۰	۰	۰	۸	۱۲	۸	۰	۰	۰	۲۲	۵۰

توزیع فراوانی آزمودنی‌ها در چهار کلاس مختلف در جدول ۳ گزارش شده است. همان‌گونه که مشاهده می‌کنید ۷۸ درصد افراد مورد بررسی، وضعیتی دارند که نیازمند بررسی بیشتر است و ایجاد تغییرات اصلاحی در پست کاری آنها در آینده نزدیک ضرورت دارد. وضعیت ۲۲ درصد افراد نیز به‌گونه‌ای است که ایجاد تغییرات اصلاحی در پست کاری آنها، فوریت دارد و باید در اولین فرصت انجام گیرد.

جدول ۳. تعداد و درصد کل افراد

گروه‌ها	تعداد کل	درصد
۱ و ۲ (کلاس اول)	۰	۰
۳ و ۴ (کلاس دوم)	۱۰	٪۲۰
۵ و ۶ (کلاس سوم)	۲۹	٪۵۸
۷ (کلاس چهارم)	۱۱	٪۲۲
جمع کل	۵۰	٪۱۰۰

توزیع درصد فراوانی نمره‌های هفتگانهٔ آزمون رولا در نمودار ۱ نشان داده شده است. مشاهده می‌شود که تقریباً هیچ یک از افراد مورد بررسی، پوسچر کاری پذیرفتنی ندارد و در همهٔ آنها احتمال ابتلا به اختلالات اسکلتی-عضلانی وجود دارد که بر اساس عوامل مختلف، متفاوت است.



نمودار ۱. توزیع درصد فراوانی نمره‌های هفتگانهٔ رولا

- اقدامات کلاس یک: امتیاز ۱ و ۲ مشخص می‌کند که پوسچر بدنی پذیرفتنی است، در صورتی که برای مدت زمان زیاد حفظ نشده یا تکرار نشود.
 - اقدامات کلاس دو: امتیاز ۳ و ۴ مشخص می‌کند که به رسیدگی بیشتر نیاز است و ممکن است تغییراتی لازم باشد.
 - اقدامات کلاس سوم: امتیاز ۵ و ۶ مشخص می‌کند که رسیدگی و تغییرات در آیندهٔ نزدیک ضروری است.
 - اقدامات کلاس چهارم: امتیاز ۷ مشخص می‌کند که رسیدگی و تغییرات فوری لازم است.
- میانگین، انحراف استاندارد و حداقل و حداکثر امتیازات رولا در جدول ۴ گزارش شده است. میانگین امتیاز رولا در کل نمونه ۵/۷۶ و با انحراف معیار ۱/۱۸ است که در سطح اقدامات کلاس سوم (لزوم تغییرات و رسیدگی در آیندهٔ نزدیک) قرار دارد.

جدول ۴. مقادیر نهایی امتیاز رولا

شاخص	کل افراد مورد بررسی
میانگین	۵/۷۶
انحراف معیار	۱/۱۸
حداقل	۳
حداکثر	۷

میانگین، انحراف معیار و حداقل و حداکثر نمره‌های A و B رولا در جدول ۵ بررسی شده است که نشان می‌دهد نمره‌های گروه B سبب افزایش امتیاز کلی رولا شده و خطر ابتلا به ناهنجاری‌ها را افزایش داده است. گروه A شامل نمره پوسچر اعضای بازو، ساعد و مچ و گروه B شامل نمره پوسچر گردن، تنه و پاهاست.

جدول ۵. مقادیر گروه A و گروه B

نمره	شاخص	کل افراد مورد بررسی
A	میانگین	۴
	انحراف معیار	۰/۶۳
	حداقل	۳
	حداکثر	۵
B	میانگین	۷/۸۰
	انحراف معیار	۱/۹۵
	حداقل	۴
	حداکثر	۹

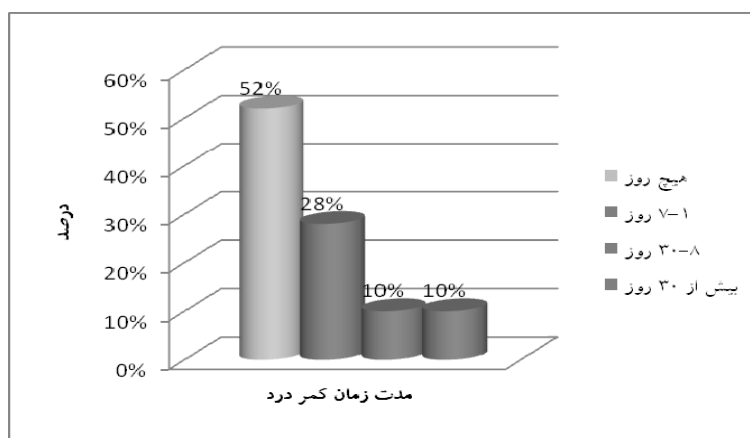
در جدول ۶، رابطه بین درد در نواحی مختلف بدن با نمره رولا نشان داده شده است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود تنها بین درد در ناحیه کمر با نمره رولا رابطه معنادار وجود دارد ($P=0/06$).

جدول ۶. رابطه احساس درد و ناراحتی در نواحی مختلف با نمره رولا

رابطه با رولا	Sig	درد در نواحی مختلف در ۱۲ ماه گذشته
ندارد	.۳۷۵	گردن
ندارد	.۶۱۷	شانه
ندارد	.۵۲۲	آرنج
ندارد	.۸۵۰	مچ
ندارد	.۴۵۸	پشت
دارد***	.۰۲۳	کمر
ندارد	.۲۸۳	ران
ندارد	.۳۸۲	زانو
ندارد	.۸۶۱	مچ پا

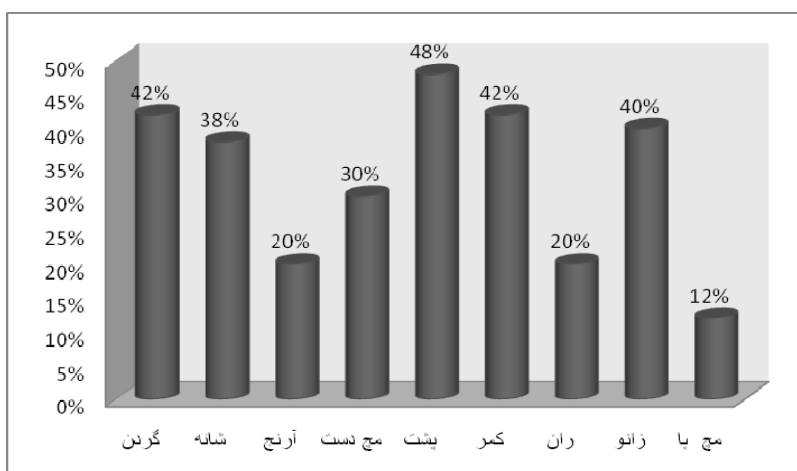
با استفاده از آزمون همبستگی (رابطه‌سنجی) در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ رابطه معناداری بین استرس شغلی و نمره رولا مشاهده نشد ($P=0/06$). پرسشنامه ان.ام.کیو برای ارزیابی سابقه علائم اختلالات اسکلتی-عضلانی بین آزمودنی‌ها توزیع و توضیحات لازم برای جوابگویی دقیق به سوالات برای تک‌تک افراد بیان شد. میانگین سنی افراد مورد بررسی ۳۱ سال (۳۰/۶۸) و دامنه آنها بین ۲۴ تا ۴۶ سال بود.

مدت زمان کمردرد آزمودنی‌ها در ۱۲ ماه گذشته در نمودار ۲ آورده شده است.



نمودار ۱. مدت زمان کمردرد آزمودنی‌ها در ۱۲ ماه گذشته

درصد فراوانی احساس درد در نواحی مختلف آزمودنی‌ها در نمودار ۲ آورده شده است.



نمودار ۲. درصد فراوانی احساس درد در نواحی مختلف بدن

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از اجرای این تحقیق ارزیابی عوامل ایجادکننده ناهنجاری‌های اسکلتی-عضلانی اندام فوقانی در کارمندان زن شاغل در بانک توسعه صادرات ایران بود. نتایج تحقیق موید آن است که احتمال ابتلای کارمندان بانک به ناهنجاری‌های اسکلتی-عضلانی اندام فوقانی زیاد است. تعداد ساعات هفتگی و خستگی ناشی از کار روزانه در بانک با احتمال ابتلا به ناهنجاری‌ها رابطه مستقیم دارد. از طرف دیگر بین استرس شغلی و شاخص توده بدنی رابطه معناداری وجود ندارد. با توجه به ادبیات یادشده در تحقیق لِمو^۱ و همکاران در سال ۱۹۹۵ درباره ارتباط بین فشار روحی بیش از حد و علائم اسکلتی-عضلانی، مشخص شد که عامل‌های روانی-اجتماعی در بروز ناهنجاری موثر بوده‌اند که نتایج آن با تحقیق حاضر متفاوت است (۱۱). در ضمن در تحقیق کانوی^۲ و همکاران (۱۹۹۸) تأثیر استرس روانی، جنبه‌های روانی-اجتماعی کار و عامل‌های ارگونومیکی بر دردهای اسکلتی-عضلانی در کارکنان دفتری که با پایانه‌های نمایشگر بصری سروکار دارند بررسی شد و نتایج نشان داد که استرس روانی و عامل‌های ارگونومیکی دردهای اسکلتی-عضلانی را در افراد تحت تأثیر قرار می‌دهد (۱۲). عامل ساعات کار هفتگی و خستگی از عوامل مؤثر بر احتمال ابتلا به این ناهنجاری‌ها بود که با یافته‌های آرینس^۳ (۲۰۰۱) و اندرسن^۴ (۲۰۰۲) همخوانی دارد (۲،۳) استرس شغلی در احتمال ابتلا به این ناهنجاری‌ها تأثیرگذار نبود که با یافته‌های اندرسن (۲۰۰۲) و فان دروینت^۵ (۲۰۰۰) مغایرت دارد (۲،۴).

نتایج ارزیابی انجام‌گرفته به کمک روش رولا نشان می‌دهد که هیچ یک از افراد تحت بررسی دارای پوسچر کاری پذیرفتنی نیست و همه آنها با خطر احتمال ابتلا به اختلالات اسکلتی-عضلانی مواجهند که بر اساس عوامل مختلف متفاوت است. بر اساس یافته‌ها ۱۶ درصد افراد مورد بررسی، وضعیتی دارند که بررسی و ارزیابی بیشتر در مورد آنها را ضروری می‌کند، زیرا ممکن است در آینده نزدیک نیازمند اصلاحات و تغییرات در پست کاری خود باشند. ۶۴ درصد افراد مورد بررسی وضعیتی دارند که به بررسی بیشتر نیاز دارد و ایجاد تغییرات اصلاحی در پست کاری آنها به زودی لازم می‌شود. ۲۰ درصد افراد نیز در وضعیتی به سر می‌برند که ایجاد تغییرات اصلاحی در پست کاری آنها، فوریت دارد و باید در اولین فرصت انجام گیرد. باید توجه داشت که رولا یک روش غربالگری است و در حقیقت تخمینی از احتمال ابتلا به اختلالات را در بین افراد و گروه‌های مختلف

-
1. Lemo
 2. Conwey
 3. Ariens
 4. Andersen
 5. Van der windt

کاری به دست می‌دهد (۴۹). اساس این برآورد پوسچر فرد و حجم کاری اوست و سایر عامل‌های مؤثر در بروز این اختلالات در آن گنجانده نشده است.

نتایج نشان می‌دهد که به دلیل ماهیت کار نمونه‌ها و نوع وضعیت بدنی آنها در حین کار، احتمال ابتلا به اختلالات در گروه A بدن (مچ، ساعد، بازو) کمتر از گروه B بدن (گردن، تنه، پاها) است. لذا اصلاحات باید به گونه‌ای باشد که در درجه اول احتمال ابتلا به اختلالات را در گروه B کاهش دهد. البته ذکر این نکته ضروری است که پوسچر نامناسب هر عضو از بدن فقط روی خود آن عضو مؤثر نیست و دیگر اعضای مجاور را هم تحت تأثیر قرار می‌دهد. برای مثال نامناسب بودن پوسچر بازو ممکن است پوسچر شانه و گردن را تحت تأثیر قرار دهد. بنابراین آنچه از نتایج آزمون رولا استنباط می‌شود، این است که اکثر پست‌های کاری برای اصلاح پوسچر فرد به اصلاح اساسی نیاز دارند. بین امتیاز رولا و ساعات کار هفتگی افراد رابطه معنادار وجود دارد ($P=0/01$) و به دلیل اینکه هنگام خستگی کارمندان به وضعیت بدنی خود بی‌توجهند و خستگی سبب می‌شود که عضلات از حالت طبیعی و استاندارد در حین کار خارج شوند، بین شدت خستگی کارمندان در طول روز و نمره رولا رابطه معناداری وجود دارد ($P=0/02$). بنابراین دلیل اصلی زیاد بودن نمره‌های آزمون رولا، نامناسب بودن پست کاری افراد است. از طرف دیگر، بررسی فاکتورهای روانی-اجتماعی از جمله استرس شغلی نشان داد که درصد استرس شغلی کارمندان به طور میانگین ۵۴ درصد است (۱۰۰ درصد یعنی فرد همواره استرس شغلی را حس می‌کند و صفر درصد یعنی فرد هرگز استرس شغلی را حس نمی‌کند).

نتایج حاصل از پرسشنامه سوابق اختلالات اسکلتی - عضلانی به خوبی نشان داد که درصد فراوانی شیوع درد در کل کارمندان در نواحی پشت، کمر، گردن و زانو نسبت به دیگر نواحی بیشتر بود. بین وجود درد در نواحی مختلف بدن و رابطه آن با امتیاز رولا در همان عضو تنها در مورد کمر می‌توان ادعا کرد که با افزایش امتیاز رولا در ناحیه کمر، بروز درد در این ناحیه نیز بارزتر گزارش شده است. ادبیات تحقیق نشان می‌دهد که فقط پوسچر کاری و بار کاری افراد نمی‌تواند تنها دلیل بروز این اختلالات باشد، بلکه عامل‌های دیگر مثل عوامل فردی نیز در بروز این اختلالات مؤثر است (مثل سن، سابقه کار، ساعات کاری، شاخص جرم بدن، آنتروپومتری، سابقه بیماری‌های دیگر، ضعف بدنی، استعمال دخانیات و ...). باید توجه داشت که محققان، قابلیت اعتماد و اعتبار روش رولا را هنگام ابداع آن ثابت کرده‌اند. آنها با مقایسه نتایج رولا و نتایج پرسشنامه گزارش درد و ناراحتی از طرف خود افراد، صحت و دقت نتایج رولا را تأیید کرده‌اند و این کار در شرایط آزمایشگاهی که عوامل مداخله‌گر ذکر شده تحت کنترل بود، انجام

گرفته است. در حالی که در این تحقیق این عوامل مداخله‌گر به هیچ‌وجه تحت کنترل نبود و سبب آشفتنگی جزئی در نتایج شد.

در این تحقیق فقط عامل‌های پوسچر کاری، استرس شغلی، شاخص توده بدنی، سابقه کار و سن بررسی شد. لذا معیار اصلی قضاوت در این تحقیق نتایج حاصل از روش رولا است. نتایج نشان می‌دهد که احساس درد و ناراحتی در کل کارمندان بیشتر در ناحیه پشت، کمر و گردن بود. این بدان معناست که کار اغلب کارمندان به گونه‌ای است که ناحیه شانه و پشت و کمر آنها (اغلب در حین کار با کامپیوتر) در وضعیت نامناسب قرار می‌گیرد (در بیشتر موارد به دلیل بالا بودن سطح کار، شانه‌ها بالا آورده شده بود). بنابراین می‌توان استنباط کرد که وضعیت قرارگیری نامناسب دست و ساعد در حین کار با رایانه (به‌ویژه تایپ با صفحه کلید و کار با ماوس) ممکن است سبب تشدید اختلالات در ناحیه بازو، شانه و قسمت بالایی پشت باشد (در سال ۱۹۵۱، لوند رولد نیز در تحقیقات خود، به کمک ثبت الکترو مایوگرافی این مسئله را تأیید کرد. بیشترین درصد شیوع این علائم مربوط به ناراحتی‌های کمری (۳۷/۵ درصد) و ناراحتی‌های گردنی (۳۴/۴ درصد) است که نتایج حاصل از رولا نیز نشان می‌دهد ۸۸/۲ درصد افراد مورد بررسی در وضعیت مایل به جلو (زاویه بیش از ۱۰ درجه نسبت به خط عمود) کار می‌کردند و در ۸۲/۴ درصد موارد، گردن افراد در حالت غیرطبیعی (زاویه بیش از ۱۰ درجه رو به جلو و کشش به سمت عقب) قرار داشت که ممکن است دلیلی بر زیاد بودن شیوع ناراحتی‌های گردنی و کمری باشد. بر اساس نتایج به‌دست‌آمده از پرسشنامه سوابق درد و ناراحتی، ۵۲ درصد از کارمندان مورد بررسی، هیچ روزی در دوازده ماه گذشته مشکل و ناراحتی در ناحیه کمر خود احساس نکردند، ۲۸ درصد، ۱ تا ۷ روز، ۱۰ درصد ۸ تا ۳۰ روز و ۱۰ درصد باقی‌مانده بیش از ۳۰ روز در سال احساس درد و ناراحتی را در ناحیه کمر خود گزارش کردند. این در حالی است که در ۷۸ درصد از موارد، درد هیچ روزی مانع کار نشد، در ۱۴ درصد از موارد ۱ تا ۷ روز، در ۶ درصد از موارد ۸ تا ۳۰ روز و تنها در ۲ درصد از موارد بیش از ۳۰ روز مانع انجام دادن کار شد. همچنین ۱۰ درصد کل افراد مورد بررسی به دلیل درد و ناراحتی در ناحیه کمر خود مجبور به تغییر شغل خود شدند. با توجه به هزینه‌های مستقیم و غیرمستقیم (که خیلی بیشتر از هزینه‌های مستقیم است) ناشی از غیبت کاری می‌توان به اهمیت پیشگیری از ابتلا به این ناراحتی‌ها پی برد. چه بسا تعداد زیادی از افراد تحت بررسی به دلایل مختلف (مثل نبود وقت یا بی‌توجهی به این علائم) به پزشک مراجعه نکردند یا مرخصی نگرفتند و با وجود درد و ناراحتی مشغول به کار شدند. بدیهی است که به هم خوردن تعادل فیزیکی و روانی افراد در اثر درد و ناراحتی، سبب کاهش کارایی آنها خواهد شد، زیرا هم کمیت و هم کیفیت کار افت خواهد داشت (افزایش تعداد خطا، فراموشی، بی‌احتیاطی و بی‌نظمی سبب چنین نتایجی می‌شوند). اگر هزینه‌های

مستقیم و غیرمستقیم ناشی از این مسئله در نظر گرفته شود، اهمیت پیشگیری از بروز این ناراحتی‌ها دو چندان به نظر می‌رسد. از دیگر عواملی که در بررسی‌ها مورد توجه قرار گرفت، می‌توان به عامل خستگی اشاره کرد. خستگی چه در ابعاد فیزیکی ناشی از خستگی عضلانی و شاید خستگی سیستم عصبی و چه در ابعاد روانی ناشی از حجم زیاد مراجعات و ارائه خدمات و کار بی‌وقفه در دو شیفت کاری صبح و بعد از ظهر که خستگی در حداقل و حداکثر دامنه خود قرار داشت، تکرار شد. آزمون رولا برای بررسی عامل خستگی، دو بار در طول روز تکرار و نتایج آن بررسی شد. بر این اساس رابطه معناداری بین افزایش خستگی و افزایش نمره رولا دیده می‌شود ($P=0/01$). همچنین بین سابقه ورزشی افراد و ریسک ابتلا به ناهنجاری‌ها رابطه معناداری مشاهده شد ($P=0/03$) با توجه به آنچه ذکر شد، می‌توان گفت برخی اصلاحات و تغییرات پست کاری افراد تحت بررسی بر اساس اولویت‌بندی حاصل از روش رولا ضرورت دارد. از طرف دیگر توجه به عامل‌های روانی - اجتماعی محیط کار از جمله ارتقای شغلی، کنترل روی کار، روابط با همکاران، شرایط کاری و محیط کار و آینده شغلی ضروری به نظر می‌رسد. باید توجه داشت که اقدامات مداخله‌ای در جهت بهبود عامل‌های روانی - اجتماعی نیازمند دانش تخصصی کافی در این زمینه و تحقیقات دقیق و مفصل است.

نتیجه‌گیری نهایی

با توجه به نتایج تحقیق می‌توان گفت کارمندان بانک با خطر شدید احتمال ابتلا به ناهنجاری‌های اسکلتی عضلانی مواجهند و اقدامات اصلاحی فوری ضرورت دارد. عامل ساعات کار هفتگی و خستگی از عوامل تأثیرگذار در احتمال ابتلا به این ناهنجاری‌هاست و شاخص توده بدنی و استرس شغلی با احتمال ابتلا به این ناهنجاری‌ها رابطه ندارد. احتمال ابتلا به اختلالات اسکلتی - عضلانی اندام فوقانی در بین کارمندان زن بانک بررسی شده در این تحقیق و نیز شیوع این اختلالات در بین افراد، در حدی است که بررسی‌های کارشناسی بیشتر و اعمال تغییرات اصلاحی در شرایط محیطی، چیدمان اداری، حجم و فشار کار و ساعات کار هفتگی کارمندان که پیامد آن کاهش استرس شغلی و بهبود عوامل روانی - اجتماعی خواهد بود ضروری به نظر می‌رسد. در نهایت می‌توان گفت ایجاد تغییرات اصلاحی در پست‌های کاری، کاهش حجم کاری و استرس شغلی، حمایت بیشتر مدیران و همکاران در راستای کاهش استرس و فشارهای روانی و آموزش اصول ارگونومی در راستای به‌کارگیری آنها در اجرای کارها، در کاهش احتمال ابتلا به اختلالات (امتیازات رولا) موثر واقع می‌شود.

منابع:

۱. برزگری بافقی، محمد علی و همکاران (۱۳۸۰). بررسی وضعیت کاری رانندگان اتوبوس‌های ۰۴۵۷ شرکت واحد با استفاده از روش RULA و مطابقت آن با پرسشنامه Body Map.
2. Andersen, J., Kaergaard, A., Frost, P., Thomsen, J., Bonde, J., Fallentin, N., (2002). Physical, psychosocial, and individual risk factors for neck/shoulder pain with pressure tenderness in the muscles among workers performing monotonous, repetitive work. *Spine* 27,660-667
3. Ariens, G., Van Mechelen, W., Bongers, P., Bouter, L. and van der Wal, G. (2001). Psychosocial risk factors for neck pain: a systematic review. *Am J Industrial Med.* 39, 180-193.
4. Van der Windt, D., Thomas, E., Pope, D., Winter, A., Macfarlane, G., Bouter, L. (2000). Occupational risk factors for shoulder pain: a systematic review. *Occupational and Environmental Med.* 57, 433-442.
5. Bridger, R.S. (1995). Introduction to Ergonomics
6. Galer, I. (1985). Hand book of Ergonomic, Macgrawhill, 22-38
7. James, Y., Thong, L., Yap, C. (2000). Information system & Occupational stress: a theoretical framework. *Omega.* 289681_992
8. <http://www.hse.gov.uk/stress/standards/pdfs/indicatoatool.pdf> .2008(cited 2008) available form:
9. Mackay, C.J., Cousin, R., Kelly, P.J., Lee, S. & McCaig, R.H. (2004). A Management standards. Approach to tackling work-related stress. Part 1: rationale and scientific underpinning. *work and stress.*
10. Darin, A.P., Brent, I.A., David, H.P. Bruce, M.G., Christopher, R.C., Keuin, P.G. (2006). Fatigue, Vertical leg stiffness, and Stiffness control strategies in males and females. *J Athletic Train.* 41(3):294-304
11. Lemo, P., Haeninen, V. (1995). Psychosocial Factors at Work in Relation to Back and limb Disorders. *Scandinavian J Work Environmental & Health.* 21(2): 134-142
12. Conwey, F., Timothy. (1997). The Effects of Psychosocial Tension, Psychosocial Aspects of Work, and Ergonomic Work Factors on Employer Health and Well-Being. *Dissertation Abstracts, International, Section B: Sci & Eng.* 57(9-b): 5582.

عملکرد تعادلی نیمه‌پویا هنگام حمل کیف مدرسه روی یک شانه در نوجوانان دختر مبتلا به اسکلیوزیس ایدیوپاتیک

نادر فرهپور^۱، لیلا غزاله^۲

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۵/۳۱ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۱۲/۱۸

چکیده

با توجه به نامتقارن بودن ساختار ستون فقرات در بیماری اسکلیوزیس نوجوانی و اهمیت کلینیکی شناسایی عوامل موثر بر عملکرد تعادلی این بیماران در شرایط مختلف، این تحقیق با هدف تاثیر حمل کیف روی یک شانه بر عملکرد تعادل دینامیکی و نحوه توزیع وزن روی پاهادر بیماران اسکلیوزیس در شرایط نیمه‌پویا انجام گرفته است. به این منظور طی غربالگری مدارس شهر همدان و بعد از معاینات کلینیکی دقیق و تهیه رادیوگرافی، ۲۱ دختر نوجوان مبتلا به اسکلیوزیس ناشناخته با میانگین کجی ($19/7^{\circ} \pm 23/5^{\circ}$) به عنوان گروه تجربی و ۲۰ دختر نوجوان سالم از میان افراد داوطلب به عنوان گروه گواه انتخاب شدند. با استفاده از دستگاه تعادل سنج دینامیکی شاخص‌های تعادل نیمه‌پویای آزمودنی‌ها حین حمل کیف با شانه چپ و با شانه راست در شرایط استقرار روی سطح نیمه‌پایدار و ناپایدار اندازه‌گیری شد. واحد اندازه‌گیری شاخص‌های تعادل درجه بود. نتایج به دست آمده با استفاده از آنالیز واریانس ($\alpha=0/05$) تجزیه و تحلیل شد. نتایج نشان داد که شاخص‌های تعادلی نیمه‌پویا و توزیع وزن بدن روی پاها هنگام حمل کیف روی شانه چپ و شانه راست در شرایط سطح اتکای نسبتاً پایدار و ناپایدار بین دو گروه سالم و بیمار یکسان بود ($P=0/05$). اسکلیوزیس نوجوانی ایدیوپاتیک عملکرد تعادلی فرد مبتلا را مختل نمی‌کند. حمل نامتقارن کیف مدرسه در بیماران اسکلیوزیس موجب اختلالات تعادلی نمی‌شود.

کلیدواژه‌های فارسی: اسکلیوزیس ایدیوپاتیک، تعادل، کوله‌پشتی، پوسچر.

۱. استاد دانشگاه بوعلی‌سینای همدان (نویسنده مسئول) Email: naderfarahpour1@gmail.com

۲. کارشناس ارشد دانشگاه بوعلی‌سینای همدان

مقدمه

اسکلئوزیس ایدیوپاتیک نوجوانی^۱ (AIS) را می‌توان از نظر بیومکانیکی، تغییر شکل سه‌بعدی ستون فقرات از ساختار طبیعی در سطوح ساجیتال و فرونتال همراه با چرخش محوری در مهره‌ها تعریف کرد که در نوجوانی ظاهر می‌شود (۱،۲). شیوع این ناهنجاری ۳ درصد است و حدود ۹۰ درصد این بیماران دختر هستند (۳-۵). در مراحل اولیه، مراقبت‌ها شامل مشاهده، فیزیوتراپی و ورزش‌درمانی است و در صورت عدم کنترل بیماری، پوشیدن بریس و نهایتاً جراحی تجویز می‌شود (۶-۹). به دلیل حساسیت سن رشد و ماهیت پیشرونده ناهنجاری اسکلئوزیس، رفتارهای فیزیکی مثل نحوه نشستن یا ورزش و دیگر عوامل بیرونی اثرگذار از جمله حمل بار (کیف مدرسه) مورد توجه درمانگران و والدین بوده است. اخیراً بارت و همکاران (۱۰) در یک مرور سیستماتیک، باورهای ضد و نقیض پزشکان در زمینه اسکلئوزیس و تعامل آن با فعالیت‌های فیزیکی را خلاصه کرده‌اند. برای مثال پزشکان آمریکایی تا سال‌های اخیر، فعالیت فیزیکی را عامل تشدید اسکلئوزیس قلمداد کردند، اما امروزه ممانعت از ورزش را بیهوده می‌دانند (۱۱-۱۳).

در حال حاضر، عده‌ای نیز فشار ناشی از حمل کوله‌پشتی سنگین بر مهره‌ها در دوران نوجوانی را موجب بروز خستگی، کوفتگی عضلانی، کمردرد و حتی ناهنجاری اسکلتی ستون فقرات می‌دانند (۱۴). هنوز تحقیقات کافی در زمینه تأثیر فیزیولوژیکی و بیومکانیکی حمل کیف مدرسه بر دانش‌آموزان مبتلا به اسکلئوزیس به عمل نیامده است. با آنکه وزن مناسب کیف دانش‌آموزان را تا ۱۰ درصد وزن بدن فرد تعیین کرده‌اند، اما بر اساس تحقیقات معمولاً وزن این کیف‌ها تا حدود ۱۵ درصد وزن بدن و گاهی نیز افزون بر آن است (۱۴، ۱۵). در این راستا، اخیراً برخی محققان همچون گورمن^۲ (۱۶) ادعا کرده‌اند که در دوران رشد، نوعی نقص فیزیولوژیکی ناشناخته در تعامل با اعمال نیروی بیومکانیکی نامتقارن در راستای ستون فقرات صفحه رشد، مهره‌های درگیر را تحت تأثیر قرار می‌دهد که به بروز و پیشرفت اسکلئوزیس منجر می‌شود. در صورت ضعف عملکرد تعادلی، نیروهای مکانیکی ناشی از حمل بار مثل کیف مدرسه به‌طور نامتقارن به ستون مهره‌ای وارد می‌شوند. در همین راستا، تحقیقات عده‌ای از محققان حاکی از ضعف عملکرد تعادلی بیماران اسکلئوزیس (۱۷-۲۱) است. برای مثال چن^۳ (۱۸)، ساهلستراند^۴

-
1. Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS)
 2. Gorman
 3. Chen
 4. Sahlstrand

(۲۲) و گوچارد^۱ (۲۳) گزارش کردند که نوسانات پوسچر و دامنه جابه‌جایی مرکز فشار پا در بیماران اسکلیوزیس بیش از افراد سالم است. اما یافته‌های برخی دیگر، همچون یکوتیل^۲ (۲۴) و زابجک^۳ (۲۵) حاکی از عدم اختلاف در عملکرد تعادلی بیماران اسکلیوزیس و افراد سالم است. چیونگ^۴ و همکاران (۲۶) نیز تاکید کردند که اسکلیوزیس موجب اختلال درک موقعیت فضایی و جهت بدن در فضا نمی‌شود. بیل^۵ (۲۷) نیز معتقد است بیماران اسکلیوزیس در شرایط معمولی از تعادل عادی برخوردارند، اما وقتی سیستم بینایی و گیرنده‌های حسی-عمقی آنها در شرایطی مثل تاریکی محیط یا تغییر در سطح اتکا دستکاری می‌شوند، ضعف عملکرد تعادلی در آنها مشهود می‌شود.

در تحقیقات محدود انجام گرفته در زمینه اثر حمل کیف در بیومکانیک ستون فقرات نیز چنین تناقضاتی وجود دارد. برای مثال، برخی ادعا کرده‌اند که در حمل بار اضافی نظیر کوله‌پشتی به دلیل متمایل شدن تنه و سر به جلو، نوسانات تعادلی بدن افزایش می‌یابد (۳۰-۲۸). در مقابل، گاه^۶ و همکاران (۳۱) اظهار می‌کنند که حمل بار اضافی (کوله‌پشتی) با افزایش جرم بدن موجب افزایش اینرسی فرد می‌شود و از این طریق پایداری پوسچر و تعادل را بهبود می‌بخشد. همچنین اخیراً چاو^۷ و همکاران (۳۲) نتیجه گرفته‌اند که کوله‌پشتی دانش‌آموزان موجب تمایل تنه به جلو شده و ضمن افزایش دامنه نوسانات، سرعت نوسان کمتر می‌شود. آنها دریافتند که در این مورد عملکرد افراد سالم و بیماران اسکلیوزیس یکسان است. ساهلستراند (۲۲) خاطر نشان کرده است که تحقیقات در زمینه حمل کیف در کودکان مبتلا به اسکلیوزیس از اهمیت زیادی برخوردار است، زیرا بروز آن ممکن است به عدم تعادل در کنترل پوسچر مربوط باشد.

