پژوهش در علوم ورزشی شماره ۸، زمستان ۱۳۸۹، صص ۳۴-۱۳

نورم ملی وزن کوله‌پشتی برای دانش‌آموزان پسر ایرانی

دکتر حسن دانشمندی[۱]، سید حسین حسینی[۲]، فریبا محمدی[۳]

تاریخ دریافت: ۸۹/۷/۴ تاریخ پذیرش: ۹۰/۳/۲۴

پژوهشکدهٔ تربیت بدنی و علوم ورزشی وزارت علوم، تحقیقات و فناوری

چکیده

هدف از پژوهش حاضر تدوین نورم ملی وزن کوله‌پشتی برای دانش‌آموزان پسر ایرانی در مقاطع تحصیلی مختلف بود. نمونهٔ آماری شامل ۲۰۰۰ نفر (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 ۶۲/۸۵ کیلوگرم و قد ۱۶۹/۷۴ سانتی‌متر) بود که به‌طور تصادفی خوشه‌ای از پنج منطقهٔ جغرافیایی مختلف کشور انتخاب شدند. این مطالعه طی دو مرحله اجرا شد: در مرحلهٔ اول که ۲۰۰۰ دانش آموز مورد پیمایش اولیه قرار گرفتند، ویژگی‌های جمعیت‌شناختی نمونه‌ها و وزن مطلق (کیلوگرم) و نسبی (درصد وزن بدن) کوله‌پشتی آن‌ها اندازه‌گیری و ثبت شد. سپس، چارک‌های اول تا سوم وزن نسبی کوله‌پشتی حملی موجود در توزیع طبیعی داده‌ها برای هر یک از مقاطع تحصیلی به‌دست آمد. در مرحلهٔ دوم اثر حمل بارهایی به میزان چارک‌های اول تا سوم وزن نسبی کوله‌پشتی بر پارامترهای فیزیولوژیکی (ضربان قلب، فشار خون، اکسیژن مصرفی، هزینهٔ انرژی و تهویهٔ دقیقه‌ای) ۵۴ دانش‌آموز در آزمایشگاه، با استفاده از دستگاه گاز آنالایزر مطالعه شد. همچنین در ادامه، اثر حمل این بارها بر میزان دردهای جسمانی دانش‌آموزان، با استفاده از مقیاس DRS بررسی شد. نتایج تحقیق حاضر نشان داد حمل کوله‌پشتی با وزن‌هایی معادل ۱۱/۳۰٪، ۱۰/۵۰٪ و ۹٪ وزن بدن و بیشتر، به‌ترتیب در دانش‌آموزان مقاطع ابتدایی، راهنمایی و دبیرستان به تغییرات منفی معنی‌داری در عملکرد فیزیولوژیکی و نیز افزایش معنی‌دار میزان دردهای جسمانی آن‌ها منجر می‌شود. همچنین، با وجود آسیب‌پذیر بودن ساختارهای عضلانی- اسکلتی در سنین کمتر، نتایج تحقیق نشان داد که دانش‌آموزان دبستانی، در مقایسه با دانش‌آموزان مقاطع بالاتر

۱. استادیار دانشگاه گیلان (نویسندهٔ مسئول) Email:Daneshmandi_ph@yahoo.com
۲. مربی دانشگاه خلیج فارس بوشهر Email: Hoseini.papers@gmail.com
۳. دانشجوی دکتری آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشگاه تهران Email: fmohammadi@ssrc.ac.ir

کوله‌پشتی سنگین‌تری حمل می‌کنند. با توجه به نتایج، به‌طور کلی نورم طبیعی و حداکثر وزن نسبی مجاز کوله‌پشتی، به‌ترتیب برای دانش‌آموزان ابتدایی، ۹/۵٪ و ۱۱٪ وزن بدن، راهنمایی، ۸٪ و ۹/۵٪ وزن بدن و دبیرستان، ۷٪ و ۸/۵٪ وزن بدن تعیین شده است. بر همین اساس، نورم و حداکثر وزن مجاز کوله‌پشتی بر حسب کیلوگرم برای پایه‌های اول تا پنجم ابتدایی با وزن طبیعی، به‌ترتیب (۲/۱۰ و ۲/۳۵)، (۲/۴۰ و ۲/۸۰)، (۲/۷۰ و ۳/۱۵)، (۳/۱۰ و ۳/۵۰) و (۳/۴۰ و ۳/۹۰) کیلوگرم، برای پایه‌های اول تا سوم راهنمایی با وزن طبیعی، به‌ترتیب (۳/۵۵ و ۴/۲۲)، (۳/۸۰ و ۴/۵۰) و (۴/۱۲ و ۴/۹۰) کیلوگرم و برای پایه‌های اول تا سوم دبیرستان با وزن طبیعی، به‌ترتیب (۴/۲۵ و ۵/۱۵)، (۴/۳۶ و ۵/۳۰) و (۴/۶۰ و ۵/۶۰) کیلوگرم تعیین شده است؛ بنابراین، با توجه به رعایت نکردن حمل وزن مجاز کوله‌پشتی از سوی دانش‌آموزان ایرانی که تاکنون به‌دلیل نبود نورم ملی در مدارس، عادی به نظر می‌رسید و آثار منفی خود را بر دردها و ناهنجاری‌های قامت آن‌ها برجای می‌گذاشت، پیشنهاد می‌شود دانش‌آموزان، والدین، مدیران و مسئولان آموزش و پرورش از نتایج تحقیق حاضر به‌عنوان مبنا و نورم وزن کوله پشتی استفاده کنند.

کلید واژه‌های فارسی: **نورم، وزن مطلق، وزن نسبی، کوله‌پشتی، دانش‌آموزان، مقطع تحصیلی.**

مقدمه

مطالعه و پیشنهاد استانداردهای لازم در خصوص تجهیزات مورد استفادهٔ انسان‌ها و نیز مطالعهٔ اثر استفاده از آن‌ها بر سلامت کاربران، همواره موضوع مشترک مهمی بین علوم گوناگون از جمله علوم ورزشی و زیرشاخه‌های آن بوده است. در این میان، کوله‌پشتی به‌عنوان یکی از رایج‌ترین تجهیزات مورد استفادهٔ جوانان از جنبه‌های متفاوتی همچون طرح و شکل، چگونگی حمل، آثار فیزیولوژیکی رعایت نکردن وزن، مدت زمان حمل و حجم استاندارد آن و به‌ویژه تناسب وزن آن بر اساس سن و ابعاد آنتروپومتریکی کاربران در مرکز توجه قرار دارد. مطالعهٔ ساختارهای عضلانی-اسکلتی و دردها و ناراحتی‌های دانش‌آموزان جوان به‌عنوان اصلی‌ترین کاربران کوله پشتی و اثرپذیری این ساختارها از نحوهٔ حمل کوله پشتی، سهم عمده‌ای از تحقیقات را به خود اختصاص داده است (۱- ۳). ارگونومی یا دانش مهندسی انسان و طب ورزش به‌طور خاص‌تر بر این موضوع تمرکز کرده‌اند.

تاکنون، محققان شیوع دردها و ناراحتی‌های عضلانی-اسکلتی (۲- ۶) و عوارض فیزیولوژیکی منفی(۷- ۱۱) حمل کوله‌پشتی‌های سنگین را در میان نوجوانان بررسی کرده‌اند و نیز به مطالعهٔ مقایسه‌ای حمل انواع کیف‌های مدرسه‌ای از دیدگاه پیامدهای فیزیولوژیکی و متابولیکی (۱۲)، الکترومایوگرافیکی (۲) و

تغییرات پوسچرال (۱۳- ۱۶) پرداخته‌اند. با وجود گستردگی موضوع، بیشتر تحقیقات انجام شده به بررسی آثار حمل کوله‌پشتی در ردهٔ سنی خاص و محدودی پرداخته‌اند و هدف آن‌ها دست‌یابی به وزن مطلوب، بر اساس شاخص‌های آنتروپومتریکی بوده است؛ برای مثال هونگ و همکاران (۲۰۰۰) وزن مطلوب کوله‌پشتی را برای دانش آموزان ۱۰ ساله تا میزان ۱۰٪ وزن بدن پیشنهاد کرده‌اند و دلیل آن را بروز کمترین اختلال در فرآیندهای متابولیکی دانش آموزان هنگام حمل این مقدار بار اعلام نمودند. محققان همچنین تأکید داشتند که تعیین وزن مطلوب کوله‌پشتی تابعی از ویژگی‌های آنتروپومتریکی و سن رشدی و تقویمی دانش آموزان است و از این رو نمی‌توان این میزان وزن را برای سایر رده‌های سنی تجویز و توصیه نمود (۸). تحقیقات انجام شده در فرانسه (۱۷، ۱۸) و استرالیا (۱۹) نشان داده‌اند که تعداد قابل توجهی از دانش آموزان در مدارس ابتدایی، راهنمایی و دبیرستان کوله‌هایی با وزن بیش از ۱۰٪ وزن بدن خود حمل می‌کردند. تحقیقی در هنگ‌کنگ نشان داد که دانش‌آموزان این کشور کیف‌هایی تقریباً معادل ۲۰٪ وزن بدن خود را حمل می‌کنند (۱۴). همچنین ساندر (۱۹۷۹) در مطالعه‌ای نشان داد که اغلب دانش‌آموزان آلمانی کیف‌هایی سنگین‌تر از ۱۰٪ وزن بدن و گاه حتی تا ۱۸/۲٪ وزن بدن خود را حمل می‌کنند (۲۰). پاسکو و همکاران (۱۹۹۷) نیز در آمریکا وزن کیف‌های دانش‌آموزان را بررسی و مشاهده کردند که میانگین وزن نسبی کیف‌های دانش‌آموزان، ۱۷٪ میانگین وزن بدن آن‌هاست (۱۶). در ایتالیا نیز نگرینی و همکاران (۱۹۹۹) گزارش کردند که بیش از ۳۴٪ دانش آموزان مورد مطالعهٔ آن‌ها، دست‌کم یک بار در هفته کیفی با وزن نسبی بیش از ۳۰٪ وزن بدن خود را حمل می‌کردند (۲۱). موضوع مشترک میان تحقیقات مذکور بیان نگرانی‌هایی در مورد سلامت کاربران کوله‌پشتی با وزن‌های زیاد و تأکید بر ضرورت تدوین و ارائهٔ نورم طبیعی متناسب با ابعاد دموگرافیکی افراد بوده است.

با وجود اینکه برخی محققان نشان داده‌اند که کودکان نباید باری بیش از ۱۰٪ وزن بدن خود را حمل کنند (۱، ۸، ۲۲- ۲۴) و تا مدت‌ها این مقدار وزن کوله‌پشتی، به‌عنوان استاندارد پذیرفته و توصیه شده بود (۲۵)، به‌تازگی برخی محققان با این میزان مخالفت کرده، معتقدند توانایی دانش‌آموزان سنین ۷ تا ۱۸ سال برای تحمل بار با یکدیگر بسیار متفاوت است (۲۶- ۲۹)؛ از این رو نمی‌توان دلایل کافی برای حمایت از وزن پیشنهادی معادل ۱۰٪ وزن بدن ارائه نمود (۱۳، ۳۰). به‌تازگی، برخی محققان وزنی معادل ۱۰٪ وزن بدن را برای دانش‌آموزان ۱۰ تا ۱۵ ساله بسیار سنگین می‌دانند (۱۵). روشن کردن این موضوع که رعایت نکردن وزن مطلوب کوله‌پشتی دقیقاً بر کدام‌یک از شاخص‌های فیزیولوژیکی، ساختاری و حتی عملکردی چون راه رفتن و مؤلفه‌های آن، مؤثرتر است، نیازمند تحقیقات وسیع‌تر و دقیق‌تری است. با وجود این، به‌نظر می‌رسد گام نخست در مطالعاتی از این دست تعیین استاندارد و نورم وزنی کوله‌پشتی بر

اساس ویژگی‌های آنتروپومتریکی کاربران در کشورها و از جمله ایران با جمعیت دانش‌آموزی گستردهٔ آن است. تاکنون هیچ‌گونه نورم یا هنجاری در کشور وجود نداشته است که با تکیه بر مطالعات دقیق آزمایشگاهی و تحقیقات بالینی، وزن مطلوب کوله‌پشتی را در رده‌های سنی گوناگون اعلام کرده باشد، هرچند که محققان حاضر به‌طور محدود، ناراحتی‌های عضلانی-اسکلتی و تغییرات فیزیولوژیکی حاصل از حمل وزن‌های غیراستاندارد را بر اساس ویژگی‌های آنتروپومتریکی و دموگرافیکی دانش‌آموزان بررسی کرده بودند (۷، ۱۲، ۳۱، ۳۲). اکنون، به‌نظر می‌رسد اجرای تحقیقاتی چنین گسترده، جامع و در سطح ملی که علاوه بر توصیف وضعیت موجود کاربران کوله‌پشتی به مطالعات بالینی و آزمایشگاهی نمونه‌ها بپردازند، می‌تواند گامی مثبت به‌عنوان استراتژی‌ای پیشگیرانه در بروز اثرات نامطلوب آشکار و پنهان حمل غیراصولی کوله‌پشتی توسط دانش‌آموزان باشد و در ارتقای سطح سلامتی جامعه مؤثر واقع گردد. هر چند ارائهٔ حداکثر وزن قابل حمل پیش از این در میان کارگران صنعتی و سایر مشاغل انجام شده است و به‌عنوان قانون کار اجباری در کشور اجرا می‌شود، چنین وزن استانداردی که بر مبنای ابعاد آنتروپومتریکی و مطالعات آزمایشگاهی در میان جامعه دانش‌آموزی به‌دست آمده باشد ـ همچون برخی کشورهای پیشرفتهـ در کشور ما وجود نداشته و ضرورت آن احساس می‌شود؛ بنابراین هدف از اجرای پژوهش حاضر تدوین نورم ملی وزن کوله‌پشتی برای دانش‌آموزان پسر ایرانی در مقاطع مختلف تحصیلی، بر اساس مطالعات میدانی و آزمایشگاهی بوده است که به‌دلیل گستردگی کار، مقالهٔ حاضر فقط به ارائهٔ نتایج پایانی یعنی ارائهٔ نورم، به‌عنوان مهم‌ترین بخش این تحقیق، در مقاطع تحصیلی و رده‌های سنی مختلف پرداخته است.

روش‌شناسی پژوهش

به‌طور کلی، تحقیقاتی که به تدوین نورم می‌پردازند ماهیت توصیفی ـ میدانی دارند، با این حال بخش آزمایشگاهی این تحقیق به‌دلیل عدم کنترل دقیق برخی محدودیت‌ها مانند شرایط تغذیه‌ای و فعالیت‌های بدنی روزمرهٔ آزمودنی‌ها از نوع نیمه‌تجربی است. جامعهٔ آماری تحقیق را کلیهٔ دانش‌آموزان پسر مقاطع تحصیلی ابتدایی، راهنمایی و دبیرستان در سراسر کشور تشکیل داده‌اند که در سال تحصیلی ۸۸-۸۹ مشغول به تحصیل بودند. در تحقیق حاضر، ابتدا پنج استان گیلان، خوزستان، تهران، کرمانشاه و خراسان رضوی از شرایط جغرافیایی مختلف کشور (به‌ترتیب شمال، جنوب، مرکز، غرب و شرق) به‌عنوان استان‌های مورد مطالعه انتخاب شدند. سپس، نمونه‌ای شامل ۲۰۰۰ دانش‌آموز پسر (بر اساس جدول ادینسکی)[1] که به تفکیک مقاطع

1. Udinsky

ابتدایی، راهنمایی و دبیرستان به‌ترتیب ۷۹۰، ۶۰۰ و ۶۱۰ نفر بودند، به‌صورت تصادفی خوشه‌ای در سطح استان‌ها، شهرها، مناطق آموزش و پرورش، مدارس، کلاس‌ها و دانش‌آموزان تعیین شد. جمع‌آوری اطلاعات تحقیق طی دو مرحله انجام شد: در مرحلهٔ اول، وضعیت موجود کوله‌پشتی (وزن مطلق، وزن نسبی و مدت زمان حمل کوله‌پشتی در حال حاضر) جامعهٔ دانش‌آموزان ایرانی بررسی شد و میانگین وزن مطلق (کیلوگرم)، و نسبی (درصد وزن بدن) آن به‌دست آمد. در مرحلهٔ دوم، برای انتخاب نمونه‌های مطالعهٔ آزمایشگاهی، چارک‌های اول تا سوم وزن نسبی کوله پشتی در توزیع طبیعی داده‌های حاصل برای هر کدام از مقاطع تحصیلی به‌طور جداگانه محاسبه و تعیین شد. آنگاه ۵۴ نفر (۲۲ نفر دبستان، ۱۵ نفر راهنمایی و ۱۷ نفر دبیرستان) در آزمایشگاه علوم ورزشی مطالعه شدند. نمونهٔ کوچک (۵۴ نفر) نیز به روش تصادفی گزینش شد. برای افزایش قابلیت تعمیم نتایج به جامعه، با توجه به اهداف ملی مطالعه، از دانش‌آموزانی با ویژگی‌های آنتروپومتریکی مختلف استفاده شد(۳۳).

مطالعهٔ پارامترهای فیزیولوژیکی آزمودنی‌ها شامل ضربان قلب، فشار خون، اکسیژن مصرفی، هزینهٔ انرژی و تهویهٔ دقیقه‌ای، با استفاده از دستگاه گاز آنالایزر و ارزیابی میزان دردهای بدنی، با استفاده از مقیاس نرخ گذاری تصویری(DRS)[1] انجام شد. پروتکل آزمایشی برای مطالعهٔ متغیرهای مذکور در شرایط حمل کوله‌پشتی با بارهای مورد مطالعه شامل راه رفتن روی نوارگردان با شیب ثابت صفر درجه و با سرعت ۱/۱ (برای دانش‌آموزان ابتدایی و راهنمایی) و ۱/۳ (برای دانش‌آموزان دبیرستان) متر بر ثانیه بود (۸، ۱۰، ۳۴). مدت زمان پروتکل ۱۰ دقیقه (شامل ۷ دقیقه راه رفتن و ۳ دقیقه بازگشت به حالت اولیه) بود. هر یک از آزمودنی‌ها در چهار آزمون راه رفتن روی نوارگردان شرکت کردند که عبارت بود از: ۱) راه رفتن روی نوارگردان بدون حمل کوله‌پشتی به‌عنوان کنترل؛ ۲) راه رفتن هنگام حمل کوله پشتی با وزن نسبی معادل چارک اول (نقطهٔ ۲۵ درصدی) وزن کوله پشتی‌های دانش‌آموزان جامعه؛ ۳) راه رفتن هنگام حمل کوله پشتی با وزن نسبی معادل چارک دوم (نقطهٔ ۵۰ درصدی) وزن کوله پشتی‌های دانش‌آموزان جامعه؛ ۴) راه رفتن هنگام حمل کوله‌پشتی با وزن نسبی معادل چارک سوم (نقطهٔ ۷۵ درصدی) وزن کوله‌پشتی‌های دانش‌آموزان جامعه.

در این پژوهش، پیش از تجزیه و تحلیل داده‌های فیزیولوژیکی و پرسشنامه‌ای، ابتدا از آزمون ماخلی[2] برای ارزیابی فرض کرویت[3] (طبیعی بودن توزیع داده‌ها) استفاده شد. سپس، در صورت

1. Display Rating Scale
2. Maukhly's test
3. Sphericity assumption

برآورده شدن فرض کرویت، از آزمون تحلیل واریانس با اندازه گیری‌های مکرر در چهار سطح از میزان بار حمل شده استفاده شد، اما در صورت برآورده نشدن فرض کرویت، ضریب تصحیح هینه- فلت[1] در آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر اعمال شد. سپس، ببرای انجام مقایسه‌های دوگانه از آزمون بونفرونی[2] استفاده شد که آزمون تعقیبی مناسبی برای مقایسهٔ دوبه‌دو گروه‌ها، پس از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر است. تجزیه و تحلیل اطلاعات با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخهٔ ۱۶ و در سطح معنی‌داری $p \leq ۰/۰۵$ انجام شد. همچنین، نمودارها به کمک نرم‌افزار Excel ترسیم شد.

یافته‌های پژوهش

میانگین و انحراف معیار ویژگی‌های فردی دانش‌آموزان ایرانی در مقاطع و پایه‌های تحصیلی مختلف در جدول ۱ ارائه شده است. جدول ۲ نیز میانگین وزن فعلی کوله‌پشتی دانش‌آموزان ایرانی را در پایه‌ها و مقاطع تحصیلی مختلف نشان می‌دهد. همچنین در جدول ۳ میانگین و چارک‌های اول تا سوم وزن مطلق و نسبی کوله‌پشتی دانش‌آموزان مقاطع تحصیلی مختلف به‌منظور اجرای آزمون‌های آزمایشگاهی ارائه شده است.

جدول ۱. ویژگی‌های فردی دانش آموزان (M±SD) در مقاطع و پایه‌های تحصیلی مختلف

مقطع تحصیلی	پایه تحصیلی	سن (سال)	وزن (kg)	قد (cm)	BMI ($kg.m^{-2}$)
ابتدایی (n=۷۹۰)	اول (n=۱۵۵)	۷/۲±۱/۰	۲۱/۴±۵/۳	۱۲۲/۲±۷/۴	۱۵/۴±۲/۸
	دوم (n=۱۶۳)	۸/۱±۱/۲	۲۵/۲۶±۶/۶	۱۲۶±۷/۹	۱۵/۹±۲/۴
	سوم (n=۱۴۷)	۹/۰±۱/۰	۲۸/۶±۶/۸	۱۳۲/۶±۹/۱	۱۶/۵±۳/۱
	چهارم (n=۱۷۱)	۱۰/۱±۱/۵	۳۲/۴±۸/۲	۱۳۶/۸±۹/۰	۱۷/۳±۳/۳
	پنجم (n=۱۵۴)	۱۱/۳±۱/۴	۳۵/۸±۹/۷	۱۴۰/۵±۹/۸	۱۸/۲±۴/۲
	کل (n=۷۹۰)	۹/۱±۲/۲	۳۱/۹±۸/۴	۱۳۵/۷±۹/۲	۱۶/۸±۳/۲
راهنمایی (n=۶۰۰)	اول (n=۲۱۳)	۱۲±۰/۹	۴۴/۵±۱۰/۳	۱۴۶/۷±۸/۴	۱۸/۶±۲/۵
	دوم (n=۲۰۴)	۱۳/۴±۱/۳	۴۷/۵±۱۱/۶	۱۵۳/۶±۱۰/۲	۱۹±۳/۴
	سوم (n=۱۸۳)	۱۴/±۱/۱	۵۱/±۱۲/۳	۱۵۹/۸±۱۰/۷	۱۹/۶۵±۴/۰
	کل (n=۶۰۰)	۱۳/۲±۱/۰	۴۸/۳±۱۱/۹	۱۵۴/۹±۱۰/۱	۱۹/۵±۳/۶
دبیرستان (n=۶۱۰)	اول (n=۱۸۹)	۱۵/۴±۱/۱	۶۰/۷±۱۱/۲	۱۶۴/۶±۱۰/۰	۱۹/۸±۱/۶
	دوم (n=۲۱۶)	۱۶/۶±۱/۴	۶۲/۳۵±۱۲/۲	۱۶۹/۲±۱۰/۳	۲۰/۳±۳/۲
	سوم (n=۲۰۵)	۱۷/۵±۱/۸	۶۵/۸۸±۱۴/۱	۱۷۲±۱۱/۶	۲۱/۱±۴/۳
	کل (n=۶۱۰)	۱۶/۶±۱/۲	۶۲/۸±۱۳/۸	۱۶۹/۷±۱۰/۵	۲۰/۶±۳/۷

1. Huynh-feldt epsilon
2. Bonferroni post-hoc

جدول ۲. میانگین وزن مطلق (kg) و نسبی (درصد وزن بدن) کوله‌پشتی دانش‌آموزان ایرانی در پایه‌ها و مقاطع تحصیلی مختلف (n=۲۰۰۰)

متغیر	ابتدایی(n=۷۹۰)						راهنمایی(n=۶۰۰)				دبیرستان(n=۶۱۰)			
	۱	۲	۳	۴	۵	کل	۱	۲	۳	کل	۱	۲	۳	کل
وزن مطلق	۵	۴/۲	۳/۶	۲/۷	۳	۳/۲۶	۳/۳	۴	۲/۳	۳/۱۵	۴/۲	۵/۱	۲/۳	۳/۳
وزن نسبی	۲۳	۱۷	۱۲/۳	۶/۶	۸/۳	۱۱/۲	۸/۴	۱۴/۵	۶/۳	۸/۳	۶/۸	۱۵/۲	۳/۵	۷

جدول ۳. میانگین و چارک‌های اول تا سوم وزن مطلق و نسبی کوله‌پشتی دانش‌آموزان مقاطع تحصیلی مختلف (n=۲۰۰۰)

متغیر	مقطع	میانگین	چارک اول	چارک دوم	چارک سوم
وزن مطلق کوله‌پشتی (kg)	ابتدایی	۳/۲۶	۲/۶۴	۳/۳۸	۴
	راهنمایی	۳/۱۵	۲	۳/۱۸	۴/۵۵
	دبیرستان	۳/۳	۲/۲۰	۳/۲۵	۴/۵۰
وزن نسبی کوله‌پشتی (درصد وزن بدن)	ابتدایی	۱۱/۲	۸/۳۳	۱۱/۳۰	۱۴/۶۰
	راهنمایی	۸/۳	۶	۷/۵۳	۱۰/۵۰
	دبیرستان	۷	۴/۵۰	۶/۵۰	۹

داده‌های فیزیولوژیکی

ضربان قلب: نتایج تحقیق حاضر نشان داد حمل کوله‌پشتی باعث افزایش ضربان قلب می‌شود، اما این افزایش بین وزن‌های مختلف کوله‌پشتی تفاوت معنی‌داری ندارد ($p>۰/۰۵$). همچنین، نتایج نشان داد حمل کوله‌پشتی، مستقل از وزن آن، بیش از سایر مقاطع تحصیلی، ضربان قلب دانش‌آموزان مقطع ابتدایی را تحت تأثیر قرار می‌دهد ($p<۰/۰۰۱$).

فشار خون سیستولی و دیاستولی: نتایج نشان داد فشار خون سیستولی و دیاستولی دانش‌آموزان به‌طور معنی‌داری تحت تأثیر وزن بار حملی قرار می‌گیرد ($p<۰/۰۰۱$). فشار خون در مقطع دبیرستان به‌طور معنی‌داری بیشتر از سایر مقاطع تحصیلی افزایش یافت ($p<۰/۰۰۱$) و بیشترین افزایش در شرایط حمل چارک دوم و سوم روی داد. با این حال، حمل چارک اول در هیچ‌کدام از مقاطع تحصیلی موجب افزایش معنی‌دار فشار خون نشد.

اکسیژن مصرفی و هزینهٔ انرژی: در تحقیق حاضر، اکسیژن مصرفی و هزینهٔ انرژی دانش‌آموزان به‌طور معنی‌داری تحت تأثیر وزن بار حمل شده قرار گرفت ($p=۰/۰۰۱$). در این

میان، دانش‌آموزان مقطع ابتدایی بیش از سایر مقاطع تحت تأثیر قرار گرفتند (p<۰/۰۰۱). حمل چارک‌های دوم و سوم در کلیهٔ مقاطع، در مقایسه با وضعیت بدون بار، اکسیژن و انرژی مصرفی را به‌طور معنی‌داری افزایش داد، با این حال چارک اول وزن نسبی کوله‌پشتی در هیچ‌یک از مقاطع تحصیلی افزایش معنی‌داری در مقدار این پارامترها ایجاد نکرد.

تهویهٔ دقیقه‌ای: نتایج نشان داد حمل چارک سوم وزن نسبی کوله‌پشتی، در مقایسه با سایر شرایط باری، تهویهٔ دقیقه‌ای را به‌طور معنی‌داری افزایش می‌دهد (p<۰/۰۲). در دانش‌آموزان مقاطع دبیرستان و راهنمایی حمل چارک دوم نیز افزایش معنی‌داری را در تهویهٔ دقیقه‌ای ایجاد می‌کند؛ بنابراین دانش‌آموزان مقاطع تحصیلی بالاتر بیش از مقطع ابتدایی تحت تأثیر تغییرات منفی تهویهٔ ریوی در نتیجهٔ حمل کوله‌پشتی قرار می‌گیرند (p<۰/۰۰۱). حمل کوله‌پشتی معادل چارک اول وزن نسبی کوله‌پشتی دانش‌آموزان در هیچ‌کدام از مقاطع تحصیلی افزایش معنی‌داری در تهویهٔ دقیقه‌ای ایجاد نکرد.

داده‌های پرسشنامه‌ای

درد گردن: مقایسهٔ مقاطع تحصیلی مختلف نشان داد میزان درد گردن در دانش‌آموزان ابتدایی به‌طور معنی‌داری بیشتر از دانش‌آموزان راهنمایی و دبیرستان است (p<۰/۰۳). همچنین، مقایسهٔ میزان درد گردن بین وضعیت‌های باری مختلف نشان داد حمل چارک‌های دوم و سوم وزن نسبی کوله‌پشتی در دانش‌آموزان تمام مقاطع تحصیلی، در مقایسه با چارک اول به افزایش معنی‌دار میزان درد در ناحیه گردن منجر می‌شود (p<۰/۰۵). حمل چارک سوم نیز به‌طور ویژه، در مقایسه با سایر وضعیت‌های باری به افزایش معنی‌داری در میزان درد گردن منجر شد.

درد شانه: نتایج تحقیق حاضر نشان داد میزان درد شانه در وضعیت حمل چارک سوم به‌طور معنی‌داری بیشتر از چارک اول و وضعیت بدون بار است (p≤۰/۰۴). همچنین، میزان درد ناحیهٔ شانه در وضعیت حمل چارک دوم نیز به‌طور معنی‌داری بیشتر از چارک اول و وضعیت بدون بار است (p≤۰/۰۳)، اما حمل کوله‌پشتی با وزنی برابر با چارک اول، افزایش معنی‌داری در میزان درد شانهٔ دانش‌آموزان ایجاد نکرد. مقایسهٔ میزان درد شانه بین مقاطع تحصیلی نشان داد درد ناحیهٔ شانه در دانش‌آموزان مقطع ابتدایی به‌طور معنی‌داری بیشتر از دانش‌آموزان مقاطع راهنمایی و دبیرستان است (p≤۰/۰۲۵). همچنین، میزان درد گزارش شده در مقطع راهنمایی به‌طور معنی‌داری بیشتر از مقطع دبیرستان است (p=۰/۰۴۵).

درد پشت: نتایج این بخش از تحقیق نشان داد میزان درد پشت در وضعیت حمل چارک سوم به‌طور معنی‌داری بیشتر از چارک دوم، چارک اول و وضعیت بدون بار است (p≤۰/۰۴). با این حال، حمل کوله پشتی با وزنی برابر با چارک اول و همچنین چارک دوم افزایش معنی‌داری در میزان درد پشت دانش‌آموزان ایجاد نکرد. نتایج همچنین نشان داد درد ناحیهٔ پشت در دانش-آموزان مقطع راهنمایی به‌طور معنی‌داری بیشتر از دانش‌آموزان مقاطع ابتدایی و دبیرستان است (p≤۰/۰۲)، اما در میزان درد پشت گزارش شده بین مقاطع ابتدایی و دبیرستان تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد.

درد کمر: نتایج نشان داد در وضعیت حمل چارک سوم وزن نسبی کوله پشتی، میزان درد کمر به‌طور معنی‌داری بیشتر از چارک اول و وضعیت بدون بار است (p≤۰/۰۱). همچنین میزان درد در ناحیهٔ کمر در وضعیت حمل چارک دوم نیز به‌طور معنی‌داری بیشتر از چارک اول و وضعیت بدون بار است (p≤۰/۰۲)، اما در مقایسهٔ سایر وضعیت‌ها با یکدیگر تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد. مقایسهٔ درد کمر بین مقاطع تحصیلی مختلف نیز نشان داد درد ناحیهٔ کمر در دانش-آموزان مقطع دبیرستان به‌طور معنی‌داری بیشتر از دانش‌آموزان مقاطع راهنمایی و ابتدایی است (p≤۰/۰۳). همچنین میزان درد گزارش شده در مقطع راهنمایی به‌طور معنی‌داری بیشتر از ابتدایی است (p=۰/۰۲).

بحث و نتیجه‌گیری

الف) بحث و بررسی یافته‌های فیزیولوژیکی

ضربان قلب: به‌طور کلی، نتایج تحقیق حاضر نشان داد تغییرات ضربان قلب دانش‌آموزان هنگام حمل کوله پشتی با وزن‌های مختلف معنی‌دار نیست که بیشتر محققان آن را تأیید می-کنند (۸، ۲۸، ۳۵، ۳۶). همچنین، نتایج نشان داد حمل کوله‌پشتی مستقل از وزن آن، بیش از سایر مقاطع تحصیلی، ضربان قلب دانش‌آموزان ابتدایی را تحت تأثیر قرار می‌دهد. شاید یکی از دلایل این موضوع کاهش ضربان قلب استراحتی در طول سال‌های رشد باشد (۳۷).

فشار خون سیستولی و دیاستولی: نتایج تحقیق حاضر نشان داد فشار خون سیستولی و دیاستولی متناسب با افزایش شدت فعالیت (افزایش وزن کوله‌پشتی)، افزایش می‌یابد. در تمرینات استقامتی سبک که کل بدن فعال است، افزایش فشار خون نسبت مستقیمی با افزایش شدت فعالیت ورزشی دارد (۳۷). نتایج این بخش از پژوهش با نتایج هونگ و همکاران (۲۰۰۰)، ساگیو و همکاران (۲۰۰۶)، حسینی و همکاران (۱۳۸۸) و دانشمندی و همکاران (۲۰۰۸) هم‌خوانی دارد. همچنین، نتایج نشان داد فشار سیستولی و دیاستولی خون در مقطع دبیرستان به‌طور معنی‌داری

بیشتر از سایر مقاطع تحصیلی افزایش یافت. شاید یکی از دلایل بالاتر بودن فشار خون دانش‌آموزان مقاطع بالاتر، به اندازهٔ بدن آن‌ها مربوط باشد؛ زیرا مشخص شده است که در فعالیت‌های کم شدت و زیر بیشینه (مانند حمل کوله‌پشتی) هر چه اندازهٔ بدن بیشتر باشد، هنگام ورزش فشار خون به مقدار بیشتری افزایش می‌یابد (۳۷). با این حال، افزایشی تا این اندازه در فشار خون سیستولی و دیاستولی دانش آموزان راهنمایی و دبیرستان کاملاً غیرطبیعی است.

اکسیژن مصرفی و هزینه انرژی: نتایج تحقیق حاضر نشان داد حمل چارک‌های دوم و سوم در تمام مقاطع، در مقایسه با وضعیت بدون بار، مقدار اکسیژن و انرژی مصرفی را به‌طور معنی‌داری افزایش داد. در بیان علت این تغییرات می‌توان گفت که بدیهی است شدت فعالیت هنگام حمل کوله‌پشتی سنگین‌تر، به‌طور معنی‌داری بیشتر است. افزایش وزن کوله‌پشتی، به‌علت تغییر مرکز ثقل بدن در پشت، دانش‌آموزان را به خم شدن به جلو وادار می‌کند (۳۹) و این خمیدگی جلویی سبب می‌شود عضلات همسترینگ، نیم‌شوکی، درشت‌نی قدامی، پهن جانبی، راست‌کنندهٔ ستون فقرات و ذوزنقه برای حمایت از حرکت، بیشتر فعالیت کنند (۲۸)؛ بنابراین افزایش هزینه‌های متابولیکی[1]، احتمالاً نتیجهٔ درگیری عضلات بیشتر و واحدهای حرکتی بیشتری در حین حمل کوله‌پشتی‌های سنگین‌تر بوده است (۱۶، ۲۸). نتایج این بخش از پژوهش با نتایج پژوهش هونگ[2] و همکاران (۲۰۰۰)، حسینی و همکاران (۱۳۸۸) و دانشمندی و همکاران (۲۰۰۸) هم‌خوانی دارد. نتایج نشان داد دانش‌آموزان مقطع ابتدایی بیش از مقاطع دیگر تحت تأثیر تغییرات منفی پارامترهای متابولیکی قرار گرفتند. هزینهٔ انرژی به‌صورت کیلوکالری در هر کیلوگرم از وزن بدن با افزایش سن کاهش می‌یابد. این بدان معناست که انرژی مصرفی در هر کیلوگرم از وزن بدن در نوجوانان بیشتر از بزرگ‌سالان است (۳۹). کودکان و نوجوانان هنگام اجرای فعالیت‌های زیر بیشینهٔ معین نسبت به بزرگ‌سالان، انرژی بیشتری به ازای هر کیلوگرم وزن بدن مصرف می‌کنند و این به معنای ضعیف بودن «کارآیی انرژتیک» در کودکان و نوجوانان، در مقایسه با بزرگ‌سالان است (۴۰).