شایان یادآوری است که تحقیقات پیشین، در زمینه بررسی تعادل بیماران اسکلیوزیس در شرایط استاتیک بوده است (۱۸، ۱۹، ۲۴). همچنین تحقیقاتی که در زمینه اثر حمل کیف بر عملکردهای تعادلی یا حرکتی آزمودنی‌ها صورت گرفته، غالباً از مدل حمل کیف روی دو شانه استفاده کرده‌اند (۲۸، ۳۲، ۳۳). این شرایط، محدودیت آن پژوهش‌ها تلقی می‌شود، زیرا اولاً بیشتر اوقات نیروهای خارجی در شرایط دینامیکی بر تنه وارد می‌شوند و ثانیاً قرار دادن کوله‌پشتی یا آویزان

-
1. Gauchard
 2. Yekutieli
 3. Zabjek
 4. Cheung
 5. Byl
 6. Goh
 7. Chow

کردن کیف روی یک شانه الگوی واقعی و شکل رایج حمل کیف در دانش‌آموزان است. علی‌رغم آن، ناهمسویی نتایج تحقیقات مختلف، کم و کیف تاثیر متقابل بین عامل بیماری اسکلیوزیس و عملکرد تعادلی را هنوز مبهم گذاشته است. هدف تحقیق حاضر مقایسه شاخص‌های تعادل نیمه‌پویا هنگام حمل کیف روی یک شانه بین بیماران اسکلیوزیس و افراد سالم است.

روش‌شناسی پژوهش

آزمودنی‌ها

۲۱ دختر نوجوان از میان مبتلایان به AIS که بیماری آنها را براساس مشاهده رادیوگرافی AP پزشک متخصص ارتوپدی تشخیص داده بود و داوطلب شرکت در این پژوهش بودند، انتخاب شدند. دامنه سن بیماران ۱۱ تا ۱۷ سال با میانگین $(15/5 \pm 1/8)$ بود. همچنین قد و وزن بیماران به ترتیب $155/7 \pm 7/1$ سانتی‌متر و $46/4 \pm 6/7$ کیلوگرم بود. همچنین ۲۰ دختر نوجوان سالم در دامنه سنی مشابه که هم‌تاسازی با گروه بیماران در آنها لحاظ شده بود، از میان افراد در دسترس به روش نمونه‌گیری ساده انتخاب شدند. شرایط پذیرش افراد سالم عبارت بود از برخورداری از سلامت جسمانی و نداشتن انحنای غیرطبیعی در ستون فقرات. در این زمینه داوطلبان شرکت در گروه گواه نیز مورد معاینات فیزیکی قرار گرفتند و وجود انحنای اسکلیوزیس ۱۰ درجه و بیشتر به‌عنوان ناهنجاری تلقی شد. دست برتر کلیه آزمودنی‌ها دست راست بود و پای چپ آنها پای تکیه برای حفظ تعادل محسوب می‌شد. میانگین سن، قد و وزن افراد سالم به ترتیب $15/1 \pm 2/1$ ، $157/0 \pm 5/2$ سانتی‌متر و $50/9 \pm 10/9$ کیلوگرم بود. شرایط عمومی پذیرش آزمودنی‌ها در گروه‌ها عبارت بود از: فقدان سابقه جراحی، قرار نداشتن در هر نوع رژیم‌درمانی، فقدان سابقه ورزشی منظم، عدم تفاوت در طول پاها، فقدان هر نوع ناهنجاری در سیستم شنوایی یا ناهنجاری شناخته‌شده در سیستم عصبی-عضلانی، داشتن شاخص توده بدنی^۱ (W/H^2) بین ۲۱ تا ۲۵.

۱۹ نفر از بیماران AIS دچار انحراف ساده راست سینه‌ای^۲ بودند و مهره اپیکال^۳ انحنای آنان در در زیر حد فاصل بین مهره‌های T5 تا T10 قرار داشت. دو نفر از بیماران نیز انحراف ساده راست‌کمری^۴ داشتند که مهره اپیکال قوس آنها نیز در L3 قرار داشت. میانگین زاویه کاب^۵

-
1. Weight/Height² (kg/m²)
 2. Single right thoraci
 3. apical
 4. Right lumbar
 5. Cobb

بیماران $19/65 \pm 23/05$ درجه بود. همه بیماران فعال بودند و مشکلی در انجام دادن تکالیف و فعالیت‌های روزمره خود احساس نمی‌کردند. والدین و آزمودنی‌ها قبل از شروع آزمون از کم و کیف آزمون‌ها مطلع شدند و فرم رضایت‌نامه را امضا کردند. همه آزمایش‌ها را همکار خانم انجام داد و همواره یکی از والدین (اغلب مادران) همراه آزمودنی‌ها در آزمایشگاه حضور داشت.

ابزار اندازه‌گیری

با استفاده از دستگاه تعادل‌سنج دینامیکی شاخص‌های تعادلی نیمه‌پویای آزمودنی‌ها اندازه‌گیری شد. دستگاه مذکور شامل یک صفحه دایره‌ای برای استقرار آزمودنی است که مرکز آن بر روی یک چهارشاخ گاردان با دو درجه آزادی قرار دارد و بنابراین می‌تواند به راحتی در همه جهتها (در محدوده ۳۶۰ درجه) بین صفر تا ۳۰ درجه از سطح افق انحراف یابد (تصویر ۱).

شیوه عمل این دستگاه به این صورت است که فرد به‌طور قائم روی صفحه تعادل‌سنج می‌ایستد، به‌طوری که کف پاهای فرد در اطراف نقطه مرکز صفحه به‌طور متقارن جای می‌گیرد و اندام‌های فوقانی نیز به‌طور عمودی در کنار بدن امتداد می‌یابند. معمولاً در ایستادن ایده‌آل، وزن بدن به‌طور مساوی روی پاهای چپ و راست توزیع می‌شود و در نتیجه نقطه مرکز فشار پاها (COP^۱) بر مرکز صفحه استقرار منطبق است. در چنین حالتی صفحه در حالت افقی قرار می‌گیرد. با انحراف فرد از پوسچر طبیعی توزیع نیروی وزن روی پاها نامتقارن شده و متعاقباً مرکز فشار پاها نیز از مرکز سطح اتکا منحرف می‌شود. با انحراف مرکز فشار پاها از مرکز صفحه تعادل‌سنج، صفحه تعادل‌سنج نیز به همان سمت منحرف می‌شود. این دستگاه دارای یک صفحه نمایش است که محل مرکز فشار پاها را نسبت به مرکز صفحه نشان می‌دهد و آزمودنی با دریافت این بازخورد تلاش می‌کند انحراف قامت خود را اصلاح کند.

هنگام آزمون، فرد به مدت ۲۰ ثانیه روی صفحه تعادل‌سنج دستگاه قرار می‌گرفت و دستگاه با فرکانس ۲۰ هرتز، درجه انحراف صفحه از حالت افقی را در قالب شاخص کلی^۲، در جهت قدامی-خلفی^۳ و در جهت داخلی-جانبی^۴ ثبت می‌کرد و معدل این شاخص‌ها به‌عنوان نتیجه استفاده می‌شد.

-
1. Center Of Pressure
 2. Total
 3. Antero-Posterior
 4. Medio-Lateral



تصویر ۱. نحوه قرارگیری آزمودنی روی صفحه تعادل سنج

دستگاه مذکور می‌توانست درصد زمان قرارگیری COP را در هر ربع از دایره صفحه تعادل سنج نشان دهد. ربع اول و چهارم به ترتیب به عنوان محل پنجه و پاشنه پای راست و ربع دوم و سوم نیز به عنوان محل پنجه و پاشنه پای چپ در نظر گرفته شد.

درجه سفتی صفحه تعادل سنج از سطح ۱ (شل‌ترین حالت) تا سطح ۸ (سفت‌ترین حالت) تنظیم‌پذیر بود. در درجات شل به دلیل نوسانات پدیده سطح اتکا (تا ۳۵ درجه) استراتژی هیپ^۱ را فعال می‌سازد. در استراتژی هیپ، گیرنده‌های حسی عمقی لگن و تنه نقش مهمی در کنترل پوسچر و حفظ تعادل دارند. در درجات نسبتاً سفت فقط استراتژی مچ درگیر می‌شود. به همین دلیل برای درگیر کردن استراتژی مچ از درجه ۸ (نسبتاً پایدار) و برای درگیر کردن استراتژی هیپ از درجه ۲ (ناپایدار) استفاده شد. هر آزمودنی دقایقی را با دستگاه به‌طور آزمایشی کار کرد تا ضمن آشنایی با آن، بتواند محل مناسب پاها را برای بهترین حالت ایستادن بیابد.

پایایی اندازه‌های شاخص تعادلی نیمه‌پویا در تحقیقات قبلی مورد آزمون قرار گرفته و همبستگی تکرارهای متوالی بین ۰/۷۹ تا ۰/۹۳ به دست آمده است (۳۴،۳۵).

شرایط آزمون‌ها

ابتدا آزمودنی بدون کفش و با کوله‌پشتی به مدت ۱۰ دقیقه روی تردمیل با سرعت عادی راه می‌رفت. وزن کوله‌پشتی معادل ۱۵ درصد وزن بدن بود (۳۳). سپس آزمودنی در وضعیت تعریف شده بر روی صفحه تعادل سنج به نوعی استقرار می‌یافت که COP بر مرکز صفحه

1. Hip Strategy

تعادل سنج (سطح اتکا) منطبق باشد و صفحه کاملاً در سطح افقی قرار گیرد. با اعلام آمادگی و پس از زدن دکمه شروع، تعادل فرد تا ۲۰ ثانیه اندازه‌گیری می‌شود. آزمودنی در تمام مدت آزمون باید تلاش می‌کرد که به‌طور دینامیک مرکز فشار پاها را همواره روی مرکز سطح اتکا منطبق سازد. هر چه کنترل حرکتی و تعادل فرد بهتر بود، انحراف مرکز فشار پاها از مرکز سطح اتکا کمتر می‌شد. هر آزمون سه بار تکرار شد. میانگین ۳ تکرار در هر یک از متغیرها ثبت شد و در تحلیل آماری به‌کار رفت. بین هر دو تکرار متوالی ۱۰ ثانیه و بین هر دو آزمون متوالی دو دقیقه استراحت بود.

طرح آزمایش و عملیات آماری

جدول ۱ طرح آزمایش را نشان می‌دهد. آزمون‌ها در مجموع در شش حالت مختلف اجرا شد که عبارت بود از: الف) ایستاده آناتومیکی، بدون حمل کیف، دستگاه در حالت نسبتاً پایدار؛ ب) ایستاده آناتومیکی، بدون حمل کیف، دستگاه در شرایط ناپایدار؛ ج) ایستاده با کوله‌پشتی روی شانه راست و دستگاه در وضعیت نسبتاً پایدار؛ د) ایستاده با کوله‌پشتی روی شانه راست، دستگاه در وضعیت ناپایدار؛ ه) ایستاده با کوله‌پشتی روی شانه چپ، دستگاه در وضعیت نسبتاً پایدار؛ و) ایستاده با کوله‌پشتی روی شانه چپ، دستگاه در وضعیت ناپایدار.

جدول ۱. طرح آزمایش تحقیق

عامل جهت کنترل تعادل	عامل ثبات سطح اتکا	عامل حمل کیف	عامل بین‌گروهی
AP	نسبتاً پایدار	شانه راست	افراد عادی
ML			
Total			
AP	ناپایدار	شانه چپ	افراد عادی
ML			
Total			
AP	نسبتاً پایدار	شانه راست	بیماران اسکلیوزیس
ML			
Total			
AP	ناپایدار	شانه چپ	بیماران اسکلیوزیس
ML			
Total			
AP	ناپایدار	شانه چپ	بیماران اسکلیوزیس
ML			
Total			

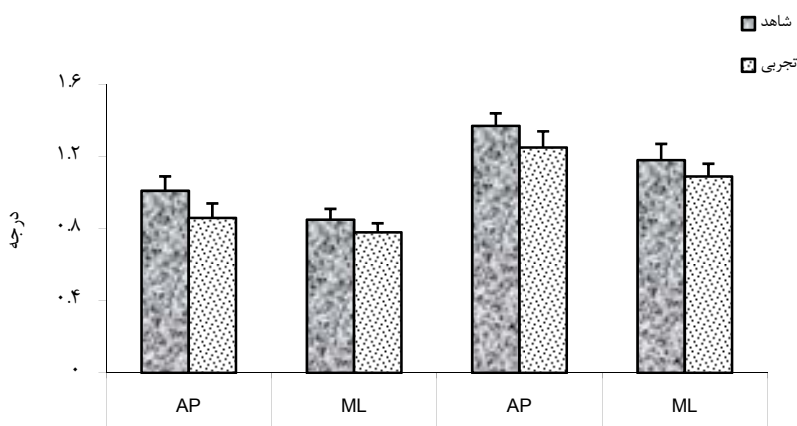
این ترکیب سه عامل درون گروهی تحت عناوین عامل ثبات صفحه تعادل سنج (با دو سطح نسبتاً پایدار و ناپایدار) و عامل وظیفه حرکتی (با دو سطح حمل کیف با شانه راست و حمل کیف با شانه چپ)، عامل جهت تعادل (با دو سطح AP & ML) و یک عامل بین گروهی با دو سطح (گروه اسکلیوزیس و گروه سالم) را در برداشت. از این روی تحلیل آماری داده‌ها با استفاده از آنالیز واریانس (تحلیل عاملی) ویژه داده‌های تکراری انجام گرفت. مقدار خطای نوع اول برای تعیین سطح معناداری آزمون‌های آماری ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌های پژوهش

الف) میانگین انحرافات COP گروه گواه در جهات AP و ML در حالت ایستاده آناتومیکی (بدون حمل کیف) به ترتیب $۱/۱۵^{\circ} \pm ۰/۲۴^{\circ}$ و $۰/۸۹^{\circ} \pm ۰/۲۰^{\circ}$ و در گروه تجربی به ترتیب برابر با $۰/۹۶^{\circ} \pm ۰/۳۱^{\circ}$ و $۰/۸۸^{\circ} \pm ۰/۴۰^{\circ}$ بود. بررسی‌های آماری نشان داد که بین انحرافات COP گروه‌های تجربی و گواه در وضعیت ایستاده آناتومیکی در هیچ‌یک از جهات AP و ML تفاوت معنی‌داری وجود ندارد.

ب) عملکرد تعادلی در حمل کیف با شانه راست

نتایج انحرافات COP مربوط به حمل کیف با شانه راست برای گروه‌های گواه و تجربی حین استقرار روی صفحه نسبتاً پایدار و ناپایدار در نمودار ۱ آمده است. تحلیل آماری نشان داد که هر دو گروه در این زمینه عملکرد مشابهی داشتند و تفاوت بین گروهی معنی‌دار نبود ($P > ۰/۰۵$).

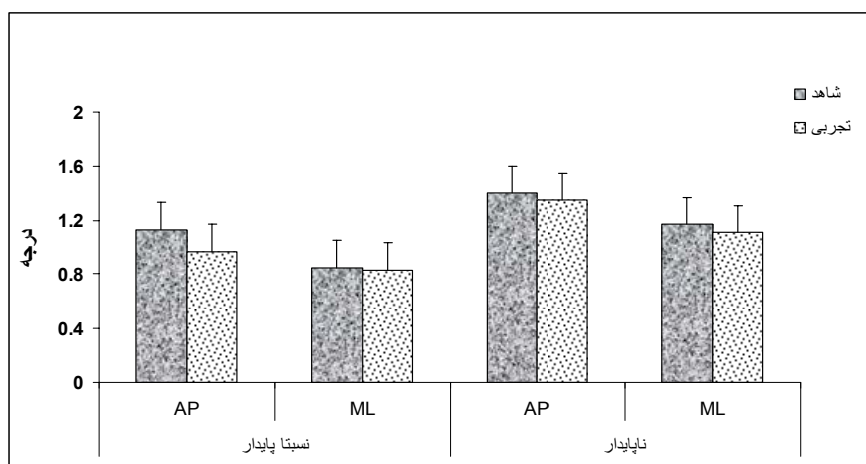


نمودار ۱. انحرافات COP حین حمل کیف با شانه راست ایستاده در سطوح مختلف پایداری سطح اتکا

این نتایج نشان می‌دهند که در شرایط سطح اتکای نسبتاً پایدار وقتی که کیف روی شانه راست بود، انحرافات COP گروه گواه در جهات AP و ML به ترتیب $1/01^{\circ} \pm 0/08^{\circ}$ و $0/85^{\circ} \pm 0/05^{\circ}$ و در گروه تجربی $0/07^{\circ} \pm 0/86^{\circ}$ و $0/50^{\circ} \pm 0/78^{\circ}$ بود. زمانی که سطح اتکا از حالت نسبتاً پایدار به ناپایدار تبدیل شد، انحرافات COP گروه گواه در هر دو جهت AP و ML به ترتیب $0/36^{\circ} \pm 0/03^{\circ}$ و $0/33^{\circ} \pm 0/01^{\circ}$ افزایش یافت. این افزایش برای بیماران اسکلیوزیس به ترتیب $0/39^{\circ} \pm 0/01^{\circ}$ و $0/30^{\circ} \pm 0/02^{\circ}$ بود. تفاوت اندازه‌های شاخص تعادل بین دو حالت نسبتاً پایدار و ناپایدار در هر دو گروه از نظر آماری معنی‌دار بود ($P=0/01$)، یعنی تمام آزمودنی‌ها اعم از سالم و بیمار رفتار یکسانی در این زمینه نشان دادند.

ج) عملکرد تعادلی در حمل کیف با شانه چپ

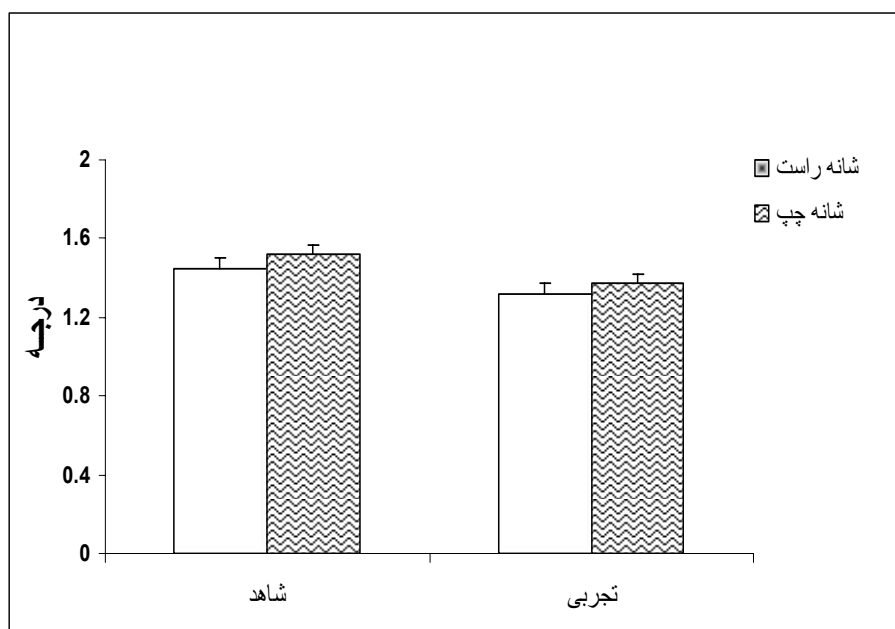
نتایج مربوط به انحرافات COP گروه‌های گواه و تجربی حین استقرار روی صفحه نسبتاً پایدار و ناپایدار زمانی که کیف روی شانه چپ آزمودنی‌ها بود نیز در نمودار ۲ نشان داده شده است. براساس نتایج حاصل، انحرافات COP گروه گواه در این آزمون حین استقرار روی سطح پایدار در جهات AP و ML به ترتیب $1/13^{\circ} \pm 0/08^{\circ}$ و $0/85^{\circ} \pm 0/07^{\circ}$ و برای افراد گروه تجربی نیز به ترتیب $0/97^{\circ} \pm 0/08^{\circ}$ و $0/83^{\circ} \pm 0/06^{\circ}$ بود. اما هنگامی که ثبات سطح اتکا از حالت نسبتاً پایدار به ناپایدار تغییر یافت، مقادیر مذکور در گروه گواه $0/26^{\circ} \pm 0/04^{\circ}$ و $0/32^{\circ} \pm 0/02^{\circ}$ و در گروه تجربی نیز $0/38^{\circ} \pm 0/04^{\circ}$ و $0/28^{\circ} \pm 0/03^{\circ}$ افزایش یافت. این افزایش در هر دو گروه معنی‌دار بود ($P=0/01$)، اما در هیچ‌یک از این حالت‌ها تفاوت بین گروهی معنی‌دار نبود.



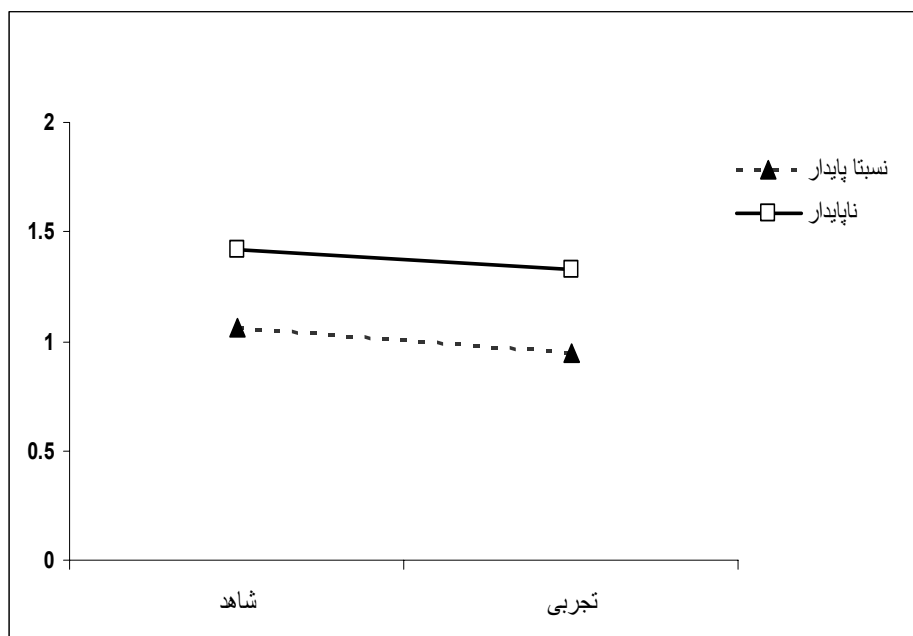
نمودار ۲. انحرافات COP حین حمل کیف با شانه چپ در حالت ایستاده در سطوح مختلف پایداری سطح اتکا

نگاهی به شاخص total انحراف COP نشان داد که این شاخص حین حمل کیف با شانه راست کاملاً مثل زمانی بود که کیف با شانه چپ حمل می‌شد. این وضعیت در هر دو گروه سالم و بیمار مشابه بود. نکته شایان توجه این بود که بیماران اسکلیوزیس نیز که دچار انحراف جانبی ستون مهره‌ای بودند، همانند افراد سالم عمل کردند (نمودار ۳).

تحلیل عاملی نشان داد که تاثیر متقابل عامل ناپایداری سطح اتکا و عامل بین گروهی (سالم & بیمار) معنی‌دار نبود. به عبارت دیگر عامل انحنای اسکلیوزیس تاثیری در عملکرد تعادلی ندارد و به دلیل ناپایدار شدن سطح اتکا تغییرات یکسانی در هر دو گروه مشاهده شد. این الگو در نمودار ۴ نشان داده شده است.



نمودار ۳. شاخص Total انحراف COP از مرکز سطح اتکا در گروه‌های گواه و تجربی هنگام حمل کیف با شانه‌های راست و چپ



نمودار ۴. تأثیر متقابل عامل ثبات سطح اتکا و عامل بیماری

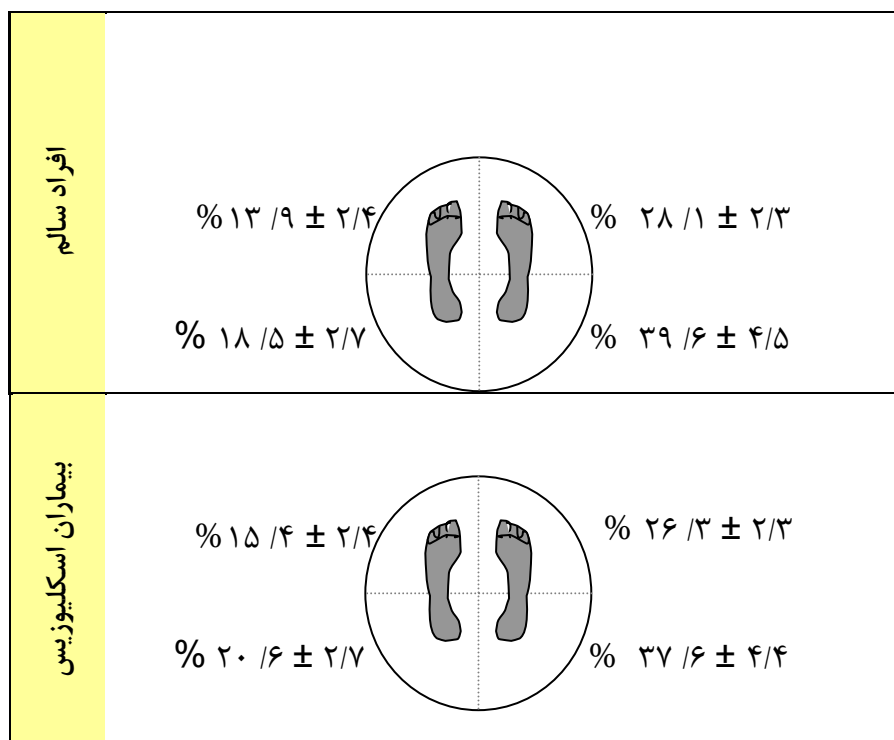
ج) توزیع فشار وزن روی پاها به تفکیک در پنجه و پاشنه

نتایج توزیع فشار وزن به تفکیک روی پای راست و چپ در جدول ۲ ارائه شده است. بر این اساس، هنگامی که کیف در شانه راست قرار داشت و صفحه تعادل سنج نسبتاً پایدار بود، در افراد سالم درصد مدت زمانی که فشار وزن روی پاهای راست و چپ بود، به ترتیب $32/9 \pm 8/7$ و $67/1 \pm 11/4$ درصد بود. این مقادیر برای افراد بیمار نیز عبارت بود از $34/8 \pm 8/4$ و $65/2 \pm 11/2$ درصد. به عبارت دیگر، هنگام حمل کیف روی شانه راست در افراد هر دو گروه سالم و بیمار تمایل وزن بدن به طرف پای چپ دو برابر پای راست بود. وضعیت تقریباً مشابهی هنگام حمل کیف روی شانه چپ دیده شد، در این حالت نیز تمایل وزن بدن به سمت پای چپ بیشتر بود.

جدول ۲. درصد زمان قرارگیری مرکز فشار پاها در حیطه پای راست و چپ در آزمون‌های تعادل حین

حمل کیف روی شانه‌های راست و چپ

وضعیت سطح اتکا	گروه‌ها	محل توزیع وزن	حمل کیف روی شانه راست %	حمل کیف روی شانه چپ %
نسبتاً پایدار	گواه	پای راست	$32/95 \pm 8/67$	$26/20 \pm 8/24$
		پای چپ	$67/05 \pm 11/44$	$73/80 \pm 12/58$
	تجربی	پای راست	$34/77 \pm 8/44$	$39/76 \pm 8/05$
		پای چپ	$65/19 \pm 11/17$	$60/09 \pm 12/27$
ناپایدار	گواه	پای راست	$33/40 \pm 6/97$	$37/20 \pm 6/67$
		پای چپ	$66/60 \pm 8/69$	$63/05 \pm 7/16$
	تجربی	پای راست	$38/00 \pm 6/81$	$39/71 \pm 6/52$
		پای چپ	$62/00 \pm 8/49$	$60/04 \pm 6/99$



نمودار ۵. مدت زمان (درصد) استقرار COP در هر یک از مناطق پاشنه و پنجه پاهای راست و چپ در دو گروه سالم و بیمار

این نتایج تقریباً به‌طور مشابهی در شرایط استقرار روی سطح ناپایدار نیز تکرار شد. این وضعیت بیانگر آن است که پای چپ این آزمودنی‌ها را می‌توان پای تکیه غالب در حفظ تعادل و پای راست را، پای راهنما یا پای ضربه در نظر گرفت. در نمودار ۵ نشان داده شده است که این فشار، چه در صدی از زمان روی پنجه و چه در صدی از زمان، روی پاشنه قرار داشته است.

بحث و نتیجه‌گیری

در این تحقیق با استفاده از دستگاه تعادل‌سنج بایودکس شاخص‌های تعادلی نیمه‌پویای بیماران اسکلیوزیس حین حمل کیف مدرسه روی یک شانه با افراد عادی مقایسه شد. مزیت این تحقیق نسبت به سایر تحقیقات مشابه این است که در دیگر تحقیقات عملکرد تعادلی افراد در حالت ایستا سنجیده شده است (۲۲، ۲۴، ۲۵، ۳۲). در حالی که تحقیق حاضر بر عملکرد تعادلی در شرایط نیمه‌پویا تأکید دارد، زیرا اولاً بیشتر فشارهای وارد بر ستون مهره‌ای در حین حرکت رخ می‌دهد و مدت زمانی که نوجوانان طی روز در حال حرکتند، بسیار بیش از زمانی است که ساکن ایستاده باشند. ثانیاً دانش‌آموزان کیف مدرسه را روی یک شانه حمل می‌کنند و این وضعیت رایجی است و البته همین حالت حمل نامتقارن مورد سوءظن پزشکان و محققان در رشد اسکلیوزیس است.

در ناهنجاری اسکلیوزیس ناشناخته، ستون فقرات و تنه وضعیت نامتقارنی دارند و به همین دلیل به‌نظر می‌رسد فشارهای وارد بر عضلات و مفاصل طرفین آن در حین فعالیت‌های روزمره نامتقارن باشد. آناتومی عضلات چرخاننده و راست‌کننده مهره‌ها در سمت مقعر کوتاه‌تر از سمت محدب است (۳۶). هنوز معلوم نیست این ناهنجاری معلول اسکلیوزیس است یا علت آن؛ با این حال در جدیدترین فرضیه‌ها که اخیراً ارائه شده است، این شرایط از جمله دلایل احتمالی پیشرونده بودن منحنی اسکلیوزیس ناشناخته معرفی شده است. به‌علاوه احتمال می‌رود رشد نامتوازن مهره‌ها و گوه‌ای شدن آنها همراه با کاهش دامنه حرکتی به‌دلیل نیروهای محدودکننده ناشی از کوتاهی بافت نرم و عضلات و رباط‌ها یا فشارهای مکانیکی نامتقارن مداوم در فعالیت‌های روزانه باشد (۳۱). حمل کیف یکی از فعالیت‌های روزمره نوجوانان است، به‌ویژه آنکه نوجوانان مبتلا به اسکلیوزیس نیز به‌دلیل اقتضای سنی و نیاز روانی، دوست دارند مثل سایر همسالان خود و درست با همان مدل از کوله‌پشتی استفاده کنند و آن را معمولاً روی شانه در یک سمت قرار می‌دهند.

براساس نتایج تحقیق حاضر، در حین حمل نامتقارن کیف شاخص‌های تعادلی نیمه‌پویا و توزیع وزن بدن بر هر دو پای بیماران اسکلیوزیس کاملاً مشابه افراد سالم بود و تفاوت معنی‌داری بین افراد سالم و بیماران اسکلیوزیس مشاهده نشد. ثانیاً، وقتی که سیستم گیرنده‌های حسی-عمقی بیماران و افراد سالم با ناپایدار کردن سطح اتکا تحریک شد نیز عملکرد بیماران مشابه افراد عادی بود. بیماران در حین حمل کیف روی هر یک از شانه‌ها رفتار کاملاً مشابهی با افراد سالم از خود نشان دادند.

این یافته‌ها با نتایج تحقیق چاو و همکاران (۳۲،۳۷) و زابجک و همکاران (۲۵) همسویی دارد. چاو و همکاران (۳۲) در نتیجه‌گیری خود عنوان کردند که رفتار تعادلی افراد مبتلا به اسکلیوزیس کاملاً شبیه افراد سالم است. زابجک و همکاران (۲۵) نیز دریافتند که در حالت ایستاده طولانی‌مدت ۱۲۰ ثانیه وضعیت فضایی اندام‌های مختلف و نوسانات آنها در مقایسه با وضعیت سطح اتکا در دو گروه اسکلیوز و سالم مشابه بود. در تحقیق دیگری چیونگ و همکاران (۲۶) درک موقعیت و جهت بدن در فضا و مقدار انحراف از جهت عمودی یا افقی را در بیماران اسکلیوزیس و افراد سالم مقایسه کردند و نتیجه گرفتند که بیماری اسکلیوزیس، درک پوسچر و موقعیت فضایی بدن را مختل نمی‌کند.