تهویهٔ دقیقه‌ای: نتایج این بخش از پژوهش نشان داد دانش‌آموزان مقاطع تحصیلی بالاتر بیش از مقطع ابتدایی تحت تأثیر تغییرات منفی تهویهٔ ریوی در نتیجهٔ حمل کوله‌پشتی قرار می‌گیرند. همچنین حمل چارک سوم وزن نسبی کوله‌پشتی، در مقایسه با سایر شرایط باری، تهویهٔ دقیقه‌ای را به‌طور معنی‌داری افزایش می‌دهد. بر اساس این نتیجه، تهویهٔ ریوی در خلال فعالیت بدنی (از جمله حمل کوله‌پشتی) متناسب با نیازهای متابولیک بدن تا حدود بیشترین

1. Metabolic Costs
2. Hong

مقدار کار افزایش می‌یابد (۳۷). این بخش از نتایج تحقیق مورد تأیید دانشمندی و همکاران (۲۰۰۸)، حسینی و همکاران (۱۳۸۸)، لی[1] و همکاران (۲۰۰۳)، و لای و جونز[2] (۲۰۰۱) است، اما با نتایج تحقیق کوئیزادا و همکاران (۲۰۰۰) و مرآتی و همکاران (۲۰۰۱) هم‌خوانی ندارد. احتمالاً آمادگی بدنی خوب سربازان جوان پیاده‌نظام شرکت‌کننده در تحقیق کوئیزادا و همکاران، علت اصلی عدم تأثیر معنی‌دار حمل کوله‌پشتی بر تهویهٔ دقیقه‌ای در پژوهش مذکور بود. علاوه بر این، سرعت کم راه رفتن، احتمالاً علت اصلی معنی‌دار نبودن تغییرات تهویهٔ ریوی بین حمل کوله‌پشتی و راه رفتن بدون کیف در پژوهش مرآتی و همکاران است. در پژوهش آن‌ها، سرعت راه رفتن ۳ کیلومتر در ساعت بود، اما در پژوهش حاضر سرعت راه رفتن ۱/۱ تا ۱/۳ متر ثانیه (معادل ۳/۹۶ تا ۴/۶۸ کیلومتر در ساعت) بود.

ب) بحث و بررسی یافته‌های پرسشنامه‌ای

درد گردن: نتایج نشان داد حمل چارک‌های دوم و سوم وزن نسبی کوله‌پشتی، در مقایسه با چارک اول به افزایش معنی‌دار میزان درد در ناحیهٔ گردن منجر می‌شود. همچنین میزان درد گردن در دانش‌آموزان ابتدایی به‌طور معنی‌داری بیشتر از دانش‌آموزان راهنمایی و دبیرستان بود. موهان و همکاران (۲۰۰۷) هنگام مقایسهٔ زاویهٔ کرانیوورتبرال، تفاوت معنی‌داری بین شرایط حمل کوله‌پشتی و وضعیت بدون بار مشاهده کردند و اظهار داشتند که حمل کوله‌پشتی‌های سنگین ابتدا باعث افزایش افتادگی سر به جلو می‌شود و سپس، از این طریق درد گردن را افزایش می‌دهد. نتایج این بخش از پژوهش حاضر همچنین با نتایج فورجو و همکاران (۲۰۰۱) هم‌خوانی دارد. محققان دیگر نشان داده‌اند که هم وزن کوله‌پشتی و هم مدت زمان حمل آن وضعیت شانه‌ها و نیز مهره‌های گردنی را تحت تأثیر قرار می‌دهد (۴۱). حمل کوله‌پشتی سنگین میزان خم شدن سر و گردن را افزایش می‌دهد؛ بنابراین شاید یکی از مهم‌ترین دلایل افزایش درد گردن هنگام حمل کوله‌پشتی سنگین، افزایش میزان خم شدن و افتادگی سر و گردن به جلو باشد.

درد شانه: نتایج پژوهش حاضر نشان داد میزان درد شانه در وضعیت حمل چارک سوم و دوم به‌طور معنی‌داری بیشتر از چارک اول و وضعیت بدون بار است. همچنین نتایج نشان داد درد ناحیهٔ شانه در دانش‌آموزان مقطع ابتدایی به‌طور معنی‌داری بیشتر از دانش‌آموزان مقاطع راهنمایی و دبیرستان است. محققان احساس درد ر در ناحیهٔ شانه‌ها هنگام حمل کوله‌پشتی تأیید کرده‌اند (۲۷، ۴۲). شاید علت این درد تماس مستقیم بندهای کوله‌پشتی با شانه‌های کاربران باشد. به‌نظر می‌رسد کل فشار حاصل از وزن کوله‌پشتی از طریق بندهای آن به شانه‌ها منتقل می‌شود. شانه‌ها در برابر

1. Li
2. Lai & Jones

فشار زیاد تحمل وزن کوله پشتی، با حرکت بالا رفتن[1] واکنش نشان می‌دهند که خود بر میزان درد این ناحیه می‌افزاید. از طرفی، انقباض ایزومتریک عضلات ناحیهٔ کمربند شانه‌ای و نیز عدم خون‌رسانی می‌تواند از عوامل اصلی ایجاد و افزایش این درد باشد. فورجو و همکاران (۲۰۰۱) در تحقیقی روی دانش آموزان ۶ تا ۱۵ ساله، بیشترین میزان درد ناشی از حمل کوله‌پشتی را در ناحیهٔ شانه‌ها (۴۲٪) گزارش کردند. پاکری و همکاران (۲۰۰۴) در تحقیقی اظهار کردند که درد شانهٔ ایجاد شده در دانش‌آموزان به‌طور معنی‌داری تحت تأثیر نوع کیفی که حمل می‌شود و وزن آن‌ها قرار می‌گیرد؛ بنابراین همان‌طور که ملاحظه می‌شود، ناحیهٔ شانه از مستعدترین نواحی بدن برای ایجاد و افزایش درد و ناراحتی هنگام حمل کوله‌پشتی است. این درد در دانش‌آموزان پایه‌ها و مقاطع تحصیلی پایین‌تر بیش از مقاطع بالاتر تجربه می‌شود.

درد پشت: نتایج نشان داد میزان درد پشت در وضعیت حمل چارک سوم به‌طور معنی‌داری بیشتر از چارک دوم، اول و وضعیت بدون بار است. همچنین درد ناحیهٔ پشت در دانش‌آموزان مقطع راهنمایی به‌طور معنی‌داری بیشتر از دانش‌آموزان مقاطع ابتدایی و دبیرستان است. پاناگیوتیس و همکاران (۲۰۰۴) در تحقیقی نشان داده‌اند که با افزایش وزن کیف‌های مدرسه‌ای، میزان درد پشت دانش‌آموزان به‌طور معنی‌داری افزایش می‌یابد. آن‌ها همچنین اظهار داشته‌اند که بیشترین میزان شیوع درد پشت در سن ۱۱ سالگی اتفاق می‌افتد (۴۳). در تحقیق حاضر نیز این نتیجه تأیید شد؛ به بیان دیگر، بیشترین میزان شیوع درد پشت در این تحقیق در دانش‌آموزان راهنمایی اتفاق افتاد. نتایج این بخش از تحقیق با نتایج تحقیقات شیرنیس و همکاران (۲۰۰۳) و نگرینی و کارابالونا (۲۰۰۲) نیز هم‌خوانی دارد. این محققان اظهار داشته‌اند که درد پشتی گزارش شده با احساس خستگی هنگام حمل کیف‌ها ارتباط دارد و بیش از وزن کیف‌ها به مدت زمان حمل آن‌ها وابسته است (۴۴، ۴۵).

درد کمر: مطابق نتایج این تحقیق، حمل چارک سوم وزن نسبی کوله‌پشتی، در مقایسه با چارک اول و وضعیت بدون بار، میزان درد کمر را به‌طور معنی‌داری افزایش می‌دهد. همچنین درد ناحیهٔ کمر در دانش‌آموزان مقطع دبیرستان به‌طور معنی‌داری بیشتر از دانش‌آموزان مقاطع راهنمایی و ابتدایی و در مقطع راهنمایی نیز به‌طور معنی‌داری بیشتر از ابتدایی است. این نتیجه منطقی به‌نظر می‌رسد؛ زیرا تحقیقات نشان داده‌اند که عارضهٔ کمردرد در سنین کودکی کمتر اتفاق می‌افتد (۴۶). درد کمر از جمله ناراحتی‌هایی است که در بیش از ۷۵٪ انسان‌ها در طول دورهٔ زندگی‌شان پدیدار می‌شود (۴۷). گزارش‌ها نشان می‌دهد که با افزایش سن در افراد

1. Elevation

مبتلا به کمردرد، میزان درد آن‌ها فزونی یافته و به‌طور کلی سن ۱۲ تا ۱۸ سالگی، سن آغاز پیدایش کمردرد است (۴۶). محققان نشان داده‌اند که با افزایش وزن کیف‌ها، درد پشت و کمردرد به‌طور معنی‌داری افزایش می‌یابد، اما روش حمل کیف تأثیر معنی‌داری ندارد (۴۳).
به‌طور خلاصه نتایج پژوهش حاضر نشان می‌دهد حمل کوله‌پشتی با وزن‌هایی معادل ۱۱/۳۰٪، ۱۰/۵۰٪ و ۹٪ وزن بدن و بیشتر از آن، به‌ترتیب در دانش‌آموزان مقاطع ابتدایی، راهنمایی و دبیرستان تغییرات منفی معنی‌داری در سیستم قلبی-عروقی، تنفسی و متابولیکی و نیز افزایشی معنی‌دار در میزان دردهای گردن، شانه، پشت و کمر آن‌ها ایجاد می‌کند، در حالی که بر اساس نتایج پیمایش اولیه، بیش از نیمی از دانش‌آموزان مقطع ابتدایی کشور کوله‌هایی با وزنی بیشتر از ۱۱/۳۰٪ وزن بدن حمل می‌کنند، بیش از ۲۵٪ دانش آموزان مقطع راهنمایی کشور کوله‌هایی با وزنی بیش از ۱۰/۵۰٪ وزن بدن و در حدود ۲۵٪ دانش آموزان دبیرستانی کشور کوله‌هایی با وزنی بیش از ۹٪ وزن بدن حمل می‌کنند؛ بنابراین لازم است به دانش‌آموزانی که دورهٔ حساس و بحرانی رشد را می‌گذرانند و ساختارهای عضلانی- اسکلتی آن‌ها مستعد ابتلا به انواع ناهنجاری‌های قامتی و آسیب‌پذیری بافتی است، توصیه شود از حمل وزن‌های بحرانی فوق به‌شدت پرهیز کنند. همکاری والدین و معلمان ورزش و آموزش‌های عمومی متناسب، به‌ویژه برای سنین کمتر تأکید می‌شود.

ج) نورم پیشنهادی وزن کوله‌پشتی برای دانش‌آموزان ایرانی

نورم وزن مطلق (بر حسب کیلوگرم) و نسبی (بر حسب درصد وزن بدن) و نیز حداکثر وزن مطلق و نسبی مجاز کوله‌پشتی برای دانش‌آموزان ایرانی در پایه‌ها و مقاطع تحصیلی مختلف در جداول شماره ۴ و ۵ ارائه شده است.

جدول ۴. نورم و حداکثر وزن مجاز مطلق کوله پشتی (kg) برای دانش‌آموزان ایرانی در پایه‌ها و مقاطع تحصیلی مختلف

مقطع تحصیلی	پایهٔ تحصیلی	نورم وزن مطلق	حداکثر وزن مطلق مجاز
ابتدایی	اول	۲/۱۰	۲/۳۵
	دوم	۲/۴۰	۲/۸۰
	سوم	۲/۷۰	۳/۱۵
	چهارم	۳/۱۰	۳/۵۰
	پنجم	۳/۴۰	۳/۹۰
راهنمایی	اول	۳/۵۵	۴/۲۲
	دوم	۳/۸۰	۴/۵۰
	سوم	۴/۱۲	۴/۹۰
دبیرستان	اول	۴/۲۵	۵/۱۵
	دوم	۴/۳۶	۵/۳۰
	سوم	۴/۶۰	۵/۶۰

جدول ۵. نورم و حداکثر وزن مجاز نسبی کوله پشتی (درصد وزن بدن) برای دانش‌آموزان ایرانی در مقاطع تحصیلی مختلف

مقطع تحصیلی	نورم وزن نسبی	حداکثر وزن نسبی مجاز
ابتدایی	۹/۵	۱۱
راهنمایی	۸	۹/۵
دبیرستان	۷	۸/۵

د) نورم پیشنهادی وزن کوله‌پشتی برای دانش‌آموزان مقطع ابتدایی با وزن طبیعی به تفکیک پایه‌های تحصیلی

همان‌طور که جدول ۵ نشان می‌دهد، به‌طور کلی وزنی برابر با ۹/۵٪ وزن بدن به‌عنوان نورم و وزنی برابر با ۱۱٪ وزن بدن به‌عنوان حداکثر وزن مجاز کوله‌پشتی برای جامعهٔ دانش‌آموزان مقطع ابتدایی پیشنهاد می‌شود.

اول ابتدایی: بر اساس نتایج تحقیق، وزنی برابر با ۹/۵٪ وزن بدن، معادل ۲/۱۰ کیلوگرم به‌عنوان وزن مطلوب کوله‌پشتی (نورم) برای جامعهٔ دانش‌آموزان پایهٔ اول تحصیلی در مقطع ابتدایی پیشنهاد می‌شود. همچنین حداکثر وزن مجاز کوله‌پشتی برای دانش‌آموزان این پایهٔ تحصیلی، ۱۱٪ وزن بدن، معادل ۲/۳۵ کیلوگرم توصیه می‌شود (جدول‌های ۴ و ۵).

دوم ابتدایی: بر اساس نتایج تحقیق، وزنی برابر با ۹/۵٪ وزن بدن، معادل ۲/۴۰ کیلوگرم به‌عنوان وزن مطلوب کوله‌پشتی (نورم) برای جامعهٔ دانش‌آموزان پایهٔ دوم تحصیلی در مقطع ابتدایی پیشنهاد می‌شود. همچنین، حداکثر وزن مجاز کوله‌پشتی برای دانش‌آموزان این پایهٔ تحصیلی ۱۱٪ وزن بدن، معادل ۲/۸۰ کیلوگرم توصیه می‌شود (جدول‌های ۴ و ۵).

سوم ابتدایی: بر اساس نتایج تحقیق، وزنی برابر با ۹/۵٪ وزن بدن، معادل ۲/۷۰ کیلوگرم به‌عنوان وزن مطلوب کوله‌پشتی (نورم) برای جامعهٔ دانش‌آموزان پایهٔ سوم تحصیلی در مقطع ابتدایی پیشنهاد می‌شود. همچنین، حداکثر وزن مجاز کوله‌پشتی برای دانش‌آموزان این پایهٔ تحصیلی برابر با ۱۱٪ وزن بدن، معادل ۳/۱۵ کیلوگرم توصیه می‌شود (جداول‌های ۴ و ۵).

چهارم ابتدایی: بر اساس نتایج تحقیق، وزنی برابر با ۹/۵٪ وزن بدن، معادل ۳/۱۰ کیلوگرم به‌عنوان وزن مطلوب کوله‌پشتی (نورم) برای جامعهٔ دانش‌آموزان پایهٔ چهارم تحصیلی در مقطع ابتدایی پیشنهاد می‌شود. همچنین، حداکثر وزن مجاز کوله‌پشتی برای دانش‌آموزان این پایهٔ تحصیلی برابر با ۱۱٪ وزن بدن، معادل ۳/۵۰ کیلوگرم توصیه می‌شود (جدول‌های ۴ و ۵).

پنجم ابتدایی: بر اساس نتایج تحقیق، وزنی برابر با ۹/۵٪ وزن بدن معادل ۳/۴۰ کیلوگرم به‌عنوان وزن مطلوب کوله‌پشتی (نورم) برای جامعهٔ دانش‌آموزان پایهٔ پنجم تحصیلی در مقطع

ابتدایی پیشنهاد می‌شود. همچنین، حداکثر وزن مجاز کوله‌پشتی برای دانش‌آموزان این پایهٔ تحصیلی، ۱۱٪ وزن بدن معادل ۳/۹۰ کیلوگرم توصیه می‌شود (جدول‌های ۴ و ۵).

هـ) نورم پیشنهادی وزن کوله‌پشتی برای دانش‌آموزان مقطع راهنمایی با وزن طبیعی به‌تفکیک پایه‌های تحصیلی

همان‌طور که جدول ۵ نشان می‌دهد، وزنی برابر با ۸٪ وزن بدن به‌عنوان نورم و وزنی برابر با ۹/۵٪ وزن بدن به‌عنوان حداکثر وزن مجاز کوله‌پشتی برای جامعهٔ دانش‌آموزان مقطع راهنمایی پیشنهاد می‌شود.

اول راهنمایی: مطابق با نتایج تحقیق، وزنی برابر با ۸٪ وزن بدن، معادل ۳/۵۵ کیلوگرم به‌عنوان وزن مطلوب کوله‌پشتی(نورم) برای جامعهٔ دانش‌آموزان پایهٔ اول تحصیلی در مقطع راهنمایی پیشنهاد می‌شود. همچنین، حداکثر وزن مجاز کوله‌پشتی برای دانش‌آموزان این پایهٔ تحصیلی برابر با ۹/۵٪ وزن، بدن معادل ۴/۲۲ کیلوگرم توصیه می‌شود (جدول‌های ۴ و ۵).

دوم راهنمایی: بنا بر نتایج تحقیق، وزنی برابر با ۸٪ وزن بدن معادل با ۳/۸۰ کیلوگرم به‌عنوان وزن مطلوب کوله‌پشتی (نورم) برای جامعهٔ دانش‌آموزان پایهٔ دوم تحصیلی در مقطع راهنمایی پیشنهاد می‌شود. همچنین، حداکثر وزن مجاز کوله‌پشتی برای دانش‌آموزان این پایهٔ تحصیلی برابر با ۹/۵٪ وزن بدن، معادل ۴/۵۰ کیلوگرم توصیه می‌شود (جدول‌های ۴ و ۵).

سوم راهنمایی: بر اساس نتایج تحقیق، وزنی برابر با ۸٪ وزن بدن، معادل ۴/۱۲ کیلوگرم به‌عنوان وزن مطلوب کوله‌پشتی (نورم) برای جامعهٔ دانش‌آموزان پایهٔ سوم تحصیلی در مقطع راهنمایی پیشنهاد می‌شود. همچنین، حداکثر وزن مجاز کوله‌پشتی برای دانش‌آموزان این پایهٔ تحصیلی برابر با ۹/۵٪ وزن بدن، معادل ۴/۹۰ کیلوگرم توصیه می‌شود (جدول‌های ۴ و ۵).

و) نورم پیشنهادی وزن کوله‌پشتی برای دانش‌آموزان مقطع دبیرستان با وزن طبیعی به‌تفکیک پایه‌های تحصیلی

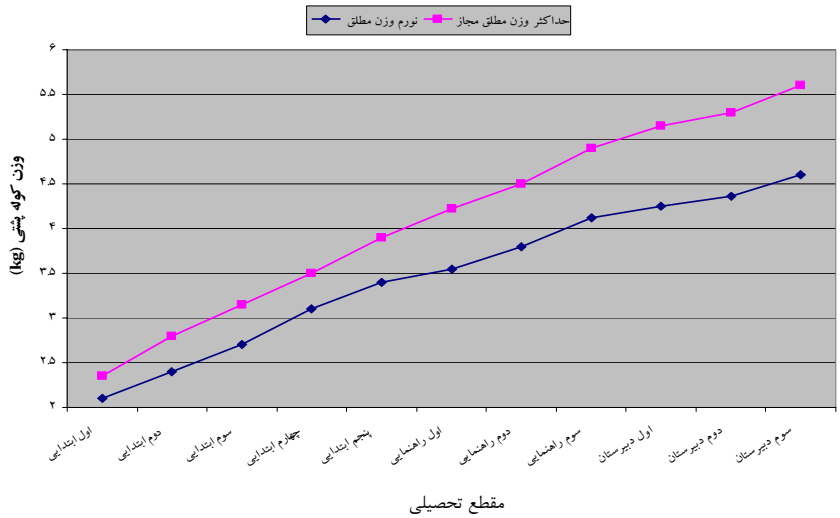
همان‌طور که جدول ۵ نشان می‌دهد، به‌طور کلی وزنی برابر با ۷٪ وزن بدن به‌عنوان نورم و وزنی برابر با ۸/۵٪ وزن بدن به‌عنوان حداکثر وزن مجاز کوله‌پشتی برای جامعهٔ دانش‌آموزان مقطع دبیرستان پیشنهاد می‌شود.

اول دبیرستان: بر اساس نتایج تحقیق، وزنی برابر با ۷٪ وزن بدن، معادل ۴/۲۵ کیلوگرم به‌عنوان وزن مطلوب کوله‌پشتی (نورم) برای جامعهٔ دانش‌آموزان پایهٔ اول تحصیلی در مقطع دبیرستان پیشنهاد می‌شود. همچنین، حداکثر وزن مجاز کوله‌پشتی برای دانش‌آموزان این پایهٔ تحصیلی برابر با ۸/۵٪ وزن بدن، معادل ۵/۱۵ کیلوگرم توصیه می‌شو د(جدول‌های ۴ و ۵).

دوم دبیرستان: بنا بر نتایج تحقیق، وزنی برابر با ۷٪ وزن بدن، معادل ۴/۳۶ کیلوگرم به‌عنوان وزن مطلوب کوله‌پشتی (نورم) برای جامعهٔ دانش‌آموزان پایهٔ دوم تحصیلی در مقطع دبیرستان پیشنهاد می‌شود. همچنین، حداکثر وزن مجاز کوله‌پشتی برای دانش‌آموزان این پایهٔ تحصیلی برابر با ۸/۵٪ وزن بدن، معادل ۵/۳۰ کیلوگرم توصیه می‌شود (جدول‌های ۴ و ۵).

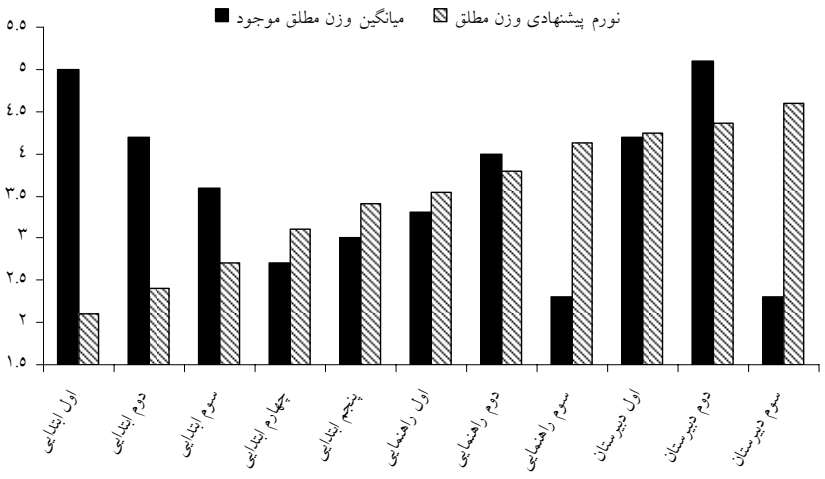
سوم دبیرستان: مطابق با نتایج تحقیق، وزنی برابر با ۷٪ وزن بدن، معادل ۴/۶۰ کیلوگرم به‌عنوان وزن مطلوب کوله‌پشتی (نورم) برای جامعهٔ دانش‌آموزان پایهٔ سوم تحصیلی در مقطع دبیرستان پیشنهاد می‌شود. همچنین، حداکثر وزن مجاز کوله‌پشتی برای دانش‌آموزان این پایهٔ تحصیلی برابر با ۸/۵٪ وزن بدن، معادل ۵/۶۰ کیلوگرم توصیه می‌شود (جدول‌های ۴ و ۵).

علاوه بر جدول‌های ۴ و ۵، در نمودارهای ۱ و ۲ نیز به‌ترتیب نورم و حداکثر وزن مطلق مجاز کوله‌پشتی و نورم و حداکثر وزن نسبی مجاز کوله‌پشتی برای دانش‌آموزان مقاطع تحصیلی مختلف ارائه شده است. همچنین، به‌منظور درک بهتر موضوع، در نمودارهای ۳ و ۴ وزن مطلق و نسبی کوله‌پشتی جامعهٔ دانش‌آموزان در حال حاضر با نورم پیشنهادی آن مقایسه شده است که به‌نظر می‌رسد از این پس می‌تواند به‌عنوان منبعی استاندارد، همچون برخی کشورها، مورد مراجعه و استفادهٔ کاربران، برنامه‌ریزان و محققان قرار گیرد.

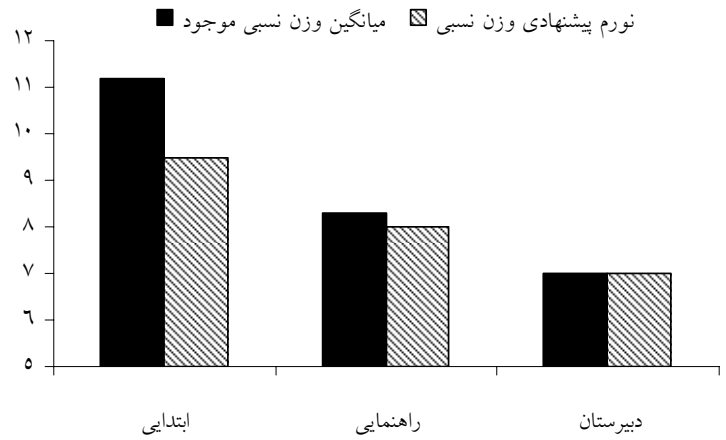


نمودار ۱. نورم و حداکثر وزن مطلق مجاز کوله پشتی برای دانش آموزان پایه‌ها و مقاطع تحصیلی مختلف

نمودار ۲. نورم و حداکثر وزن نسبی مجاز کوله پشتی برای دانش‌آموزان مقاطع تحصیلی مختلف



نمودار ۳. میانگین وزن مطلق موجود و نورم پیشنهادی وزن مطلق کوله پشتی دانش‌آموزان ایرانی در پایه‌ها و مقاطع تحصیلی مختلف



نمودار ۴. میانگین وزن نسبی موجود و نورم پیشنهادی وزن نسبی کوله پشتی دانش‌آموزان ایرانی در مقاطع تحصیلی مختلف

منابع:

1. Brackley, H.M., Stevenson, J.M. (2004). Are children's backpack weight limits enough? : A critical review of the relevant literature. Spine, 29(19): 2184-2190.
2. Motmans, R.R.E.E., Tomlow, S., Visser, D. (2006). Trunk muscles activity in different modes of carrying schoolbags. Erg, 46: 127-138.
3. Murphy, S., Buckle, P., Stubbs, D. (2004). Classroom posture and self-reported back and neck pain in school children. Appl Ergon, 35:113-20.
4. Brattberg, G. (2004). Do pain problems in yong school children persist into early adulthood? A 13-year follow-up. Eur J Pain, 8(3): 187-199.
5. Cardon, G., Balague, F. (2004). Low back pain preventions effects in schoolchildren, what is the evidence? Eur Spine J, 13(8): 663-679.
6. Jones, G.T., Macfarlane, G.J. (2005). Epidemiology of low back pain in children and adolescents. Arch Dis Child, 90: 312-316.
7. Daneshmandi, H., Rahmani-Nia, F., Hosseini, S.H. (2008). Effect of carrying school backpacks on cardio-respiratory changes in adolescent students. Sport Sci Health, 4: 7-14.
8. Hong, Y., et al. (2000). Effects of load carriage on heart rate, blood pressure and energy expenditure in children. Erg, 43: 717- 727.

9. Legg, S.J., Cruz, C.O. (2004). Effect of single and double strap backpacks on lung function. Erg, 47:318-323.

10. 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.

11. Liu, B.S. (2007). Backpack load positioning and walking surface slope effects on physiological responses in infantry soldiers. Int J Industrial Ergo, 37: 745-760.

۱۲. حسینی، سید حسین، دانشمندی، حسن، رحمانی نیا، فرهاد، (۱۳۸۸). مقایسهٔ تأثیر فیزیولوژیکی حمل سه مدل مختلف ارگونومیکی از کیف‌های مدرسه‌ای در دانش‌آموزان. المپیک، ۴۷: ۶۵-۷۴.

13. Grimmer, K., et al. (2002). Adolescent standing postural response to backpack loads: a randomized controlled experiential study. BMC Musculoskeletal Disorder, 3(1): 10.

14. 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.

15. 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.

16. Pascoe D.D, et al. (1997). Influence of carrying book bags on gait cycle and posture of youths, Ergonomics, 40(6): 631-641.

17. Troussier, B., et al. (1999). Back pain and spinal alignment abnormalities in school children. Rev Rhum Engl Ed, 66: 370-80.

18. 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.

19. Grimmer, K., Williams, M. (2000). Gender-age environmental associates of adolescent low back pain. Applied Erg, 31(4): 343-360.

20. Sander, M. (1979). Weight of school bags in freibury elementary school: recommendations to parents and teachers. Offentliche Gesundeitswesen, 41: 251-253.

21. Negrini, S., Carabalona, R., sibilla, P. (1999). Backpack as a Daily Load for Schoolchildren. The Lancet, 354(9194) Dec 4: 1974.

22. Guyer, R. (2001). Back pack back pain. Am J Public Health, 91: 16-19.

23. 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.

24. Lyer, S. (2001). An ergonomic study of chronic musculoskeletal pain in school children. Indian J Pediatr, 68: 937-941.

25. Voll, H., Klimt, F. (1997). Strain in children caused by schoolbags. Offentliche Gesundheitswesen, 39: 369-378.

26. All-Hazza, H.M. (2006). How much load do Saudi school boys carry on their shoulders? Saudi Med J, 27(10), 1567-71.

27. Forjuoh, S.N., et al. (2001). Backpacks carried by school children: A survey of five schools in central Texas. DORFAM, Texas, USA.

28. Hong, Y., Brueggemann, G.P. (2000). Changes in gait patterns in 10-year-old boys with increasing loads when walking on a treadmill. Gait & Posture, 11: 254-259.

29. Hong, Y., 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.

30. Chow, D.H.K, et al. (2005). The effect of backpack load on the gait of normal adolescent girls. Ergonomics, 48(6): 642-656.

۳۱. حسینی، سید حسین، دانشمندی، حسن، (۱۳۸۸). تأثیر وزن کوله‌پشتی بر تغییرات قلبی- عروقی و تنفسی دانش‌آموزان نوجوان. حرکت، تخصصی طب ورزشی، ۱: ۵-۲۳.

۳۲. حسینی، سید حسین، دانشمندی، حسن، رحمانی نیا، فرهاد، (۱۳۸۸). بررسی پاسخ‌های ضربان قلب، VO_2 و هزینهٔ انرژی دانش‌آموزان هنگام حمل کوله‌پشتی‌های مدرسه‌ای. پژوهش در علوم ورزشی، تخصصی طب ورزشی، ۲۲: ۶۳-۸۰.

33. American College of Sports Medicine. (2006). Resource manual for guidelines for exercise testing and prescription, 5th ed. Baltimore, Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins.

34. Wong, A.S.K, Hong, Y. (1997). Walking pattern analysis of primary school children during load carriage on a treadmill. Med Sci Sports Exerc, 29(5): 585,492.

35. Quesada, P.M., et al. (2000). Biomechanical and metabolic effects of varying backpack loading on simulated marching. Ergonomics, 43(3): 293-309.

36. Merati, G., et al. (2001). Cardio-respiratory adjustments and cost locomotion in school children during backpack walking (the Italian backpack study). Eur J Applied Physiol, 85(1-2): 41-48.

۳۷. رولند، تامس دبلیو، (۱۳۷۹). «فیزیولوژی ورزشی دوران رشد». ترجمهٔ عباسعلی گائینی. تهران: انتشارات دانش افروز.

38. Sagiv, M., et al. (2006). Left ventricular systolic function during treadmill walking with load carriage in adolescents. J Sport Sci Med, 5: 202-207.

39. Donelan, J.M., Kram, R., Kuo, A.D. (2002). Mechanical work for step-to-step transitions is a major determinant of the metabolic cost of human walking. J Exp Biol, 205: 3717-3727.

40. Chansirinukor, W., Wilson, D., Grimmer, K., Dansie, B. (2001). Effects of backpacks on students: measurements of cervical and shoulder posture. Aus J Physiother, 47(2): 110-116.

41. Griffin, T.M., Roberts, T.J., Kram, R. (2003). Metabolic cost of generating muscular force in human walking: insights from load-carrying and speed experiments. J Appl Physiol, 95: 172-183.

42. Puckree, T., Silal, S.P., Lin, J. (2004). School bag carriage and pain in school children. Disability & Rehabil, 26(1): 54-59.

43. Panagiotis, K., et al. (2004). Correlation between backpack weight and way of carrying, sagital and frontal spinal curvatures, athletic activity and dorsal and low back pain in school children and adolescents. J Spinal Disorders & Techniques, 17(1): 33-40.

44. Sheir-Neiss, G.I., et al. (2003). The association of backpack use and backpain in adolescents. Spine, 28(9): 922-930.

45. 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.

46. Balague, F., Troussier, B., Salminen, J.J. (1999). Nonspecific low back pain in children and adolescents: risk factors. Eur Spine J, 8(6): 429-438.

47. Burton, A.K., et al. (1996). The natural history of low back pain in adolescents. Spine, 21: 2323-2328.

پژوهش در علوم ورزشی شماره ۸، زمستان ۱۳۸۹، صص ۴۸-۳۵

رابطهٔ بین انحنای کایفوز سینه‌ای با میزان پروتراکشن کتف و استقامت عضلات خلفی کمربند شانه

دکتر رضا رجبی[۱]، دکتر محمدحسین علیزاده[۲]، سارا چشمی[۳]

تاریخ دریافت مقاله: ۸۸/۱۱/۱۱ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۱۲/۷

چکیده

کمربند شانه، به‌ویژه نحوهٔ قرارگیری استخوان‌های کتف و عملکرد آن در حفظ وضعیت بدنی مطلوب نقش اساسی دارد. از آنجا که موقعیت قرارگیری استخوان‌های کتف ارتباط مستقیمی با ثبات کتف، قدرت و استقامت عضلات این ناحیه دارد، تغییر محل این استخوان که در برخی ناهنجاری‌ها مشاهده می‌شود بر عملکرد عضلات کمربند شانه، به‌ویژه عضلات ثابت‌کنندهٔ کتف تأثیر می‌گذارد. هدف از این پژوهش، بررسی رابطهٔ بین انحنای کایفوز سینه‌ای با میزان پروتراکشن استخوان کتف و استقامت عضلات خلفی کمربند شانه در دختران است. ۶۴ آزمودنی دختر که هیچ‌گونه سابقهٔ ورزش منظم و آسیب و درد در ناحیهٔ شانه و ستون فقرات نداشتند، با میانگین سن، قد و وزن به‌ترتیب ۰/۹۹±۲۰/۴۳ سال، ۳/۵۵±۱۶۲/۷۶ سانتی‌متر و ۵/۱۱±۵۳/۳۲ کیلوگرم به‌عنوان نمونه انتخاب شدند. میزان کایفوز سینه‌ای، با استفاده از خط‌کش منعطف، پروتراکشن استخوان کتف با روش دیوتا و میزان استقامت عضلات خلفی کمربند شانه با استفاده از آزمون کلینیکی توان‌بخشی اندازه‌گیری شد. تجزیه و تحلیل داده‌ها از طریق ضریب همبستگی پیرسون در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و با استفاده از برنامل SPSS نسخهٔ ۱۵ انجام شد. نتایج نشان داد میزان انحنای کایفوز سینه‌ای با پروتراکشن استخوان کتف ارتباط مثبت و معنی‌دار (r=۰/۴۰، P<۰/۰۵) و با میزان استقامت عضلات خلفی کمربند شانه ارتباط منفی و معنی‌دار (r= −۰/۴۰، P<۰/۰۵) دارد. همچنین پروتراکشن استخوان کتف با استقامت عضلات خلفی کمربند شانه ارتباط معنی‌دار منفی (r = −۰/۳۷، P<۰/۰۵) دارد. اگرچه رابطهٔ گزارش شده قوی نیست، به‌طور کلی با افزایش میزان انحنای کایفوز سینه‌ای، کتف‌ها از ستون فقرات دور می‌شوند و استقامت عضلات خلفی کمربند شانه‌ای نیز کاهش می‌یابد.

کلیدواژه‌های فارسی: کایفوز سینه‌ای، پروتراکشن استخوان کتف، عضلات خلفی کمربند شانه، استقامت عضلانی.

۱ و ۲. دانشیار دانشگاه تهران (۱. نویسندهٔ مسئول) Email:rrajabi@ut.ac.ir Email: mhalizadeh47@yahoo.com
۳. کارشناس ارشد تربیت بدنی Email: saracheshomi@gmail.com

مقدمه

وضعیت بدنی معمولاً به نحوهٔ قرارگیری قسمت‌های مختلف بدن نسبت به یکدیگر گفته می‌شود. در چنین حالتی، عضلات بیشترین کارآیی را دارند و اعضای داخل شکم و قفسهٔ سینه در وضعیت مناسبی قرار دارند(۱، ۲). وضعیت بدنی خوب به فرد امکان می‌دهد به‌طور کارآ و مؤثر از بدنش استفاده کند. در مقابل، وضعیت بدنی ضعیف فشارهای غیرطبیعی بر بدن وارد می‌کند و محدودیت را در طول اجرا افزایش می‌دهد (۳) که این فشارهای دائمی حتی اگر نسبتاً کم باشند، باز هم موجب سازگاری غیرآناتومیکی در ساختارهای بدن، به‌ویژه در ناحیهٔ ستون فقرات می‌شوند. این تغییرات توانایی افراد را در انجام کارها تغییر داده و بر کارآیی کلی بدن تأثیر می‌گذارند، به‌طوری که در طول زمان، عادت‌های وضعیتی بد ایجاد شده، موجب کوتاه شدن برخی از بخش‌ها و عضلات و طویل شدن عضلات طرف مخالف می‌شود که در این حالت هم عضلات کوتاه شده و هم عضلات طویل شده ضعیف می‌شوند (۴).