چاو (۳۲) نشان داد که حمل کوله‌پشتی حاوی کتب درسی با فلکشن تنه روی لگن واکستنشن سر روی گردن همراه است و این تطابق موجب می‌شود که مرکز ثقل همچنان در محدوده سطح اتکا نگه داشته شود. آنها همچنین نشان دادند که با افزایش وزن کوله‌پشتی دامنه نوسان تنه در سمت قدامی-خلفی افزایش می‌یابد، اما از سرعت آن کاسته می‌شود. آنها علت عدم تأثیر متقابل حمل کوله‌پشتی و ناهنجاری اسکلیوزیس را چنین تبیین کردند که کوله‌پشتی موجب تغییر مکان مرکز ثقل در صفحه ساجیتال می‌شود، در حالی که اسکلیوزیس سبب انحراف مرکز ثقل در صفحه فرونتال می‌شود، از این رو آنها معتقدند تغییرات ناشی از حمل کیف به‌طور متقارن نمی‌تواند سازوکار تعامل بین اسکلیوز و تعادل را نشان دهد. در تحقیق حاضر تعادل آزمودنی‌ها را در حالت حمل یک طرفی کیف مورد سنجش قرار دادیم. این وضعیت در صورت ضعف در کنترل پوسچر طرفی می‌توانست موجب تشدید بی‌تعادلی و مشاهده ضعف عملکرد تعادلی بیماران شود. با این حال اختلافی بین دو گروه مشاهده نشد.

البته خاطر نشان می‌شود که بررسی چاو و همکاران (۳۲) از نظر روش و ابزار چند تفاوت اساسی با پژوهش ما دارد. در تحقیق آنها بندهای کوله‌پشتی به‌طور متقارن روی هر دو شانه قرار داشت و برای آزمون تعادل آزمودنی‌ها روی یک صفحه کاملاً ثابت ایستادند، در حالی که در پژوهش

حاضر، شاخص‌های تعادلی افراد با ایستادن روی یک صفحه متحرک و حمل کیف روی یک شانه بررسی شد.

نتایج تحقیق نشان می‌دهد که نامتقارن بودن ستون فقرات در اسکلیوزیس عملکرد تعادلی را حتی در شرایط نیمه‌پویا و در حین حمل نامتقارن کیف تحت تاثیر قرار نمی‌دهد. در حالی‌که فرد نیروی نامتقارنی را بر دوش خود دارد، سازوکار کنترلی برای پوسچر در جریان است که نیروهای موجود را به‌طور قرینه روی هر دو پا تقسیم می‌کند. البته این تحقیق به‌تنهایی نمی‌تواند تاثیر مکانیکی حمل کیف یکطرفی بر پیشرفت انحنای اسکلیوزیس را نشان دهد. اما بیانگر این است که اولاً رابطه متقابل بین عملکرد تعادلی در شرایط نیمه‌پویا و بیماری اسکلیوزیس وجود ندارد و ثانیاً حمل کیف مدرسه روی شانه در یک‌طرف تنه نیز عملکرد تعادلی بیماران را مختل نمی‌کند و نیروی فشار وزن وارد بر پاها، همواره کاملاً مشابه افراد سالم است. یکی از محدودیت‌های این تحقیق آن است که همراه با بررسی عملکرد تعادلی و مرکز فشار پاها، به‌دلیل محدودیت ابزار و وسایل، نتوانستیم راستای بدن و امتداد ستون فقرات را نیز همزمان بررسی کنیم.

نتیجه نهایی اسکلیوزیس ناشناخته نوجوانی با نارسایی عملکرد تعادلی و کنترل پوسچر همراه نیست. هنگام حمل کیف مدرسه روی یک شانه، شاخص‌های تعادلی نیمه‌پویا و نحوه توزیع وزن روی هر یک از پاها در بیماران اسکلیوزیس مشابه افراد سالم است. عملکرد سیستم گیرنده‌های حسی در بیماران مبتلا به اسکلیوزیس برای کنترل پوسچر و حفظ تعادل مختل نمی‌شود. به‌نظر می‌رسد تطابق لازم در مغز این بیماران برای هماهنگی با اسکلت نامتقارن به‌خوبی صورت می‌پذیرد. بررسی تاثیر متقابل حمل کیف و سایر عوامل از جمله تطابق‌پذیری آناتومیکی و خستگی در رشد انحنای اسکلیوزیس توصیه می‌شود.

منابع:

1. Weinstein S L, Dolan L A, Cheng J CY, Danielsson A, Morcuende J A. (2008). Adolescent idiopathic scoliosis. *The Lancet*. Volume 371, Issue 9623, Pages 1527-1537.
2. Weintein SL, Zavala DC, Ponseti IV. (1981). Idiopathic scoliosis: Long-term follow-up and prognosis in untreated patients. *J Bone Joint Surg [Am]*; 63; 702-12.
3. Dolan LA, Weinstein SL. (2007). Surgical rates after observation and bracing for adolescent idiopathic scoliosis: an evidence-based review. *Spine*; 32 (19 Suppl): S91-S100 .

4. Miyasaki R. A. (1980). Immediate influence of the thoracic flexion exercise on vertebral position in Milwaukee brace wearers. *Phys. Ther.* 60: 1005-1009.
5. Brooks HL. (1980). Current incidence of scoliosis in California. In: Zorav PA, siegler D, eds. *Scoliosis*. London: Academic Press. 7-12.
6. Schiller JR, Ebersson CP. (2008). Spinal deformity and athletics. *Sports Med Arthrosc.* 16 (1) :26-31.
7. MacLean Jr WE, Green NE, Pierre CB, Ray DC. (1989). Stress and coping with scoliosis: psychological effects on adolescents and their families. *J Pediatr Orthop.* 9 (3): 257-61.
8. dos Santos Alves VL, Stirbulov R, Avanzi O. (2006). Impact of a physical rehabilitation program on the respiratory function of adolescents with idiopathic scoliosis. *Chest*; 130 (2): 500-5.
9. Liljenqvist U, Witt KA, Bullmann V, Steinbeck J, Volker K. (2006). Recommendations on sport activities for patients with idiopathic scoliosis. *Sportverletz Sportschaden*; 20 (1): 36-42.
10. Bart N. Green DC, MSEda,b, Claire Johnson DC, (2009). MSEdc, William Moreau DC. Is physical activity contraindicated for individuals with scoliosis?. A systematic literature review. *Journal of Chiropractic Medicine.* 8, 25-37.
11. Shands AR, Barr JS, Colonna PC, Noall L. (1941). End-result study of the treatment of idiopathic scoliosis: report of the Research Committee of the American Orthopedic Association. *J Bone Joint Surg.* 23-A (4): 963-77 .
12. Wood KB. (2002). Spinal deformity in the adolescent athlete". *Clin Sports Med.* 21(1):77-92.
13. Shands AR, Barr JS, Colonna PC, (1941). Noall L. End-result study of the treatment of idiopathic scoliosis: report of the Research Committee of the American Orthopedic Association. *J Bone Joint Surg*; 23-A (4): 963-77.
14. Sheir-Neiss GI, Kruse RW, Rahman T, Jacobson LP, Pelli JA. (2003). The association of backpack use and back pain in adolescents. *Spine.* 28(9):922-30.
15. Legg, S.J. (1985). Comparison of different methods of load carriage. *Ergonomics.* 28: 197-212
16. Gorman K F, Breden F. (2009). Idiopathic-type scoliosis is not exclusive to bipedalism. *Medical Hypotheses* ; 72; 348-352 .
17. Yamada K, Yamamoto H, Nakagawa Y, Tezuka A, Tamura T, Kawata S. (1984). Etiology of idiopathic scoliosis. *Clin Orthop.* 184: 50-7.
18. Chen PQ, Wang JL, Tsuang YH, Liao TL, Huang PI, Hang YS. (1998). The postural stability control and gait pattern of idiopathic scoliosis adolescents. *Clin Biomech.* 13 (Suppl 1): S52-8 .

19. Nault ML, Allard P, Hinse S, Le Blanc R, Caron O, Labelle H, et al. (2002). Relations between standing stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine*. 27: 1911–7
20. Keessen W, Crowe A, Hearn M. (1992). Proprioceptive accuracy in idiopathic scoliosis. *Spine*. 17:149-55 .
21. Byl NN, Gray JM. (1993). Complex balance reactions in different sensory conditions: adolescents with and without idiopathic scoliosis. *J Orthop Res*;11:215–27.
22. Sahlstrand T, Ortengren R, Nachemson A. (1978). Postural equilibrium in adolescent idiopathic scoliosis. *Acta Orthop Scand*;49(4): 354–65
23. Gauchard G, Lascombes P, Kuhnast M, Perrin P. (2001). Influence of different types of progressive idiopathic scoliosis on static and dynamic postural control. *Spine*;26(9):1052–8.
24. Yekutieli M, Robin Gc, Yarom R. (1981). Proprioceptive function in children with Adolescent Idiopathic scoliosis. *Spine*; 6:560-566 .
25. Zabjek K F, Leroux M A, Coillard C, Rivard C-H, Prince F. (2005). Evaluation of segmental postural characteristics during quiet standing in control and Idiopathic Scoliosis patients. *Clinical Biomechanics*, 20(5): 483-490
26. Cheung J, Sluiter W J, Veldhuizen A G, Cool J C, Van Horn J R. (2002). Perception of vertical and horizontal orientation in children with scoliosis. *Journal of Orthopaedic Research*, 20(3):416-420
27. Byl NN, Holland S, Jurek A, Hu SS. (1997). Postural imbalance and vibratory sensitivity in patients with idiopathic scoliosis: implications for treatment. *J Orthop Sports Phys Ther*; 26:60–8
28. Grimmer KA, Williams MT, Gill TK. (1999). The associations between adolescent head-on-neck posture, backpack weight, and anthropometric features. *Spine*; 24:2262–7 .
29. Pascoe DD, Pascoe DE, Wang YT, Shim DM, Kim CK. (1977). Influence of carrying book bags on gait cycle and posture of youths. *Ergonomics*;40:631–41 .
30. Goodgold S, Mohr K, Samant A, Parke T, Burns T, Gardner L. (2002). Effects of backpack load and task demand on trunk forward lean: pilot findings on two boys. *Work*; 18:213–20
31. Goh JH, Thambyah A, Bose K. (1998). Effects of varying backpack loads on peak forces in the lumbosacral spine during walking. *Clin Biomech*; 13(Suppl 1): S26–31.
32. Chow D H K, Kwok M L.Y., Cheng J C.Y., Lao ML M, Holmes A D, Au-Yang A, et al. (2006). The effect of backpack weight on the standing posture and

- balance of schoolgirls with adolescent idiopathic scoliosis and normal controls. *Gait & Posture*; 24 173–181.
33. Hong Y, Cheung CK. (2003). Gait and posture responses to backpack load during level walking in children. *Gait and Posture*.17:28–33
34. Pereira H M, Folly de Campos T, Santos M B, Cardoso J R, Garcia M de C, Cohen M. (2008). Influence of knee position on the postural stability index registered by the Biodex Stability System. *Gait & Posture*. 28(4): 668-672
35. Yazdani S, Farahpour N. (2005). The assessment of the reliability of Biodex Stability System for postural sway measurement with perturbation of different balance system. *Research On Sport Sciences*, N: 5, pages 121-134.
36. Kennelly KP, Stokes MJ. (1993). Pattern of asymmetry of paraspinal muscle size in adolescent idiopathic scoliosis examined by real-time ultrasound imaging. A preliminary study. *Spine*, 18(7):913-917.
37. Chow , Daniel. Leung, Dawn, and et al. (2007). The effect of load carriage and bracing on the balance of schoolgirls whit adolescent idiopathic scoliosis. *European Spine Journal*. 16(9):1351-1358.
38. Ghazale L. (1382). Dynamic balance in adolescent idiopathic scoliosis. Master thesis. Bu Ali Sina University, Hamedan.

تأثیر ده هفته تمرین در آب بر قدرت و قابلیت حرکتی سالمندان

ناصر محمد رحیمی^۱، سید علی اکبر هاشمی جواهری^۲، احمد ابراهیمی عطری^۳

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۱۱/۹

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۵/۲۲

چکیده

هدف از این تحقیق، بررسی تأثیر برنامه تمرین در آب بر قدرت عضلانی اندام تحتانی و قابلیت حرکتی مردان سالمند بود. به این منظور، ۳۳ مرد سالمند ۷۰-۶۲ ساله، به طور تصادفی و همگن در دو گروه تجربی و کنترل، در تحقیق شرکت کردند. ارزیابی قدرت عضلانی اندام تحتانی و قابلیت حرکتی آزمودنی‌ها، به ترتیب با استفاده از آزمون ۳۰ ثانیه نشست و برخاست روی صندلی و آزمون ارزیابی آزمون عملکردی ۸ فوت راه رفتن قبل و بعد از دوره انجام گرفت. گروه تجربی در یک دوره برنامه ده هفته‌ای تمرینی در آب (سه جلسه در هفته) شرکت کردند. پس از اتمام تمرینات از دو گروه پس از آزمون به عمل آمد. برای محاسبه میانگین و انحراف استاندارد اطلاعات از آمار توصیفی و برای تعیین اختلاف پیش‌آزمون و پس‌آزمون بین و درون گروهی به ترتیب از t مستقل و وابسته در سطح معنی‌داری $P \leq 0.05$ استفاده شد. براساس یافته‌های به دست آمده، تفاوت معناداری در پیش‌آزمون دو گروه در آزمون‌های قدرت عضلانی و قابلیت حرکتی مشاهده نشد (مقادیر p به ترتیب 0.114 و 0.444)، در صورتی که در پس‌آزمون، این تفاوت معنادار بود و آزمودنی‌های گروه تجربی نسبت به گروه کنترل عملکرد بهتری را در دو آزمون نشان دادند ($p=0.001$). همچنین نتایج آزمون t همبسته، بیانگر تفاوت معنادار بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون گروه تجربی در هر دو آزمون قدرت عضلانی و قابلیت حرکتی بود ($p=0.001$)، اما در گروه کنترل، تفاوت معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون دو آزمون قدرت عضلانی و قابلیت حرکتی مشاهده نشد (مقادیر p به ترتیب 0.164 و 0.100). بنابراین با توجه به اینکه نتایج نقش تمرین در آب را در بهبود قدرت و قابلیت حرکتی مردان سالمند، تأیید می‌کند، ورزش در آب با فراهم کردن شرایطی برای به چالش کشیدن قدرت عضلانی و در پی آن قابلیت حرکتی، می‌تواند شیوه مؤثری در بهبود قدرت عضلانی اندام تحتانی و قابلیت حرکتی و به دنبال آن پیشگیری از خطر افتادن در میان سالمندان باشد.

کلیدواژه‌های فارسی: مردان سالمند، تمرین در آب، قدرت عضلانی، قابلیت حرکتی.

۱. کارشناس ارشد تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه فردوسی مشهد (نویسنده مسئول)

Email: nmrahimi2011@gmail.com

۲ و ۳. استادیار دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه فردوسی مشهد Email: ahmadatri2004@yahoo.com

Email: hashemi07@yahoo.com

مقدمه

فرایند سالمندی را می‌توان مجموعه‌ای از تغییرات نامطلوب ساختاری و عملکردی خواند که به‌ویژه با افزایش سن به‌صورت فزاینده‌ای روی هم انباشته می‌شوند. این تغییرات نامطلوب، مانع اجرای مهارت‌های حرکتی می‌شود و سازگاری فرد را با محیط کاهش می‌دهد و همچنین سبب شروع تغییراتی در وضعیت اجتماعی و روانی می‌شود (۱).

سازمان بهداشت جهانی دوران سالمندی را عبور از مرز ۶۰ سالگی تعریف می‌کند که افراد از حوادث و اتفاقات زندگی جان سالم به در برده و دوران جوانی و میانسالی را پشت سر گذاشته‌اند (۲). با پیشرفت بهداشت و مراقبت‌های پیشگیرانه و کنترل بیماری‌های واگیردار، عمر انسان افزایش پیدا کرده و شمار سالمندان در کشورهای پیشرفته و نیز در حال توسعه به‌شدت فزونی یافته است. در ایران نیز براساس آخرین آمارها، هم‌اکنون بیش از ۷ درصد جمعیت کشور را سالمندان دربرمی‌گیرند (۳)، به‌طوری‌که در ۲۰ سال آینده این درصد از دو برابر فراتر خواهد رفت و در ۳۰ یا ۴۰ سال آینده، ایران جامعه‌ای با اکثریت سالمند خواهد داشت (۴).

راه رفتن به‌عنوان نوعی مهارت پایه، بیشترین بخش فعالیت‌های روزانه را به خود اختصاص می‌دهد (۵). این مهارت که شاخصی برای تعیین حد دستیابی به استقلال در انجام دادن امور روزمره به‌حساب می‌آید، در دوران سالمندی با مشکلاتی همراه می‌شود. بنابراین شناسایی عوامل و محدودیت‌های راه رفتن در سالمندی و از طرفی روش‌های معمول و مؤثر در به تأخیر انداختن بروز مشکلات یادشده، مورد توجه محققان قرار گرفته است. صادقی و همکاران (۲۰۰۱) بیان کردند که با افزایش سن، تغییراتی در عملکرد عضلانی اندام تحتانی و به تبع آن اختلالاتی در الگوی راه رفتن و شاخص‌هایی نظیر طول و سرعت گام ایجاد می‌شود (۶). همچنین این مسئله مدنظر است که در سالمندان، توان عضلات ساجیتالی ران، مرحلهٔ استقرار و تعادل در حین راه رفتن را به نسبت افراد جوان‌تر تحت تأثیر قرار می‌دهد (۶). مکرانه^۱ و همکاران (۱۹۹۲) معتقدند، ضعف عضلانی در دورکننده‌های ران، بازکننده‌ها و خم‌کننده‌های زانو و عضلات دورسی فلکسور مچ پا، با خطر افتادن هنگام حرکت و راه رفتن ارتباط دارند (۷). علاوه بر این، توانایی ایجاد نیروی عضلانی، از عوامل مؤثر برقراری تعادل است که با افزایش سن، کم‌ترکی و تأثیر بیماری‌ها کاهش می‌یابد و از این طریق سبب کاهش سرعت راه رفتن و قابلیت حرکتی و در نتیجه، افزایش خطر زمین خوردن می‌شود و فعالیت‌های روزمره را مختل می‌کند (۸،۹). کاهش قدرت عضلانی در سیستم عضلانی براساس عوامل متعددی از ۲۵ تا ۳۰

سالگی شروع می‌شود (۱) و از آنجایی که قدرت عضلانی اندام تحتانی، عاملی تأثیرگذار در قابلیت حرکتی محسوب می‌شود (۹)، راهکارهای معمول نیز برای بهبود قدرت عضلانی، تحرک و قابلیت حرکتی افراد سالمند، استفاده از وسایل کمکی مانند عصا و واکر و برنامه‌های تمرینی است (۱۰).

لورد^۱ و همکاران (۱۹۹۶) با بررسی انواع تمرین بر الگوهای راه رفتن در زنان سالمند دریافتند که تمرین، ممکن است قابلیت حرکتی و عوامل وابسته به آن از جمله قدرت عضلات را افزایش دهد (۱۱). وینتر^۲ و همکاران (۱۹۹۰) معتقدند، سالمندانی که با تمرین، آمادگی جسمانی مطلوبی را کسب کنند، در ریتم راه رفتن و طول گامشان، کاهش مشاهده نمی‌شود (۱۲)، اما براون^۳ و همکاران (۱۹۹۱) تأثیر تمرین سبک را روی برخی مهارت‌های پایه مثل راه رفتن بی‌نتیجه گزارش کردند (۱۳). سویچ^۴ و همکاران (۱۹۹۲) اثر انواع تمرینات قدرتی و هوازی را بر راه رفتن و تعادل مردان سالمند بسیار محدود گزارش کردند (۱۴). جاج^۵ و همکاران (۱۹۹۳) تأثیر تمرینات ورزشی را بر راه رفتن زنان سالمند بررسی کرده و تفاوت معناداری را مشاهده کردند (۱۵).

از طرفی یکی از چالش‌های پیش روی تنظیم برنامه‌های تمرینی، به‌منظور بهبود قدرت عضلانی و در پی آن قابلیت حرکتی^۶ افراد سالمند، ایجاد محیطی امن و کم‌خطر و در عین حال تأثیرگذار است (۱۶). بر همین اساس و بنابر تحقیقات کمپیل^۷ و همکاران، فعالیت در آب برای سالمندان مفید است (۱۷). همچنین در محیط‌های آبی قدرت، تعادل و در نتیجه قابلیت حرکتی تحت تأثیر قرار می‌گیرد (۱۸). به‌نظر روتی^۸ و همکاران، آب نوعی نقش حمایتی دارد و به فرد کمک می‌کند که به‌طور مستقل، وضعیت قائم و عمودی خود را حفظ کند. آنان اعتقاد دارند آب سبب افزایش تحریک اعصاب آوران یا حسی می‌شود و از این طریق، عضلات، راحت‌تر و آزادانه‌تر برانگیخته می‌شوند، به گونه‌ای که بیمار به اندازه قبل، از حرکت نمی‌هراسد (۱۹). علاوه بر این، در نتیجه تمرین در آب، تأثیرات فیزیکی، فیزیولوژیکی و حرکتی زیادی ایجاد می‌شود که به لحاظ نقش مهمی که در حفظ و پیشرفت دامنه حرکتی مفاصل، کاهش تنش عضلانی و ریلکس شدن دارد، به‌عنوان عاملی کمکی در بازتوانی یا جلوگیری از تغییرات

-
1. Lord
 2. Winter
 3. Brown
 4. Savage
 5. Judge
 6. mobility
 7. Campbell
 8. Ruoti

عملکردی به کار گرفته می‌شود (۲۰). از این رو مدت‌هاست که آب‌درمانی به عنوان شیوه‌ای برای درمان بیماری‌های روماتیسمی، ارتوپدی و نورولوژیکی کاربرد دارد (۲۱). در سال‌های اخیر نیز از ورزش در آب به منظور ارتقای سطح آمادگی جسمانی و بازتوانی سالمندان، بسیار استفاده شده است، به طوری که رسند^۱ و همکاران (۲۰۰۸) در پی یک دوره تمرین آب‌درمانی بر تعادل و پیشگیری از افتادن زنان سالمند، افزایش معناداری در نمره تعادل و کاهش خطر سقوط آزمودنی‌ها گزارش کردند (۲۱). نبود معیار و میزان دقیق برای ارزیابی افراد سالمند مستعد به افتادن، عدم بررسی تغییرات قدرت عضلانی این دسته از افراد در اثر افزایش سن، تحرک ناکافی، تأثیر بیماری‌ها و همچنین ارتباط قدرت با سرعت و قابلیت حرکتی و همچنین نتایج متناقض یادشده، می‌تواند انگیزه‌ای برای تحقیق بیشتر درباره این‌گونه افراد که در معرض خطر افتادن و معلولیت هستند، باشد (۲۲). راه رفتن لازمه زندگی مستقل به شمار می‌رود، و در دوران سالمندی با افتادن و آسیب همراه است، بنابراین، با توجه به موارد ذکرشده، و براساس اهمیت درک این مطلب، تحقیق حاضر با هدف ارزیابی تأثیر برنامه تمرین در آب بر قدرت عضلات اندام تحتانی و قابلیت حرکتی مردان سالمند طراحی شد.

روش‌شناسی پژوهش

این تحقیق، نیمه‌تجربی و از نوع کاربردی با طرح پیش‌آزمون و پس‌آزمون^۲ است، ۳۳ مرد سالمند ۷۰-۶۲ ساله برای شرکت در این تحقیق انتخاب شدند. آزمودنی‌ها به‌طور تصادفی و همگن به گروه تجربی (۱۸ نفر) با میانگین و انحراف استاندارد سن $64/94 \pm 2/62$ سال، قد $173/94 \pm 4/95$ سانتی‌متر و وزن $71/11 \pm 3/54$ کیلوگرم و گروه کنترل (۱۵ نفر) سن $65/80 \pm 2/6$ سال، قد $174/60 \pm 4/5$ سانتی‌متر و وزن $73/33 \pm 3/59$ کیلوگرم تقسیم شدند. شاخص‌های انتخاب افراد، داشتن حداقل ۶۰ سال و همچنین عدم ابتلا به بیماری‌های عصبی-عضلانی، ارتوپدیک، شکستگی اندام، نقص ساختاری، بیماری‌های قلبی-عروقی، عدم محدودیت حرکتی و عدم استفاده از داروهای اعصاب بود. این غربالگری را پزشک قبل از تحقیق با استفاده از پرسشنامه صورت داد. همچنین برای کلیه شرکت‌کنندگان، برای شرکت در برنامه تمرین جسمانی، تاییدیه پزشکی مبنی بر دارا بودن شرایط مطلوب جسمانی تهیه شد. علاوه بر این شرکت‌کنندگان بیان کردند که هیچ‌گونه تمرین خاص جسمانی یا برنامه منظم پیاده‌روی (حداقل ۳۰ دقیقه، دو بار در هفته) نداشته‌اند که این بیانگر کم‌تحرکی آنها در طول ۵ سال بود (۱).

1. Resende

2. Pre & post-test

قدرت عضلانی اندام تحتانی و قابلیت حرکتی آزمودنی‌ها، براساس منابع علمی-پژوهشی معتبر، به‌ترتیب با استفاده از آزمون‌های استاندارد ۳۰ ثانیه نشست‌وبرخاست روی صندلی^۱ و ارزیابی آزمون عملکردی زمان برخاستن و رفتن^۲ قبل و بعد از تحقیق در هر دو گروه تجربی و کنترل ارزیابی شد(۲۳). در این تحقیق، پایایی دو آزمون ۳۰ ثانیه نشست‌وبرخاست روی صندلی و ارزیابی آزمون عملکردی زمان برخاستن و رفتن در یک تحقیق آزمایشی با استفاده از آزمون-آزمون مجدد، به‌ترتیب ۰/۹۷ و ۰/۹۹ به‌دست آمد.

شیوه اجرای آزمون: قدرت عضلانی با استفاده از آزمون ۳۰ ثانیه نشست‌وبرخاست روی صندلی ارزیابی شد؛ به این ترتیب که آزمودنی روی صندلی با ارتفاع ۴۳ سانتی‌متر، ۳۰ ثانیه حرکت نشست‌وبرخاست را در حالی که دو دست خود را در جلو بدن روی سینه، قرار داده بود، انجام داد و دفعات نشست‌وبرخاست در ۳۰ ثانیه، به‌عنوان امتیاز محسوب شد(۲۳-۲۵). برای اجرای آزمون ارزیابی آزمون عملکردی یا قابلیت حرکتی نیز آزمودنی باید بدون استفاده از دست‌ها از روی یک صندلی بدون دسته برمی‌خاست، پس از طی کردن مسیری ۸ فوتی (۲/۴۴ متری) برمی‌گشت و دوباره روی صندلی می‌نشست(۲۳-۲۵). از آزمودنی‌ها خواسته شد که این کار را با سرعت و مهارت بیشتر و بدون دوییدن اجرا کنند و در انتها زمان کل به‌عنوان امتیاز آزمودنی ثبت شد. با توجه به ناآشنایی آزمودنی‌ها با نحوه اجرای آزمون، آزمودنی‌ها قبل از ثبت آزمون‌ها، سه بار این کار را تمرین کردند. سپس هر آزمودنی سه بار آزمون را اجرا کرد و میانگین زمان سه آزمون(ثانیه) به‌عنوان رکورد فرد ثبت شد.

در ادامه گروه تجربی به‌مدت ده هفته در برنامه تمرین در آب شرکت کردند. مدت زمان پروتکل تمرین در هر جلسه ۴۰ دقیقه بود و تمرین سه جلسه در هفته(شنبه، دوشنبه و چهارشنبه) اجرا شد. محتوای برنامه شامل مرحله سازگاری با محیط آب، مرحله کشش شامل دو تمرین کششی با حفظ حالت کشش به‌مدت ۳۰ ثانیه و در انتها، مرحله اصلی برنامه یا تمرینات داخل آب شامل ۸ تمرین راه رفتن در جهت‌ها و حالت‌های مختلف و ۳ تمرین قدرتی برای تقویت قابلیت حرکتی و قدرت عضلات پایین‌تنه بود. برنامه تمرین با شدت کم تا متوسط اجرا شد که شدت، تواتر(زمان تکرار) و سرعت در طول ۱۰ هفته ثابت بود(۲۱). تمرین مورد نظر داخل استخر آب گرم، در محوطه‌ای با ابعاد طول و عرض ۱۰ متر و عمق ۱/۳۰ متر با دمای متوسط ۳۲ درجه سانتی‌گراد انجام گرفت(۱). شایان ذکر است که آزمودنی‌های گروه کنترل هیچ مداخله‌ای دریافت نکردند و از آنها خواسته شد فعالیت روزانه خود را که در طول چهار

1. 30- Second Chair stand

2. 8 foot time up and go

هفته قبل از شروع دوره ثبت شده بود، حفظ کنند و در هیچ برنامه تمرینی شرکت نداشته باشند و به حفظ روند عادی زندگی خود در طول دوره، تشویق شدند. در طول دوره، آزمودنی‌ها با مینی‌بوس از در منزل به استخر محل تمرین منتقل می‌شدند و پس از خاتمه دوره از همه آزمودنی‌ها در تمامی متغیرهای مورد نظر تحقیق، در همان محیط و به همان روش پیش‌آزمون، پس‌آزمون به عمل آمد. از آمار توصیفی برای محاسبه میانگین و انحراف استاندارد داده‌ها استفاده شد. برای تعیین تغییرات درون‌گروهی از آزمون t همبسته و برای تعیین تغییرات بین‌گروهی از آزمون t مستقل در سطح معناداری $P \leq 0.05$ استفاده شد.

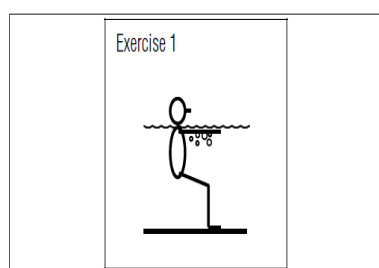


Figure 1. Hydrotherapy program for balance. Phase I – aquatic environment adaptation.

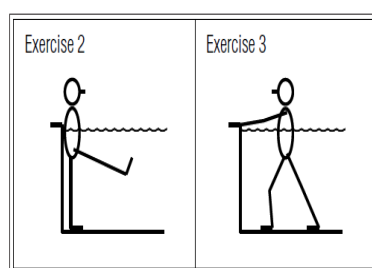


Figure 2. Hydrotherapy program for balance. Phase II – stretching.

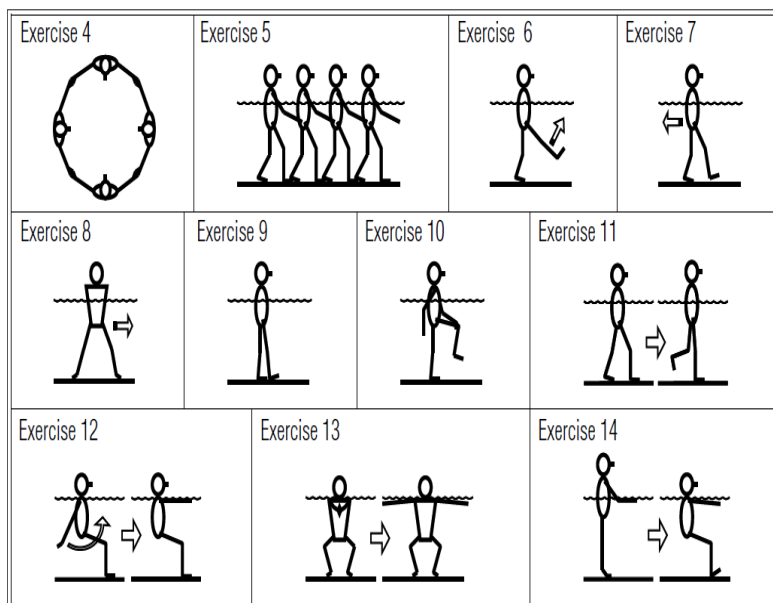


Figure 3. Hydrotherapy program for balance. Phase III – static and dynamic exercises for balance.