ستون فقرات سینه‌ای اغلب منشأ دردهای پوسچرال، به‌ویژه در بزرگ‌سالان است (۵) و کایفوز افزایش یافته (هایپرکایفوز) از مشکلات شایع ناحیهٔ سینه‌ای است، به‌طوری که هازبروک[1] با استفاده از خط شاقولی، شیوع ۱۵/۳ درصد در کودکان یازده ساله (۶)، موریس[2] با همین روش، شیوع ۳۸ درصدی در افراد ۲۰ تا ۵۰ سال (۷)، کالتر[3] با استفاده از خط‌کش منعطف و روش شاخص کایفوز، شیوع ۳۵ درصدی در افراد ۲۰ تا ۶۴ سال (۸) را برای این ناهنجاری گزارش کردند. قفسهٔ سینه در اثر عوامل مختلف دچار ناهنجاری و اختلال می‌شود و در نتیجهٔ آن وضعیت‌های نامطلوبی در این ناحیه روی می‌دهد. اغلب اوقات، کایفوز افزایش یافته در اثر عادت‌های وضعیتی نامناسب به‌وجود می‌آید (۹). در این حالت، عضلات سینه که شامل سینه‌ای بزرگ[4] و کوچک[5]، دندانه‌ای قدامی[6] و پشتی بزرگ[7] می‌باشند معمولاً سفت و کوتاه می‌شوند و در مقابل، عضلات راست‌کنندهٔ ستون فقرات[8]، متوازی‌الاضلاع[9] و ذوزنقه[10] کشیده و ضعیف می‌شوند (۴). همچنین وضعیت بدنی نامناسب همراه با کایفوز افزایش یافته و

1. Hazebroek
2. Morris
3. Culter
4. Pectoralis mjor
5. Pectoralis minor
6. Serratus anterior
7. Latissimus Dorsi
8. Erector Spinae
9. Rhomboids
10. Trapezius

شانه‌های جلو آمده سبب اختلال عملکرد مفاصل کمربند شانه‌ای می‌گردد و عضلات چرخانندهٔ داخلی، دندانه‌ای قدامی و ذوزنقهٔ تحتانی کوتاه می‌شوند. در این حالت، کوتاهی تطابقی قدام کپسول مفصل شانه اتفاق می‌افتد و در نتیجه، در این افراد حرکات هر دو شانه و نیز حرکات قسمت فوقانی ستون فقرات سینه‌ای محدود می‌شود (۵،۱۰)؛ بنابراین به‌منظور یافتن راهکاری برای اصلاح و یا پیشگیری از شدت این ناهنجاری محققان از پروتکل‌های درمانی و اصلاحی بهره جسته‌اند. در تحقیقاتی که تاکنون در این زمینه انجام شده است، تأثیر تمرینات تقویتی عضلات اکستنسور تنه[1] در زنان مسن ارزیابی شده و محققان نتیجه گرفته‌اند که افزایش قدرت قدرت عضلات پشتی به کاهش زاویهٔ کایفوز سینه‌ای منجر می‌شود (۱۱). این محققان کاهش قدرت عضلات اکستنسور تنه را عامل تعیین‌کننده در میزان کایفوز سینه‌ای می‌دانند (۸، ۱۱، ۱۲) و تنها از این دیدگاه به موضوع نگریسته، معتقدند که افزایش قدرت این عضلات به کاهش زاویهٔ کایفوز منجر خواهد شد (۱۳). بر همین اساس، تجویز تمریناتی که قدرت عضلات پشت را افزایش دهد برای درمان این بیماران رایج است (۱۱).

مشخص شده است که عضلات قسمت خلفی ستون فقرات که از پشت به ستون مهره‌ها متصل شده‌اند، در ساختار و تولید حرکات ستون فقرات نقش مهمی ایفا می‌کنند (۱۴). از آنجا که عضلات ثابت‌کنندهٔ کتف (گوشه‌ای[2]، متوازی‌الاضلاع، ذوزنقه) (۱۵) نیز به ستون فقرات متصل-اند، به‌طور تئوریک می‌توان انتظار داشت که هر گونه تغییر در میزان انحنای ستون فقرات مانند کایفوز افزایش یافته، علاوه بر تغییر در طول و قدرت عضلات اکستنسور تنه، باعث تغییر در این عضلات نیز شود. پژوهشگران معتقدند، موقعیت قرارگیری استخوان‌های کتف ارتباط مستقیمی با ثبات کتف و قدرت یا استقامت عضلات این ناحیه دارد؛ از این رو گفته می‌شود که تغییر محل این استخوان که در برخی از ناهنجاری‌ها مشاهده می‌شود، بر عملکرد عضلات کمربند شانه، به‌ویژه عضلات ثابت‌کنندهٔ کتف تأثیر می‌گذارد (۱۶).

گرد پشتی، کایفوز سینه‌ای یا لوردوز گردنی به افزایش دور شدن استخوان کتف در حالت استراحت منجر می‌شود که در این حالت، برای به‌دست آوردن موقعیت مناسب نزدیک شدن، استخوان کتف انرژی عضلانی زیادی صرف می‌کند (۱۷) و بر اساس نظر موترام[3] (۱۹۹۷)، ضعف عضلات موجب آتروفی و افزایش طول عضلات بین استخوان‌های کتف و ستون فقرات می‌شود؛ در نتیجه به دور شدن استخوان‌های کتف از ستون فقرات منجر می‌شود(۱۸). با وجود

1. Back Extensor
2. Lavator scapula
3. Mottram

اهمیت فراوان، هنوز به این موضوع توجه کافی نشده است و اطلاعات موجود، افزون بر چند مقاله و کتاب نیست. در مورد تأثیر کایفوز افزایش یافته بر قدرت و تحمل عضلات کمربند شانه‌ای نیز منبعی در دسترس نیست و بیشتر تحقیقات، موقعیت کتف و قدرت عضلات کمربند شانه را در افراد آسیب‌دیده و ورزشکار بررسی کرده‌اند. در بین مطالعات موجود تنها رافائل[1] و همکاران (۱۹۹۷) به وجود رابطهٔ معکوس بین قدرت عضلات اندام فوقانی و میزان کایفوز سینه‌ای اشاره کردند، ولی به درستی مشخص نشده کدام گروه‌های عضلانی را بررسی و از چه روشی استفاده کرده‌اند (۱۹). قوی پیشه (۱۳۸۵) گزارش کرد که با افزایش قدرت عضلات پروتراکتور شانه، کایفوز سینه‌ای افزایش می‌یابد و هرچه تحمل عضلات ریتراکتور شانه[2] و اکستنسور تنه کمتر باشد، میزان کایفوز سینه‌ای بیشتر می‌شود (۲۰)؛ بنابراین با توجه به تحقیقات اندک و اطلاعات ناکافی در این زمینه، تحقیق حاضر در نظر دارد تا رابطهٔ انحنای کایفوز سینه‌ای را با میزان پروتراکشن کتف و استقامت عضلات خلفی کمربند شانه بررسی کند.

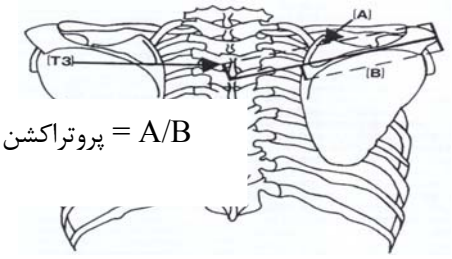
روش‌شناسی پژوهش

تحقیق حاضر، توصیفی و از نوع تحقیقات همبستگی است و جامعهٔ آماری آن را تمام دانشجویان دختر غیرورزشکار دانشگاه تهران تشکیل می‌دادند. گزینش آزمودنی‌های تحقیق با توجه به هدف تحقیق (شناسایی و اندازه‌گیری افراد با ویژگی‌های پوسچرال خاص)، به‌صورت غیرتصادفی و هدف دار بود. بدین منظور، ابتدا خلاصه‌ای از روند تحقیق برای تمام افراد توضیح داده شد و کسانی که تمایل داشتند در این طرح همکاری کنند، رضایت‌نامه و فرم جمع‌آوری اطلاعات را که شامل مشخصات فردی و سوابق پزشکی و ورزشی افراد بود، دریافت و پس از مطالعه، آن را امضا کردند. بنا بر هدف، محقق افرادی را که دارای مشکلات جسمانی در ناحیهٔ کمربند شانه بودند از قبیل: شکستگی، دررفتگی، جراحی، آسیب استخوانی، درد و ناهنجاری‌های وضعیتی مانند سر به جلو و شانه‌های روبه جلو به‌عنوان معیارهای خروج[3] از جمع نفرات مورد مطالعه حذف کرد. همچنین، افرادی که هیچ‌گونه سابقهٔ فعالیت ورزشی منظم (دست‌کم سه بار در هفته)، قهرمانی و حرفه‌ای نداشتند به عنوان نمونه[4] انتخاب شدند. افرادی

1. Raphael
2. Scapula retractor
3. Exclusion criteria
4. Inclusion criteria

که قد و وزن آن‌ها بیشتر از دیگران بود، از جمع نفرات حذف شدند و در نهایت، ۶۴ نفر به عنوان نمونه انتخاب شدند.

کایفوز سینه‌ای افراد با استفاده از خط‌کش منعطف با مارک کیدوز اندازه‌گیری شد. برای این منظور، از آزمودنی خواسته می‌شد که به‌صورت کاملاً طبیعی و ریلکس بایستد، طوری که پاها به اندازهٔ عرض شانه از یکدیگر فاصله داشته باشند و وزن به‌طور مساوی بین آن‌ها تقسیم شود، سر کاملاً روبرو را نگاه کند و برای جلوگیری از تغییر وضعیت فرد در حین اندازه‌گیری، از پایهٔ نگه‌دارنده استفاده شد. سپس، برای اندازه‌گیری میزان پروتراکشن استخوان کتف از روش دیوتا (۱۹۹۰) استفاده شد. در این روش، ابتدا از طریق آناتومی سطحی، ریشهٔ خار کتف، قسمت خلفی- خارجی زائدهٔ آخرمی کتف و زائدهٔ خاری مهرهٔ هم‌سطح با ریشهٔ خار کتف، به‌وسیلهٔ ماژیک علامت زده می‌شود و با استفاده از متر آنتروپومتری فاصلهٔ بین زائدهٔ خاری مهرهٔ پشتی هم‌سطح با ریشهٔ خار کتف تا قسمت خلفی- خارجی زائدهٔ آخرمی (A) و فاصلهٔ ریشهٔ خار کتف تا قسمت خلفی- خارجی زائدهٔ آخرمی (B) به میلی‌متر اندازه‌گیری و میزان پروتراکشن کتف بر اساس فرمول زیر محاسبه می‌شود (۱۵). آزمونگر در مطالعه‌ای آزمایشی که روی پنج آزمودنی انجام داد، پایایی درون آزمونگر روش دیوتا را برای میزان پروتراکشن استخوان کتف ICC=۰/۹۶ به‌دست آورد.



پروتراکشن کتف = A/B

شکل۱. نحوهٔ اندازه گیری میزان پروتراکشن کتف

در این تحقیق منظور از استقامت عضلات خلفی کمربند شانه، توانایی عضلات ذوزنقه و متوازی‌الاضلاع برای حفظ موقعیت طبیعی استخوان کتف در حرکت ابداکشن و چرخش خارجی بازو در طولانی‌مدت است که بدین منظور برای اندازه‌گیری استقامت عضلات خلفی استخوان کتف، از روش کلینیکی توان‌بخشی استفاده شد (۲۲،۲۱). در زمان ارزیابی از آزمودنی خواسته شد تا با لباس راحت و سبک در محل آزمون حضور یابد. تمام آزمودنی‌ها قبل از اندازه‌گیری در برنامهٔ تمرینی گرم کردن شرکت کردند که شامل دو و حرکات کششی بود. برای اندازه‌گیری، آزمودنی طوری روی زمین دراز می‌کشید که پیشانی‌اش روی پد مخصوص قرار

گیرد تا در واقع، سر در راستای بدن و در موقعیت طبیعی حفظ شود. سپس، با آرنجی صاف، دو دمبل یک کیلوگرمی را طوری در دست می‌گرفت که بازو در وضعیت ابداکشن ۹۰ درجه و چرخش خارجی قرار گیرد و دست‌ها از زمین جدا و موازی با سطح زمین نگه داشته شود. مدت زمانی که دست موازی با سطح زمین قرار می‌گرفت تا زمانی که وزنه‌ها به زمین تماس پیدا می‌کردند، به‌عنوان زمان استقامت عضلانی محسوب شد. (گفتنی است که در این آزمون فاصلهٔ دست‌ها تا زمین برای همهٔ آزمودنی‌ها تقریباً یکسان بود. به‌منظور جلوگیری از بالا بردن بیشتر وزنه‌ها توسط آزمودنی، دو صفحه بالای وزنه‌ها قرار گرفت؛ در نتیجه، شرایط آزمون برای تمام نمونه‌ها یکسان بود).

شکل ۲. نحوهٔ اندازه‌گیری استقامت عضلات ریتراکتور کتف

برای تعیین میانگین و انحراف استاندارد از آمار توصیفی و برای آزمون فرضیه‌های تحقیق از ضریب همبستگی پیرسون با پیش‌اطمینان از طبیعی بودن توزیع داده‌ها، در سطح معنی‌داری $\alpha = ۰/۰۵$ استفاده شد.

یافته‌های پژوهش

میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها شامل سن، قد، وزن و متغیرهای مورد مطالعه شامل: کایفوز سینه‌ای، پروتراکشن کتف و استقامت عضلات خلفی کمربند شانه‌ای در جدول ۱ ارائه شده است.

جدول۱. اطلاعات توصیفی در مورد متغیر های تحقیق ۶۴ =n

شاخص‌های آماری / متغیر	M	SD
سن (سال)	۲۰/۴۳	۰/۹۹
قد (cm)	۱۶۲/۷۶	۳/۵۵
وزن (kg)	۵۳/۳۲	۵/۱۱
کایفوز سینه‌ای (dg)	۴۶/۶۱	۱۱/۰۳
پروتراکشن کتف (cm)	۱/۵۴	۰/۱۵
استقامت عضلانی (s)	۳۷/۳۱	۱۷/۷۷

جدول۲. رابطهٔ انحنای کایفوز سینه‌ای با متغیرها ۶۴ =n

	شاخص‌های آماری / متغیر	مقدار همبستگی	ارزش P	سطح معنی‌داری
کایفوز سینه‌ای	پروتراکشن کتف	۰/۴۰	۰/۰۰۱	۰/۰۵
	استقامت عضلات خلف کمربند شانه	-۰/۴۰	۰/۰۰۱	۰/۰۵
پروتراکشن کتف	استقامت عضلات خلف کمربند شانه	-۰/۳۷	۰/۰۰۲	۰/۰۵

با توجه به جدول ۲، نتایج حاصل از آزمون همبستگی نشان داد که بین انحنای کایفوز سینه‌ای با میزان پروتراکشن استخوان کتف و استقامت عضلات خلفی کمربند شانه‌ای ارتباط معنی‌دار ولی متوسط وجود دارد (p< ۰/۰۵ ، r= ۰/۴۰ ، r= -۰/۴۰). همچنین بین پروتراکشن استخوان کتف با استقامت عضلات خلفی کمربند شانه‌ای ارتباط معنی‌دار و منفی وجود دارد (p< ۰/۰۵، r= -۰/۳۷).

بحث و نتیجه‌گیری

یافته‌های پژوهش نشان داد که در نمونه‌های اندازه‌گیری شده، بین میزان انحنای کایفوز سینه‌ای و میزان پروتراکشن استخوان کتف و استقامت عضلات خلفی کمربند شانه‌ای، به‌ترتیب ارتباط معنی‌دار مثبت و منفی وجود دارد (r= -۰/۴۰، r=۰/۴۰) همچنین بین میزان پروتراکشن استخوان کتف و استقامت عضلات خلفی کمربند شانه ارتباط معنی‌دار منفی گزارش شده است (r = -۰/۳۷). با توجه به نتایج می‌توان بیان کرد که اگرچه رابطهٔ گزارش شده قوی نیست، ولی به‌طور کلی، با افزایش انحنای کایفوز سینه‌ای، پروتراکشن استخوان‌های کتف از ستون فقرات

بیشتر می‌شود و همچنین، با افزایش انحنای کایفوز سینه‌ای، استقامت عضلات خلفی کمربند شانه کاهش می‌یابد. از سوی دیگر، می‌توان بیان کرد که با دور شدن استخوان‌های کتف از ستون فقرات میزان استقامت عضلات خلفی کمربند شانه کاهش می‌یابد. در این خصوص موترام (۱۹۹۷) معتقد است ضعف عضلات ثابت‌کنندهٔ کتف، موجب آتروفی و افزایش طول عضلات بین کتف و ستون فقرات و دور شدن استخوان‌های کتف از ستون فقرات می‌شود (۱۸). کیسنر و کولبی (۱۹۸۷) نیز بیان کردند که ضعف عضلات نزدیک‌کنندهٔ کتف مانند ذوزنقه و متوازی‌الاضلاع باعث افزایش ابداکشن کتف یا شانه‌های روبه جلو می‌شوند (۱۵). در پژوهش رجبی و همکاران (۱۳۸۲) نیز که در مورد ارتباط میان موقعیت قرارگیری استخوان کتف و استقامت عضلات کمربند شانه روی افراد سالم ۱۱ ساله انجام شده است، نتایج نشان داد با افزایش فاصلهٔ استخوان‌های کتف از ستون فقرات، از استقامت عضلات کمربند شانه کاسته می‌شود. این نتایج با یافته‌های تحقیق حاضر در این خصوص همسو است، البته وی در پژوهش خود از آزمون بارفیکس خوابیده برای سنجش استقامت عضلات کمربند شانه استفاده کرده است (۲۳). در مقابل، آکوچکیان (۱۳۸۷) در تحقیقی مشابه، وضعیت استخوان کتف و استقامت عضلات کمربند شانه را بین ورزشکاران زن بسکتبالیست و غیرورزشکار مقایسه کرد و نتایج تحقیق وی نشان داد بین استقامت عضلات کمربند شانه‌ای افراد غیرورزشکار دارای کتف دور و نزدیک و همچنین افراد ورزشکار دارای کتف دور و نزدیک اختلاف معنی‌داری وجود ندارد (۲۴). وی در این تحقیق از روش آزمون لغزش جانبی کتف[1] برای اندازه‌گیری پروتراکشن کتف و از آزمون‌های بارفیکس خوابیده و شنای سوئدی برای سنجش استقامت عضلات کمربند شانه استفاده کرده است که احتمالاً دلیل تفاوت موجود بین یافته‌های این تحقیق با تحقیق آکوچکیان، روش اندازه‌گیری متغیر ها و ویژگی‌های نمونه‌های مورد بررسی است؛ زیرا در انجام آزمون بارفیکس خوابیده و شنای سوئدی، عضلات دو سر[2] و سه‌سر بازویی[3] نقش مهمی دارند و جاسپال[4] گزارش کرده است که فعالیت عضلهٔ ذوزنقه طی آزمون شنا کمتر از فعالیت عضلهٔ سه‌سر بازو و سینه‌ای کوچک است (۲۵)؛ از این رو، این دو آزمون استقامت عضلات ثابت‌کنندهٔ کتف را نمی‌سنجند. از طرفی، کیبلر (۲۰۰۰) اظهار می‌دارد که کایفوز سینه‌ای یا لوردوز گردنی موجب دور شدن بیش از حد استخوان کتف می‌شوند و برای ایجاد راستای مناسب کتف به