شکل ۱. برنامه تمرین مورد استفاده در تحقیق

جدول ۱. برنامه تمرینی مورد استفاده در تحقیق

مرحله	محتوای برنامه
مرحله سازگاری با محیط آبی	<p>تمرین ۱: نفس‌گیری (کنترل تنفس) وضعیت: آزمودنی در حالت نیمه‌نشسته بدون هیچ تکیه‌گاهی داخل آب قرار می‌گیرد، به طوری که تا سطح شانه‌ها در آب غوطه‌ور شود. دست‌ها به صورت موازی در جلو بدن، آرنج‌ها کاملاً صاف و مفصل شانه در وضعیت فلکشن ۹۰ درجه. فعالیت: به طور مداوم و آرام عمل دم را روی آب انجام می‌دهد، سپس در آب غوطه‌ور می‌شود و بازدم را داخل آب انجام می‌دهد.</p>
مرحله کشش عضلات	<p>تمرین ۲: کشش عضلات همسترینگ وضعیت: آزمودنی پشت به دیواره استخر به آن تکیه می‌کند. فعالیت: یکی از اندام‌های پایینی خود را بالا می‌آورد و در حالی که زانو را در حالت کاملاً باز نگه داشته، پنجه پا را به ساق نزدیک می‌کند. تمرین ۳: کشش عضلات دوقلو، نعلی و سوئز خاصره‌ای وضعیت: آزمودنی در حالی که دستانش را روی لبه استخر گذاشته، رو به دیواره می‌ایستد. فعالیت: به صورت یک گام بلند می‌ایستد، به طوری که زانوی پای جلو را در حالت خم‌شده و پای عقب را در حالت کاملاً صاف نگه می‌دارد. در این حالت کف پا در تماس با کف استخر است.</p>
مرحله اصلی تمرین	<p>تمرین ۴: گام برداشتن از پهلو در مسیر دایره‌ای در دو جهت تمرین ۵: گام برداشتن رو به جلو روی خط دایره‌ای در دو جهت تمرین ۶: گام برداشتن رو به جلو و بالا آوردن پا با زانوی صاف تمرین ۷: گام برداشتن به عقب تمرین ۸: گام برداشتن از پهلو با گام کشیده تمرین ۹: گام حمایتی به صورتی که بعد از گام برداشتن بلافاصله پا جلو پای دیگر گذاشته شود (گام کوتاه) تمرین ۱۰: گام برداشتن در حالت زانو بلند و چرخش تنه به صورتی که در هر گام دست با زانوی مخالف تماس پیدا می‌کند. تمرین ۱۱: گام برداشتن در حالی که پاشنه از پشت بالا می‌آید. در این حالت در حالی که پاشنه را از پشت بالا می‌آورد، با توقف ۱۰ ثانیه‌ای روی یک پا می‌ایستد. تمرین ۱۲: آزمودنی در حالت نیمه‌نشسته قرار می‌گیرد و حرکت فلکشن و اکستنشن مفصل شانه را انجام می‌دهد. تمرین ۱۳: آزمودنی در حالت نیمه‌نشسته قرار می‌گیرد و حرکت فلکشن و اکستنشن افقی مفصل شانه را انجام می‌دهد. تمرین ۱۴: اجرای حرکت اسکات (چمباتمه) به طوری که وقتی آزمودنی زانو را صاف می‌کند، مچ در حالت دور از ساق و در زمان تا شدن زانو مچ در حالت نزدیک به ساق قرار دارد و در هر مرحله، ۵ ثانیه توقف می‌کند.</p>

یافته‌های پژوهش

در این تحقیق، ویژگی‌های فردی آزمودنی‌های دو گروه تجربی و کنترل در جدول ۲ ارائه شده است. نتایج مقایسه دو گروه از نظر ویژگی‌های جسمانی، قد، وزن و سن حاکی از نبود تفاوت معنادار و در نتیجه همگنی دو گروه است.

جدول ۲. آمار توصیفی ویژگی‌های فردی آزمودنی‌های دو گروه و نتایج مقایسه آنها براساس *t* مستقل

متغیر	گروه	M	SD	T مستقل	df	P value
سن	تجربی	۶۴	۲/۶۲	-۰/۹۲	۳۱	۰/۳۶۳
	کنترل	۶۵	۲/۶۷			
قد	تجربی	۱۷۳	۴/۹۵	-۰/۳۹	۳۱	۰/۶۹۷
	کنترل	۱۷۴	۴/۵۳			
وزن	تجربی	۷۱	۳/۵۴	-۱/۷۸	۳۱	۰/۰۸۵
	کنترل	۷۳	۳/۵۹			

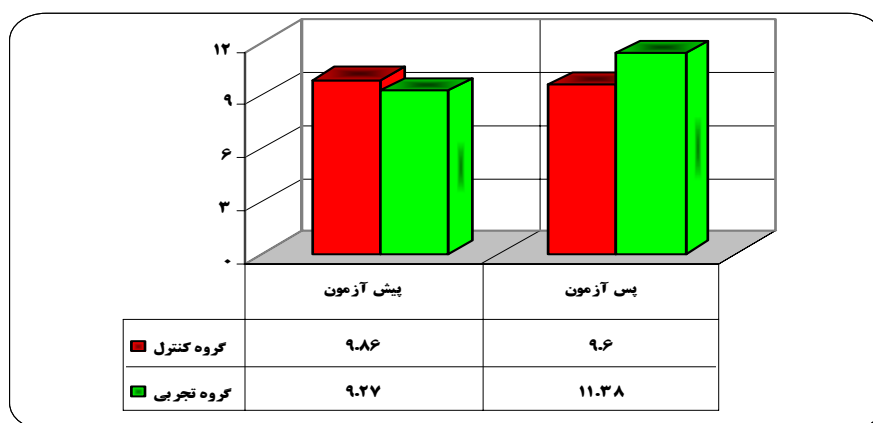
نتایج آزمون *t* همبسته در جدول ۳ نشان می‌دهد که بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون گروه تجربی در دو آزمون قدرت عضلانی و قابلیت حرکتی پس از ۳۰ جلسه تمرین در آب تفاوت معناداری وجود دارد ($p=0/001$)، اما در گروه کنترل، تفاوت معناداری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون این دو آزمون مشاهده نمی‌شود (مقادیر *p* به ترتیب ۰/۱۶۴ و ۰/۱۰۰). علاوه بر این همان‌گونه که جدول ۴ نشان می‌دهد، براساس نتایج آزمون *t* مستقل در جدول ۴، تفاوت معناداری در پیش‌آزمون دو گروه تجربی و کنترل در آزمون‌های قدرت عضلانی و قابلیت حرکتی مشاهده نمی‌شود (مقادیر *p* به ترتیب ۰/۱۱۴ و ۰/۴۴۴)، در صورتی که در پس‌آزمون، این تفاوت معنادار است و آزمودنی‌های گروه تجربی نسبت به گروه کنترل عملکرد بهتری را در دو آزمون نشان دادند ($p=0/001$). میانگین تغییرات بین گروهی نسبت قابلیت حرکتی و قدرت عضلانی گروه‌ها در دو مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون در نمودارهای ۱ و ۲ نشان داده شده است.

جدول ۳. مقایسه تغییرات درون‌گروهی آزمودنی‌ها در آزمون‌های قدرت عضلانی (تعداد تکرار) و قابلیت حرکتی (ثانیه)

گروه	تست	پیش‌آزمون (M ±SD)	پس‌آزمون (M ±SD)	df	T همبسته	P value
تجربی	قدرت عضلانی	۹/۲۷±۱/۰۱	۱۱/۳۸±۰/۹۱	۱۷	-۸/۳۰	۰/۰۰۰
	قابلیت حرکتی	۱۰/۳۶±۰/۹۲	۷/۴۶±۰/۷۹	۱۷	۲۶/۹۱	۰/۰۰۰
کنترل	قدرت عضلانی	۹/۸۶±۱/۰۶	۹/۶۰±۰/۹۸	۱۴	۱/۴۶	۰/۱۶۴
	قابلیت حرکتی	۱۰/۰۹±۱/۰۷	۱۰/۶۰±۱/۰۳	۱۴	-۱/۷۶	۰/۱۰۰

جدول ۴. مقایسه تغییرات بین گروهی آزمودنی‌ها در آزمون‌های قدرت عضلانی (تعداد تکرار) و قابلیت حرکتی (ثانیه)

تست	گروه تجربی (M ±SD)	گروه کنترل (M±SD)	T مستقل	df	P value
قدرت عضلانی	۹/۲۷±۱/۰۱	۹/۸۶±۱/۰۶	-۱/۶۲۴	۳۱	۰/۱۱۴
	۱۱/۳۸±۰/۹۱	۹/۶۰±۰/۹۸	۵/۳۹۶	۳۱	۰/۰۰۰
قابلیت حرکتی	۱۰/۳۶±۰/۹۲	۱۰/۰۹±۱/۰۷	۰/۷۷۵	۳۱	۰/۴۴۴
	۷/۴۶±۰/۷۹	۱۰/۶۰±۱/۰۳	-۹/۹۰۹	۳۱	۰/۰۰۰



نمودار ۱. میانگین تغییرات بین گروهی تست قدرت عضلانی قبل و بعد از تحقیق



نمودار ۲. میانگین تغییرات بین گروهی تست قابلیت حرکتی قبل و بعد از تحقیق

بحث و نتیجه گیری

هدف از اجرای این تحقیق، بررسی تأثیر تمرینات در آب بر قدرت عضلانی اندام تحتانی و قابلیت حرکتی مردان سالمند بود. کاهش قدرت عضلانی در دوران سالمندی، از مشکلات و نگرانی‌های مربوط به تندرستی است و ممکن است یکی از عوامل تأثیرگذار قابلیت حرکتی باشد. بررسی‌های زیادی نشان داده که تمرین در آب، سبب افزایش قدرت عضلانی و قابلیت حرکتی می‌شود (۱،۳۰،۳۳،۳۴). نتایج تحقیق حاضر نیز این نظریه را تأیید می‌کند.

با عنایت به اینکه یکی از اهداف تحقیق حاضر، بررسی اثر تمرین در آب بر قدرت عضلانی سالمندان بود، برای راه رفتن به همکاری گروه‌های مختلف عضلانی نیاز است و شدت حرکت‌های خم شدن، باز شدن، دور شدن و نزدیک شدن برای برداشتن حتی یک گام، به قدرت عضلانی بستگی دارد. قدرت عضلانی کافی سبب سهولت در راه رفتن می‌شود و در مقابل، کاهش قدرت عضلانی به‌ویژه در دوران سالمندی افت قابلیت حرکتی طبیعی را در پی دارد. بنابراین طبیعی است که با برنامه‌های تمرینی مطلوب و اثرگذار، این کاهش قدرت را جبران کنیم و در نتیجه قابلیت حرکتی سالمندان را افزایش دهیم. به نظر لورد و همکاران (۱۹۹۶)، تمرینات مختلف، برای سالمندان، قابلیت حرکتی را به‌طور معناداری افزایش می‌دهد. آنها معتقدند تمرین، سبب افزایش قدرت عضلانی می‌شود و افزایش قدرت در عضلات اندام تحتانی، بهبود قابلیت حرکتی در زنان سالمند را به‌دنبال دارد (۱۱).

در این میان، قدرت عضلانی اندام تحتانی و در پی آن تعادل از عوامل مهم در قابلیت حرکتی و پیشگیری از زمین خوردن مکرر سالمندان است. در پی کاهش قدرت عضلانی در سالمندان و با توجه به اینکه عضلات اندام تحتانی (عضلات چهارسر ران، همسترینگ و درشت نیی قدامی) نقش مهمی در تعادل و قابلیت حرکتی دارند، می‌توان با تمرینات مختلف جسمانی به روش‌های ویژه، این گروه از عضلات را تقویت کرد و مشکلات و عواقب ناشی از سالمندی را به حداقل رساند (۳۰).

اجرای فعالیت‌های جسمانی، با فراهم کردن فرصت‌های تمرینی و ایجاد چالش برای سازوکارهای تعادل، به بهبود قابلیت حرکتی آنها می‌انجامد (۳۱). از آنجا که ضعف عضلانی، عدم انعطاف‌پذیری و مشکلات کنترل حرکتی، از عوامل موثر در ضعف تعادل و در نتیجه، سقوط یا افتادن به‌شمار می‌روند، اجرای یک برنامه آمادگی جسمانی، روش مؤثری در پیشگیری از افتادن است، چرا که تمرین و فعالیت بدنی، به افزایش قدرت عضلانی، انعطاف‌پذیری و کنترل

حرکتی منجر می‌شود (۳۰). نتایج تحقیق دانکن و وینر^۱ (۱۹۹۹) نشان داد که سالمندان فعال در کنترل تعادل خود حین آزمون‌های عملکردی یا آزمایشگاهی، بهتر از هم‌تایان غیرفعال خود بوده‌اند (۳۳)، حتی سالمندانی با آمادگی جسمانی خوب و مطلوب، هنگام اعمال آشفتگی و برهم خوردن تعادل، الگوی فعالسازی عضلانی مشابه افراد جوان داشتند (۳۲). در تحقیق حاضر، قدرت عضلانی و قابلیت حرکتی با استفاده از تغییرات در نتایج آزمون‌های نشست و برخاست روی صندلی و آزمون عملکردی قابلیت حرکتی ارزیابی شد. پس از ده هفته تأثیر تمرین در آب بر قابلیت حرکتی و قدرت اندام تحتانی، نتایج با یافته‌های چو^۲ و همکاران (۲۰۰۴) همخوانی دارد. با اینکه در تحقیق چو و همکاران (۲۰۰۴)، تأثیر هشت هفته تمرین در آب بر تعادل افراد دچار حمله قلبی معنادار نبود، آنان بهبود معناداری، در آمادگی قلبی-عروقی، قابلیت حرکتی و قدرت اندام تحتانی مشاهده کردند (۳۴). نتایج این تحقیق با نتایج تحقیق کاندلورو و کارومانو^۳ (۲۰۰۷) نیز در زمینه تأثیر معنادار برنامه تمرین در آب بر افزایش قدرت عضلانی همخوانی دارد (۱). با توجه به اینکه عضلات اندام تحتانی (عضلات چهارسر ران، همسترینگ و درشت نیی قدامی) در تعادل و در نتیجه قابلیت حرکتی، نقش مهمی دارند (۲۹) و نتایج، تأثیر تمرین در آب بر افزایش قدرت اندام تحتانی و نیز قابلیت حرکتی را تایید می‌کند، در مورد تأثیر تمرین در آب بر تعادل و قابلیت حرکتی، نتایج تحقیق حاضر با یافته‌های سیمونز و هانسن^۴ (۱۹۹۶) و رسندی و همکاران (۲۰۰۷) که به مقایسه تأثیر تمرین در آب و خشکی پرداختند و صرفاً از آزمون‌های عملکردی یا شاخص تعادل برگ برای تعیین تأثیر دوره‌های مختلف تمرینی استفاده کردند و همچنین تحقیق صادقی و علیرضایی (۱۳۸۶) همخوانی دارد. علت بهبود کنترل وضعیت بدن در فعالیت‌هایی که داخل آب انجام می‌گیرد، این است که شرایط محیطی آب به سالمندان اجازه می‌دهد که بدون افزایش به‌خطر افتادن یا آسیب دیدگی، دامنه وسیعی از حرکات را انجام دهند. علاوه بر این محیط امن و محافظ آب به آنها امکان می‌دهد که یک وضعیت مستقیم و صاف را به‌طور مستقل حفظ کنند. همچنین نیروهای برهم‌زننده تعادل و ثبات در آب، محیط مناسبی را برای کلیه فعالیت‌های تعادلی و به‌چالش کشیدن سیستم‌های عصبی عضلانی درگیر در تعادل فراهم می‌کنند. علاوه بر این، به‌علت خاصیت ویسکوزیته آب، حرکات آهسته‌تر صورت می‌گیرند و در نتیجه، افراد، زمان بیشتری

1. Duncan & Weiner

2. Chu

3. Candeloro & Caromano

4. Simmones & Hanson

برای پاسخ در اختیار دارند. از این‌رو، تمریناتی از این دست برای افراد دچار نقصان از طریق افزایش قدرت عضلانی در تعادل و در نتیجه قابلیت حرکتی مطلوب است.

آب با داشتن چگالی در حدود ۷۰۰ برابر هوا، هزینه انرژی در مقدار معین کار انجام‌گرفته نسبت به خشکی را افزایش می‌دهد، در حالی که فشار بارگذاری روی مفصل کاهش می‌یابد و از این‌رو محیط مناسبی برای فعالیت سالمندان فراهم می‌آید (۳۰). از نظر روتی (۱۹۹۷)، عامل اصلی که به‌نظر می‌رسد مربوط به بهبود تعادل باشد، ترکیب تمرینات به‌منظور تحریک سیستم دهلیزی است (۱۹)، زیرا ورزش در آب، ورودی‌های دهلیزی را تسهیل می‌کند (۳۱).

در این پژوهش نیز که اثر یک دوره برنامه تمرین در آب بر قدرت عضلانی اندام تحتانی و قابلیت حرکتی در مردان سالمند بررسی شد، یافته‌ها، همراستا با تحقیقات دیگر، اهمیت فعالیت جسمانی در آب را در بهبود نتایج آزمون قدرت عضلانی و قابلیت حرکتی تأیید می‌کند (۳۰، ۳۳)، چرا که این یافته‌ها کاملاً به هم وابسته و مربوط است و انتظاراتی را که با اجرای تمرینات در محیط آب مورد نظر است، برآورده کرده و توصیه‌هایی را که در مقالات مربوط آمده است، تأیید می‌کند (۳۸). علاوه بر آن، اجرای برنامه تمرینی این تحقیق، بهبود قابلیت حرکتی سالمندانی را که فعالیت ورزش منظم ندارند، تأیید می‌کند.

نتایج پژوهش نشان می‌دهد که اجرای شیوه‌های این برنامه تمرینی در آب در بهبود قدرت عضلانی اندام تحتانی و قابلیت حرکتی، تأثیر معناداری خواهد داشت. در این میان ورزش در آب به‌علت ماهیت کم‌خطر، به‌عنوان محیط برهم‌زننده تعادل، با فراهم کردن شرایطی برای به چالش کشیدن سیستم تعادلی به‌عنوان یکی از سازوکارهای قابلیت حرکتی، شیوه موثری در بهبود قدرت عضلانی، تعادل و متعاقب آن قابلیت حرکتی و پیشگیری از افتادن در میان سالمندان است، بنابراین می‌توان آن را به‌عنوان یک شیوه تمرینی برای بهبود قدرت و قابلیت حرکتی مردان سالمند بدون سابقه ورزشی منظم توصیه کرد.

به‌طور کلی یافته‌های تحقیق حاضر مؤید افزایش قدرت عضلانی و در پی آن قابلیت حرکتی مردان سالمند بود. با توجه به عدم افزایش قدرت عضلانی و در پی آن قابلیت حرکتی آزمودنی‌های گروه کنترل، می‌توان افزایش قدرت عضلانی و بهبود قابلیت حرکتی گروه تجربی را به اثر این تمرینات نسبت داد و نتیجه گرفت که برای افزایش قدرت عضلانی اندام تحتانی در سالمندان با استفاده از تمرینات ویژه در آب، مربیان و مسئولان می‌توانند از این روش، در برنامه‌های تمرینی یا بازتوانی ویژه سالمندان بهره ببرند.

منابع:

1. Candeloro JM, Caromano FA (2007). Effects of a hydrotherapy program on flexibility and muscular strength in elderly women. *Rev. bras. fisioter.*, São Carlos, 11(4):267-272.
2. Jackson O (1983) physical therapy of geriatric patient. 1ed. New York: Churchill Livingston,2-3.
۳. مرکز آمار ایران (۱۳۸۶). گزیده نتایج سرشماری عمومی نفوس و مسکن سال ۱۳۸۵.
۴. سایت اینترنتی سالمند، مرکز تحقیقات سالمندی. www.iranianaging.com.
5. Gordon D, Robertson E, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G, Whittlesey SN (2004) research method in biomechanics, Human kinetics.
6. Sadeghi H, Prince F, Zabjec KF, Allard p (2001) Sagittal hip muscle power during walking in old and yong men. *J Aging & Physical Activity, J Orthop Sport Phys Ther*, 9:172-183.
7. Macrae PG, Lacouse M, Moldavon R (1992) Physical performance measures that predict faller status in community dwelling older adults. *J Orthop Sport Phys Ther*, 6: 123-128.
8. Jones DA, Round JM (1990) Skeletal muscle in health and disease. 1st ed., New York: Manchester university press, 98-99.
9. Kisner C, Colby LA (1996) Therapeutic exercise foundation and technique. 3rd ed., New Delhi: Jaypee Brother, pp.55-56.
10. Spiriduso W (1995) Physical dimention of aging. Champaign, Illinois; Human Kinetics, pp: 30-90.
11. Lord SR, Lloyd DG, Nirui M, Rymond J, Williams P, Stewart RA (1996) The effect of exercise on gait patterns in older women: a randomized controlled trial. *J Gerontology Med Sci*, 51A: M64-M70.
12. Winter DA, Patla AE, Frank JS (1990) Assessment of balance control in humans. *Medical Progress Through Technology*, 16(1-2): 31-51.
13. Brown AB, McCartney N, Sale D (1990) Positive adaptations to weight-lifting training in the elderly. *J Appl physiol*, 69: 1725-1733.
14. Savage Ir, Myklebust BM, Crow-pan J, Novak S, Milington P, Hoffman MO, Hartz AJ, Rudman O (1992) A clinical trial of strengthening and aerobic exercise to improve gait and balance in elderly male nursing home residents. *Am J Phys Med Rehabil*, 71: 333-342.

15. Judge JO, Underwood M, Gennosa T (1993) Exercise to improve gait velocity in older persons. Arch phys Med Rehabil, 74:400-406.
16. Nagy E, Toth K, Janositz G, Kovacs G, Feher-kiss (2004) Postural control in athletes participating in an ironman triathlon. Eur J Appl Physiol, 92:407-413.
17. Campbell AJ, Bonnie MJ, Spears GF (1989) Risk factors for falls in a community based prospective study of people 70 years and older. J Gerontol.;44:112-117.
18. Hurley R, Turner C (1991) Neurology and aquatic therapy. Clin Manage. 11:26-29.
19. Ruoti R, Morris D, Cole A (1997) Aquatic Rehabilitation. Philadelphia. Pa: Lippincott; 118.
20. Caromano FA, Candeloro JM (2001) Fundamentos da Hidroterapia para Idosos. Arq Ciências Saúde Unipar. 5(2):187-95.
21. Resende SM, Rassi CM, Viana FP (2008). Effects of hydrotherapy in balance and prevention of falls among elderly women. . Rev Bras Fisioter, São Carlos,12(1):57-63.
۲۲. بلوچی ع الف؛ ابراهیمی الف و اکبری م (۱۳۸۴). بررسی میزان همبستگی بین قدرت عضلانی اندام‌های پایینی با آزمون‌های تعادلی در دو گروه سنی ۶۵-۵۵ و بالای ۶۵ سال، دو ماهنامه علمی-پژوهشی دانشور پزشکی/دانشگاه شاهد/اسفند ۱۳۸۴/سال سیزدهم/شماره ۶۱.
23. Rikli RE, Jones CJ (2001). Senior Fitness test manual (Champaign, IL: Human Kinetic),61,63,65,67,69,71,72.
24. podsiadlo D, Richardson S (1991) The Time Up & Go, A Test of basic Functional Mobility for Frial Elderly Person. J Am Geriatr Soc.: 39(2): 142-
25. Shumway – Cook, Brauer S, Woollacott M (2000) Predicting the probability for falls in community-Dwelling older adults using the Time Up & Go test. j Ame phys therapy Assossiation 80(9): 896-903.
26. Harada N, Cbiu V, Damron – Rodrigues J, Fowler E, Siu A, &Reuben DB (1995) Screening for balance & mobility impairment in elderly individuals living in residential care facilities. Phys Ther. 75(6): 462-469.
27. Guccione, AA (1993) Geriatric physical therapy. 2nd wd., St. Louis: Mosby, pp. 691-99.
28. Okuzomi H (1995) Age repeated changes postural control and locomotion. Percept motor skills. 81: 1991-1994.
29. Costill DL (1971) Energy requirements during exercise in water. J Sports Med Phys Fitness, 11:87-92.

۳۰. اصلانخانی، محمدعلی و همکاران (۱۳۸۷). مقایسه تمرینات ذهنی، فیزیکی و ترکیبی بر تعادل ایستا و پویای سالمندان سالم. مجله سالمندی ایران، ، سال سوم، شماره‌های نهم و دهم، پاییز و زمستان. صص ۲۹-۲۲.
31. Douris P, Southard V, Varga C, Schauss W (2003) The effect of land and aquatic exercise on balance scores in older adults. *J Geri Phys Ther*, 73: 3-6.
32. Spiriduso W (1995) Physical dimension of aging. Champaign, Illinois; Human Kinetics, pp 30-90.
33. Duncan PW, Weiner DK, Chandler J, Studenski S (1999) Functional Reach; a new clinical measure of balance. *J Gerontol*, 45: 192-19.
34. Chu KS, Eng JJ, Dawson AS, Harris JE (2004) Water- based exercise for cardiovascular fitness in people with chronic stroke: A randomized controlled trial. *Arch Phys Med Rehabil*, 85: 870-874.
35. Simmones V, Hanson PD (1996) Effectiveness of water exercise on postural mobility in the well elderly: an experimental study on balance inhancement. *Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 51(5): 223-228.
36. Era P, Heikkinen E (1985) Postural sway during standing and unexpected disturbance of balance in random samples of men of different ages. *J Gerontol*, 40(3):287-295.
37. Winter DA (1990) Biomechanics and motor control of human movement. 2nd ed. John Wiley & Sons; New York.
۳۸. صادقی، ح و علیرضایی، ف (۱۳۸۶). تأثیر یک دوره تمرینی ورزش در آب بر تعادل ایستا و پویای زنان سالمند. مجله سالمندی ایران، سال دوم، شماره ششم، صص ۴۰۹-۴۰۲.

مقایسه تراکم و محتوای مواد معدنی استخوان ران معلولان ورزشکار و غیرورزشکار

ابراهیم فولادین^۱، محمداسماعیل افضل پور^۲، مرضیه ثاقب جو^۳

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۱۲/۲۱

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۱/۳/۶

چکیده

فقر حرکتی، از عوامل تسهیل‌کننده، یوکی استخوان در سالمندان و معلولان است. هدف پژوهش حاضر، مقایسه تراکم و محتوای مواد معدنی استخوان ران معلولان شناگر و والیبال نشسته با معلولان غیرورزشکار است. ۱۰ معلول شناگر (میانگین سنی $37 \pm 1/08$ سال، قد $174 \pm 1/33$ سانتی‌متر، وزن $80 \pm 1/08$ کیلوگرم)، ۱۰ معلول والیبال نشسته (میانگین سنی 36 ± 2 سال، قد $176 \pm 1/44$ سانتی‌متر، وزن $79 \pm 1/05$ کیلوگرم) با ۷ سال سابقه حضور در تیم‌های باشگاهی و ملی ایران، و ۱۰ معلول غیرورزشکار (میانگین سنی $38 \pm 1/09$ سال، قد $175 \pm 1/08$ سانتی‌متر، وزن $81 \pm 1/33$ کیلوگرم) انتخاب و تراکم و محتوای مواد معدنی استخوان ران آنها با استفاده از روش DEXA اندازه‌گیری شد. با روش تحلیل واریانس یکطرفه و آزمون توکی، مقایسه سه گروه انجام گرفت و نتایج نشان داد که تراکم و محتوای مواد معدنی استخوان ران معلولان والیبال نشسته از معلولان شناگر (به ترتیب با $P < 0/03$ و $P < 0/04$) و غیرورزشکار (به ترتیب با $P < 0/04$ و $P < 0/02$) بیشتر بود. از طرف دیگر، هم تراکم ($P < 0/01$) و هم محتوای ($P < 0/03$) مواد معدنی استخوان ران معلولان شناگر از معلولان غیرورزشکار (به ترتیب با $P < 0/01$ و $P < 0/03$) بیشتر بود. در کل می‌توان گفت پرداختن به ورزش در شرایط معلولیت، یوکی استخوان را کنترل می‌کند و هر چند این مزیت در صورت پرداختن به والیبال نشسته، از شنا مشهودتر است، شنا نیز معلولان را از یوکی استخوان مصون نگه می‌دارد.

کلیدواژه‌های فارسی: تراکم مواد معدنی استخوان ران، محتوای مواد معدنی استخوان ران، معلولان ورزشکار.

۱. دانشجوی کارشناسی‌ارشد دانشگاه بیرجند (نویسنده مسئول)

Email: afzalpour.me@gmail.com

۲. دانشیار دانشگاه بیرجند

Email: saghebjoos@yahoo.com

۳. استادیار دانشگاه بیرجند

مقدمه

بیماری پوکی استخوان یا استئوپروز^۱، از پیامدهای فقر حرکتی است. استئوپروز از شایع‌ترین بیماری‌های متابولیک استخوانی است که تعداد بسیاری از مبتلایان به آن، درد، ناراحتی‌های پیشرونده و کاهش کیفیت زندگی را تجربه می‌کنند. علاوه بر اینها، استئوپروز سبب ازکارافتادگی افراد می‌شود و بار اقتصادی سنگینی به جامعه تحمیل می‌کند (۱). استئوپروز، نوعی بیماری است که با کاهش تراکم مواد معدنی استخوان^۲ (BMD) همراه است و به کاهش قدرت استخوان و در نتیجه، افزایش خطر شکستگی آن منجر می‌شود (۲). پیشرفت زندگی در چند دهه اخیر با افزایش طول عمر و امید به زندگی همراه بوده است و این در حالی است که صنعتی شدن و تغییر شیوه زندگی و عوامل محیطی، سبب تغییر روند شیوع و گسترش بیماری‌ها شده است (۳). بر این اساس، سازمان بهداشت جهانی در گزارش سال ۲۰۰۲ به این نکته اشاره دارد که حدود ۶۰ درصد موارد مرگ و ۴۹ درصد بیماری‌ها، مربوط به بیماری‌های مزمن است، در حالی که این بیماری‌ها در ۷۹ درصد موارد، در کشورهای در حال توسعه رخ می‌دهند و عوامل اصلی آن تغییرات مشخص در عادات‌های غذایی، کاهش فعالیت بدنی و مصرف دخانیات است (۳).

ساخته شدن استخوان در دوران رشد، بیشتر از تخریب آن است، در حالی که این نسبت در دوران میانسالی برابر شده و در دوران کهولت و بعد از یائسگی، معکوس می‌شود؛ به طوری که به از دست رفتن بافت استخوانی و پوک شدن آن می‌انجامد. علاوه بر این، هر شرایطی که سبب کاهش تشکیل استخوان یا تحریک افزایش جذب آن شود، ممکن است احتمال بروز استئوپروز را افزایش دهد (۴). به طور معمول، تصور بر این است که استئوپروز، در پیری پدید می‌آید، در حالی که احتمال بروز این بیماری از همان سنین نوجوانی نیز وجود دارد (۴). از آنجا که این بیماری در زنان یائسه به دلیل کاهش شدید ترشح هورمون استروژن، جدی محسوب می‌شود، تمایل عمومی بر این است که این ناهنجاری، نوعی بیماری زنانه در نظر گرفته شود که مردان از آن مصونند؛ در حالی که این عقیده از نظر علمی صحیح نیست و چه بسیار مردانی که در جوانی و میانسالی نیز دچار پوکی استخوان می‌شوند. البته باید خاطر نشان کرد که دلایل پوکی استخوان در مردان جوان و میانسال، با زنان یائسه متفاوت است و به این دلیل، استئوپروز مردان را استئوپروز ثانویه^۳ می‌نامند. اعتقاد بر آن است که کلسیم، ویتامین D و پروتئین‌ها،

-
1. Osteoporosis
 2. Bone mass density
 3. Secondary osteoporosis

نقش اساسی در جلوگیری از این بیماری در تمامی رده‌های سنی دارند. از طرف دیگر نیز، توافقی کلی در مورد تأثیر مفید فعالیت‌های بدنی بر ساختار اسکلتی وجود دارد. به عبارت دیگر، فشارهای مکانیکی ناشی از فعالیت‌های بدنی، سبب افزایش تراکم مواد معدنی استخوان‌ها می‌شود (۵).