1. LSST
2. Biceps Brachii
3. Triceps Brachii
4. Jaspal

انرژی عضلانی زیادی برای ریتراکشن کتف نیاز است (۱۷)، در حالی که جرمی[1] (۲۰۰۵)، نقش پوسچر و عدم تعادل عضلات را در افراد SIS[2] بررسی کرد که در تحقیق وی ۱۲۰ نفر زن و مرد شرکت داشتند و در دو گروه ۶۰ نفری قرار گرفتند. براساس نتایج، پروتراکشن کتف هیچ تأثیری بر تغییرات پوسچر نداشت و تحت تأثیر انحرافات پوسچر سر قرار نمی‌گرفت. وی در این تحقیق، زاویهٔ کایفوز سینه‌ای را با اینکلاینومتر و از T_1 تا T_{12} اندازه‌گیری کرد و برای محاسبهٔ میزان پروتراکشن استخوان کتف از روش دیوتا استفاده نمود و پایایی این روش را بالا گزارش کرد (ICC = ۰/۹۱). در واقع، جرمی هیچ رابطه‌ای بین متغیرهای سر به جلو، کایفوز سینه‌ای و میزان پروتراکشن کتف در افراد سالم و افراد دارای SIS پیدا نکرد (۱۲) که این نتیجه با یافته‌های تحقیق حاضر تناقض دارد و علت متفاوت بودن این نتایج، احتمالاً ابزار اندازه‌گیری میزان انحنای کایفوز سینه‌ای و نمونه‌های مورد مطالعه است؛ زیرا وسیلهٔ استفاده شده در تحقیق حاضر (خط‌کش منعطف) حجم و عمق قوس کایفوز را بین ۱۲ مهره پشتی اندازه‌گیری می‌کند، در حالی که اینکلاینومتر فقط زاویهٔ دو نقطه از مهره‌های پشتی را نسبت به یکدیگر نشان می‌دهد. به‌دلیل پایایی بالای روش دیوتا و از آنجا که آزمون لغزش جانبی کتف فاصلهٔ زاویه تحتانی کتف را تا ستون فقرات اندازه‌گیری می‌کند، معیار درستی برای میزان پروتراکشن کتف نیست؛ زیرا احتمال دارد که افزایش فاصلهٔ زاویه تحتانی استخوان کتف تا ستون فقرات ممکن است به‌دلیل چرخش فوقانی کتف باشد نه پروتراکشن کتف؛ در نتیجه در این تحقیق از روش دیوتا برای اندازه‌گیری میزان پروتراکشن کتف استفاده شد. قمری و همکاران (۱۳۸۸) در تحقیقی با عنوان «مقایسهٔ انحناهای کمری- پشتی و وضعیت قرارگیری استخوان کتف کشتی گیران آزادکار و فرنگی‌کار سطح ملی با غیرورزشکاران» به این نتیجه رسیدند که میان میزان انحنای کایفوز پشتی و فاصلهٔ استخوان‌های کتف در گروه کشتی‌گیران آزادکار، فرنگی‌کار و غیرورزشکاران ارتباط معنی‌داری وجود ندارد، ولی با توجه به میزان همبستگی (r =۰/۲۲) که در گروه آزاد کار مشاهده می‌شود، اگرچه رابطهٔ بین دو متغیر معنی-دار نیست (P<۰/۰۵)، در گروه کشتی‌گیران آزادکار بین میزان درجهٔ کایفوز و میزان پروتراکشن کتف رابطهٔ ضعیف مثبتی وجود دارد که این نتیجه بر اساس یافته‌های تحقیق مبنی بر وجود اختلاف معنی‌دار به‌صورت بیشتر بودن میزان انحنای کایفوز و فاصلهٔ استخوان‌های کتف در آزادکاران نسبت به فرنگی‌کاران و غیرورزشکاران قابل توجیه است. آن‌ها نبود ارتباط

1. Geremy
2. Subacromial Impingement Syndrome

معنی‌دار بین این دو متغیر را به حجم کم نمونه‌های تحقیق خود نسبت دادند. همچنین قمری و همکاران بیان کردند که بین میزان قدرت عضلات اکستنسور پشت دو گروه آزادکار و فرنگی‌کار، با وجود اختلاف در درجه کایفوز، اختلاف معنی‌داری وجود نداشته و تنها بین قدرت عضلات بخش خلفی کمربند شانه در این دو گروه اختلاف معنی‌داری مشاهده شد و گروه آزادکار با داشتن درجه کایفوز بیشتر، قدرت عضلانی کمتری داشته‌اند، در حالی که بین میزان کایفوز سینه‌ای و فاصلهٔ استخوان‌های کتف در میان سه گروه کشتی‌گیران آزادکار و فرنگی‌کار سطح ملی و غیرورزشکاران اختلاف معنی‌داری گزارش شد (۲۶)، به طوری که میزان کایفوز سینه‌ای و پروتراکشن استخوان کتف در گروه آزادکار بیشتر از دو گروه دیگر بود؛ در نتیجه، این نتیجه نیز در راستای تحقیق حاضر و با آن همسو است.

دلبری (۱۳۸۷) تغییرات زاویهٔ انحنای کمری-پشتی و سطح فعالیت عضلات را در حرکات نزدیک کردن[1] و دور کردن[2] کتف ها در افراد با علائم کایفولوردوز ستون فقرات بررسی کرد و به این نتیجه رسید که فعالیت کانسنتریک عضلات ذوزنقه در فیبرهای تحتانی و میانی در بین دو گروه تفاوت دارد، به نحوی که سطح فعالیت در بیماران برای فیبرهای فوقانی و میانی بیشتر از گروه سالم است و به‌عکس، فیبرهای تحتانی در گروه بیماران، سطح فعالیت کمتری دارند؛ به عبارت دیگر در حرکت نزدیک کردن کتف ها، بیماران دچار ضعف در فیبرهای تحتانی هستند و کمبود آن توسط فیبرهای میانی و فوقانی تأمین می‌شود. این اختلال می‌تواند به کشیده شدن عضلات ذوزنقهٔ میانی و فوقانی منجر شود و این عضلات در حین حرکت نزدیک کردن کتف‌ها حرکت را از دامنهٔ وسیع‌تری شروع کنند که در پی آن، سطح فعالیت عضلانی افزایش می‌یابد و به‌عکس، به‌دلیل افتادگی شانه‌ها در این وضعیت، عضلهٔ ذوزنقهٔ تحتانی کوتاه و دامنهٔ آن کمتر می‌شود؛ در نتیجه، میزان فعالیت آن کاهش می‌یابد (۲۷). در این پژوهش، موقعیت دینامیک استخوان کتف و فعالیت کانسنتریک عضلات خلفی کمربند شانه‌ای بررسی شده بود، ولی با وجود این، نتایج این پژوهش نیز با پژوهش حاضر همسو است.

قوی پیشه (۱۳۸۵) در تحقیقی با عنوان «بررسی ارتباط کنترل پوسچرال، قدرت و تحمل عضلانی با کایفوز پشتی ستون فقرات در افراد گروه سنی ۱۲ تا ۱۸ سال» بیان کرد که بین قدرت عضلات پروتراکتور شانه با کایفوز پشتی ارتباط معنی‌دار و مثبت (P=۰/۰۱ و r=۰/۳۲) و بین تحمل عضلات ریتراکتور شانه با کایفوز پشتی ارتباط معنی‌دار و منفی (P=۰/۰۰۲ و r= -۰/۳۷) وجود دارد؛ در نتیجه، با افزایش قدرت عضلات پروتراکتور شانه (عضلات قدام کمربند شانه)،

1. Retraction
2. Protraction

کایفوز پشتی افزایش می‌یابد و با کاهش تحمل عضلات ریتراکتور شانه (عضلات خلف کمربند شانه) و اکستنسور تنه، میزان کایفوز پشتی بیشتر می‌شود (۲۰). هوانلو و همکاران (۱۳۸۷) نیز به بررسی ارتباط بین قدرت و انعطاف عضلات تنه با میزان قوس کایفوز پشتی در دانش‌آموزان پسر مقطع راهنمایی پرداختند. میزان انحنای کایفوز سینه‌ای در این پژوهش با اسپاینال موس اندازه-گیری شد و دامنهٔ آن بین افراد نمونه، ۲۷ تا ۶۰ درجه بود. نتایج نشان داد بین کایفوز پشتی با تمام متغیرهای پیش‌بین (قدرت عضلات بازکنندهٔ پشت (r= -۰/۵۵)، قدرت عضلات نزدیک‌کنندهٔ کتف (r= -۰/۴۶)، انعطاف عضلات تا کنندهٔ کمربند شانه‌ای (r= -۰/۵۰) و انعطاف عضلات سینه‌ای- شکمی (r= -۰/۴۶) ارتباط معنی‌داری در سطح ۰/۰۵ وجود دارد (۲۸). با وجود اینکه در این دو پژوهش قدرت و تحمل عضلانی با دینامومتر سنجیده شده بود، نتایج آن‌ها با تحقیق حاضر همسو است.

با توجه به یافته‌های این پژوهش و اندک تحقیقات انجام شدهٔ قبلی می‌توان استنباط کرد که بین کایفوز سینه‌ای با میزان پروتراکشن کتف و استقامت عضلات خلفی کمربند شانه ارتباط معنی‌دار ، ولی متوسط وجود دارد. اگرچه رابطهٔ گزارش شده بر اساس مقدار همبستگی گزارش شده قوی نیست، با افزایش کایفوز سینه‌ای، استخوان‌های کتف از ستون فقرات دور می‌شوند و استقامت عضلات خلفی کمربند شانه کاهش می‌یابد, بنابراین، به نظر می‌رسد وضعیت و فاصلهٔ کتف‌ها و نیز میزان قدرت و استقامت عضلات خلفی کمربند شانه‌ای باید به‌عنوان متغیرهای قابل توجه در افراد دارای کایفوز افزایش یافته، مورد بررسی و توجه قرار گیرند. بر همین اساس، احتمال دارد که در برنامه‌های حرکات اصلاحی برای اصلاح ناهنجاری کایفوز افزایش یافته، علاوه بر تمرینات تقویتی عضلات اکستنسور پشت و کشش عضلات قدامی کمربند شانه، تمرینات تقویت‌کنندهٔ عضلات خلفی کمربند شانه و در نتیجه، نزدیک کردن کتف‌ها به یکدیگر نیز مؤثر باشد.

منابع:

۱. پیترسون، کندال، فلورانس، مک کریری، ایزابت، کندال، پروانس، پاترشیا، جیس، (۱۳۸۲). «بررسی و ارزیابی عملکرد عضلات: پوسچر و درد». ترجمهٔ علیرضا سرمدی، بهاره حاج قنبری. جلد اول. انتشارات سرمدی.

۲. دانشمندی، حسن، علیزاده، محمدحسین، قراخانلو، رضا، (۱۳۷۳). «حرکات اصلاحی». چاپ دوم. تهران: پژوهشکدهٔ تربیت بدنی و علوم ورزشی، سازمان مطالعه و تدوین کتب علوم انسانی دانشگاه‌ها (سمت)،

3. Kendall, F.P., Mc Creary, E.K., Provance, P.G. (1993). Muscles Testing & Function. 3rd ed. Baltimore: Williams & Wilkins. P. 343.
4. Houglum, P.A. (2000). Therapeutic Exercise for Athletic Injuries. Champaign: Human Kinetics. P. 42-36.
5. Kessler, R.M., Hertling, D. (1996). Management of common musculoskeletal disorders. Physical Therapy Principles and methods. 3rded. Philadelphia: Lippincott. P. 570-621.
6. Hazebroek-kampschreur, A.A.J.M., Hofman, A., Vandik, A.P., Vanling, C.B. (1992). Prevalence of trunk abnormalities in eleven-year old school children in Rotterdam, the Netherlands. J Pediatric Orthop, 12:480-484.
7. Griegel-Morris, P., Larson, K., Muelter-Klaus, K., Oatis, C.A. (1992). Incidence of common postural abnormalities in the cervical, shoulder and thoracic regions and their association with pain in two age groups of healthy subjects. Phys Ther, 72:425-431.
8. Culter, W.B., Friedman, E., Genovese-Stone, E. (1993). Prevalence of kyphosis in healthy sample of pre and postmenopausal women. Am J Phys Med Rehabil, 72(4):219-225.
9. Fon, G.T., Pitt, M.J., Thies, A.C. (1980). Thoracic kyphosis: range in normal subjects. Am J ROENT, 134:979-983.
10. Glousman, R., Jobe, F.W., Tibone, J.E., Moynes, D., Antonelli, D., Perry, J. (1998). Dynamic Electromyography Analysis of the Throwing Shoulder with Glenohumeral Instability. J Bone Joint Sur Am, 70:220-226.
11. Pearson, M.B., Bassey, E.J., Bondall, M.J. (1985). The effect of age on muscle strength and anthropometric indices within a group of elderly men and women. Age Aging, 14(4):320-324.
12. Jeremy, S.L. (2005). Subacromial impingement syndrome: The role of posture and muscle imbalance. J Shoulder and Elbow Sur, 14:385-392.
13. O' Gorman, H., Gerndolen, J. (1987). Thoracic kyphosis and mobility: the effect of ago. Phys Pract, 3:154-162.
14. Nordin, M., Frankel, V.H. (2002). Basic biomechanics of the musculoskeletal system. 3rd ed. Philadelphia: Lippincott, Williams.

15. Diveta, J., Walker, M.L., Skibinski, B. (1990). Relation ship between performance of selected scapular muscles and scapular abduction in standing subjects. Phys Ther, 70:470-6.

16. Odom, C.J., Taylor, A.B., Hurd, C.E., Denegar, C.R. (2001). Measurement of scapula asymmetry and assessment of shoulder dysfunction using the lateral scapula slide test, a reliability and validity study. Phy Ther, 81(2):800-809.

17. Kibler, W.B. (2000). Scapular Disorder in: Grrett, W.E., Speer, K.P. (2000). Principles Practice of Orthopaedic Sports Medicine. Philadelphia: Lippincott, Kirkendall DT, Williams & Wilkins. 27:497-510.

18. Mottram, S. (1997). Dynamic stability of the scapula. J Manual Ther, 2 (3):123-131.

19. Raphael, K., Chow, R.K., Harrison, J.E. (1997). Relationship of kyphosis to physical fitness and bone mass on postmenopausal women. Am J Phys Med, 66(5):219-227.

۲۰. قوی پیشه، مرجان، (۱۳۸۵). بررسی ارتباط کنترل پوسچرال، قدرت و تحمل عضلانی با کایفوز پشتی ستون فقرات در افراد گروه سنی ۱۲ تا ۱۸ سال. پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد. دانشگاه علوم بهزیستی و توان‌بخشی.

21. Oyama, S. (2008). Scapular Kinematics and muscle activity during modified Blackburn scapular retraction exercises. J Athle Train, s99.

22. Ekstrom, R.A. (2005). Normalization procedure using maximal voluntary isometric contractions for the serratus anterior and trapeziues muscles during surface EMG analysis. J Electromyogr & Kinesiol, 15(4):418-428.

۲۳. رجبی، حسین، (۱۳۸۲). بررسی رابطهٔ میان موقعیت قرارگیری استخوان کتف و استقامت عضلات کمربند شانه. پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد. دانشگاه تهران.

۲۴.آکوچکیان، مهدیه، (۱۳۸۷). مقایسهٔ میان موقعیت قرارگیری استخوان کتف و استقامت عضلات کمربند شانه در ورزشکاران زن و غیرورزشکاران. پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد. دانشگاه تهران.

25. Sandhu, J.S., Mahajan, S. (2008). An electromyographic analysis of shoulder muscle activation during push-up variations on stable and labile surfaces. Int J Shoulder Surg. 2(2): 341-348.

۲۶.قمری، مریم، (۱۳۸۸). مقایسهٔ انحناهای کمری- پشتی و وضعیت قرارگیری استخوان کتف کشتی‌گیران آزادکار و فرنگی‌کار سطح ملی با غیرورزشکاران. پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد. دانشگاه تهران.

۲۷.دلبری، فاطمه، (۱۳۸۷). بررسی تغییرات زاویهٔ انحنای کمری- پشتی و سطح فعالیت عضلات حرکت protraction و retraction کتف در افراد با علائم کایفولوردوز ستون فقرات. پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد. دانشگاه علوم پزشکی و توان‌بخشی دانشگاه تهران.

۲۸.هوانلو، فریبرز، صادقی، حیدر، ربیعی زاده، علیرضا، (۱۳۸۷). بررسی ارتباط بین قدرت و انعطاف عضلات تنه با میزان قوس کایفوز پشتی در دانش‌آموزان پسر مقطع راهنمایی. علوم حرکتی و ورزش، سال هفتم، ۱(۱۳): ۳۱- ۴۱.

پژوهش در علوم ورزشی شماره ۸، زمستان ۱۳۸۹، صص ۶۰-۴۹

مقایسهٔ میزان افت ناوی و زانوی عقب رفته در ورزشکاران با و بدون سابقهٔ آسیب رباط متقاطع قدامی (ACL)

سوران امینی اقدم[۱]، دکتر حسن دانشمندی[۲]

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۲/۲۹ تاریخ پذیرش مقاله:۸۹/۱۱/۲۶

چکیده

ناهم‌راستایی‌های اندام تحتانی از آنجا که ممکن است باعث اعمال فشار غیرطبیعی بر رباط ACL شوند، احتمال خطر آسیب این رباط را افزایش می‌دهند. هدف از انجام این پژوهش، مقایسهٔ ناهم‌راستایی‌های پوسچرال ایستای اندام تحتانی ورزشکاران با سابقهٔ آسیب رباط متقاطع قدامی زانو با گروه کنترل و بررسی ارتباط پیش‌بین آن‌ها با آسیب ACL در ورزشکاران است. ۱۸ ورزشکار (۵ فوتبالیست، ۵ بسکتبالیست، ۵ کشتی‌گیر، ۳ تکواندوکار) با سابقهٔ آسیب ACL (میانگین± انحراف استاندارد: سن ۴/۵±۲۴/۷ سال، قد ۸/۲±۱۷۷/۶ سانتی‌متر و وزن ۸/۵±۷۲/۹ کیلوگرم)، با ۱۸ ورزشکار بدون سابقهٔ آسیب ACL (میانگین± انحراف استاندارد: سن۴/۱±۲۴/۴ سال، قد۷/۷±۱۷۹/۴ سانتی‌متر و وزن ۵/۷±۷۲/۱ کیلوگرم) از نظر سن، عضو و رشتهٔ ورزشی همگن شدند. اطلاعات فردی، پزشکی و سوابق ورزشی آزمودنی‌ها از طریق پرسشنامه، مصاحبه و مراجعه به پروندهٔ پزشکی- ورزشی (در مورد آسیب‌دیده‌ها) جمع‌آوری شد. زاویهٔ زانوی عقب‌رفته، به‌وسیله گونیامتر یونیورسال با دقت ۰/۱ درجه و افت ناوی با روش برودی در هر دو گروه اندازه‌گیری شد. از میانگین و انحراف معیار برای توصیف اطلاعات و از آزمون t مستقل و رگرسیون لجستیک در سطح ($p \leq ۰/۰۵$) برای تحلیل آماری استفاده شد. تجزیه و تحلیل داده‌ها نشان داد میزان افت ناوی در گروه دارای آسیب ACL بیشتر از ورزشکاران سالم است، در حالی که میان مقادیر زاویه زانوی عقب‌رفته دو گروه اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد ($p \leq ۰/۰۵$). نتایج این تحقیق از این فرضیه حمایت می‌کند که پرونیشن بیش از حد مفصل تحت قاپی اندازه‌گیری شده از طریق افت استخوان ناوی، عاملی برای بروز آسیب ACL است.

کلیدواژه‌های فارسی: ناهم‌راستایی، هایپر پرونیشن، زانوی عقب‌رفته، آسیب ACL .

۱. مربی دانشگاه آزاد اسلامی واحد سقز (نویسندهٔ مسئول) Email:soran942@gmail.com
۲. استادیار دانشگاه گیلان Email: daneshmandi_ph@yahoo.com

مقدمه

طبق اظهار فلین و همکارانش[1] پارگی رباط متقاطع قدامی[2] آسیبی جدی، شایع و پر هزینه است (۱). به‌طور تخمینی، سالانه ۸۰ الی ۲۵۰ هزار آسیب ACL رخ می‌دهد که بیشتر آن در ورزشکاران جوان ۱۵ تا ۲۵ سال اتفاق می‌افتد. در واقع، این گروه از ورزشکاران جوان بیشتر از ۵۰٪ کل افرادی را تشکیل می‌دهند که متحمل این آسیب می‌شوند (۲). پیامدهای آسیب ACL، به همراه هزینه‌های مستقیم و غیرمستقیم آن، موجب ناتوانی موقتی و دائمی می‌شوند. به‌دنبال این آسیب ممکن است مشکلات غیبت کاری، تحصیلی یا ورزشی به‌وجود آید. ماهیت پارگی ACL و پیامدهای طولانی‌مدت آن هنوز به‌طور کامل شناخته نشده‌اند (۳).

عوامل خطرزای آسیب ACL به دو دستهٔ متفاوت تقسیم می‌شوند: دستهٔ نخست عوامل درونی و عوامل بیرونی و دستهٔ دوم عوامل خطرزا شامل پنج طبقه عوامل محیطی، آناتومیکی و ناهم-راستایی‌ها، هورمونی، عصبی-عضلانی و زمینهٔ خانوادگی است (۴).

ناهم‌راستایی‌های اندام تحتانی در مفاصل ران، زانو و مچ پا به‌عنوان عوامل خطرزای طیف وسیعی از آسیب‌های اندام تحتانی مانند استئوآرتریت‌ها، سندرم فشاری کشککی- رانی، سندروم سایشی نوار خاصره‌ای- رانی، سندرم فشاری درشت‌نی میانی، شکستگی فشاری درشت‌نی و آسیب‌های ACL معرفی شده‌اند (۵).

راستای مکانیکی اندام تحتانی در پایداری کلی مفصل زانوی ورزشکار نقش قابل توجهی دارد. اندازهٔ زاویهٔ چهارسر رانی[3] (زاویه Q)، درجهٔ والگوس ایستا و پویای زانو، پرونیشن پا، انحراف لگن، اختلاف طول پاها، عقب رفتگی زانو، شاخص تودهٔ بدنی و ویژگی‌های آناتومیکی دیگر عواملی هستند که خطر آسیب ACL را افزایش می‌دهند (۶).

از نظر بالینی، نقش بیومکانیک نابهنجار پا[4] در توسعهٔ آسیب‌شناسی زانو به‌منظور پیشگیری و درمان آسیب حائز اهمیت است (۷). هنگام ایستادن، پا و زانو به‌صورت بخش‌های متقابل عمل می‌کنند، به‌طوری که پرونیشن پا و چرخش داخلی درشت‌نی هم‌زمان رخ می‌دهند (۸). یکی از عملکردهای مکانیکی ACL در زانو، محدود کردن چرخش داخلی درشت‌نی است (۹). مطالعات پیشنهاد می‌کنند که چرخش بیش از حد درشت‌نی در نتیجهٔ هایپرپرونیشن بیش از حد مفصل تحت قاپی از مکانیسم‌های مؤثر بر آسیب ACL است که با افزایش فشار بر رباط ACL خطر

---

1. Flynn, et al.
2. Anterior Cruciate Ligament (ACL)
3. Q angle
4. Foot

پارگی آن را افزایش می‌دهد (۱۰).
از عوامل دیگر که ممکن است ورزشکار را مستعد آسیب لیگامنتی کند، زانوی عقب‌رفته[1] یا هایپراکستنشن زانو[2] است. زانوی عقب‌رفته، جابه‌جایی غیرطبیعی با اکستنشن بیش از ۵ درجهٔ زانو (۱۱)، بین استخوان ران و درشت‌نی است که نقصی پوسچرال تلقی می‌شود. هر درجه از تغییر شکل در طول زمان می‌تواند بر رباط ACL کشش فشاری ایجاد کند و باعث گیر افتادن آن در فضای بین کندیل های ران شود (۶). لودن و همکاران[3] بیان کردند که ترکیب زانوی عقب‌رفته با پرونیشن بیش از حد می‌تواند به استرین بیشتر روی ACL منجر شود (۱۲).
نتایج تحقیق مقدسی (۱۳۸۴) با هدف بررسی مقایسه‌ای راستای طبیعی زانوها و ارتباط آن با آسیب‌های ورزشی نشان داد بین راستای طبیعی زانوها در گروه فوتبالیست‌ها و شناگرها با آسیب‌های ورزشی ارتباط معنی‌داری وجود دارد؛ بدین معنی که با کاهش زاویهٔ Q در گروه فوتبالیست‌ها و افزایش آن در گروه شناگرها از میزان آسیب‌ها کاسته می‌شود (۱۳). مهدی قیطاسی و همکاران (۱۳۸۸) در پژوهشی به بررسی ارتباط راستای اندام تحتانی با آسیب لیگامنت و مینیسک زانو در کشتی‌گیران آزادکار نخبه پرداختند. تجزیه و تحلیل داده‌ها نشان داد بین پارگی لیگامنت‌های متقاطع قدامی، خلفی، جانبی میانی و جانبی خارجی مفصل زانو با زاویهٔ Q غیرطبیعی ارتباط معنی‌داری وجود دارد، به‌طوریکه کاهش زاویهٔ Q به‌عنوان متغیری پیش‌بین در مورد آسیب لیگامنت متقاطع قدامی و لیگامنت جانبی خارجی و افزایش زاویهٔ Q به‌عنوان متغیری پیش‌بین در مورد آسیب لیگامنت جانبی میانی و لیگامنت متقاطع خلفی مطرح شد. البته بین زاویهٔ Q غیرطبیعی و آسیب مینیسک داخلی و خارجی ارتباط معنی‌داری مشاهده نشد (۱۴). هیوت و همکاران[4] (۲۰۰۵) در ورزشکاران زن به مطالعه‌ای آینده‌نگر پرداختند تا به این پرسش، پاسخ دهند که آیا کاهش مهارسازی غیرفعال زانو با افزایش خطر آسیب ACL همراه خواهد بود. آن‌ها پیش از آغاز فصل مسابقات در ۲۰۵ ورزشکار داوطلب با زانوی عقب‌رفته، زوایای مفصلی و گشتاورهای مفصلی را هنگام تکلیف فرود آمدن بررسی کردند. نتایج این تحقیق نشان داد ورزشکارانی که دچار آسیب ACL شده بودند به‌طور معنی‌داری زانوی عقب‌رفتهٔ بیشتری داشتند ($P< ۰/۰۰۱$) (۱۵). رامش و همکاران[5] (۲۰۰۵) با بررسی زانوی عقب‌رفته (هایپر اکستنشن زانو) و شلی مفصل در ۱۶۹ بیمار که عمل بازسازی

1. Genu Recurvatum
2. Knee Hyperextension
3. Loudon, et al.
4. Hewett, et al.
5. Ramesh, et al.

ACL را انجام داده بوده‌اند، پی بردند که ۱۳۳ نفر (۷۸/۷٪) از بیماران دارای هایپر اکستنشن زانو بودند (۱۶).

در تحقیقی دیگر، هسیو چن لین و همکاران[1] (۲۰۰۹) شلی قدامی فیزیولوژیکی زانو را در پای برتر و غیربرتر ۴۲ زن ورزشکار دارای زانوی عقب رفته و سالم بررسی کردند. نتایج شلی مفصل معنی‌داری میان دو گروه نشان داد. آن‌ها پیشنهاد کردند که زانوهای دچار عقب‌رفتگی بیشتر در معرض خطر آسیب ACL قرار دارند (۱۷). هرتل و همکاران[2] (۲۰۰۴) اذعان داشتند که صرف‌نظر از جنسیت، افزایش افت ناوی و تیلت قدامی لگن ارتباط معنی‌داری با سابقه آسیب ACL دارند (۱۸). در تحقیقی دیگر عوامل خطرساز بیومکانیکی همراه با آسیب‌های اندام تحتانی بررسی شد. نتایج نشان دهندهٔ ارتباط معنی‌دار عوامل اختلاف طول میان دو پا، کاهش یا افزایش قوس کف پا، افزایش زاویهٔ Q، زانوی ضربدری و زانوی پرانتزی و ضعف عضلانی با آسیب‌های اندام تحتانی بود (۱۹).

با وجود تحقیقات انجام شده، هنوز نقش اختصاصی ناهم‌راستایی‌های اندام تحتانی بر آسیب مشخص به‌طور قطع نیست. اگرچه ارتباط بین ناهمراستایی‌های آناتومیکی و آسیب بررسی شده است، باید مشخص شود که کدام‌یک از این ناهم‌راستایی‌ها به‌صورت اختصاصی بر رباط ACL تأثیر می‌گذارند و ورزشکار را مستعد آسیب می‌کنند (۲۰، ۲۱). این تحقیق با هدف بررسی و مقایسهٔ ناهم‌راستایی‌های پوسچرال ایستای اندام تحتانی شامل افت ناوی و زانوی عقب‌رفته (پرونیشن بیش از حد طبیعی) ورزشکاران با و بدون سابقهٔ آسیب ACL و همچنین بررسی ارتباط پیش‌بین این ناهم‌راستایی‌ها با سابقهٔ آسیب ACL انجام شده است. فرض بر این بوده است که ناهم‌راستایی‌هایی مانند افزایش زاویهٔ زانوی عقب‌رفته و پرونیشن بیش از حد طبیعی با آسیب ACL ورزشکاران ارتباط پیش‌بین معنی‌داری خواهند داشت.

روش‌شناسی پژوهش

تحقیق حاضر توصیفی - مقطعی از نوع علّی - مقایسه‌ای و پس‌رویدادی است. جامعهٔ آماری پژوهش شامل ورزشکارانی با بیش از دو سال سابقهٔ بازی در لیگ‌های رسمی کشور در شهرستان مهاباد بود. نمونهٔ آماری شامل ۳۶ ورزشکار بود: ۱۸ ورزشکار (۵ فوتبالیست، ۵ بسکتبالیست، ۵ کشتی‌گیر، ۳ تکواندوکار) با سابقهٔ آسیب ACL (میانگین± انحراف استاندارد: سن ۴/۵±۲۴/۷ سال، قد ۸/۲±۱۷۷/۶ سانتی‌متر و وزن ۸/۵±۷۲/۹ کیلوگرم و شاخص تودهٔ

1. Hsio-Chen Lin, et al.
2. Jay, Hertel, et al.

بدنی ۲/۸±۲۳/۴) و ۱۸ ورزشکار بدون سابقهٔ آسیب ACL (میانگین± انحراف استاندارد: سن۴/۱±۲۴/۴ سال، قد۷/۷±۱۷۹/۴ سانتی‌متر و وزن ۵/۷±۷۲/۱ کیلوگرم و شاخص تودهٔ بدنی۶/۴±۲۳/۶) بود. ۱۸ آزمودنی با سابقهٔ آسیب ACL از نظر جنسیت، عضو و رشتهٔ ورزشی با گروه کنترل همگن شدند. آسیب ACL گروه آسیب‌دیده توسط پزشک تشخیص داده شد به این صورت که هشت مورد از آسیب‌ها با روش MRI[1] و هشت مورد نیز به‌صورت بالینی به کمک آزمون KT-1000 ارزیابی شد. هشت ورزشکار از آزمودنی‌های گروه آسیب ACL عمل جراحی بازسازی ACL را انجام داده بودند و درمان ورزشکاران دیگر به‌صورت محافظتی انجام شده بود. پس از تکمیل فرم رضایت‌نامه، مشخصات فردی آزمودنی‌ها شامل سن، وزن، قد، پای برتر، سابقهٔ ورزشی، سابقهٔ پزشکی، آسیب‌های شدید مفصل زانو و زمان وقوع آن، با استفاده از پرسشنامه ثبت شد. پس از آن، زاویهٔ زانوی عقب‌رفته و افت استخوان‌های ناوی (پرونیشن پا) در دو گروه ارزیابی شد.

برای اندازه‌گیری زانوی عقب‌رفته، ورزشکار با زانوهای کاملاً صاف و پاها در حالت خنثی در وضعیت طاق‌باز قرار می‌گرفت. قسمت جلوی پا در یک دست قرار می‌گرفت و با دست دیگر بخش دیستال ران ثابت می‌شد. قسمت جلوی پا به سمت بالا بلند می‌شد تا مفصل زانو در حالت هایپراکستنشن غیرفعال قرار گیرد. بخش‌های خلفی زانو و ران نباید از سطح زمین جدا می‌شد. با استفاده از یک گونیامتر (با کمک آزمونگر دیگر) زاویهٔ هایپراکستنشن بر حسب درجه اندازه‌گیری شد. بازوی متحرک گونیامتر در راستای محور طولی نازک‌نی و بازوی ثابت در راستای محور طولی استخوان ران از تروکانتر بزرگ تا کندیل جانبی ران قرار می‌گرفت. پس از ثبت اندازه‌گیری، عملیات برای پای مقابل تکرار می‌شد (۲۲).

برای اندازه‌گیری پرونیشن پا از آزمون افت استخوان ناوی[2] استفاده شد. در این آزمون، در حالی که آزمودنی راحت روی صندلی نشسته بود (پاها در حال استراحت روی زمین، بدون تحمل هیچ‌گونه وزن)، برای پیدا کردن ستیغ استخوان ناوی وی لبهٔ داخلی پاها لمس شد. این نقطه برجسته‌ترین نشانهٔ استخوانی است که در قسمت تحتانی و تا حدی قدامی قوزک داخلی یافت می‌شود. با استفاده از ماژیک روی نقطهٔ برجستهٔ ناوی هر دو پا علامت زده شد. سپس، در حالی که فرد راحت روی صندلی نشسته بود و پاهایش در وضعیت بدون تحمل وزن و برهنه روی زمین قرار داشت، با استفاده از قرار دادن کارتی به‌صورت عمودی در کنار لبهٔ داخلی هر دو پا، فاصلهٔ بین ستیغ ناوی و سطح زمین روی کارت علامت‌گذاری شد. در مرحلهٔ بعد، از فرد

1. Magnetic Resonance Imaging
2. Navicular Drop Test (NDT)

خواسته شد روی پاهایش بایستد، به نحوی که وزن بدن کاملاً برابر روی هر دو پا توزیع شده باشد و در این حالت، مجدداً فاصلهٔ بین ستیغ ناوی و سطح زمین در هر دو پا روی کارت علامت زده شد. در نهایت، اختلاف بین دو نقطهٔ علامت زده شده روی کارت، به‌عنوان افت استخوان ناوی جداگانه برای هر دو پا محاسبه و بر حسب میلی‌متر ثبت شد (۲۳، ۲۴).

برای مقایسهٔ تفاوت گروه‌ها از نظر زاویهٔ زانوی عقب‌رفته و افت ناوی از آزمون t مستقل استفاده شد. برای بررسی ارتباط متغیرهای پیشگو (راستاهای غیرطبیعی اندام تحتانی) با متغیر ملاک (سابقهٔ آسیب ACL)، از آزمون رگرسیون لجستیک استفاده شد. تمام عملیات آماری با استفاده از نرم‌افزار SPSS انجام و سطح معنی‌داری آزمون‌ها $p < ۰/۰۵$ در نظر گرفته شد.

یافته‌های پژوهش

جدول ۱ میانگین و انحراف استاندارد افت ناوی و زانوی عقب‌رفتهٔ دو گروه ACL و کنترل را به تفکیک نشان می‌دهد. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، میزان افت ناوی پای بدون آسیب گروه ACL از پای هم‌سوی گروه کنترل بیشتر بود و این اختلاف در سطح $p <$ ۰/۰۵ معنی‌دار بود.

جدول ۱. مقادیر افت ناوی (میلی‌متر) و زانوی عقب‌رفته (درجه) در گروه آسیب ACL و گروه کنترل

	گروه	میانگین	انحراف استاندارد	t	P
افت ناوی	پای آسیب‌دیده گروه ACL	۱۰/۶۰	۳/۱۰	۲/۵۸	۰/۰۲ *
	پای همسو (گروه کنترل)	۸/۲۵	۳/۳۴		
	پای سالم (گروه ACL)	۱۰/۱۰	۲/۲۱	۳/۲۹	۰/۰۳ *
	پای همسو (گروه کنترل)	۸/۱۱	۳/۳۴		
زانوی عقب رفته	پای آسیب‌دیده گروه ACL	-۳	۱/۲۱	۱/۰۶	۰/۲۸۶
	پای همگن‌شده (گروه کنترل)	-۱	۱/۱۱		
	پای سالم (گروه ACL)	-۲/۵	۱/۲۱	۱/۰۹	۰/۳۲۶
	پای همگن‌شده (گروه کنترل)	-۱	۱/۳۴		

* اختلاف معنی‌دار در سطح $p \leq$ ۰/۰۵

با توجه به نتیجهٔ آزمون رگرسیون لجستیک افت ناوی (هایپرپرونیشن مفصل تحت قاپی) به‌عنوان عوامل خطرزای آسیب ACL در گروه ورزشکاران با سابقهٔ آسیب ACL است، اما زانوی عقب‌رفته عامل خطرزای آسیب ACL نبود (جدول شماره ۳).