فعالیت‌های بدنی از لحاظ تأثیر بر بافت استخوانی، به دو گروه طبقه‌بندی می‌شوند: گروه اول، فعالیت‌هایی که متضمن تحمل وزن بدن^۱ هستند، مانند ژیمناستیک، فوتبال، وزنه‌برداری و والیبال؛ در گروه دوم، فعالیت‌هایی قرار می‌گیرند که متضمن تحمل وزن بدن نیستند^۲، مانند دوچرخه‌سواری و شنا (۵). به نظر کان^۳ و همکاران (۲۰۰۶)، زیاد بودن تراکم مواد معدنی استخوان در اندام‌هایی که وزن بدن را تحمل می‌کنند، به دلیل بار مکانیکی است که در حین فعالیت ورزشی به آنها وارد می‌شود (۶). این بار مکانیکی سبب ایجاد کشش و تغییراتی در استخوان می‌شود و در صورتی که این کشش تجربه نشود، سلول‌های استخوانی در آن ناحیه تحریک نمی‌شوند و در نتیجه تراکم مواد معدنی کاهش می‌یابد (۶). در مقابل، به نظر می‌رسد ورزش‌های بدون تحمل وزن، اثر استئوژنیک (استخوان‌سازی) کمتری دارند (۷). در ورزشکاران چنین رشته‌هایی، معمولاً مواد معدنی استخوانی، مشابه یا کمتر از هم‌ردیفان غیرورزشکار آنهاست (۸، ۹). یونگ^۴ و همکاران (۲۰۰۵) با بررسی تراکم مواد معدنی استخوان به این نتیجه رسیده‌اند که تراکم مواد معدنی استخوان در فوتبالیست‌ها به مراتب بیشتر از شناگران است (۱۰). نیکولز^۵ و همکاران (۱۹۹۵) گزارش کرده‌اند که در ورزشکاران حرفه‌ای رشته دوچرخه‌سواری تراکم مواد معدنی در مهره‌های کمری و استخوان ران، در مقایسه با غیرورزشکاران کمتر است (۱۱). در سایر گزارش‌ها آمده است که شناگران نخبه و افراد غیرورزشکار، از نظر تراکم استخوانی تفاوت معنی‌داری ندارند (۱۲، ۱۳). حتی در بعضی گزارش‌ها آمده است که ورزشکاران رشته‌های بدون تحمل وزن، از تراکم استخوانی کمتری در مقایسه با غیرورزشکاران برخوردارند؛ به طوری که مک‌کولوچ^۶ و همکاران (۱۹۹۲) نشان داده‌اند که تراکم مواد معدنی استخوان در شناگران، از فوتبالیست‌ها و غیرورزشکاران کمتر است (۱۴).

-
1. Weight- bearing exercise
 2. Non weight- bearing exercise
 3. Kun
 4. Yung
 5. Nichols
 6. McCulloch

در تحقیقات دیگری نیز تاکید شده است که تراکم مواد معدنی استخوان در شناگران کمتر از غیرورزشکاران است (نیکولز و همکاران ۲۰۰۳؛ دونکن^۱ و همکاران، ۲۰۰۵ (۱۵، ۹). به‌طور میانگین، حدود ۱۰ درصد افراد هر جامعه را معلولان شامل می‌شوند. براساس آمار، هم‌اکنون ۶۰۰ میلیون نفر در جهان به علل مختلف جسمی، روانی و اجتماعی دچار ناتوانی و معلولیت هستند و حدود ۸۰ درصد این افراد، در کشورهای جهان سوم زندگی می‌کنند (۱۶). ورزش نقش ارزنده‌ای در بهبود و استقلال معلولان ایفا می‌کند، به‌همین سبب باید این گروه از افراد جامعه را به فعالیت‌های بدنی ترغیب کرد. آشنایی و آگاهی از آثار ورزش و نتایج درمانی - تقویتی آن موجب می‌شود که معلولان تحرک بیشتری داشته باشند و از کارایی و تندرستی بیشتری برخوردار شوند. بدیهی است چنین موفقیتی از نظر فرهنگی، اجتماعی و اقتصادی نیز باارزش است و به‌همین دلیل، همکاری همه‌جانبه سازمان‌های وابسته، ضرورت دارد (۱۷). از آنجا که معلولان از نظر حرکتی، در مقایسه با افراد سالم محدودترند، ناهنجاری‌های استخوانی مانند استئوپروز آنها را بیشتر تهدید می‌کند. بررسی‌ها نشان از آن دارد که تأثیر نوع ورزش بر بدن افراد معلول به‌خوبی بررسی نشده است. در معدود تحقیقات به‌عمل آمده مشخص شده که ۸۱/۵ درصد جانبازان، در ناحیه گردن استخوان ران دچار استئوپروز و ۱۳/۱ درصد، دچار استئوپنی هستند (۱۸). میهارا^۲ و همکاران (۲۰۰۷) نیز نشان داده‌اند که تراکم مواد معدنی استخوان در ورزشکاران ویلچری کمتر از ورزشکاران سالم است (۱۹). سلامت (۱۳۸۷) به مقایسه تراکم مواد معدنی استخوان ورزشکاران رشته‌های بسکتبال، وزنه‌برداری و شنا و معلولان آسیب نخاعی کم‌تحرک پرداخته و نشان داده که هیچ تفاوت معناداری در تراکم استخوان گروه‌ها وجود ندارد (۲۰). استنباط کلی آن است که تاکنون تحقیقات بسیار اندکی درباره تأثیر فعالیت بدنی، به‌ویژه نوع ورزش، بر تراکم و محتوای مواد معدنی استخوان معلولان صورت گرفته است. هدف تحقیق حاضر این است که از طریق مقایسه تراکم و محتوای مواد معدنی استخوان ران معلولان شناگر و والیبالیست نشسته با معلولان غیرورزشکار، اطلاعات مفیدی در این زمینه به‌دست آید و راهکارهای مفیدی برای ارتقای سلامت معلولان از طریق ورزش و فعالیت بدنی، معرفی شود.

روش‌شناسی پژوهش

تحقیق حاضر از نوع علی مقایسه‌ای پس از وقوع است که به بررسی و مقایسه تراکم و محتوای مواد معدنی استخوان ران در معلولان می‌پردازد. جامعه آماری تحقیق، کلیه معلولان شناگر و

1. Duncan
2. Miyahara

والیبال نشسته شهر مشهد (حدود ۴۵ نفر) بودند که از میان آنان، ۲۰ نفر (۱۰ شناگر و ۱۰ بازیکن والیبال نشسته) داوطلبانه در تحقیق شرکت کردند. شناگران معلول و والیبال نشسته به طور مرتب حداقل هفته‌ای ۳ جلسه تمرین داشته و همه دست کم ۷ سال سابقه بازی در تیم ملی معلولان جمهوری اسلامی ایران یا تیم‌های باشگاهی ایران داشتند. گروه کنترل پژوهش، معلولان غیرورزشکار قطع عضو شهر مشهد (حدود ۶۰ نفر) بودند که ۱۰ نفر از آنان به صورت تصادفی ساده انتخاب شدند. این افراد هیچ‌گونه فعالیت ورزشی منظم نداشتند و از لحاظ سن، جنس، وزن، و شاخص توده بدن، با گروه‌های ورزشکار (شناگر و والیبال نشسته) همگن شده بودند (جدول ۱). کلیه این معلولان (ورزشکار و غیرورزشکار) از بین افرادی انتخاب شدند که فقط دچار قطع عضو اندام تحتانی (یک پا) از ناحیه زانو به پایین بودند و از پروتز در کارهای روزانه استفاده می‌کردند. بر این اساس، تعدادی از شرکت‌کنندگان که شرایط فوق را نداشتند، از تحقیق کنار گذاشته شدند. همچنین، شرکت‌کنندگان در تحقیق سابقه مصرف دارو نداشتند و رژیم غذایی آنها، متعادل بود. این موضوع هم به صورت شفاهی از آنان پرسیده شد و هم خواسته شد که اگر برنامه غذایی خاصی دارند، در فرم مشخصات فردی بنویسند. در همین راستا، از کلیه شرکت‌کنندگان در مورد مصرف لبنیات پرسیده شد و اطلاعات بررسی و مشخص شد که شرکت‌کنندگان از رژیم غذایی خاص و پرکلسیم استفاده نمی‌کنند. برای شرکت در این تحقیق ابتدا رضایت‌نامه کتبی از شرکت‌کنندگان گرفته شد. پس از آن پرسشنامه وضعیت سلامت حاوی سؤالاتی مبنی بر عدم سابقه بیماری خانوادگی یا ابتلا به بیماری‌هایی مثل پوکی استخوان، پرکاری یا کم‌کاری تیروئید، نارسایی کلیه، بیماری‌های قلبی-عروقی، آرتрит روماتوئید، دیابت، الکل، داروهای ضد تشنج و کورتون، براساس مصاحبه تکمیل شد. شغل معلولان شرکت‌کننده در تحقیق به درستی روشن نیست، اما افرادی که از پروتز استفاده نمی‌کردند یا به جز رشته ورزشی اصلی، در سایر فعالیت‌های بدنی نیز فعال بودند، از شرکت در تحقیق منع شدند. سپس با هماهنگی مرکز تراکم‌سنجی استخوان توس شهر مشهد، در ۳ نوبت از شرکت‌کنندگان عکس‌برداری با روش DEXA انجام گرفت. پس از جمع‌آوری اطلاعات، با استفاده از روش تحلیل واریانس یکطرفه و آزمون تعقیبی توکی، مقایسه گروه‌ها صورت گرفت و نتایج استخراج شد. معنی‌دار بودن تفاوت بین گروه‌ها در صورتی پذیرفته شد که $P < 0.05$ باشد.

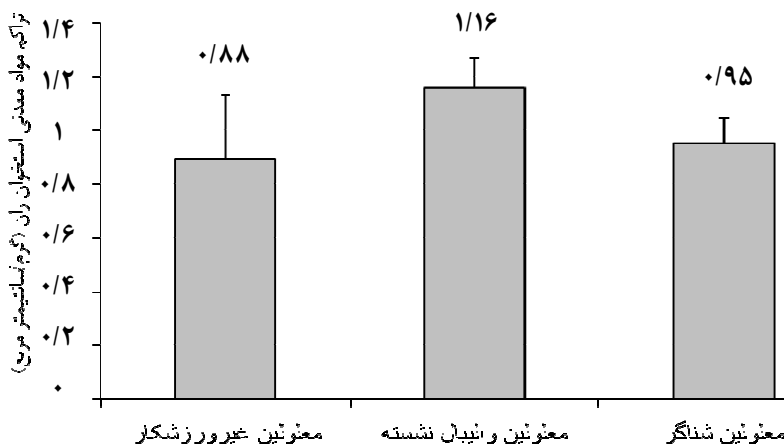
یافته‌های پژوهش

مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌ها در جدول ۱ آورده شده است. براساس نتایج آزمون آنالیز واریانس، مشخصات دموگرافیک سه گروه تفاوت معنی‌داری ندارد (جدول ۱).

جدول ۱. میانگین و انحراف معیار مشخصات دموگرافیک معلولان شرکت‌کننده در تحقیق

P	معلولان غیرورزشکار	معلولان والیبال نشسته	معلولان شناگر	متغیرها
۰/۸۵	۳۸±۱/۰۹	۳۶±۲	۳۷±۱/۰۸	سن (سال)
۰/۸۴	۱۷۵±۱/۰۸	۱۷۶±۱/۴۴	۱۷۴±۱/۳۳	قد (سانتی‌متر)
۰/۸۵	۸۱±۱/۳۳	۷۹±۱/۰۵	۸۰±۱/۰۸	وزن (کیلوگرم)
۰/۷۲	۲۶/۴۷±۲/۱۳	۲۵/۵۶±۱/۰۳	۲۶/۴۹±۱/۲۷	شاخص توده بدن (کیلوگرم/مترمربع)

در نمودار ۱ نتایج آزمون تحلیل واریانس در مورد مقایسه تراکم مواد معدنی استخوان ران معلولان ورزشکار (شناگر و والیبال نشسته) و غیرورزشکار آورده شده است.



نمودار ۱. تراکم مواد معدنی استخوان ران معلولان شرکت‌کننده

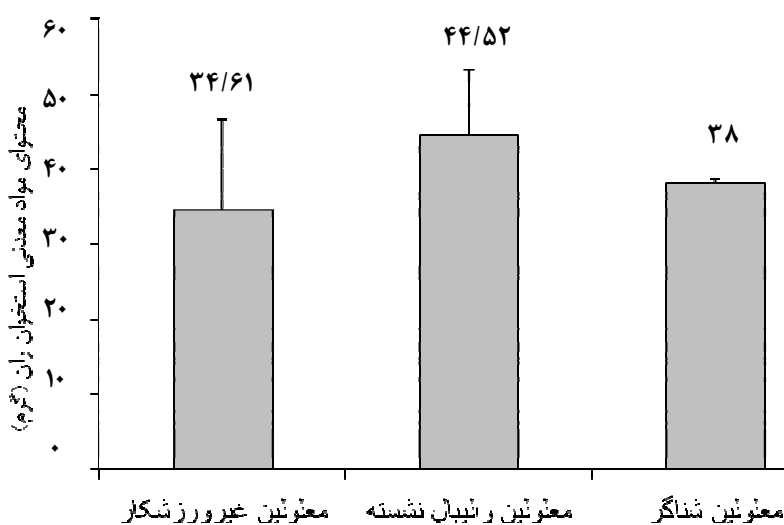
چون براساس نتایج آزمون تحلیل واریانس، بین تراکم مواد معدنی استخوان ران سه گروه تفاوت آماری معنی‌داری ($F=۵/۳۰$ و $P<۰/۰۱$) وجود داشت، آزمون تعقیبی توکی (جدول ۲) به

اجرا درآمد و مشخص شد که تراکم مواد معدنی استخوان ران معلولان والیبال نشسته از معلولان شناگر ($P < 0/03$) و غیرورزشکار ($P < 0/04$)؛ و تراکم مواد معدنی استخوان ران معلولان شناگر از همتایان غیرورزشکارشان به طور معنی داری ($P < 0/01$) بیشتر است.

جدول ۲. نتایج آزمون تعقیبی توکی در مورد مقایسه تراکم مواد معدنی استخوان ران شرکت کنندگان

متغیر وابسته	گروه‌ها	تفاوت میانگین‌ها	خطای استاندارد	مقدار P
تراکم مواد معدنی	والیبال نشسته	غیرورزشکار	۰/۱۷-	۰/۰۴
	والیبال نشسته	شناگر	۰/۰۴	۰/۰۳
	غیرورزشکار	شناگر	۰/۲۲	۰/۰۱

براساس نتایج آزمون تحلیل واریانس در مورد مقایسه محتوای مواد معدنی معلولان ورزشکار (شناگر و والیبال نشسته) و غیرورزشکار بین محتوای مواد معدنی استخوان ران سه گروه نیز تفاوت آماری معنی داری ($F=3/10$ و $P < 0/04$) وجود دارد (نمودار ۲).



نمودار ۲. محتوای مواد معدنی استخوان ران معلولان شرکت کننده در تحقیق

نتایج آزمون تعقیبی توکی (جدول ۳) نشان می‌دهد که محتوای مواد معدنی استخوان ران معلولان والیبال نشسته از معلولان شناگر ($P < 0/02$) و غیرورزشکار ($P < 0/04$)؛ و محتوای مواد معدنی استخوان ران معلولان شناگر از همتایان غیرورزشکارشان ($P < 0/03$) به‌طور معنی‌دار بیشتر است.

جدول ۳. نتایج آزمون تعقیبی توکی در مورد مقایسه محتوای مواد معدنی استخوان ران شرکت‌کنندگان

مقدار P	خطای استاندارد	تفاوت میانگین‌ها	گروه‌ها	متغیر وابسته
۰/۰۲	۳/۸۴	-۵/۹۰	غیرورزشکار	والیبال نشسته
۰/۰۴	۳/۸۴	-۳/۴۲	شناگر	والیبال نشسته
۰/۰۳	۳/۸۴	۹/۳۳	شناگر	غیرورزشکار

بحث و نتیجه‌گیری

نتیجه‌ی اساسی و مهم تحقیق حاضر این است که تراکم و محتوای مواد معدنی استخوان ران در افراد ورزشکار معلول رشته‌ی والیبال نشسته و شنا، از معلولان غیرورزشکار بیشتر است. براساس اطلاعات موجود، تحقیقات اندکی درباره‌ی معلولان انجام گرفته و امکان مقایسه‌ی کامل نتایج وجود ندارد. با مقایسه‌ی تراکم مواد معدنی ورزشکاران رشته‌های بسکتبال، وزنه‌برداری، شنا و معلولان آسیب نخاعی کم‌تحرك، نشان داده شده که هیچ تفاوت معناداری در تراکم استخوانی بین این گروه‌ها وجود ندارد. به‌عبارت دیگر، تراکم استخوانی ورزشکاران جانباز و معلول دچار آسیب نخاعی، تفاوت چندانی از نظر آماری با افراد هم‌نوع غیرورزشکارشان نداشته است (۲۰). همین‌طور، تفاوت چندانی در تراکم مواد معدنی استخوان ورزشکاران ویلچری با گروه ورزشکاران رشته‌ی بسکتبال، دوومیدانی و تنیس مشاهده نشده است (۱۹). گزارش‌های یادشده دال بر آن است که یا تراکم استخوانی معلولان ورزشکار در رشته‌های مختلف تفاوتی ندارد، یا مشابه افراد غیرورزشکار است. با این‌حال، گزارش شده است که تراکم مواد معدنی استخوان معلولان ورزشکار در قسمت‌های فلج‌شده از سایر بخش‌های بدنی آنان کمتر نیست، ولی اما در مقایسه با ورزشکاران سالم، کمتر است (۲۱). اثر تمرین بر تراکم مواد معدنی استخوان بسکتبالیست‌های ویلچری و مقایسه‌ی آن با افراد سالم غیرورزشکار نشان داده که تمرین تراکم استخوانی معلولان را از افراد سالم غیرورزشکار بیشتر می‌کند (۲۲). این یافته‌ها دال بر آن است که کم‌حرکی ناشی از معلولیت، تراکم استخوانی را کاهش می‌دهد؛ اما این افراد با تمرین و فعالیت بدنی می‌توانند حتی از افراد که ورزش نمی‌کنند، وضعیت استخوانی بهتری به‌دست

آورند. نتایج تحقیق حاضر نشان از آن دارد که معلولان ورزشکار رشته والیبال نشسته و شنا، از افراد هم‌نوع غیرورزشکار خود وضعیت استخوانی بهتری دارند و کمتر در معرض پوکی استخوان هستند. شاید علت مغایرت در نتایج، نوع، مقدار یا سطح فعالیت هفتگی معلولان در تحقیقات مختلف باشد، زیرا تحقیقات نشان داده‌اند که شدت تمرین، عامل مهم‌تری نسبت به مدت تمرینات در زمینه تأثیر آن بر تراکم استخوان‌هاست (۴). از طرف دیگر، ورزش‌های اعمال‌کننده فشارهای شدید کوتاه‌مدت (مانند وزنه‌برداری) از ورزش‌های استقامتی درازمدت (مانند شنا، دوچرخه‌سواری و پیاده‌روی)، در سنتز استخوان مؤثرتر تشخیص داده شده‌اند (۲۳، ۲۴). در تحقیق حاضر، معلولان شرکت‌کننده از ورزشکاران ورزیده عضو تیم‌های ملی و باشگاهی با حداقل ۷ سال سابقه فعالیت ورزشی منظم بوده‌اند و احتمالاً همین موضوع موجب شده محتوا و تراکم استخوانی آنها به مراتب از معلولان غیرورزشکار بهتر باشد.

پژوهش‌ها نشان می‌دهند که فعالیت‌های مستلزم تحمل وزن، در مقایسه با گروه کنترل که فقط تمرینات ساده کششی انجام می‌دهند، تأثیر بیشتری بر تراکم استخوانی دارند (۲۵). تحقیقات متعددی نیز تأثیر بیشتر ورزش‌های با تحمل وزن را در مقایسه با ورزش‌های بدون تحمل وزن، گزارش کرده‌اند (۹-۷، ۵). نتایج یادشده با بررسی افراد سالم به دست آمده‌اند، اما با نتایج تحقیق حاضر مبنی بر تأثیر کلی ورزش بر جلوگیری از پوکی استخوان و تأثیر بهتر ورزش‌های با تحمل وزن (والیبال نشسته) در این خصوص، همخوانی دارند. به نظر کان و همکاران (۲۰۰۶)، زیاد بودن تراکم مواد معدنی استخوان در اندام‌هایی که متحمل وزن بدن می‌شوند، به دلیل بار مکانیکی است که در حین فعالیت ورزشی به آنها وارد می‌شود. این بار مکانیکی، سبب ایجاد کشش و تغییراتی در استخوان می‌شود که اگر کشش مذکور در ورزش‌هایی مثل شنا تجربه نشود، سلول‌های استخوانی در آن ناحیه تحریک نمی‌شود و در نتیجه تراکم مواد معدنی استخوان کاهش می‌یابد (۶). در همین راستا مشخص شده که در ورزشکاران ورزش‌های تماسی تراکم مواد معدنی از هم‌ردیفان غیرورزشی آنان بیشتر است (۲۶)، در حالی که ورزش‌های غیرتماسی خاصیت استئوژنیک (استخوان‌سازی) کمتری دارند (۷). برای مثال، در وزنه‌بردارها، ژیمناست‌ها و بسکتبالیست‌ها، تراکم مواد معدنی استخوان از هم‌ردیفان غیرورزشی بیشتر و در دوندگان استقامت (۲۷) و دوچرخه‌سوارها (۹)، کمتر است. به نظر می‌رسد که تماس با زمین و شوکی که از طرف آن به بدن وارد می‌شود، عاملی مهم در جذب کلسیم و در نهایت افزایش تراکم مواد معدنی استخوان است. یک عامل مهم دیگر شدت فعالیت بدنی و طولانی بودن دوره تمرین بدنی برای تأثیر مطلوب بر تراکم و محتوای مواد معدنی استخوان است. در همین زمینه نشان داده شده است که سطح بالای تمرین بدنی و

تمرین از دوران جوانی آثار مفیدی بر توسعه توده عضله، تراکم و محتوای مواد معدنی استخوان زنان ورزشکار دارد (۲۸). در تحقیق حاضر نیز معلولان ورزشکار، حداقل ۷ سال سابقه فعالیت در رشته ورزشی خود داشتند و دیدیم که این دوره طولانی تمرین، بر محتوا و تراکم استخوانی آنان اثر مطلوب داشته است.

در تحقیق حاضر مشاهده شد که معلولان شناگر، تراکم و محتوای مواد معدنی بیشتری، از معلولان غیرورزشکار دارند. این موضوع را هانت (۲۰۰۵)، درمان^۱ و همکاران (۲۰۰۸) و فالک^۲ و همکاران (۲۰۰۴) نیز تأیید کرده‌اند (۱۲،۲۹،۳۰)؛ اما اکثر تحقیقات نشان می‌دهند که ورزش‌های بدون تحمل وزن بر تراکم استخوانی و جلوگیری از پوکی استخوان تأثیر مطلوب و لازم ندارند. در همین راستا گزارش شده که ورزشکاران نخبه رشته شنا و افراد غیرورزشکار، از نظر تراکم استخوانی با هم تفاوت معنی‌داری ندارند (۳۳-۳۱). حتی در بعضی گزارش‌ها آمده است که ورزشکاران رشته‌های بدون تحمل وزن از تراکم استخوانی کمتری در مقایسه با غیرورزشکاران برخوردارند. مک‌کولوچ و همکاران (۱۹۹۲) نشان داده‌اند که تراکم مواد معدنی استخوان در شناگران نسبت به فوتبالیست‌ها و غیرورزشکاران کمتر است (۱۴). در تحقیقات دیگر تأکید شده است که تراکم مواد معدنی استخوان در شناگران کمتر از غیرورزشکاران است (نیکولز و همکاران، ۲۰۰۳؛ دونکن و همکاران ۲۰۰۵ (۹،۱۵)). هر چند نتیجه تحقیقات دال بر روی آوردن به ورزش‌های با تحمل وزن در مقایسه با رشته‌هایی مانند شناست، برای معلولان بنا به وضعیت جسمانی خاص و متفاوت با افراد سالم، شنا بسیار ساده‌تر و امکان‌پذیرتر است. از طرف دیگر، معلولیت، خود، با کم‌تحركی شدید و گوشه‌گیری همراه است. از این‌رو حتی با پرداختن به ورزش‌هایی مانند شنا، وضعیت توده و تراکم استخوانی معلولان بهتر از حالتی خواهد بود که غیرفعال باشند و نتایج تحقیق حاضر به‌وضوح این موضوع را نشان داد.

سطح فعالیت هفتگی، شدت و مدت پرداختن به ورزش، عاملی تاثیرگذار و حیاتی بر سازگاری بافت استخوانی است (۳۴) و همین موضوع ممکن است به نتایج متفاوت در تحقیقات، منجر شود. تحقیقات بر طولانی بودن مدت تمرین (بیش از ۶ ماه) و تکرار کافی تمرینات ورزشی برای اثربخشی مفید بر تراکم استخوانی تأکید دارند (۳۵). حتی در مورد نوع و نحوه اجرای تمرینات بدنی، بر تماس زیاد ورزشکار با زمین برای تأثیر مکانیکی بهتر عضله بر بافت استخوانی تأکید شده است (۳۶). تأکید شده که ورزش‌های با تحمل وزن، ۳ تا ۵ بار در هفته و ورزش‌های مقاومتی ۲ تا ۳ بار در هفته اجرا شوند، تا تأثیر مطلوب بر بافت استخوانی میسر

-
1. Dereman
 2. Falk

شود (۳۵). به نظر می‌رسد در مورد معلولان هر گاه تمرین منظم بدنی همراه با تحمل وزن بدن (مانند والیبال نشسته) یا بدون تحمل وزن بدن (مانند شنا) در طول دوره طولانی به اجرا درآید، در افزایش توده و تراکم استخوانی موثر خواهد بود؛ هر چند، تحقیقات بیشتر با در نظر گرفتن درجه و شدت معلولیت و کنترل شدت و بار تمرین، ضروری به نظر می‌رسد. در تحقیقاتی که تاکنون به عمل آمده، بر تأثیر مطلوب تمرینات ورزشی، به ویژه تمرینات با تحمل وزن، بر افزایش محتوا و تراکم استخوانی تأکید شده است. در مورد معلولان نیز گزارش‌ها دال بر آن است که معلولان ورزشکار (ویلچری و غیرویلچری) وضعیت استخوانی بهتری از معلولان غیرورزشکار و حتی افراد سالم غیرورزشکار دارند. در تحقیق حاضر که به مقایسه وضعیت استخوانی معلولان ورزشکار رشته‌های والیبال نشسته و شنا با معلولان غیرورزشکار پرداخته شد، نه تنها موضوع اثر ورزش‌های با تحمل وزن (والیبال نشسته) تأیید شد، بلکه مشخص شد که با پرداختن طولانی مدت به ورزش شنا- به عنوان یک رشته بدون تحمل وزن- نیز وضعیت استخوانی معلولان بهبود می‌یابد و با توجه به بیشتر بودن تراکم و محتوای مواد معدنی استخوان در معلولان والیبالیست، توصیه می‌شود براساس شدت و نوع معلولیت، به ورزش‌های با تحمل وزن بیشتر پرداخته شود.

منابع:

۱. ابوالحسنی، فرید؛ سلطانی، اکبر؛ محمدی، مزگان (۱۳۸۳). بار بیماری استئوپروز در ایران در سال ۱۳۸۰، فصلنامه باروری و ناباروری، زمستان، ۳۶-۲۶.
2. Francis, R.M., Aspray, T.J., Hide, G., Sutcliffe A.M., Wilkinson P. (2008). Back pain in osteoporotic vertebral fractures. *Osteoporos Int*, 19 (7): 895-903.
3. WHO. Increasing fruit and vegetable consumption to prevent chronic disease has profound implications for global food production. WHO Press Release, 10 January 2003.
۵. غفوریان، مریم (۱۳۸۷). "پیشگیری، کنترل و درمان پوکی استخوان". انتشارات سخن گستر، چاپ اول، ۱۵-۱۳.
6. Shabani, M. (2007). Bone mineral density in elite cyclists. PHD thesis in University of Picardie Jules Verne in French, December 2007.
7. Kun, Z., Greenfield, H., Xuegin, D., & fraser, D.F. (2006). Improvement of bone health in childhood and adolescence. *Nutrition Research Rreviews*, 14:119-151.

8. Heinonen, A., Oja, P., Kannus, P., Sievänen, H., Mäntäri, A., Vuori, I. (1993). Bone mineral density of female athletes in different sports. *Bone Mineral*, 1993, 23: 1-14.
9. Magkos, F., Kavouras, S.A., Yannakoulia, M., Karipidou, M., Sidossi, S., Sidossis, L.S. (2007). The bone response to non-weight-bearing exercise in sport-, site-, and sex-specific. *Clin J Sport Med*, 17(2):123-128.
10. Nichols, J.F., Palmer, J.E., Levy, S.S. (2003). Low bone mineral density in highly trained male master cyclists. *Osteoporos Int*, 14: 644 – 649.
11. Yung, P.S., Lai, Y.M., Tug, P.Y., Tsui, H.T., Wong, C.K., Hung, V.W.Y., & Qin, L. (2005). Effect of weight bearing and non – weight bearing on bone properties using calcaneal Quantitative ultrasound. *British Journal of Sport Medicine* , 39:547-551.
12. Nichols, J.F., Spindler, A.A., LaFave, K.L., & Sartoris, D.J. (1995). A comparison of bone mineral density and hormone status of periadolescent gymnasts, swimmers, and controls. *Medicine, Exercise , Nutrition, and Health*,4:101-106.
13. Hunt , K.M. (2005). Bone mineral density in children and adolescents: A comparative study of swimmers and non-athletes. PHD thesis in The University of Memphis.
14. Fehling, PC., Alekel, L., Clasey, J., Rector, A., Stillman, R.J. (1995). A comparison of bone mineral densities among female athletes in impact loading and active loading sport. *Bone*, 17: 205-210.
15. McCulloch, R.G., Bailey, D.A., Whalen, R.L., Houston, CS., Faulkner, R.A., and Craven, B.R. (1992). Bone density and bone mineral content of adolescent soccer athletes and competitive swimmers. *Pediatric Exercise Science Nov : Vol. 4 , Issue 4: 319-330.*
16. Duncan, C.S., Blimkie, C.J.R., Cowell, C.T., Burke, Briody., & Howman-Giles, R. (2005). Bone mineral density in adolescent female athletes: Relationship to exercise type and muscle strength. *Medicine and Science in Sport and Exercise* , 34:286-294.

۱۷. کاشی، عباس (۱۳۸۷). پوکی استخوان و ضایعۀ نخاعی. انتشارات مرکز ضایعات نخاعی جانبازان، برگرفته از مجموعه مقالات ارتقای سطح سلامتی و پیشگیری از عوارض از طریق فعالیت‌های ورزشی، سایت <http://www.spinalcord.org>.

۱۸. حاج میر فتاح، فاطمه؛ نوروزیان، منیژه (۱۳۷۲). "ورزش معلولان". دوره کاردانی تربیت معلم، رشته تربیت بدنی. دفتر تحقیقات و برنامه‌ریزی و تالیف، انتشارات شرکت چاپ و نشر ایران.

۱۹. شجاعی، هادی؛ سروش، محمدرضا؛ مدیریان، احسان (۱۳۸۵). بررسی میزان شیوع پوکی استخوان در جانبازان ضایعه نخاعی. پژوهشکده مهندسی و علوم، نشریه پیام آموزشی، شماره اول.
20. Kimiko, Miyahara., Da-Hong, W., Keiko, M., Kayo, T., Nobuyuki, M., & et al. (2008). Effect sports activity on bone mineral density in wheelchair athletes. DOI 10.1007/s00774-007-0789-1, Pages 101-106.
۲۱. سلامت، محمدرضا (۱۳۸۸). مقایسه تراکم مواد معدنی استخوان جانبازان نخاعی ورزشکار و غیر ورزشکار، سرپرستی پایان نامه‌های OFIS، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان.
22. Maruyama, K., Nakumura, K., Nashimoto, M., Kitamoto, F., Oyama, M. (2009). Bone fracture in physically disabled children attending schools for handicapped children in Japan. DOI 10.1007/s12199-009-0121-x.
23. Tukey, A., Karam, J.H., Lamb, W.H. (2005). Effect of sports activity on bone mineral density in wheelchair athletes. *Medicine, Exercise, Nutrition and Health*, 4:141-146.
24. Conroy, B.P., Kraemer, W.J., Maresh, C.M., Fleck, S.J., Stone, M.H., Fry, A.C., Miller, P.D., and Dalsky, G.P. (1993). Bone mineral density in elite junior olympic weightlifters. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 25 (10): 1103-1109.
25. Sabo, D., Bernd, L., Pfeil, J., Reiter, A. (1996). Bone quality in the lumbar spine in high-performance athletes. *European Spine Journal*, 5(4): 258-263.
26. Andreoli, A., Monteleone, M., Van Loan, M. Promenzio, L., Tarantino, U., De Lorenzo, A. (2001). Effects of different sports on bone density and muscle mass in highly trained athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(4): 507-511.
27. Kemmler, W., Engelke, K., Baumann, H. Beeskow, C., Von Stengel, S., Weineck, J., et al. (2006). Bone status in elite male runners. *European Journal of Applied Physiology*, 96(1): 78-85.
28. Bilanin, J.E., Blanchard, M.S., Russek-Cohen, E. (1989). Lower vertebral bone density in male long distance runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 21(1): 66-70.
29. Aneroli, M., Celi M., Volpe, S.L., Sorge, R., Tarantino, U. (2011). Pausal - term effect of exercise on bone mineral density and body composition in post-menopausal in ex-elite athletes: a retrospective study. *European Journal of Clinical Nutrition*. DOI: 10.1038/ejcn. 2011. 104.
30. Dereman, orhan., Cinemre, A., kanbur, N., Dogan, M., kilic, M., & Karaduman, E. (2008). Effect of swimming of bone metabolism in adolescent. *Turkish Journal of Pediatrics*. 50:149-154.

31. Falk, B., Bronshtein, Z., Zigle, L., Constantini, N., Eliakim, A. (2004). Higher tibia quantitative ultrasound in young female swimmers. *British Journal of Sport Medicine*, 38: 461-465 .
32. Taaffe, D.R., Snow-Harter, C., Connolly, D.A., Robinson, T.L., Brown, M.D., & Marcus, R. (1995). Different effects of swimming versus weight-bearing activity on bone mineral status of eumenorrheic athletes. *Jornal of Bone and Mineral Research*, 10:586-593.
33. Cassell, C., Benedict, M., & Specker, B. (1996). Bone mineral density in elite 7- to 9 - yr - old female gymnasts and swimmers. *Medicine and Science in sports and Exercise* , 28:1243-1246.
34. Courteix, D., Lespessailles, E., Peres, S.L., Obert, P., Germain, P., Benhamou, C.L. (1998). Effect of physical training on bone mineral density in prepubertal girls: a comparative study between impact-loading and non-impact-loading sports. *Osteoporos Int*, 8:152-1588.
35. Gracia-Marco, L., Vicente-Rodríguez, G., Casajús, J.A., Molnar, D., Castillo, M.J., Moreno, L.A. (2011). Effects of fitness and physical activity on bone mass in adolescents: the HELENA study. *European Journal of Applied Physiology*, Volume 111, Number 11, 2671-2680, DOI: 10.1007/s00421-011-1897-0
36. Bailey, C.A., Brooke-Wavell, K. (2010). Optimum frequency of exercise for bone health: Randomised controlled trial of a high-impact unilateral intervention. *Bone*, 46:1043–1049.
37. Douthwaite, J.N., Rosenbaum, P.F., Scerpella, T.A. (2011). Mechanical loading during growth is associated with plane-specific differences in vertebral geometry: A cross-sectional analysis comparing artistic gymnasts vs. non-gymnasts. *Bone*, 49:1046–1054.

اثر خستگی خم‌کننده و بازکننده‌های ران و مچ پا بر تعادل پویای فوتبالیست‌های مرد

کامران جوهری^۱، حیدر صادقی^۲، سیدصدرالدین شجاع‌الدین^۳

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۱۲/۲۱

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۵/۲۲

چکیده

با توجه به رابطه خستگی عضلانی با تعادل پویا که جزء تفکیک‌ناپذیر فعالیت‌های روزمره و ورزشی است، هدف از اجرای این تحقیق، بررسی تأثیر خستگی خم‌کننده و بازکننده‌های ران و مچ پا بر تعادل پویای فوتبالیست‌های مرد بود. ۲۰ دانشجوی مرد فوتبالیست رشته تربیت بدنی و علوم ورزشی که هفته‌ای ۳ بار در تمرینات تیم فوتبال دانشگاه شرکت داشتند، با میانگین و انحراف استاندارد سنی $20/24 \pm 0/73$ سال، قد $170/27 \pm 4/28$ سانتی‌متر و وزن $67/38 \pm 9/24$ کیلوگرم، بدون سابقه آسیب در اندام تحتانی، داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. برای برآورد تعادل پویای آزمودنی‌ها، پس از گرم کردن مختصر (۱۰-۵ دقیقه کشش و دو نرم)، از آزمون تعادل ستاره (SEBT) در هشت جهت استفاده شد. به منظور ایجاد خستگی در عضلات خم‌کننده و بازکننده‌های ران و مچ پای آزمودنی‌ها، از دینامومتر ایزوکینتیک بایودکس استفاده شد. آزمون در دو جلسه صورت گرفت که ترتیب آنها بر اساس محل و صفحه حرکتی به صورت تصادفی انتخاب شد. در هر یک از جلسات، خستگی در یکی از گروه‌های عضلانی خم‌کننده/بازکننده مفصل ران و خم‌کننده/بازکننده مچ پا، به صورت انقباض‌های مکرر تا رسیدن به ۵۰ درصد گشتاور حداکثر اولیه، با فاصله ۷۲ ساعت و تا حد ممکن در شرایط مساوی اعمال شد. پس از اجرای برنامه خستگی، پس از آزمون SEBT به عمل آمد. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از روش‌های آمار توصیفی، آزمون t همبسته و تحلیل واریانس (طرح اندازه‌گیری مکرر) در سطح معنی‌داری $P \leq 0/05$ استفاده شد. خستگی ایزوکینتیک عضلات خم‌کننده و بازکننده‌های ران و مچ پا سبب کاهش معنی‌دار فاصله دستیابی در آزمون SEBT شد. ضمن اینکه اعمال برنامه خستگی در عضلات خم‌کننده/بازکننده مفصل ران سبب کاهش بیشتر فاصله دستیابی آزمودنی‌ها نسبت به عضلات خم‌کننده/بازکننده مچ پا شد. با توجه به یافته‌های تحقیق، خستگی عضلات خم‌کننده/بازکننده ران نسبت به خم‌کننده/بازکننده‌های مچ پا در تعادل پویای فوتبالیست‌ها بیشتر اثرگذار است.

کلیدواژه‌های فارسی: خستگی، خم‌کننده و بازکننده‌های ران و مچ پا، تعادل پویا.

۱. کارشناس ارشد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشگاه آزاد اسلامی واحد بوکان (نویسنده مسئول)

Email: k_jovahari@yahoo.com

۲. استاد دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تربیت معلم تهران

Email: sadeghih@yahoo.com

۳. دانشیار دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تربیت معلم تهران

Email: sa_shojaedin@yahoo.com

مقدمه

خستگی از شایع‌ترین احساساتی است که در زندگی روزمره آن را تجربه می‌کنیم، اما به دلیل معانی مختلف آن، از جمله واماندگی، خستگی عضلانی و خستگی روحی، ارائه تعریف کاملی از آن مشکل است (۱). در میان انواع خستگی، خستگی عضلانی ناشی از فعالیت‌های فیزیکی به‌عنوان ناتوانی فرد برای تولید نیروی مورد نیاز یا ناتوانی در حفظ و استمرار نیروی تولیدشده برای فعالیت هدف تعریف می‌شود که در قسمت‌های مختلف ساختارهای کنترل عصبی-عضلانی، از جمله سیستم عصبی مرکزی، کنترل عصبی عضله و خود عضله اتفاق می‌افتد و کاهش کارایی عضلات و افزایش احتمال آسیب‌دیدگی پس از خستگی را موجب می‌شود (۲). براساس تعریف فیتس (۱۹۹۶) خستگی به دو نوع موضعی (محیطی) یا عمومی (مرکزی) تقسیم می‌شود (۳). خستگی موضعی در سطح عضلانی پدید می‌آید و گروهی خاص از عضلات را در برمی‌گیرد که ممکن است موجب بروز اختلالات در محل اتصال عصبی-عضلانی، سازوکارهای تحریک-انقباض، انتشار تحریک توسط لوله‌های عرضی در سارکوپلاسم، آزاد شدن کلسیم و تحریک اجزای انقباضی شود که مسئول تولید نیرو و توان هستند (۳). خستگی عمومی مرتبط با رویدادهای درون‌داد عصبی، به بخش‌های بالای مغز و فراخوانی نوروهای حرکتی آلفا ارتباط دارد و می‌توان گفت به کل بدن و به‌ویژه سیستم عصبی مرکزی مربوط است (۳). از نظر دانشمندان و متخصصان علوم ورزشی، خستگی، عامل اصلی محدودکننده عملکرد انسان محسوب می‌شود (۴). خستگی عضلانی ناشی از فعالیت‌های فیزیکی و روزمره و به‌ویژه در فعالیت‌های ورزشی، پدیده‌ای اجتناب‌ناپذیر است (۵). نظر به اینکه فعالیت‌های فیزیکی روزمره و ورزشی، نیازمند ترکیبی از حفظ تعادل (حفظ موقعیت مناسب بدن و جهت‌یابی فضایی) و اجزای خاص حرکتی (عضلات و مفاصل درگیر در اجرای حرکت هدف) است، تعادل، از شاخص‌های مهم استقلال در اجرای فعالیت‌های روزمره و به‌خصوص فعالیت‌های ورزشی تلقی می‌شود (۶). از آنجا که بیشتر فعالیت‌های ورزشی در محیطی پویا انجام می‌گیرند، تعادل پویا در اجرای مهارت‌های ورزشی اهمیت ویژه‌ای دارد (۷) و عملکرد تمامی رشته‌های ورزشی، از تیراندازی که کمترین جابه‌جایی در آن صورت می‌گیرد تا رشته‌هایی مانند فوتبال که جابه‌جایی سریع همراه با حداکثر تعادل مورد نیاز است، را تحت تأثیر قرار می‌دهد (۸). تعادل، از اجزای اصلی اغلب فعالیت‌های روزمره و عامل مهمی برای عملکرد ورزشی ورزشکاران است (۹)، تا آنجا که به گفته گامبتا و گری (۲۰۰۰)، تعادل مهم‌ترین عامل در توانایی اجرای ورزشی است (۱۰). شاموی کوک (۲۰۰۱) تعادل را کنترل موقعیت بدن در فضا به‌منظور

دستیابی به پایداری و جهت‌گیری بدن تعریف کرده است (۱۱). از جنبهٔ تئوری، پاناکالیو (۲۰۰۵) تعادل را به دو صورت ایستا (توانایی حفظ مرکز ثقل در محدودهٔ سطح اتکا) و پویا (حرکت فعال مرکز فشار حین ایستادن، راه رفتن یا هر مهارت دیگر) (۹) تعریف می‌کند. از نظر عملیاتی، اولمستد (۲۰۰۴) و گاسکوویچ (۱۹۹۶) تعادل را به صورت ایستا (حفظ یک وضعیت با کمترین حرکت)، نیمه‌پویا (حفظ یک وضعیت درحالی که سطح اتکا جابه‌جا شود) و پویا (حفظ ثبات سطح اتکا در حالی که یک حرکت توصیف‌شده اجرا می‌شود) دسته‌بندی کرده‌اند (۱۲، ۱۳). از نظر بیومکانیکی و عملکردی تعادل پویا را می‌توان تحت عنوان حرکت فعال مرکز فشار در محدودهٔ سطح اتکا و حفظ ثبات سطح اتکا حین اجرای یک تکلیف توصیف‌شده تعریف کرد (۷، ۱۰). برای ارزیابی وضعیت تعادل از روش‌های مختلفی استفاده می‌شود. به‌طور کلی آزمون‌های ارزیابی تعادل به دو دستهٔ عملکردی^۱ (مشابه فعالیت‌ها و مهارت‌های پایه و ورزشی) و غیرعملکردی (بدون شباهت به فعالیت‌های روزانه و مهارت‌های ورزشی) تقسیم می‌شوند (۹). آزمون‌های عملکردی تعادل، عموماً آزمون‌های پویا هستند که توانایی فرد را در حفظ تعادل، زمانی که راه می‌رود، تکلیفی را با حداکثر سرعت ممکن اجرا می‌کند یا عمل دستیابی را با حداکثر فاصلهٔ ممکن انجام می‌دهد، ارزیابی می‌کنند (۱۴، ۱۵). نمونه‌ای از آزمون‌های عملکردی پویا، آزمون تعادلی گردش ستاره^۲ (SEBT) است که گری (۱۹۹۵) برای ارزیابی تعادل پویا آن را معرفی کرد (۱۶). در این آزمون فرد باید تعادل خود را روی یک پا بدون درگیر شدن سطح اتکا و به‌هم‌خوردن تعادل حفظ کند، در حالی که با پای دیگر عمل دستیابی را با کسب حداکثر فاصله در هشت جهت انجام می‌دهد (۱۷). هدف از اجرای عمل دستیابی در SEBT، حفظ تعادل، هنگام ایجاد حداکثر اختلال در موازنهٔ بدن و توانایی برگشت به حالت موازنه (حرکت فعال COP) است (۱۳). ریتی (۲۰۰۲) و اولمستد (۲۰۰۳)، نتیجه‌گیری کردند که SEBT آزمونی ساده، ارزان، سریع و دارای روایی ۰/۷۹ تا ۰/۹۱ و پایایی بین آزمونگری (۰/۷۸-۰/۹۶) و درون آزمونگری (۰/۸۱-۰/۹۳) است که به تجهیزات مخصوص نیاز ندارد و توانایی عملکردهای حرکتی، اجراهای عملکردی اندام‌های تحتانی در جهت‌های مختلف و کنترل تعادل پویا را نشان می‌دهد. به‌همین دلیل، استفاده از آزمون SEBT نسبت به دیگر روش‌های ارزیابی کنترل قامت و تعادل پویا مناسب‌تر به نظر می‌رسد (۷).

با توجه به ارتباط اجرای مهارت‌های ورزشی و حفظ تعادل و همچنین اثر کاهش تعادل بر افزایش احتمال آسیب (۵، ۱۸)، بررسی عوامل موثر بر تغییرات تعادل پویا، از جمله خستگی

1. Functional

2. Star Excursion Balance Test

مورد توجه محققان قرار گرفته است (۲۱-۱۹). یاگی و همکاران (۲۰۰۲) در تحقیقی، اثر خستگی ایزوکنتیک عضلات مفصل مچ پا را بر تعادل پویا بررسی کردند که نتایج تحقیق آنها نشان‌دهنده کاهش توانایی تعادل پس از اعمال خستگی در عضلات یادشده بوده است (۱۹). ویلروم و همکاران (۲۰۰۶) نیز در تحقیق خود با عنوان تأثیر خستگی عضلات خلفی ساق پا بر تعادل پویا، تأثیر معنی‌دار خستگی عضلات ناحیه ساق پا بر کاهش تعادل پویا را تایید کردند (۲۰). نیکولاس و همکاران (۲۰۰۷) به بررسی اثر خستگی عضلات بازکننده ستون فقرات بر کنترل پاسچر پرداختند. نتایج تحقیقات آنها نیز نشان‌دهنده افزایش نوسان‌های COP پس از اعمال خستگی است (۲۱).

فوتبال از ورزش‌های پرطرفدار در سراسر دنیاست. ۲۶۵ میلیون فوتبالیست در جهان فعالیت می‌کنند. بر اساس آخرین آمار فدراسیون بین‌المللی فوتبال (FIFA)، ۱۰ تا ۵۰ آسیب به ازای ۱۰۰۰ ساعت بازی فوتبال رخ می‌دهد (۲۲). در سال‌های گذشته چندین تحقیق در زمینه ارتباط زمان صدمه‌دیدگی و خستگی منتشر شده است. برای مثال مک‌هیو^۱ و همکاران (۲۰۰۷)، ۷۶ درصد آسیب‌ها را در نیمه دوم مسابقه یا بازی فوتبال گزارش کرده‌اند (۲). همچنین مک‌گوین^۲ و همکاران (۲۰۰۰) در یک تحقیق آینده‌نگر، ارتباط میان تعادل و ضایعه مچ پا را در ۲۱۰ بسکتبالیست بررسی کردند و دریافتند افرادی که افزایش نوسان قامت را تجربه می‌کنند، بیش از هفت برابر افراد دارای تعادل طبیعی، دچار پیچ‌خوردگی پا می‌شوند (۲۳). به‌طور کلی تحقیقات اپیدمیولوژیک نشان داده‌اند که در ورزش، شایع‌ترین زمان برای آسیب‌دیدگی اواخر بازی است، یعنی زمانی که ورزشکار خسته است (۶). از جمله مفاصلی که بیشترین آسیب‌دیدگی را در ورزش به خود اختصاص می‌دهد، مچ پا است که حدود ۱۰ تا ۲۸ درصد از کل آسیب‌دیدگی‌های ورزشی را شامل می‌شود (۲۴). مچ پا، از مفاصلی است که نقش مهمی در کنترل تعادل دارد (۲۵). ممکن است درصد زیاد آسیب‌دیدگی در اندام تحتانی به‌ویژه مچ پا، در نتیجه اختلال در قدرت یا تعادل و نقص در پایداری باشد. ورزشکارانی که پایداری بهتری دارند، کمتر دچار آسیب‌دیدگی می‌شوند (۲۶).

نتایج تحقیقات در این زمینه حاکی از آن است که بیشتر آسیب‌های ورزشی در هنگام خستگی و عدم تعادل بروز می‌کند، به‌ویژه در رشته‌های ورزشی چون فوتبال که تحمل وزن بدن بر روی اندام‌های تحتانی است. آسیب‌های مچ پا، از رایج‌ترین صدمات در میان فوتبالیست‌هاست (۲۷) و هزینه درمان این آسیب‌ها نیز بسیار هنگفت است (دو بلیون دلار در سال) (۲۸)؛ از

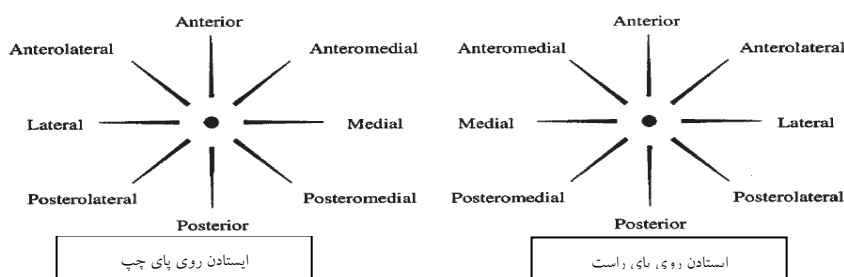
1. Mc Hugh
2. Mc Guine

طرفی بیشتر تحقیقات تأثیر خستگی عضلانی را بر حس عمقی و کنترل عصبی-عضلانی نشان داده‌اند (۱۲) و در تحقیقات اندکی، از انقباض‌های دینامیک برای بررسی تأثیر خستگی عضلانی بر تعادل پویا براساس یک آزمون عملکردی استفاده شده است. با فرض اینکه خستگی عضلات خم‌کننده و بازکننده‌های مفصل ران و مچ پا بر تعادل پویای فرد اثرگذار است و می‌تواند زمینه‌ساز بروز آسیب شود، هدف از این تحقیق، بررسی تأثیر خستگی عضلات خم‌کننده و بازکننده‌های ران و مچ پا بر تعادل پویای دانشجویان فوتبالیست مرد بود.

روش‌شناسی پژوهش

تحقیق از نوع نیمه‌تجربی بود که در آن تأثیر متغیر مستقل اعمال برنامه‌خستگی بر عضلات خم‌کننده و بازکننده‌های ران و مچ پا بر متغیر وابسته تعادل پویا از طریق اجرای پیش‌آزمون-پس‌آزمون اندازه‌گیری شد. ۲۰ دانشجوی فوتبالیست مرد رشته تربیت بدنی و علوم ورزشی با میانگین و انحراف استاندارد سنی $20/24 \pm 0/73$ سال، قد $170/27 \pm 4/28$ سانتی‌متر و وزن $67/38 \pm 9/24$ کیلوگرم، بدون سابقه آسیب‌دیدگی در اندام تحتانی که سه جلسه در هفته به تمرینات فوتبال در تیم دانشگاه می‌پرداختند، داوطلبانه به‌عنوان آزمودنی در این تحقیق شرکت کردند.

برای ارزیابی تعادل پویا از آزمون SEBT استفاده شد. با توجه به پروتکل استاندارد این آزمون هشت جهت با زاویه ۴۵ درجه نسبت به یکدیگر به‌صورت ستاره روی زمین رسم شد و به‌منظور اجرای این آزمون و نیز نرمال کردن اطلاعات، طول واقعی پا یعنی از خار خارصه فوقانی قدامی تا قوزک داخلی اندازه‌گیری شد. پس از توضیحات آزمونگر در خصوص نحوه اجرای آزمون، هر آزمودنی شش بار آزمون را تمرین کرد تا روش اجرا را فرا گیرد. قبل از شروع آزمون، پای برتر آزمودنی‌ها تعیین شد تا در صورت برتر بودن پای راست، آزمون در خلاف جهت عقربه‌های ساعت و در صورت برتر بودن پای چپ، در جهت عقربه‌های ساعت انجام گیرد (شکل ۱) (۷، ۲۹، ۳۰).



شکل ۱. نمای کلی SEBT

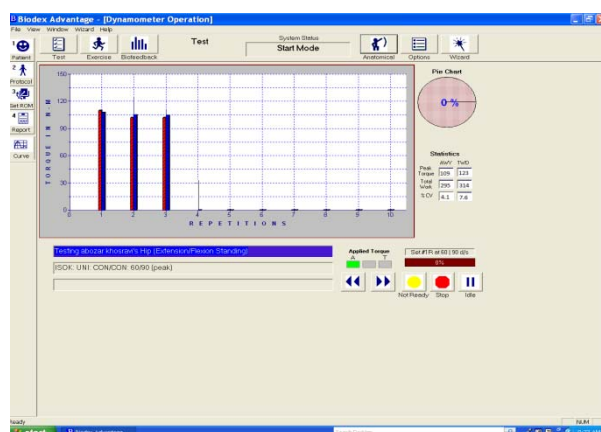
روش آزمون به این صورت بود که آزمودنی با پای برتر (به صورت تک پا) در مرکز ستاره ایستاد و تا آنجا که مرتکب خطا نشود (پا از مرکز ستاره حرکت نکند، روی پایی که عمل دستیابی انجام می دهد تکیه نکند یا شخص نیفتد) با پای دیگر در جهتی که آزمونگر به صورت تصادفی تعیین می کند، عمل دستیابی را انجام داد و به حالت طبیعی روی دو پا بازگشت. فاصله محل تماس پای آزاد تا مرکز ستاره، فاصله دستیابی است (شکل ۲). هر آزمودنی هر یک از جهت ها را سه بار انجام داد و در نهایت میانگین آنها محاسبه، بر اندازه طول پا (بر حسب سانتی متر) تقسیم و سپس در عدد ۱۰۰ ضرب شد تا فاصله دستیابی بر حسب درصدی از اندازه طول پا به دست آید (۲۸).



شکل ۲. آزمودنی حین اجرای SEBT

برای اعمال خستگی در عضلات خم کننده/بازکننده های ران و مچ پای آزمودنی ها، از دینامومتر ایزوکینتیک بایودکس System4 استفاده شد. برای هر یک از حرکات تاشدن/بازشدن مفصل مچ پا و تاشدن/بازشدن مفصل ران، ابتدا مقدار حداکثر گشتاور ارادی کانسنتریک اندازه گیری شد (شکل ۳) و ۵۰ درصد این مقدار، به عنوان معیار خستگی در نظر گرفته شد. پروتکل ایجاد خستگی عضلانی به این ترتیب بود که افراد، انقباض های کانسنتریک ارادی با حداکثر تلاش را بدون استراحت تا زمانی تکرار می کردند که حداقل برای ۳ تکرار متوالی، گشتاور تولید شده در هر حرکت، به کمتر از ۵۰ درصد حداکثر گشتاور ارادی اولیه همان حرکت برسد (۳۱). پروتکل خستگی به صورت اجرای انقباض های مکرر تا رسیدن به ۵۰ درصد گشتاور حداکثر اولیه در تحقیق حاضر، امکان دستیابی به بازخورد را در حین اجرای پروتکل خستگی فراهم می سازد و

نیز به‌عنوان یک معیار تکرارپذیر و استاندارد شناخته شده است. همچنین به‌کارگیری پروتکل خستگی مذکور در برخی تحقیقات مشابه در گذشته نیز، به تغییر معنی‌دار در شاخص‌های کنترل تعادل منجر شده است (۱۹،۳۲،۳۳).



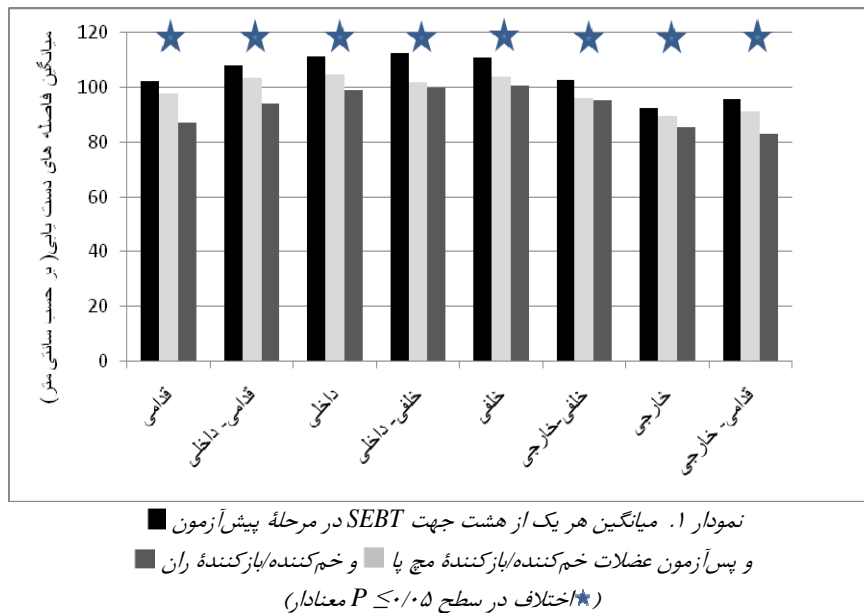
شکل ۳. صفحه عملکردی دینامومتر، نمونه ثبت حداکثر گشتاور تولیدی در ۳ تکرار

در شرایط مشابه آزمودنی‌ها به دو گروه تقسیم شدند و آزمون طی دو هفته اجرا شد. یک روز قبل از اجرای تمرینات خستگی در آزمایشگاه پژوهشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی (محل اجرای پژوهش)، از آزمودنی‌های دو گروه پس از پنج دقیقه گرم کردن (کشش و دو نرم) پیش‌آزمون SEBT در هشت جهت به‌عمل آمد. در روز بعد، خستگی در یکی از گروه‌های عضلانی به‌صورت تصادفی با فاصله ۷۲ ساعت، به‌صورت انقباض‌های مکرر تا رسیدن به ۵۰ درصد گشتاور حداکثر اولیه انجام گرفت، سپس پروتکل خستگی متوقف شد و پس‌آزمون SEBT به‌عمل آمد. طی یک روز فاصله با گروه اول از زمان اتمام آزمون، تمام مراحل آزمون برای گروه دوم به‌طور مشابه اجرا شد.

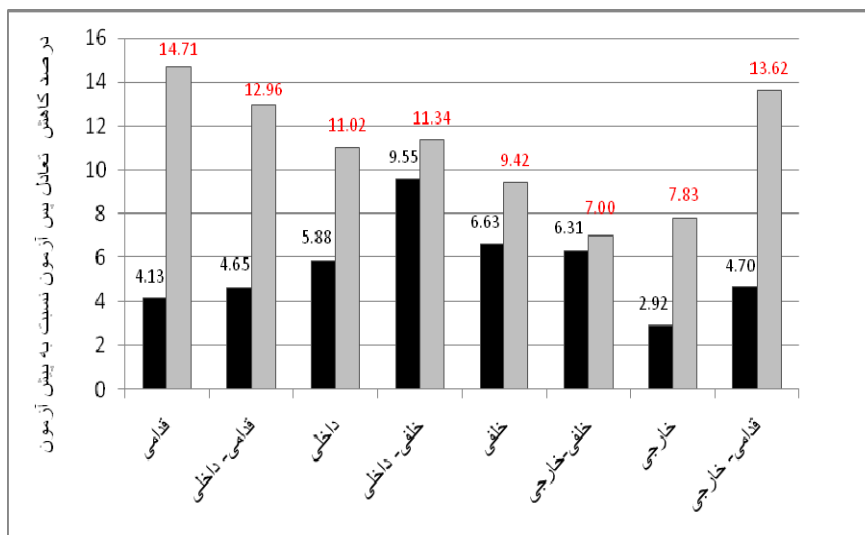
به‌منظور محاسبه میانگین و انحراف استاندارد سن، قد، و وزن آزمودنی‌ها و نیز فاصله دستیابی آنان در هشت جهت SEBT از آمار توصیفی، و برای تعیین معنی‌دار بودن اختلاف فاصله دستیابی در هر گروه پیش و پس از اعمال خستگی از آزمون t همبسته، و برای تعیین اختلاف اثر بین اعمال برنامه خستگی در عضلات خم‌کننده/بازکننده ران و مچ پا و تعادل پویای آزمودنی‌ها (پیش‌آزمون) از آزمون تحلیل واریانس (طرح اندازه‌گیری مکرر) در سطح معنی‌داری $P \leq 0.05$ استفاده شد.

یافته‌های پژوهش

نمودار ۱، نتایج مقایسه میانگین‌های خستگی عضلات خم‌کننده/بازکننده ران و خم‌کننده/بازکننده مفصل مچ پا با میانگین پیش‌آزمون در هر یک از هشت جهت SEBT را نشان می‌دهد. شواهد این نمودار حاکی از تفاوت بین نتایج است، به طوری که در همه هشت جهت فاصله دستیابی در پس‌آزمون عضلات خم‌کننده/بازکننده ران و خم‌کننده/بازکننده مفصل مچ پا نسبت به پیش‌آزمون کمتر بوده و از نظر آماری این اختلافات در سطح $P \leq 0.05$ معنی‌دار است.



در نمودار ۲، میانگین درصد کاهش تعادل هر یک از هشت جهت SEBT، در پس‌آزمون عضلات خم‌کننده و بازکننده‌های ران و مچ پا نشان داده شده است.



نمودار ۲. میانگین درصد کاهش تعادل هر یک از هشت جهت SEBT در عضلات خم‌کننده/بازکننده مفصل ران و خم‌کننده/بازکننده مفصل مچ پا

نتایج نشان می‌دهد که در مقایسه درصد کاهش فاصله دستیابی آزمودنی‌ها پیش از اعمال برنامه خستگی با میانگین خم‌کننده/بازکننده مچ پا (پس از اعمال برنامه خستگی) بر تعادل پویا، بیشترین کاهش فاصله دستیابی در جهت‌های خلفی-داخلی (۹/۵۵ درصد)، خلفی (۶/۶۳ درصد) و خلفی-خارجی (۶/۳۱ درصد) و در میانگین خم‌کننده/بازکننده ران (پس از اعمال برنامه خستگی) بر تعادل پویا در جهت‌های قدامی (۱۴/۷۱ درصد)، قدامی-خارجی (۱۳/۶۲ درصد) و قدامی-داخلی (۱۲/۹۶ درصد) به‌وجود آمده است. نتایج بررسی تحلیل واریانس (طرح اندازه‌گیری مکرر) نشان می‌دهد که بین اثر خستگی عضلات در مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون عضلات خم‌کننده/بازکننده ران و خم‌کننده/بازکننده مفصل مچ پا تفاوت معنی‌داری وجود دارد (جدول ۱).

جدول ۱. نتایج تحلیل واریانس برای مقایسه میانگین خستگی عضلات خم‌کننده

و بازکننده‌های ران و مچ پا

منبع تغییر	مجموع مجزورات	درجه آزادی	میانگین مجزورات	F	معناداری
پیش‌آزمون - خم‌کننده/بازکننده ران - خم‌کننده/بازکننده مفصل مچ پا	۱۳۲۷/۰۹۶	۱/۴۹۳	۸۸۸/۷۸۷	۸۶/۶۴۸	۰/۰۰۰۵
خطا	۲۹۱/۰۰۲	۱۹	۱۰/۲۵۷		

مقایسه میانگین‌ها در جدول ۲ نشان می‌دهد که میانگین عضلات خم‌کننده/بازکننده ران در مقایسه با خم‌کننده/بازکننده مچ پا کمتر است. به‌علاوه بین میانگین تعادل در مرحله پیش‌آزمون و پس‌آزمون عضلات خم‌کننده و بازکننده‌های مفصل ران و مچ پا تفاوت معناداری وجود دارد.

جدول ۲. نتایج آزمون تعقیبی بن فرونی برای مقایسه میانگین‌های پیش‌آزمون عضلات خم‌کننده و بازکننده‌های ران و مچ پا

مرحله	میانگین	مقایسه	میانگین تفاوت	خطای معناداری
پیش‌آزمون	۱۰۴/۶۶	پیش‌آزمون-عضلات خم‌کننده/بازکننده مچ پا	۵/۹۶	۰/۰۰۰۵*
عضلات خم‌کننده/بازکننده مچ پا	۹۸/۷۰	پیش‌آزمون-عضلات خم‌کننده/بازکننده ران	۱۱/۵۲	۰/۰۰۰۵*
عضلات خم‌کننده/بازکننده ران	۹۳/۱۴	عضلات خم‌کننده/بازکننده مچ پا-عضلات خم‌کننده/بازکننده ران	۵/۵۶	۰/۰۰۰۵*

* معنی‌داری در سطح $P \leq 0.05$

مقایسه میانگین‌ها نشان می‌دهد که میانگین تعادل در مرحله پیش‌آزمون ۱۰۴/۶۶ بوده که در پس‌آزمون عضلات خم‌کننده/بازکننده مفصل مچ پا به ۹۸/۷۰ و در پس‌آزمون عضلات خم‌کننده/بازکننده ران به ۹۳/۱۴ کاهش یافته است. به‌علاوه اعمال خستگی در عضلات خم‌کننده/بازکننده مفصل ران، اثر بیشتری در کاهش فاصله دستیابی آزمودنی‌ها نسبت به خستگی در عضلات خم‌کننده/بازکننده مچ پا در آزمون SEBT داشته است.

بحث و نتیجه‌گیری

بر پایه نتایج تحقیق خستگی ایزوکینتیک عضلات خم‌کننده و بازکننده‌های مفصل ران و مچ پا سبب کاهش معنی‌دار فاصله دستیابی در آزمون SEBT شد. ضمن اینکه اعمال برنامه خستگی در عضلات خم‌کننده/بازکننده ران سبب کاهش بیشتر فاصله دستیابی آزمودنی‌ها نسبت به عضلات خم‌کننده/بازکننده مچ پا شد.

در مجموع نتایج به‌دست‌آمده در خصوص کاهش توانایی کنترل تعادل پس از اعمال برنامه خستگی با یافته‌های تحقیقات قبلی یاگی^۱ و همکاران (۲۰۰۵)، ویلروم^۱ و همکاران (۲۰۰۶)،

نیکولاس^۲ و همکاران (۲۰۰۷) که در همه آنها تا حدودی کاهش کنترل تعادل و افزایش نوسانات بدن پس از اعمال برنامه‌های مختلف خستگی گزارش شده بود، همخوانی دارد. اما با نتایج پژوهش روزی^۳ و همکاران (۱۹۹۹) همخوانی ندارد. توضیح احتمالی برای یافته روزی و همکاران که کاهش معنی‌داری در توانایی تعادلی افراد پس از خستگی به‌دست نیاوردند، این است که شاخص انتخاب‌شده، یعنی شاخص ثبات کلی در سیستم بایودکس، ممکن است به اندازه کافی برای تعیین تغییرات کوچک حساس نباشد (۳۴). همچنین نتایج تحلیل واریانس نشان داد که بین اثر خستگی پیش‌آزمون و پس‌آزمون عضلات خم‌کننده/بازکننده ران و خم‌کننده/بازکننده مچ پا تفاوت معناداری وجود دارد ($P \leq 0.05$).

نتایج به‌دست‌آمده با یافته‌های صلواتی و همکاران (۱۳۸۶) و گریبل^۴ و همکاران (۲۰۰۴) که در مجموع به این نتیجه رسیدند که برای حفظ کنترل قامت در حالت ایستاده بر روی یک پا، عضلات عمل‌کننده در مفصل ران نسبت به عضلات ناحیه مفصل مچ پا نقش بیشتری دارند و خستگی عضلات مفصل ران سبب افزایش بیشتری در شاخص‌های ثباتی نسبت به عضلات مچ پا می‌شود، همخوانی دارد (۲۸،۳۵). پس می‌توان گفت در کل خستگی سبب کاهش تعادل در هر دو گروه خم‌کننده/بازکننده ران و مچ پا می‌شود، ولی عضلات خم‌کننده/بازکننده ران در مقایسه با خم‌کننده/بازکننده مچ پا، بیشتر تحت تاثیر خستگی قرار می‌گیرند و در نتیجه تعادل افراد در پی خستگی این عضلات کمتر می‌شود؛ ضمن اینکه تاثیر خستگی در عضلات مفصل ران در مقایسه با عضلات مچ پا بیشتر است.

این یافته را شاید بتوان با نوع تارهای موجود در هر یک از گروه عضلات مورد نظر مرتبط دانست. براساس یافته‌های تحقیقات قبلی، نشان داده شده است که واحدهای حرکتی عضلات خم‌کننده/بازکننده ران بیشتر از نوع تندانقباض است. این واحدهای حرکتی در مقایسه با واحدهای حرکتی کندانقباض، نیروی بیشتری تولید می‌کنند، اما در برابر خستگی به اندازه واحدهای حرکتی کندانقباض مقاوم نیستند (۳۶). از طرفی خستگی عضلات ثبات‌دهنده بیشتر بر تعادل تأثیرگذار است، زیرا وقتی ثبات‌دهنده‌های اصلی مفصل در تولید نیروی کافی ناتوان باشند، مفصل بی‌ثبات تلقی می‌شود و ممکن است سبب کاهش تعادل شود (۱۹). دلیل احتمالی دیگر این موضوع را نیز می‌توان به نقش متفاوت هر یک از عضلات اندام تحتانی در اجرای آزمون تعادل ستاره نسبت داد، زیرا فرد در تلاش برای بیشترین فاصله دستیابی در جهت‌های

1. Vuillerom

2. Nicolas

3. Rozzi

4. Gribble

قدامی، قدامی-خارجی و قدامی-داخلی باید به سمت عقب تمایل پیدا کند و تنه در وضعیت باز شدن باشد تا بتواند تعادل خویش را حفظ کند. در این وضعیت، نیروی جاذبه عمل کننده بر قسمت بالاتنه سبب گشتاور زیاد خم شدن زانو می شود که باید با گشتاور باز شدن (اکسنتریک) تولید شده در عضله چهارسر ران کنترل شود. به طور مشابه در اجرای آزمون در جهت های خلفی-داخلی، خلفی و خلفی-خارجی، آزمودنی برای کسب بیشترین فاصله، نیازمند باز شدن مچ پا است که به فعالیت شدید عضلات ناحیه مچ پا در حین دستیابی در این جهت ها منجر می شود. علاوه بر این کاهش مشاهده شده را می توان به کارکرد نامناسب عضلات و آثار حسی خستگی نسبت داد. اعمال برنامه خستگی در یک ناحیه از بدن و بر روی عضلات عمل کننده در یک مفصل، موجب ارسال پیام های گیرنده های حسی به سیستم عصبی مرکزی می شود که این سیستم با ارسال پیامی مبنی بر کاهش فعالیت انقباضی عضلات مورد نظر، احتمالاً برای جلوگیری از آسیب عضله پاسخ می دهد (۱۶). سازوکارهای مهارى دستگاه عصبی-عضلانی مانند اندام های وترى گلژی برای جلوگیری از اعمال نیروی عضلانی بیش از حد تحمل استخوان ها و بافت های همبند اهمیت زیادی دارد. این کنترل تنش عضلانی همان مهار خودبه خودی است. زمانی که تنش اعمال شده روی وترهای عضلانی و ساختمان های بافت همبند داخلی بیش از آستانه تحمل اندام های وترى گلژی باشد، نورو ن های حرکتی آن عضله مهار می شود. این واکنش مهار خودبه خودی نام دارد (۳۷، ۳۸). از این رو اعمال برنامه خستگی در یک گروه عضلانی، به کاهش سرعت انتقال عصبی در راه های آوران و و ابران به گروه عضلات مدنظر منجر می شود که این عامل نیز ممکن است در کاهش تعادل پویا و فاصله دستیابی آزمودنی ها پس از اعمال برنامه خستگی نقش داشته باشد (۳۶).

به طور کلی نتایج تحقیق نشان داد که خستگی بر تعادل فوتبالیست ها مؤثر است، به طوری که سبب کاهش تعادل پویای آنها می شود. همچنین با توجه به نتایج می توان گفت در کل خستگی عضلات خم کننده و بازکننده های مفصل ران و مچ پا سبب کاهش تعادل پویا می شود، ولی عضلات خم کننده/بازکننده ران در مقایسه با خم کننده/بازکننده مچ پا بیشتر تحت تاثیر خستگی قرار می گیرند و در نتیجه تعادل فوتبالیست های مرد با خستگی این عضلات کمتر می شود. با توجه به یافته های این تحقیق، می توان نتیجه گرفت که برای حفظ تعادل بهینه در حین اجرای فعالیت های ورزشی، کارکرد و اعمال نیروی مناسب عضلات عمل کننده در اطراف مفاصل اندام تحتانی به ویژه در ناحیه ران، اهمیت زیادی دارد، از این رو به ورزشکاران، مربیان و... این رشته ورزشی توصیه می شود که در طراحی برنامه های تمرینی برای افزایش تعادل پویا و متعاقب آن کاهش احتمال آسیب دیدگی در اواخر فعالیت های فیزیکی و ورزشی، به دلیل

شدید بودن خستگی و شمار زیاد آسیب‌های گزارش‌شده در این زمان، در کنار توجه به دیگر عوامل آمادگی جسمانی به تمرینات افزایش استقامت عضلانی به‌ویژه در اندام تحتانی و ناحیه مفصل ران، توجه ویژه‌ای داشته باشند.

منابع:

1. David, J., Joan, R., Arnold, H. (2004). Skeletal muscle from molecules to movement. *Human Kinetic*. 87-93.
2. McHugh, M.P., Tyler, T.F., Mirabella, M.R., Mullaney, M.J., Nicholas, S.J. (2007). The Effectiveness of a balance training intervention in reducing the incidence of non contact ankle sprains in high school football players. *Am J Sports Med*. 35(38): 1289-99.
3. Fitts, R. (1996). Selected from the third IOC world congress on sport sciences. Muscle fatigue: The cellular aspects. *Am J Sports Med*. 24(6): 32-8.
4. Vuillerom, N., Forestier, N., Nougler, V. (2002). Attentional demands and postural sway: the effect of the calf muscle fatigue. *Med Sci Sport Exerc*. 34(12): 1907-12.
5. Murphy, DF., Connolly DAJ, Beynon B. (2003). Risk factors for lower extremity injury: a review of literature. *Bri J Sports Med* . 37: 13-19.
6. Balogun, JA., Akindele, KA., Nahinlola, J. (1994). Age-related changes in balance performance. *Diabil Rehabil*. 16: 58-62.
7. Gribble, P. (2003). The star excursion balance test as a measurement tool. *Athl Ther Today*. 8(2): 46-47.
8. Huston, JL., Sandrey, MA., Lively, MW., Kotsko, K. (2005). The effects of calf muscle fatigue on sagittal-plane joint-position sense in the ankle. *J Sport Rehabil*. 14: 168-84.
9. Punakallio, A. 2005. Balance abilities of workers in physically demanding jobs: With special reference to firefighters of different ages. *J Sports Sci & Med*. 4, 8: 7-14.
10. Blackburn, T., Guskiewicz, KM., Petschaur, MA., Prentice, WE. (2000). Balance and joint stability: the relative contributions of proprioception and muscular strength. *J Sport Rehabil*. 9: 315-328.
11. Shumway, C.A., Woollacott, M.H. (2001). *Motor control theory and practical applications*, (Second Edition). A Wolters Kluwer Company. 614p.
12. Guskiewicz, K., Perrin, D. (1996). Research and clinical applications of assessing balance. *J Sport Rehabil*. 45: 63-5.

13. Olmsted, L., Hertel, J. (2004). Influence of foot type and orthotics on static and dynamic postural control. *J Sport Rehabil.* 13: 54-66.
14. Hertel, J., Miller, SJ., Denegar, CR. (2000). Intratester and intertester reliability during the star excursion balance tests. *J Sport Rehabil.* 9: 104-116.
15. Rinne, MB., Pasanen, ME., Miilunpalo, SI., Oja, P. (2001). Test-retest reproducibility and inter-rater reliability of a motor skill test battery for adults. *Int J Sports Med.* 22: 192-200.
16. Earl, JE., Hertel, J. (2001). Lower-extremity muscle activation during the star excursion balance tests. *J Sport Rehabil.* 10: 93-104.
17. Kimberly, MS. (2005). The Effects of a Five-Week Core Stabilization-Training Program on Dynamic Balance in Tennis Athletes. A MS thesis submitted to the School of Physical Education at West Virginia University in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science in Athletic Training.
18. Boden, BP., Dean, GS., Feaging, JA., Gorret, WE. (2000). Mechanism of Anterior Cruciate Ligament injury. *Orthopedics.* 23: 573-78.
19. Yaggie, JA., McGregor, SJ. (2002). effect of isokinetic fatigue on the maintenance of balance and postural limits. *Arch Phys Med Rehabil.* 83: 224-8.
20. Vuillerom, N., Dmetz, S. (2006). The magnitude of the effect of calf muscles fatigue on postural control during bipedal quiet standing with vision depends on the eye-visual Target distance. *Gait & Posture.* 24: 166-72
21. Nicolas, V., Baptiste, A., Patrice, R. (2007). Trunk extensor muscle fatigue affects undisturbed postural control in young healthy adults. *Gait & Posture.* 24: 166- 72.
22. Lee, A., Garraway. W. (2000). The influence of environmental factors on rugby football injuries. *J Sports Sci.* 18: 91-5.
23. McGuine, TA., Greece JJ. (2000). Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clin J Sport Med.* 10(4): 239-44.
24. Garrick, JG., Requa, RK. (1998). The epidemiology of foot and ankle injuries in sports. *Clin J Sports Med.* 7: 29-36.
25. Kavounoudias, A., Gilhodes, JC., Roll, R., Roll, JP. (1999). From balance regulation to body orientation: two goals for muscle proprioceptive information processing? *Exp Brain Res.* 124: 80-88
26. Wikstrom, E. A., Powers, M.E., Tillman, M.D. (2004). Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. *J Athle Train.* 39(3): 247-255
27. Morrison, K.E., Kaminski, T.W. (2007). Foot characteristics in association with inversion ankle injury. *J Athl Train.* 42(10): 135-142.
28. Gribble, P., Hertel, J., Denegar, C., Buckley, W. (2004). The effects of fatigue

- and chronic ankle instability on dynamic postural control. *J Athl Train.* 39(4): 321-329.
29. Gribble, P., Hertel, J. (2003). Considerations for the normalizing measures of the star excursion balance test. *Measur Phys Educ Exer Sci.* 7: 89-100.
30. Kinzey, S., Armstrong, C. (1998). The reliability of the star-excursion test in assessing dynamic balance. *J Orthop Sports Phys Ther.* 7(5): 356-360.
31. Ochsendorf, DT., Mattacola, CG., Arnold, BL. (2000). Effect of orthotics on postural sway after fatigue of the planter flexors and dorsiflexors. *J Athl Train.* 35(1): 26-30
32. Joyce, CJ., Perrin, DH., Arnold, BL., Granata, KP., Gansneder, BM., and Gieck, JH. (2001). Dorsiflexor and Plantarflexor muscle fatigue decreases postural control. *J Athl Train.* 36(2): 532.
33. Ramsdell KM., Mattacola CO., Uhi TL., McCroy JL., and Malone TR. (2001). Effects of two ankle fatigue model on the duration of postural stability dysfunction. *J Athl Train.* 36(2): 532.
34. Rozzi, SL., Lephart, SM. (1999). Effect of muscular fatigue on knee joint laxity and neudomuscular characteristics of male and female athletes. *J Athl Train.* 34(2): 106-14.
35. Mahyar, S., Mojgan, M., Ismaeil, E. (2007). Changes in postural stability with fatigue of lower extremity frontal and sagittal plane movers. *Gait & Posture.* 26: 214-218.
۳۶. سند گل، حسین (۱۳۷۲). فیزیولوژی ورزش. انتشارات کمیته ملی المپیک.
37. Johnston, RB, Howard, ME. Cawley PW, and Losse GM. (1998). Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control Performance. *Med Sci Sports Exerc.* 30(12): 1703-7.
38. Wakeling, JM., Nigg, BM. (2001). Soft tissue vibrations in the quadriceps measured with skin mounted transducers. *J Biomech.* 34: 539-43.

تأثیر پای پرونیت و سوپی‌نیت بر فعالیت الکترومیوگرافی سطحی عضلات انتخابی ساق پا هنگام راه رفتن

سعداله عزیزپور^۱، مهرداد عنبریان^۲

تاریخ دریافت مقاله: ۹۰/۲/۶

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۱۰/۲۷

چکیده

هدف این تحقیق، بررسی اثر ساختار آناتومیکی پای پرونیت و سوپی‌نیت بر برخی پارامترهای الکترومیوگرافی سطحی عضلات ساق پا در هنگام راه رفتن در مقایسه با افراد دارای ساختار طبیعی پا بود. ۳۰ مرد سالم با استفاده از شاخص پاسچر، در سه گروه ساختاری پا مشتمل بر پای طبیعی، سوپی‌نیت و پرونیت تقسیم شدند. فعالیت الکترومیوگرافی عضلات درشت نیمی قدامی، دوقلوی داخلی و خارجی، نازک‌نیمی و نعلی مطابق با پروتکل SENIAM با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز جمع‌آوری شد. آزمودنی‌ها، در دو وضعیت با پای برهنه و کفش ورزشی و با سرعت خود انتخابی، مسیر ۱۰ متری را قدم زدند. پارامترهای الکترومیوگرافی برای هر عضله در فرایند کل چرخه راه رفتن، مرحله استقرار و مرحله نوسان محاسبه شد. آزمون آماری ANOVA با اندازه‌های تکراری برای مقایسه پارامترهای به‌دست‌آمده در بین گروه‌های تحقیق به‌کار رفت. فعالیت عضله درشت‌نیمی قدامی در چرخه کامل راه رفتن و مرحله استقرار در گروه‌های پای پرونیت و سوپی‌نیت نسبت به گروه پای طبیعی به‌طور معنی‌داری بیشتر بود، در حالی‌که عضله‌های نازک‌نیمی و نعلی فعالیت کمتری را نشان دادند. در یافته‌های این تحقیق نشان داد که ساختار غیرطبیعی پا، ممکن است بر تغییر عملکرد عضلات اندام تحتانی هنگام راه رفتن موثر باشد.

کلیدواژه‌های فارسی: الکترومیوگرافی، راه رفتن، پای پرونیت، پای سوپی‌نیت.

مقدمه

از دیدگاه بیومکانیکی، ساختمان پا برای ایجاد عملکرد حرکتی مناسب شکل یافته است. از اصلی‌ترین عملکردهای پا می‌توان به جذب نیروی واکنش زمین، انعطاف‌پذیری کافی برای تطابق با سطوح مختلف و استحکام لازم در انتهای مرحله استقرار^۱ به منظور ایجاد پیشروی اشاره کرد (۱-۳). حرکات ویژه پا نظیر پرونیشن و سوپی نیشن در مفصل ساب‌تالار برای دستیابی به این عملکردها حیاتی است. برای حفظ کارایی موثر پا هنگام راه رفتن، انتقال بین پرونیشن و سوپی نیشن باید به خوبی انجام پذیرد که از ویژگی‌های طبیعی راه رفتن محسوب می‌شود. این ویژگی در افراد دارای ساختار طبیعی پا به نحو مناسب انجام می‌گیرد، در صورتی که عقیده بر این است که ساختار پای غیرطبیعی نظیر پای پرونیٹ و سوپی نیت^۲، بر این روند در هنگام راه رفتن اثرگذار است. برای مثال افرادی با پای پرونیٹ، در هنگام راه رفتن تمایل بیشتری به افزایش پرونیشن پا دارند. در مقابل پای سوپی نیت با واروس پاشنه برای انجام دادن پرونیشن در نیمه اول مرحله استقرار محدودیت ایجاد می‌کند و در نتیجه سبب قفل شدن مفاصل میدتارسال می‌شود و پا ساختاری سخت پیدا می‌کند (۴-۶).

برخی محققان، اثر پاسچر پا بر متغیرهای کینتیکی و کینماتیکی مفاصل هنگام راه رفتن را بررسی کرده‌اند. برای مثال، تعدادی از تحقیقات نشان داده‌اند که پای پرونیٹ سبب طولانی شدن زمان اورشن پاشنه پا هنگام راه رفتن می‌شود (۷،۸). در برخی از تحقیقات نیز تأثیر متغیرهای بیومکانیکی دیگری مانند افزایش چرخش داخلی درشت‌نی (۸)، افزایش اوج گشتاور پلانترفلکسورهای مچ پا در مرحله جداشدن پاشنه از زمین^۳ (۹)، افزایش حداکثر نیرو و اوج فشار در بخش داخلی پای میانی^۴ و کاهش آن در بخش خارجی پای جلو^۵ (۱۰)، که از آثار ساختاری پای ناهنجار به شمار می‌روند، مورد توجه قرار گرفته است. این متغیرها به‌طور کلی موجب کاهش جذب و تعدیل شوک‌های وارد به پا در تماس با زمین هنگام راه رفتن می‌شوند. در ساختار پای سوپی نیت به‌علت برهم‌خوردن توازن محورهای مفاصل میدتارسال، پا ساختاری سخت پیدا می‌کند که سبب ایجاد یک رشته تغییرات عمده در فرایندهای جذب و انتقال انرژی می‌شود. از جمله این تغییرات می‌توان به کاهش قابلیت پا در تطابق با سطوح مختلف و جذب

-
1. Stance
 2. Pronated and Supinated feet
 3. Push off
 4. Midfoot
 5. Forefoot

ضعیف نیرو هنگام برخورد پا با زمین (۳،۴)، کاهش اطلاعات حسی کف پای (۳)، افزایش ثبات دینامیکی در جهت داخلی- خارجی (۱۲) و درد در ناحیه ساق پا (۱۱،۱۳) اشاره کرد. یکی از ابعاد مورد توجه در تجزیه و تحلیل راه رفتن عملکرد عضلانی اندام تحتانی در حین راه رفتن است. بررسی عملکرد عضلات اندام تحتانی به طور کلی نشان می‌دهد که عملکرد اصلی عضلات ساق پا، حفظ نیروهای مؤثر برای محافظت پا از حرکات غیرطبیعی هنگام راه رفتن است (۱۴). براساس برخی پژوهش‌ها، به نظر می‌رسد عملکرد عضلانی در فرایند راه رفتن در ساختارهای غیرطبیعی پا دستخوش تغییر می‌شود. برای نمونه، ساختار پای پرونیت سبب قرار گرفتن مفصل ساب‌تالار در حالت پرونیشن در انتهای مرحله استقرار می‌شود و ثبات استخوانی کاهش می‌یابد. بنابراین، ساختار پا، سختی مورد نیاز را برای پیشروی مؤثر در مرحله جدا شدن شست پا^۱ نخواهد داشت که افزایش فعالیت عضلات اینورتور از قبیل درشت‌نیی خلفی، درشت‌نیی قدامی و همچنین کاهش فعالیت اورتورها نظیر نازک‌نیی طویل را در پی خواهد داشت (۹،۱۵،۲۷). مورلی^۲ در سال ۲۰۰۹ میلادی افزایش فعالیت عضله درشت‌نیی قدامی و کاهش فعالیت الکتریکی عضله نازک‌نیی طویل را در افراد با پای پرونیت در مرحله تماس پا با زمین در مقایسه با آزمودنی‌های پای طبیعی گزارش کرد (۱۵). هانت^۳ و همکاران در سال ۲۰۰۴ میلادی نیز در تجزیه و تحلیل عضلانی راه رفتن، در مرحله برخورد پا با زمین نسبت به اواسط مرحله استقرار، افزایش فعالیت عضلانی درشت‌نیی قدامی و کاهش فعالیت عضلات نازک‌نیی، دوقلو و نعلی را گزارش کردند (۹). البته در مقابل، برخی تحقیقات هم اختلاف زیادی را در فعالیت عضلانی افراد با دفورمیتی پای پرونیت در مقایسه با افراد دارای ساختار طبیعی پا گزارش نکرده‌اند (۱۷). احتمال دارد این تناقضات، به دلیل تفاوت در متغیرهای مورد بررسی و روش‌های اندازه‌گیری مانند استفاده از روش الکترومایوگرافی سطحی یا سوزنی (۱۵) یا تأثیر جمعیت‌های مورد بررسی مانند سالمندان مبتلا به روماتوئید آرتريت باشد که کینان^۴ و همکارانش در ۱۹۹۱ بررسی کردند (۱۸).

مرور تحقیقات صورت‌گرفته نشان می‌دهد که مستندات بسیار اندکی در مورد اثر پای سوپی نیت بر فعالیت عضلانی هنگام راه رفتن، وجود دارد. از معدود تحقیقات انجام‌گرفته می‌توان به تحقیق ویلیامز^۵ و همکاران (۸) در سال ۲۰۰۱ اشاره کرد. در این تحقیق، نشان داده شد که در

-
1. Toe off
 2. Murley
 3. Hunt
 4. Keenan
 5. Williams

افراد دارای پای سوپی‌نیت، شروع فعالیت در عضلهٔ پهن خارجی نسبت به افراد دارای پای طبیعی زودتر اتفاق می‌افتد. با توجه به شواهد کینماتیکی و کینتیکی موجود می‌توان گفت در پای سوپی‌نیت به دلیل چرخش داخلی پاشنه و افزایش ارتفاع قوس طولی داخلی، در نیمهٔ اول مرحلهٔ استقرار، مفصل ساب‌تالار در وضعیت سوپی نیشن قرار می‌گیرد. از این‌رو سطح تماس با زمین برای توزیع وزن کاهش می‌یابد و می‌توان پیش‌بینی کرد که تلاش پا برای انجام دادن پرونیشن به احتمال زیاد سبب تغییر فعالیت عضلات اندام تحتانی از قبیل افزایش فعالیت اورتورها و همچنین کاهش فعالیت عضلات اینورتور، برای حفظ ثبات و عملکردهای واکنشی و تطبیقی پا شود. با وجود شیوع به نسبت زیاد پای سوپی‌نیت و پرونیته، تحقیقات اندک و گاه متناقضی همچنان که به برخی از آنان قبلاً اشاره شد، زمینهٔ تأثیر پاسچر پا بر فعالیت الکترومیوگرافی عضلات و الگوهای عضلانی حین راه رفتن وجود دارد (۱۵،۱۷). بنابراین، تحقیقاتی مبتنی بر تشریح پاسخ فیزیولوژیکی و فعالیت عضلانی به پاسچرهای مختلف پا در حین راه رفتن ضروری است که ممکن است به روشن شدن سازوکارهای وقوع و پیشگیری از آسیب‌های مختلف منجر شود. هدف از این تحقیق، ارزیابی تفاوت در سرعت راه رفتن و برخی پارامترهای الکترومیوگرافی شامل^۱MPF، حداکثر دامنهٔ میانگین و حداکثر دامنهٔ^۲RMS در سه گروه افراد با پای پرونیته، پای سوپی‌نیت و طبیعی در عضلات درشت‌نیی قدامی، نازک‌نیی طویل، دوقلوی داخلی، دوقلوی خارجی و نعلی در دو حالت راه رفتن با پای برهنه و کفش است. انتخاب عضلات با توجه به حد دسترسی برای نصب الکتروود و نقش اصلی آنها در حرکات اصلی پا شامل پرونیشن، سوپی‌نیشن، پلانترفلکشن و دورسی فلکشن انجام گرفت.

روش‌شناسی پژوهش

از میان دانشجویان مرد دانشگاه بوعلی سینا، ۳۰ نفر با معیارهای مورد نظر و روش نمونه‌گیری مبتنی بر هدف، انتخاب و با استفاده از شاخص^۳FPI (۱۸،۱۹،۳۱) در سه گروه ۱۰ نفری مشتمل بر پای طبیعی، پای پرونیته و پای سوپی‌نیت قرار داده شدند (جدول ۱). در این روش، از آزمودنی خواسته شد به گونه‌ای بایستد که پاها موازی یکدیگر بوده و به اندازهٔ عرض شانه‌ها باز باشند. سپس، آزمودنی در حالی که وزنش را به‌طور مساوی بین دو پای تقسیم می‌کرد، آزمونگر از نمای خلفی به مشاهدهٔ هشت شاخص مدنظر این روش می‌پرداخت. این شاخص‌ها

1 . Median Power Frequency

3. Root Mean Square

4. Foot Posture Index

عبارت بودند از : لمس سر استخوان تالوس، انحنای بالا و پایین قوزک خارجی پا، زاویه تاندون آشیل در هنگام اتصال به پاشنه، ابداعشن یا اداکشن بخش جلوی پا، برآمدگی و فرورفتگی مفصل بین ناویکولار و تالوس، قوس طولی داخلی پا، تناسب و تجانس لبه جانبی پا و وضعیت پاشنه در صفحه فرونتال. به هر شاخص باتوجه به ملاک‌های تعیین شده عدد صحیحی از ۲- تا ۲+ تعلق می‌گرفت. پس از اتمام بررسی هر هشت شاخص و عددگذاری آنها، اعداد با یکدیگر جمع شدند. چنانچه عدد به دست آمده در دامنه ۰ تا ۵ قرار داشت، ساختار پا طبیعی، اگر از ۶ به بالا بود، صاف و اگر بین ۱- تا ۱۲- یا بیشتر بود، گود در نظر گرفته می‌شد (۱۸، ۱۹). بزرگ‌تر بودن عدد حاصل، بیانگر شدت ناهنجاری در نظر گرفته می‌شد. هیچ یک از آزمودنی‌ها در سه گروه مبتلا به بیماری مارکوواسکولار و بیماری‌های عصبی-عضلانی نبودند و سابقه سوختگی در ناحیه پا، شکستگی و جراحی نداشتند.

جدول ۱. مشخصات آزمودنی‌ها

سرعت راه رفتن (متر بر ثانیه)	وزن (کیلوگرم)	قد (سانتی متر)	سن (سال)	تعداد	گروه‌ها
پای برهنه					
۱/۱۱±۰/۱۶	۷۵/۸۴±۱۰/۴۸	۱۷۷±۷/۴۸	۲۶/۵±۱/۵	۱۰	پای طبیعی
۱/۲۱±۰/۱۶	۷۳/۸۱±۱۱/۱۸	۱۶۹/۷±۵/۸۶	۲۵/۷±۲	۱۰	پای پرونیت
۱/۳۴±۰/۰۹	۷۰/۱۵±۸/۵	۱۷۷/۹±۴/۱۴	۲۶/۵±۱/۶۵	۱۰	پای سوپی نیت

در این تحقیق پای راست آزمودنی‌ها بررسی و تحلیل شد. توضیح اینکه پای راست کلیه آزمودنی‌ها پای برتر آنها بود. سیگنال‌های میوالکتریکی عضلات درشت‌نیی قدامی (TA)، نازک‌نیی طویل (PL)، دوقلوی داخلی (GM) دوقلوی خارجی (GL) و نعلی (SO) با استفاده از سیستم ۱۶ کاناله^۱ ME6000 با مبدل ۱۴ بیتی A/D با فرکانس نمونه‌گیری ۱۰۰۰HZ هرگز جمع‌آوری شد. از الکترودهای دوقطبی حاوی ژل و چسب رسانا، با فاصله مرکز تا مرکز ۲ سانتی‌متر، در این تحقیق استفاده شد. پس از آماده کردن پوست (تراشیدن مو، مالش پوست با پنبه آغشته به الکل) مطابق دستورالعمل SENIAM (۲۰)، محل دقیق نصب الکترودها بین نواحی IZ و تاندون عضله برای کسب سیگنال‌های قوی‌تر و با کیفیت بهتر مطابق زیر مشخص شد :

1. Biomonitor ME6000 T16, Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finland

درشت‌نیی قدامی: ۴۷/۵ درصد طول عضله روی خط بین نوک سر فیبولا و سر قوزک داخلی (۲۱)، نازک‌نیی طویل: ۲۵ درصد طول عضله روی خط بین نوک سر نازک‌نیی به سر قوزک خارجی (۲۰)، دوقلوی داخلی: ۳۸ درصد طول عضله از مرکز مفصل زانو تا برجستگی پاشنه روی بیشترین برآمدگی عضله (۲۱)، دوقلوی خارجی: روی ۱/۳ خط بین نوک سر فیبولا و پاشنه (۲۰) و نعلی: روی ۲/۳ خط بین کندیل داخلی ران و قوزک داخلی درست انتهای دوقلوی داخلی و وسط تاندون آشیل (۲۰).

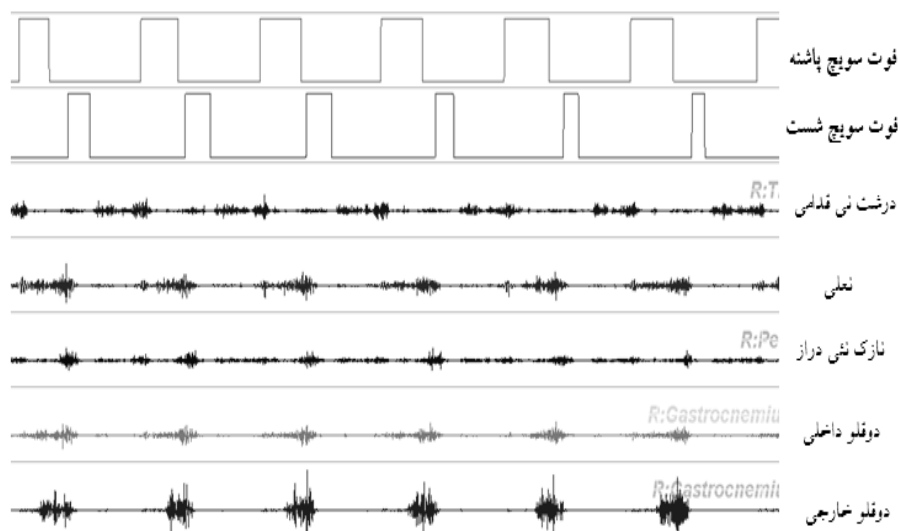
برای جلوگیری از سیگنال‌های مزاحم عضلات اطراف^۱ بین درشت‌نیی قدامی و نازک‌نیی طویل، الکتروود درشت‌نیی قدامی روی خط موازی با استخوان نازک‌نیی قرار داده شد. الکتروود زمین نیز روی برجستگی درشت‌نیی قرار گرفت. دو عدد سوئیچ فشاری حساس به نیرو، روی سطح کف پای در مفصل بین‌انگشتی انگشت شست و سطح خلفی پاشنه آزمودنی‌ها، به‌منظور ثبت مشخصه‌های زمانی چرخه راه رفتن، یعنی زمان برخورد و جدا شدن پاشنه از زمین و نیز برای مشخص کردن مراحل، قرار داده و نصب شد. آزمودنی‌ها، در دو وضعیت با پای برهنه و کفش ورزشی و با سرعت خودانتخابی به‌دلیل نزدیک کردن آزمایش با شرایط واقعی و طبیعی، مسیری ۱۰ متری را طی کردند. اجرای آزمایش‌ها با کفش و مقایسه با پای برهنه به‌منظور تحلیل و تفسیر دقیق‌تر اثر ساختار آناتومیکی پا بر فعالیت عضلانی اندام تحتانی در حین راه رفتن مدنظر قرار گرفت. تحقیقات، اثر کفش بر فعالیت عضلات و دیگر متغیرهای بیومکانیکی راه رفتن را نشان داده‌اند (۲۲). بنابراین، کنترل این عامل برای ارائه دقیق‌تر یافته‌ها ممکن است مؤثر باشد. برای تطابق با مسیر راه رفتن، آزمودنی‌ها به مدت دو دقیقه در هر دو وضعیت راهنمایی شدند و مسیر را طی کردند. هر وضعیت سه بار آزمایش شد و داده‌های جمع‌آوری شده از فیلتر میان‌گذر ۴۵۰-۱۰ هرتز عبور داده شد (۲۳). سرعت راه رفتن با زمان‌سنج کنترل شد تا تفاوت و اثر آن بر پارامترهای الکترومیوگرافی، کنترل و بررسی شود (۲۴). به آزمودنی‌ها توضیح داده شد تا با سرعتی که راحت هستند و معمولاً با آن سرعت راه می‌روند، مسیر مشخص‌شده را طی کنند. برای مقایسه اثر احتمالی سرعت راه رفتن و کنترل آن در تجزیه و تحلیل اطلاعات در طول مسیر، سرعت با سرعت‌سنج کنترل شد.

در بیشتر تحقیقات الکترومیوگرافی نرمالایز کردن داده‌ها با روش حداکثر انقباض ارادی ایزومتریک (MVIC)^۲ انجام می‌گیرد. این روش محدودیت‌های خاصی مانند توانایی و مقدار انگیزشی آزمودنی در ارائه تلاش حداکثری دارد (۲). از سوی دیگر، با توجه به اینکه انقباضات

1. Cross talk

2. Maximum voluntary Isometric Contraction

عضلانی در طول راه رفتن ایزوتونیک هستند، تخمین سطح فعالیت عضله به روش MVIC از اعتبار زیادی برخوردار نیست (۲۵). روش‌های دینامیکی بر مبنای میانگین و نقاط اوج فعالیت عضله به انقباضات حداکثری وابسته نیستند و یافته‌های پیشین نشان داده‌اند که این روش‌ها ممکن است تفاسیر بهتری از فعالیت عضله مورد نیاز حین راه رفتن فراهم کنند (۲۶). به همین دلیل، در این تحقیق مشخصه‌های دامنه برای سیگنال‌های اصلاح‌شده با دامنه متناظر میانگین چرخه راه رفتن در حالت پابرهنه در هر گروه نرمالیز شد. در شکل ۱ نمونه‌ای از سیگنال‌های میوالکتریکی عضلات مورد بررسی در یک آزمودنی با ساختار آناتومیکی پای طبیعی نشان داده شده است.



شکل ۱. سیگنال‌های خام الکترومایوگرافی سطحی عضلات در چرخه راه رفتن (نمونه یک آزمودنی با پای طبیعی)

داده‌های الکترومیوگرافی با در نظر گرفتن کیفیت سیگنال‌های سوئیچ‌های فشاری، برای هر عضله به‌طور میانگین ۴ گام در هر آزمون و در نهایت میانگین ۳ تکرار برای هر یک از دو وضعیت پای برهنه و پوشیدن کفش برای محاسبه پارامترهای حداکثر دامنه میانگین، ریشه دوم میانگین (RMS) و مقدار MPF طیف فرکانسی استفاده شد. مقادیر RMS و MPF طیف فرکانسی، برای هر عضله در فرایند چرخه راه رفتن، مرحله استقرار و مرحله نوسان محاسبه شد. آزمون آماری آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری برای مقایسه پارامترهای به‌دست‌آمده

[متغیر EMG) × ۳ (عضله) × ۵ (گروه) × ۳ (شرایط آزمون) × ۲ (آزمایش) × ۳ (گام) × ۴] در بین گروه‌های تحقیق به کار رفت. تجزیه و تحلیل آماری با نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۹ و سطح معنی‌داری ۰/۰۵ انجام گرفت.

یافته‌های پژوهش

جدول ۲ مقادیر فعالیت عضلانی در عضلات بررسی شده را در گروه‌های شرکت‌کننده نشان می‌دهد. حداکثر دامنه میانگین برای عضله درشت‌نیی قدامی در چرخه کامل در هر دو حالت راه‌رفتن با پای برهنه و کفش در گروه پای پرونیت به‌طور معنی‌داری بیشتر از گروه پای طبیعی ($p=0/003$) و گروه سوپی نیت ($p=0/001$) بود. در مرحله استقرار نیز اختلاف معنی‌داری بین گروه پای پرونیت و گروه پای طبیعی ($p=0/021$) و گروه پای سوپی نیت ($p=0/001$) مشاهده شد. حداکثر دامنه RMS نیز برای چرخه کامل و مرحله استقرار در هر دو حالت راه‌رفتن در گروه پرونیت نسبت به گروه سوپی نیت به‌طور معنی‌داری بیشتر بود ($p=0/043$ و $p=0/041$). مقدار MPF طیف فرکانسی در شرایط راه‌رفتن با پای برهنه در گروه پرونیت به‌طور معنی‌داری بیشتر از گروه پای طبیعی بود ($p=0/043$).

حداکثر دامنه میانگین برای عضله نازک‌نیی طویل در حین چرخه کامل راه‌رفتن و مرحله استقرار در هر دو حالت راه‌رفتن با پای برهنه و کفش در گروه پای پرونیت به‌طور معنی‌داری کمتر از گروه پای طبیعی بود (به ترتیب $p=0/013$ و $p=0/036$). اختلاف معنی‌دار دیگری برای هیچ یک از پارامترهای محاسبه شده برای این عضله به دست نیامد. حداکثر دامنه میانگین برای مرحله استقرار در شرایط راه‌رفتن با پای برهنه برای عضله دوقلوی داخلی، در افراد دارای پای پرونیت در مقایسه با گروه طبیعی به‌طور معنی‌داری کمتر بود ($p=0/04$).

نتایج اختلاف معنی‌داری را برای پارامترهای محاسبه شده عضلات دوقلوی خارجی و نعلی بین سه گروه در هیچ یک از شرایط نشان نداد.

مقایسه سرعت خودانتخابی بین سه گروه نشان داد که گروه سوپی نیت به‌طور معنی‌داری سریع‌تر از گروه طبیعی راه می‌روند. اگرچه سرعت راه‌رفتن بین دیگر گروه‌ها از نظر آماری معنی‌دار نبود، گروه پرونیت تا حدودی سریع‌تر از گروه طبیعی، ولی کندتر از گروه سوپی نیت راه رفتند.

جدول ۲. مقادیر میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای EMG در پاسجرهای مختلف پا

عضله	گروه	حداکثر دامنه میانگین چرخه کامل		حداکثر دامنه میانگین مرحله استقرار		حداکثر دامنه میانگین مرحله نوسان	
		الف	ب	الف	ب	الف	ب
درشت نیی قدامی	نرمال	۹۶/۷۵ ±	۹۷/۷۳ ±	۸۲/۴۱ ±	۸۹/۹۸ ±	۴۶/۱۸ ±	۴۴/۸۸ ±
	پرونیته	* ۱۵۳/۵۳	* ۱۴۲/۴۶	* ۱۴۳/۱۷	* ۱۳۳/۸۳	۴۱/۱۲ ±	۵۰/۱۲ ±
	سوپی	** ۶۶/۶۲	** ۷۷/۶۴	** ۵۷/۵۷	** ۶۶/۵۵	۳۱/۵۵ ±	۳۶/۲۷ ±
نازک نیی طویل	نیت	±۵۴/۸۵	±۶۰/۹۵	±۴۶/۳۴	±۵۱/۳۵	۲۹/۹۹	۴۲/۲۲
	نرمال	۹۶/۲۷ ±	۴۷/۸۷ ±	۸۷/۱۹ ±	۹۸/۷۱ ±	۳۶/۲۲ ±	۳۵/۷۲ ±
	پرونیته	* ۶۱/۹۶ ±	* ۶۲ ±	* ۴۶/۱۵ ±	* ۵۲/۷۲ ±	۳۱/۴۵ ±	۳۴/۴۵ ±
دوقلوی داخلی	سوپی	۴۹/۰۷ ±	۱۰۳/۳ ±	۴۷/۳۲ ±	۶۲/۱۷ ±	۳۳/۷۷ ±	۵۲/۴۲ ±
	نیت	۳۰/۵۹	۳۲/۰۱	۳۲/۱۶	۲۸/۹۲	۱۱/۸۴	۱۸/۹۹
	نرمال	۱۰۱/۳۷ ±	۶۰/۳۳ ±	۹۹/۵۱ ±	۵۰/۷۳ ±	۳۲/۷۸ ±	۲۵/۶۲ ±
دوقلوی خارجی	نرمال	۴۸/۱۶	۴۶/۰۳	۴۱/۰۴	۳۹/۴۳	۲۸/۲۶	۱۱/۸۹
	پرونیته	* ۸۷/۱۶ ±	۱۰۴/۵۰ ±	۷۴/۰۷ ±	۸۰/۸۴ ±	۲۶/۳۴ ±	۲۹/۷۷ ±
	سوپی	۶۳/۰۲ ±	۸۰/۶۲ ±	۵۶/۲۲ ±	۷۳/۷۲ ±	۴۹/۱۷ ±	۲۸/۱۵ ±
نعلی	نیت	۵۶/۸۵	۵۴/۰۹	۵۲/۴۱	۴۸/۲	۲۷/۱۲	۳۵/۷۲
	نرمال	۹۵/۰۸ ±	۹۵/۳۵ ±	۶۶/۴۸ ±	۶۶/۷۱ ±	۳۰/۶۱ ±	۵۸/۴۳ ±
	پرونیته	۹۶/۱۱ ±	۸۸/۸۲ ±	۸۳ ± ۶۷/۲	۶۰/۴۷ ±	۴۳/۱۴ ±	۵۴/۲۴ ±
نعلی	سوپی	۷۸/۶۹ ±	۸۵/۴۸ ±	۷۲/۹۵ ±	۷۵/۲۷ ±	۶۳/۴۲ ±	۵۴/۸۱ ±
	نیت	۶۶/۲۳	۷۲/۳۶	۵۵/۳۵	۵۳/۲۶	۵۶/۱۹	۴۹/۲۲
	نرمال	۱۰۷/۶۳ ±	۱۱۵/۹۷ ±	۱۱۸ ±	۱۰۳/۴۷ ±	۵۷/۹۵ ±	۵۰/۴۴ ±
نعلی	نرمال	۵۲/۰۲	۵۸/۹۱	۶۵/۱۱	۷۳/۵۷	۴۲/۴۲	۱۷/۷۷
	پرونیته	۷۹/۹۶ ±	۸۵/۳۷ ±	۶۶/۰۵ ±	۷۳/۲۵ ±	۴۶/۴۷ ±	۳۹/۲۵ ±
	سوپی	۵۰/۸۶	۶۳/۷	۴۵/۵۱	۴۳/۸۹	۴۱/۶۶	۴۹/۱۸
نعلی	سوپی	۹۵/۶۸ ±	۹۸/۲۳ ±	۸۹/۰۷ ±	۸۱/۴۷	۵۱/۴۲ ±	۵۵/۳۲ ±
	نیت	۴۹/۶۷	۴۶/۱۴	۳۹/۸۲	±۳۷/۴۵	۳۷/۱۱	۲۲/۹

الف: شرایط راه رفتن با پای برهنه، ب: شرایط راه رفتن با کفش

* معنی داری بین گروه های نرمال و پرونیته ($p < 0.05$)** معنی داری بین گروه های سوپی نیت و پرونیته ($p < 0.05$)

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از این تحقیق، بررسی فعالیت الکترومیوگرافی عضلات ساق پا در سه پاسچر متفاوت ساختاری پا شامل پای طبیعی، پرونیت و سوپی نیت حین راه رفتن بود. بر اساس اطلاعات محققان، این نخستین پژوهشی است که به بررسی همزمان فعالیت الکتریکی عضلانی در سه پاسچر متفاوت پا پرداخته است. نتایج این تحقیق نشان داد که فعالیت عضله درشت‌نیی قدامی در چرخه کامل راه رفتن و مرحله استقرار در گروه پرونیت نسبت به گروه پای طبیعی به‌طور معنی‌داری بیشتر بود. همچنین مقایسه حداکثر دامنه RMS در مرحله استقرار بین دو گروه با پای پرونیت و سوپی‌نیت نیز نشان داد که در گروه با پای پرونیت، مقدار این پارامتر به‌طور معنی‌داری بیشتر است. این یافته‌ها با نتایج گزارش‌شده مورلی و همکاران در سال ۲۰۰۹ همسوست. همچنین مشاهده سیگنال‌های خام نشان داد که عضله درشت‌نیی قدامی در یک چرخه کامل راه رفتن، در دو زمان به اوج می‌رسد. نخست در مرحله برخورد پاشنه با زمین و جذب ضربه که به‌نظر می‌رسد عضله درشت‌نیی قدامی برای کنترل پلانترفلکشن و کاهش سرعت برخورد قسمت جلو پا با زمین، فعال است. این نتایج با گزارش هانت و همکاران (۲۰۰۱) همخوانی دارد (۹). این اتفاق ممکن است به این دلیل باشد که در طول این مرحله پلانترفلکشن غیرفعال انجام می‌گیرد که با انقباض برون‌گرای دورسی فلکسورها کنترل می‌شود. دوم، در انتهای مرحله استقرار و کل مرحله نوسان که عضله درشت‌نیی قدامی به همراه درشت‌نیی خلفی، پا را در وضعیت سوپی نیشن نگه می‌دارند. در توضیح این وضعیت می‌توان گفت از آنجا که در دفورمیتی پای پرونیت، مقدار، سرعت و زمان قرار گرفتن در حالت اورشن طی مرحله برخورد افزایش پیدا می‌کند (۱،۴،۱۱)، ممکن است افزایش MPF و حداکثر دامنه عضله درشت‌نیی قدامی، در واکنش به افزایش پرونیشن مفصل ساب‌تالار و تلاش برای کاهش گشتاور پرونیشن در این مفصل صورت گیرد. از طرفی افزایش فعالیت عضله درشت‌نیی قدامی در گروه پای پرونیت سبب می‌شود که این عضله در طول مراحل راه رفتن، خارج از ریتم طبیعی کار کند. در نتیجه افزایش فعالیت، به مرور زمان، فشار روی عضله بیشتر می‌شود که به خستگی زودرس منجر خواهد شد. این حالت در نهایت به برخورد همراه با ضربه پا به زمین منجر می‌شود که ممکن است فرد را در معرض شین اسپینت، گرفتگی عضلات ساق، افزایش استرس کششی بافت نرم و استرس فشاری بخش خارجی ساختمان پا قرار دهد.

نتایج این تحقیق برای فعالیت عضله نازک‌نیی طویل نشان داد که در گروه پای پرونیت، حداکثر دامنه میانگین، نه تنها در چرخه کامل راه رفتن، بلکه طی مرحله استقرار در هر دو حالت راه‌رفتن با پای برهنه و کفش به‌طور معنی‌داری کمتر از گروه پای طبیعی بود. حال آنکه مقدار

این پارامتر طی مرحله نوسان بین دو گروه پای طبیعی و پرونیت تقریباً برابر بود. البته در گروه با پای سوپی نیت علی‌رغم معنی‌دار نبودن اختلاف، حداکثر دامنه PL در شرایط پابره‌نه نسبت به گروه پرونیت در مرحله استقرار ۳۱ درصد بیشتر و در مرحله نوسان حدود ۱۳ درصد کمتر بود که با نتایج تحقیق مورلی و همکاران (۲۰۰۹) مطابقت دارد. در توضیح این موضوع، می‌توان گفت که فعالیت بیشتر PL در گروه پای سوپی نیت نسبت به گروه پای پرونیت احتمالاً در واکنش به سوپی نیشن بیشتر در مفصل ساب تالار در این گروه صورت می‌گیرد، هرچند که کل فعالیت عضله در هر دو گروه نسبت به پای طبیعی به‌طور کلی کمتر بود. پیشگویی اثر کاهش دامنه EMG نازک‌نیی طویل بر عملکرد پا در هر دو گروه با پای پرونیت و سوپی نیت، با توجه به اثر همزمان این عضله بر حرکات پای عقب و پای جلو، مشکل است. از آنجا که سر متحرک عضله نازک‌نیی طویل در قاعده اولین استخوان کف پای و میخی میانی قرار دارد، انقباض عضله در طول مرحله تماس کف پا با زمین، احتمالاً به تسهیل سازوکار windlass کمک کرده و حرکات صفحه ساجیتال پای جلو و صفحه فرونتال پای عقب را حمایت می‌کند. کاهش فعالیت PL در گروه پای پرونیت ممکن است در نتیجه افزایش بی‌ثباتی جانب خارجی پا رخ دهد که فعالیت آن به عنوان اورتور اصلی پا کمتر شده است، یا اینکه مطابق یافته‌های مورلی بتوان بیان کرد که تفاوت‌های عملکردی پای پرونیت و پای طبیعی به دلیل عدم فعالیت جبرانی در عضله نازک‌نیی طویل برای اجتناب از اورلود بیشتر قوس طولی داخلی است (۱۵).

با مشاهده سیگنال‌های خام (شکل ۱) می‌توان گفت بیشترین فعالیت عضلات نعلی و دوقلوی داخلی و خارجی در طول مرحله تماس کف پا با زمین^۱ اتفاق می‌افتد. حداکثر دامنه میانگین طی مرحله استقرار، در بخش داخلی عضله دوقلو در گروه پرونیت نسبت به گروه طبیعی به‌طور معنی‌داری کمتر بود، درحالی که مقدار این پارامتر برای دوقلوی خارجی در گروه پرونیت و سوپی نیت نسبت به پای طبیعی در شرایط راه‌رفتن با پای برهنه، به ترتیب ۲۴/۸ و ۹/۷ درصد بیشتر بود، هرچند که هیچ‌کدام معنی‌دار نبود. اختلاف معنی‌داری برای هیچ‌یک از پارامترهای EMG در هر دو حالت راه‌رفتن برای عضله نعلی وجود نداشت. مطابق کارهای توصیفی اولیه، نقش پلانتارفلکسورها در طول راه رفتن، ثبات زانو و مچ پا، مهار چرخش استخوان درشت‌نی و حفظ انرژی با به حداقل رساندن نوسان مرکز جرم تعریف شده است (۲۸). از طرفی نتایج مدل‌های فوروارد داینامیک (۲۷) نقش عضله نعلی را در تولید حرکت رو به جلو تنه و همچنین نقش عضله دوقلو را در ایجاد شتاب رو به جلو ساق اثبات کرده‌اند. در واقع این دو عضله با یک اثر سینرژیک مخالف روی ساق و تنه، علاوه بر حمایت عمودی بدن در مچ پا، سبب پیشروی رو

به جلو ساق و تنه می‌شوند. با توجه به اهمیت نقش عضلات دوقلو و نعلی در ایجاد شتاب رو به جلو ساق و تنه هنگام راه رفتن، به نظر می‌رسد که به احتمال زیاد این عضلات بیشترین اثر را بر سرعت راه رفتن داشته باشند. تحقیق در زمینه اثر سرعت راه رفتن بر دامنه EMG، نشان داده است که دامنه EMG به صورت خطی با سرعت راه رفتن افزایش می‌یابد (۲۴). برای اجتناب از تأثیر سرعت، بر پارامترهای EMG در این تحقیق به آزمودنی‌ها گفته شد که در سرعت خودانتخابی که راحت هستند راه بروند. مشاهده شد که گروه پای سوپی نیت به طور معنی‌داری سریع‌تر از گروه پای طبیعی و گروه پرونیت نیز اندکی (حدود ۸/۵ درصد) سریع‌تر از گروه پای طبیعی راه می‌رفتند. تحقیقات پیشین نشان داده‌اند که آمپلی تود سیگنال‌های الکترومایوگرافی با سرعت راه رفتن افزایش می‌یابد (۲۴،۳۲)، اما در تحقیق حاضر، آزمودنی‌ها در گروه‌های با ساختار پای غیرطبیعی نسبت به گروه پای طبیعی با آهنگ سریع‌تری راه می‌رفتند. تحقیقات اشاره‌شده، تأثیر ساختار غیرطبیعی پا را در سرعت راه رفتن بررسی نکردند و بر افرادی با ساختار طبیعی متمرکز بودند، اما به هر حال افزایش سرعت راه رفتن افراد دارای ساختار غیرطبیعی پا نکته‌ای است که باید مورد توجه قرار گیرد. البته مورلی و همکاران نیز در تحقیق خویش به مورد مشابه سریع‌تر راه رفتن افراد پای پرونیت در مقایسه با گروه کنترل مواجه شدند (۱۵). مورلی به احتمال وجود نوعی سازوکار جبرانی عصبی - عضلانی اشاره کرد. با در نظر گرفتن نتایج این تحقیق، در توضیح این موضوع می‌توان گفت کاهش فعالیت عضله دوقلوی داخلی و افزایش فعالیت عضله دوقلوی خارجی در گروه پای پرونیت، همچنان که نتایج این تحقیق نشان داد، ممکن است سبب افزایش سرعت راه رفتن در گروه پای پرونیت نسبت به گروه پای طبیعی باشد. برای مثال ممکن است افزایش شتاب در انتهای مرحله استقرار و سرتاسر مرحله نوسان برای ایجاد نیروی پیشروی در ساق پا و همچنین حفظ ثبات مج پا برای جدا شدن موثر پاشنه از زمین، بیشتر بر عهده بخش خارجی عضله دوقلو باشد. افزایش سرعت در پای سوپی نیت قبلاً گزارش نشده است و این امکان وجود دارد که دلایل بیولوژیکی یا جبرانی بیشتری نظیر واکنش به افزایش سختی ساختار اسکلتی پا داشته باشد. البته نتیجه‌گیری قطعی در این مورد، نیازمند تحقیقات دقیق است. فقدان مستندات مرتبط با فعالیت عضلانی و سرعت راه رفتن در افرادی با دفورمیتی‌های ساختاری پا و نتایج تحقیق حاضر، زمینه‌ای مناسب را برای افزایش اطلاعات و مدارک علمی بیشتر در این حوزه ایجاد می‌کند.

وجود اختلافات معنی‌دار در سطوح فعالیت عضلات درشت‌نیی قدامی، نازک‌نیی دراز و دوقلوی داخلی برای گروه پرونیت ممکن است تأییدی بر این نظر باشد که افراد مبتلا به دفورمیتی پای

پرونیت، بیشتر در معرض آسیب‌های بافت نرم ناحیه ساق پا و قسمت میانی کف پا قرار دارند (۲۹). البته باید توجه داشت که جنبه‌های وسیعی از پاسچر پا به همراه فاکتورهای خارجی مانند سن، محیط و سطح مهارت به شکل ترکیبی در احتمال وقوع آسیب‌های ورزشی دخالت دارند.

در مورد پای سوپی نیت، نتایج این تحقیق نشان داد که اگرچه به‌طور کلی می‌توان گفت فعالیت عضلانی در گروه سوپی نیت کمتر از گروه پای طبیعی بود، هیچ اختلاف معنی‌داری بین دو گروه وجود نداشت. این نتایج، با فرض احتمال افزایش فعالیت اورتورها در افرادی با پای سوپی نیت که در یافته‌های کینماتیکی پیشین گزارش شده (۳۰)، همسو نیست. در دفورمیتی پای سوپی نیت، ممکن است در انتهای مرحله استقرار برای جدا شدن پاشنه از زمین، فعالیت عضلات کمتر باشد، اما با در نظر گرفتن ساختار اسکلتی، به‌نظر نمی‌رسد که قادر به پخش کردن شوک نیروهای منتقل‌شده به آن باشد. بنابراین نیروهای حداکثری به‌دلیل ساختار دوگانه^۱ (همراهی حرکت در مفصل ساب تالار با چرخش درشت‌نیی) اندام تحتانی به بالا منتقل می‌شوند و در درازمدت خطر وقوع آسیب‌های ساق، زانو و کمر بیشتر خواهد شد.

به‌عنوان نتیجه‌گیری نهایی می‌توان گفت یافته‌های این تحقیق فرض تغییر عملکرد عضلات اندام تحتانی را در گروه دارای پای پرونیت در مقایسه با گروه پای طبیعی تأیید کرد. همچنین مشخص شد که گروه پای پرونیت با درصد بیشتری از حداکثر دامنه برای عضله درشت‌نیی قدامی و در درصد کمتری از حداکثر دامنه عضله نازک‌نیی طویل در کل چرخه و مرحله استقرار، در مقایسه با گروه پای طبیعی، عمل می‌کنند. این تفاوت‌ها ممکن است در فعالیت عضلانی بازتاب جبران عصبی-عضلانی برای کاهش اورلود قوس طولی داخلی در افراد دارای پای پرونیت باشد. نتایج این تحقیق بر روی فعالیت عضلانی اندام تحتانی در دفورمیتی‌های ساختاری پا ممکن است در برنامه‌ریزی موفق‌تر اقدامات توانبخشی و حرکتی افراد مبتلا به ساختار غیرطبیعی پا مؤثر باشد.

منابع:

1. Tiberio, D. (1988). Pathomechanics of structural foot deformities. *Physical Therapy*, 68:1840-1849.
2. Nishijima, Y., Kato, T., Yoshizawa, M., Miyashita, M., Lida, H. (2010). Application of the segment weight dynamic movement method to the

- normalization of gait EMG amplitude. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20: 550–557.
3. Cote, KP., Brunet, ME., Gansneder, BM., Shultz, SJ. (2005). Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. *Journal of Athletic Training*, 40 (1): 41–46.
 4. Manoli, A., Graham, B. (2005). The Subtle Cavus Foot, “the Underpronator,” a Review. *Foot & Ankle International*, 26 (3): 256-263.
 5. Razeghi, M., Batt, ME. (2000). Biomechanical analysis of the effect of orthotic shoe inserts. A review of the literature. *Sports Medicine*, 29 (6): 425-438.
 6. Valmassy, RL. (1996). *Clinical biomechanics of the lower extremity*. Mosby-Year Book; 1st edition, Chapter1.
 7. Levinger, P., Murley, GS., Barton, CJ., Cotchett, MP., McSweeney, SR. Menz, HB. (2010). A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model. *Gait & Posture*, 32: 519–523.
 8. Williams 3rd, DS., McClay, IS., Hamill, J., Buchanan, TS. (2001). Lower Extremity Kinematic and Kinetic Differences in Runners With High and Low Arches. *Journal of Applied Biomechanics*, 17(2): 153-163.
 9. Hunt, AE., Smith, RM. (2004). Mechanics and control of the flat versus normal foot during the stance phase of walking. *Clinical Biomechanics*, 19 : 391–397.
 10. Chuckpaiwong, B., Nunley, JA., Mall, NA., Queen, RM. (2008). The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running. *Gait & Posture*, 28 (3): 405–411.
 11. Burns, J., Crosbie, J., Hunt, A., Ouvrier, R. (2005). The effect of pes cavus on foot pain and plantar pressure. *Clinical Biomechanics*, 20 (9): 877–882.
 12. Khaleghi, M., Sadeghi, H., Shojaadin SD., Abbasi, A. (2007). Relationship between supinated and pronated foot with dynamic stability in jump-landing. *Journal of Biomechanics*, 40, Supplement 2: page S203.
 13. Nigg, BM. (2001). The Role of Impact Forces and Foot Pronation: A New Paradigm. *Clinical Journal of Sports Medicine*, 11: 2–9.
 14. Winter, DA, Yack, HJ. (1987). EMG profiles during normal human walking: Stride-to-stride and intersubject variability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 67: 402-411.
 15. Murley, GS., Mens, HB., Landorf, KB. (2009). Foot posture influences the electromyographic activity of selected lower limb muscles during gait. *Journal of Foot and Ankle Research*, 2:35.
 16. Backmann, CK. (1997). The effect of treadmill compliance and foot type on electromyography of lower extremity muscles during running, Western Washington University.

17. Keenan, MA., Peabody, TD., Gronley, JK., Perry, J. (1991). Valgus deformities of the feet and characteristics of gait in patients who have rheumatoid arthritis. *Journal of Bone and Joint Surgery (Am)*, 73: 237-47.
18. Redmond AC., Crosbie J., Ouvrier AR. (2006). Development and validat a novel rating system for scoring standing foot posture: the foot posture index. *Clinical Biomechanics*, 21: 89-98.
۱۹. عنبریان م، خلیلی ش؛ نیکو م ر (۱۳۸۹). اثر یک دوره تمرین تعادلی هشت‌هفته‌ای بر عملکرد تعادلی دختران نوجوان مبتلا به پای گود ایدئوپاتی. پژوهش در علوم ورزشی (طب ورزشی) شماره ۶: ۸۲-۶۷.
20. Hermens, HJ., and Feriks, B. (2005). Surface electromyography for the non-invasive assessment of muscle (SENIAM). <http://www.SENIAM.com>.
21. Sacco, IC., Gomes, AA., Otuzi, ME., Pripas, D., Onodera, AN. (2009). A method for better positioning bipolar electrodes for lower limb EMG recordings during dynamic contractions. *Journal of Neuroscience Methods*, 180: 133-137.
22. Lythgo N., Wilson C., Galea M. (2009). Basic gait and symmetry measures for primary school-aged children and young adults whilst walking barefoot and with shoes. *Gait & posture*, 30: 502-506.
23. De Luca, CJ., Gilmore, LD., Kuznetsov, M., Roy, SH. (2010). Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *Journal of Biomechanics*, 43: 1573-1579.
24. Chung, MG., Wang, MJ. (2010). The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20-60 years. *Gait & Posture* 31: 131-135.
25. De Luca CJ (1997). The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13:135-63.
26. Murley, GS., Mens, HB., Landorf, KB., bird, AR. (2009). Reliability of lower limb electromyography during overground walking: A comparison of maximal- and sub-maximal normalisation techniques. *Journal of Biomechanics*, 43 (4): 749-56.
27. Neptune, RR., Kautz, SA., Zajac, FE. (2001). Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of Biomechanics*, 34: 1387-1398.
28. Sutherland, DL., Cooper, L., Daniel, D. (1980). The role of the ankle plantar flexors in normal walking. *Journal of Bone and Joint Surgery (Am)*, 62 (3): 354-363.

29. Ledoux W., Shafer J., Ahroni J., Smith D., Sangeorzan B., Boyko E. (2003). Biomechanical differences among pes cavus, neutrally aligned and pes planus feet in subjects with diabetes. *Foot and Ankle International*, 24: 845-850.
30. Nawoczenski, DA., Saltzman, CL., Cook, TM. (1998). The effect of foot structure on the three dimensional kinematic coupling behavior of the leg and rearfoot. *Physical Therapy*, 78(4): 404-416.
31. Evans, AM., Copper AW., Scharfbilling, RW., Scutter, SD., Williams, MT. (2003). Reliability of the foot posture index and traditional measures of foot position. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 93: 203-213.
32. Warren, GL., Maher, RM., Higbie, EJ. (2004). Temporal patterns of plantar pressures and lower-leg muscle activity during walking: effect of speed. *Gait & Posture*, 19:91-100.