جدول ۳. ضرایب عوامل خطرزای آسیب AL با استفاده از مدل رگرسیون لجستیک

متغیر	ضریب ß	انحراف استاندارد	Wald	سطح معنی-داری	خطر نسبی Exp (ß)
افت ناوی	۰/۲۲	۰/۰۹	۵/۷۶	۰/۰۲۷ *	۱/۸۴۱
زانوی عقب رفته	-۰/۴۹۲	۰/۵۹۳	۰/۶۸۵	۰/۴۰۸	۰/۶۱۲

* اختلاف معنی‌دار در سطح $p \leq ۰/۰۵$

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج تحقیق نشان داد میزان افت استخوان ناوی پای آسیب‌دیدهٔ گروه دارای آسیب ACL بیشتر از گروه کنترل بود. افت ناوی، مقیاسی بالینی برای اندازه‌گیری پرونیشن پاست و به‌صورت تغییر ارتفاع استخوان ناوی، هنگامی که پا از وضعیت تحت قاپی خنثی به وضعیت تحمل وزن در حالت ایستاده انتقال می‌یابد، تعریف می‌شود. طبق بررسی‌های قبلی، میزان افت ناوی در افراد سالم ۶ الی ۹ میلی‌متر گزارش شده است (۲۱، ۲۵). در تحقیق حاضر، مقادیر افت ناوی پای آسیب‌دیده (۱۰/۶۰) و پای بدون آسیب (۱۰/۱۰) گروه ACL بیشتر از دامنهٔ طبیعی بود و همسانی این مقادیر می‌تواند از این پیشنهاد حمایت کند که این مقادیر بزرگتر نمی‌تواند نتیجهٔ آسیب یا ترمیم پس از جراحی باشد، بلکه در افراد آسیب‌دیده احتمالاً ناهم-راستایی آناتومیکی‌ای وجود دارد. میزان افت ناوی دو پای گروه کنترل (۸/۱۱ و ۸/۲۵) در دامنهٔ طبیعی قرار داشت و به‌طور معنی‌داری از گروه ACL کمتر بودند و می‌توان نتیجه گرفت که هایپر پرونیشن می‌تواند عاملی خطرزا برای آسیب ACL باشد. لودن (۱۹۹۶)، ماری و وارد[1] (۲۰۰۰) و مول (۱۹۹۸)[2] در میان آزمودنی‌های با سابقهٔ پارگی ACL، در مقایسه با گروه‌های کنترل همگن شده، افت ناوی معنی‌دار بیشتری را گزارش کرده‌اند. در تحقیقات مربوط به مقایسهٔ میزان افت ناوی افراد با سابقهٔ آسیب ACL و آزمودنی‌های سالم، میانگین میزان افت ناوی اندازه‌گیری شده، بر اساس جامعهٔ آماری، متفاوت بوده است (۱۰، ۲۸، ۲۹). نتایج تحقیقات لودن و همکاران (۱۹۹۶)، مک کلای و مانال[3] (۱۹۹۸)، ماری و وارد (۲۰۰۰) و هرتل و همکاران (۲۰۰۴) نشان داده است که پرونیشن بیش از حدّ طبیعی (افت ناوی) از عوامل خطرزای اصلی صدمات ACL است که با نتیجهٔ تحقیق حاضر هم‌خوانی دارد (۸، ۱۸، ۲۷، ۳۰). اسمیت و همکاران (۱۹۹۷) میان افت ناوی آزمودنی‌های دارای سابقهٔ آسیب ACL و افراد سالم

1. Mary K. Allen, Ward M. Glasoe
2. Moul, J.
3. McClay, I., Manal, K.

اختلاف معنی‌داری مشاهده نکردند (۲۶). این یافته با نتیجهٔ تحقیق حاضر مشابهت ندارد و علت تفاوت را می‌توان احتمالاً به عواملی مانند غیرورزشکار بودن، بالاتر بودن دامنهٔ سنی و بزرگتر بودن تودهٔ بدنی آزمودنی‌ها نسبت داد.

افزایش پرونیشن با افزایش چرخش داخلی مفصل زانو در صفحهٔ عرضی همراه است. لودن (۱۹۹۶) معتقد است که این چرخش اضافی ممکن است طی فعالیت‌های توأم با تغییر شتاب‌گیری، با ایجاد فشار بیش از حد بر لیگامنت‌های صلیبی زانو خطر آسیب‌دیدگی زانو را افزایش می‌دهد (۱۰).

در مورد ناهم‌راستایی پوسچرال ایستای دیگر اندام تحتانی (زانوی عقب‌رفته) طبق جدول ۲، مشاهده شد که میانگین زانوی عقب‌رفته پای آسیب‌دیدهٔ گروه ACL از گروه کنترل بزرگتر بود، ولی این اختلاف از لحاظ آماری معنی‌دار نبود (P<۰/۰۵). زانوی عقب‌رفته از ناهنجاری‌های شایع بالینی است که ممکن است برای ساختارهای زانو پیامدهای منفی داشته باشد. برخی منابع جابه‌جایی غیرطبیعی بیش از ۵ درجه بین استخوان ران و درشت‌نی (هایپر اکستنشن) را معیار تعیین ناهنجاری زانوی عقب‌رفته معرفی می‌کنند (۱۱) و برخی دیگر جابه‌جایی بیش از ۱۰ درجه را پیشنهاد می‌کنند (۳۱). در تحقیق حاضر، مقادیر زانوی عقب‌رفتهٔ پای آسیب‌دیده (۳- درجه) و پای بدون آسیب (۲/۵-) گروه ACL در دامنهٔ طبیعی قرار داشت و نسبتاً همسان بودند. میزان زانوی عقب‌رفتهٔ دو پای گروه کنترل (۱- درجه) از مقادیر پای آسیب‌دیده و بدون آسیب گروه ACL کمتر بود، ولی این اختلاف از لحاظ آماری معنی‌دار نبود. این یافته با نتیجهٔ پژوهش هسیو چن لین و همکاران مغایرت دارد که گزارش کرده بودند در زنان ورزشکار دچار زانوی عقب‌رفته احتمال خطر آسیب ACL بیشتر است (۱۷). این اختلاف نتیجه را احتمالاً می‌توان به متفاوت بودن جنسیت آزمودنی‌ها نسبت داد. نتایج تحقیق دانیل مدرانو و دارلا اسمیت[1] با یافتهٔ تحقیق حاضر مشابهت دارد. آن‌ها پیشنهاد کردند که عوامل قدرت و آمادگی بدنی، در مقایسه با عواملی چون شلی مفصل و هایپر اکستنشن زانو نقش معنی‌دارتری به عنوان عوامل خطرزای آسیب ACL بازی می‌کنند (۳۲).

در نهایت، می‌توان استنباط کرد تشابه و نزدیکی مقادیر مربوط به ناهم‌راستایی‌های پوسچرال ایستای اندام تحتانی در دو گروه و همچنین بزرگتر بودن مقادیر گروه آسیب‌دیده می‌تواند نشان‌دهندهٔ این واقعیت باشد که علت رخ دادن آسیب ACL احتمالاً وجود ناهم‌راستایی ساختاری باشد.

---

1. Daniel Medrano & Darla Smith

هایپر پرونیشن مفصل تحت قاپی ارتباط پیش‌بین معنی‌داری با احتمال وقوع آسیب‌دیدگی زانو داشت (P <۰/۰۵)؛ در نتیجه، هایپر پرونیشن می‌تواند به عنوان عامل ایتیولوژیک مهمی در آسیب‌های ACL زانو مطرح باشد. در تحقیق جی هرتل و همکاران معلوم شد که آزمودنی‌های با افت ناوی (ND) بیشتر از ۸ میلی‌متر، در مقایسه با آزمودنی‌هایی که در آن‌ها افت ناوی کمتر از ۶/۳ میلی‌متر بود، ۲۰ برابر بیشتر در معرض پارگی احتمالی ACL قرار دارند. همچنین، آزمودنی‌هایی که میزان افت ناوی در آن‌ها در دامنهٔ ۶/۳ تا ۸ میلی‌متر بود، ۱۶ برابر بیشتر از آزمودنی‌های با افت ناوی کمتر از ۶/۳ میلی‌متر در معرض خطر احتمالی پارگی ACL قرار دارند (۱۸).

تحقیق حاضر به‌دلیل گذشته‌نگر بودن، طبیعتاً محدودیت‌هایی نیز دارد. یافته‌های حاضر به همراه مطالعات گذشته‌نگر قبلی، نقطهٔ آغازی برای تحقیقات بیشتر در زمینهٔ مطالعه خطرات آسیب ACL فراهم می‌کند. شناسایی ارتباط معنی‌دار میان ناهم‌راستایی‌های اندام تحتانی و تاریخچهٔ آسیب ACL، افزایش خطر آسیب به‌علت وجود ناهم‌راستایی‌ها را تأیید می‌کند. با وجود این، برای بررسی ارتباطات میان ناهم‌راستایی‌های اندام تحتانی و خطر آسیب ACL به انجام تحقیقات گذشته‌نگر و آینده‌نگر بیشتری نیاز است.

نتایج پژوهش حاضر نشانگر این بود که افت بیشتر ناوی با سابقهٔ آسیب ACL ارتباط دارد و می‌توان نتیجه گرفت که افت بیشتر ناوی عاملی خطرزا برای بروز آسیب ACL است.

منابع:

1. Flynn, R.K., Pedersen, C.L., Birmingham, T.B., Kirkley, A., Jackowski, D., Fowler, P.J. (2005). The familial predisposition toward tearing the anterior cruciateligament: a case control study. Am J Sports Med,(33): 23-28.
2. Garrick, J.G., Requa, R.K. (2001). Anterior cruciate ligament injuries in men and women: how common are they? Am Academy of Orthop Surg, 1-10.
3. Letha, Y.G. (2006). Understanding and Preventing Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries: A Review of the Hunt Valley II Meeting. Am J Sports Med, 34(9).
4. Murphy, D.F., Connolly, D.A., Beynnon, B.D. (2003). Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. Br J Sports Med, (37):13-29.
5. Botic, T.L. (2005). Development of an Anatomical Landmark Protocol for Constructing Segment Axes for Lower Extremity Kinematic Analysis. M.S Thesis. University of North Carolina.

6. Ireland, M.L., Gaudette, M., Crook, S. (1997). ACL injuries in the female athlete. J Sport Rehabil, 6: 97-110.

7. Busseuil, C., Freychat, P., Guedj, E., Lacour, J.R. (1998). Rearfoot-forefoot orientation and traumatic risk for runners. Foot Ankle Int. 19:32–37.

8. Donatelli, R.A. (1996). Normal anatomy and biomechanics. In: Donatelli RA, Ed. The Biomechanics of the Foot and Ankle. 2nd ed. Philadelphia, PA: FA Davis: 3–31.

9. Cabaud, H.E. (1983). Biomechanics of the anterior cruciate ligament. Clin Orthop, 172:26–31.

10. Loudon, J.K., Jenkins, W., Loudon, K.L. (1996).The relationship between static posture and ACL injury in female athletes. J Orthop Sports Phys Ther, 24:91–97.

11. Fish, D.J., Kosta, C.S. (1998). Genurecurvatum: identification of three distinct mechanical profiles. J Prosthet Orthot, 10: 26-32.

12. Loudon, J.K., Goist, H.L., Loudon, K.L. (1998). Genu recurvatum syndrome. J Orthop Sports Phys Ther, 27(5): 361-7.

۱۳. مقدسی، مهرزاد، دانشمندی، حسن، علیزاده، محمدحسین، (۱۳۸۵). بررسی راستای طبیعی زانوها و ارتباط آن با برخی عامل‌های مؤثر در ورزشکاران حرفه‌ای. المپیک، سال چهاردهم، شمارهٔ ۱ (پیاپی ۳۳): ۴۱- ۵۰.

۱۴. قیطاسی، مهدی، علیزاده ،محمدحسین، رجبی، رضا، (۱۳۸۷). آیا زاویهٔ Q عاملی پیش-بین در بروز آسیب‌های لیگامان و مینیسک کشتی‌گیران آزادکار نخبه است؟. حرکت، ۳۹: ۵- ۲۰.

15. Hewett, T.E., Myer, G.D., Ford, K.R., Succop, P. (2006). Passive and dynamic knee restraints determine risk of acl injury in female athletes. 52nd Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society. Paper No: 1125

16. Ramesh, R. , Von Arx, O., Azzopardi, T., Schranz, P.J. (2005). The risk of anterior cruciate ligament rupture with generalised joint laxity. Br J Bone & Joint Sur, 87-B (6): 800-803.

17. Hsiu, C.L., Weng, H.L., Yi, F.S., Chia, M.C., Chen, Y., Horng, C.H. (2009). Physiological anterior laxity in healthy young females: the effect of knee hyperextension and dominance. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 17 (9).

18. Hertel, J., Jennifer, H.D., Rebecca, A.B. (2004). Lower extremity malalignments and anterior cruciate ligament injury history. J Sports Sci & Med, (3): 220-225.

19. Neely, F.G. (1998). Biomechanical risk factors for exercise-related lower limb injuries. Sport Med, 26(6): 395-413.

20. Murphy, D.F., Connolly, D.A., Beynnon, B.D. (2003). Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. Br J Sports Med, 37:13-29.

21. McClay-Davis, I., Ireland, M.L. (2003). ACL injuries-the gender bias: reseach retreat II. J of Orth & Sports Phys Ther, 33(8): 1-30.

22. Christine, M.B. (1999). Assessment and Evaluation of Predisposing Factors to Anterior Cruciate Ligament Injury. J Athl Train, 34(2):155-164.

23. Kelly, J. (2004). Comparison of two static assessments of foot pronation in a sample with ACL rupture and reconstruction and a matched control. J Am Phys Ther, 13: 105-117.

24. Picciano, A.M., et al. (1993). Reliability of open and closed kinethic chain subtalar neutral positions and navicular drop test. J Orthop Sports Phys Ther, 18: 553 – 558.

25. McClay, I., Manal, K. (1998). A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. Clin Biomech, 13:195–302.

26. Smith, J., Szczerba, J.E., Arnold, B.L., Martin, D.E., Perrin, D.H. (1997). Role of hyperpronation as a possible risk factor for anterior cruciate ligament injuries. J Athl Train, 32:25–28.

27. Mary, K.A., Ward, M. (2000). Metrecom measurement of navicular drop in subjects with ACL injury. J Athl Train, 35(4): 403-406.

28. Moul, J. (1998). Differences in selected predictors of anterior cruciate ligament tears between male and female NCAA Division I collegiate basketball players. J Athl Train, 33:118–121.

29. Woodford, R.B., Cyphert, L., Denegar, C. (1994). Risk factors for anterior cruciate ligament injury in high school and college athletes. J Athl Train, 29:343–346.

30. McClay, I., Manal, K. (1998). Coupling parameters in runners with normal and excessive pronation. J Appl Biomech, 13: 109-124.

31. Figen G, Rezan Z, Esma F (2002). Assessment of genu recurvatum in hemiplegic patients. Iziksel Tip. 5(2): 73-78.

32. Daniel, M., Darla, S. (2003). A comparison of knee joint laxity among male and female collegiate soccer players and non-athletes. Sports Biomech, 2(2): 203 – 212.

پژوهش در علوم ورزشی شماره ۸، زمستان ۱۳۸۹، صص ۷۲-۶۱

مقایسهٔ تراکم استخوانی ستون فقرات کمری و گردن ران دوچرخه سواران حرفه‌ای با افراد غیرورزشکار

عباس مال‌اندیش[۱]، دکتر احمد ابراهیمی عطری[۲]، دکتر امیر رشید لمیر[۳]، صمد صفرزاده[۴]، ملیحه رمضانی[۵]

تاریخ دریافت مقاله :۸۹/۳/۳۱ تاریخ پذیرش مقاله:۹۰/۳/۲۴

چکیده

هدف پژوهش بررسی تفاوت تراکم استخوانی ستون فقرات کمری و گردن ران دوچرخه سواران حرفه‌ای با همتایان غیرورزشکار آن‌هاست. این پژوهش از نوع توصیفی-همبستگی است. ۱۷ نفر از دوچرخه‌سواران حرفه‌ای حاضر در لیگ دسته یک دوچرخه‌سواری باشگاه‌های کشور با میانگین سنی ۰/۸۷±۲۳/۵۲ سال، قد ۲/۸۱±۱۷۴/۹۴ سانتی‌متر، وزن ۳/۱۷±۷۳/۱۲ کیلوگرم، سابقهٔ فعالیت در رشتهٔ دوچرخه‌سواری ۱/۲±۳ سال و ۱۷ نفر از افراد سالم غیرورزشکار با میانگین سنی ۱/۴۰±۲۲/۹۴ سال، قد ۲/۴۰±۱۷۲/۶۵ سانتی‌متر، وزن ۳/۳۹±۷۱/۲۷ کیلوگرم در این تحقیق شرکت کردند. داده‌ها به‌وسیلهٔ دستگاه سنجش تراکم مواد معدنی استخوان (DEXA) جمع‌آوری شد و پرسشنامهٔ سابقهٔ پزشکی توسط پزشک متخصص تکمیل شد. تراکم مواد معدنی استخوان گردن و تروکانتر ران و همچنین مهره‌های دوم تا چهارم کمری اندازه‌گیری شد. اطلاعات مربوط با به‌کارگیری روش آماری توصیفی و آزمون t مستقل ($p\leq ۰/۰۵$) و با استفاده از نرم‌افزار SPSS تجزیه و تحلیل شد. نتایج تحقیق نشان می‌دهد بین تراکم مواد معدنی استخوان ران و مهره‌های کمری دوچرخه‌سواران و افراد غیرورزشکار تفاوت معنی‌داری وجود ندارد ($T=۱/۹۵$، $p=۰/۰۵۹$ و $T=۱/۸۶$، $p=۰/۰۷۱$). همچنین، ارزش‌های عددی تراکم مواد معدنی استخوان گردن ران و مهره‌های دوم، سوم و چهارم کمری دوچرخه‌سواران بیشتر از همتایان غیر ورزشکار آن‌ها بود، ولی از لحاظ آماری تفاوت معنی‌دارای بین آن‌ها وجود نداشت. با توجه به اینکه دوچرخه‌سواران حرفه‌ای تمرینات شدید و طاقت فرسایی انجام می‌دهند، انتظار می‌رود تراکم استخوانی دوچرخه‌سواران تفاوت معنی‌داری را با گروه غیرورزشکار داشته باشد، ولی نتایج این تحقیق نشان داد که تمرین و فعالیت ورزشی به تنهایی نمی‌تواند عاملی مؤثر در افزایش تراکم استخوانی باشد. احتمالاً نوع تمرین و شیوهٔ اجرای آن می‌تواند از عوامل تأثیرگذار بر افزایش تراکم استخوانی دوچرخه‌سواران حرفه‌ای باشد (Tscore بین ۱- و۱)؛ بنابراین توصیه می‌شود دوچرخه‌سواران برای افزایش تراکم استخوانی، فعالیت‌های ورزشی دیگری مثل تمرینات با تحمل وزن غیر از دوچرخه‌سواری انجام دهند و شیوه‌های تمرین مناسب را انتخاب کنند.

کلیدواژه‌های فارسی: تراکم استخوان، مهره‌های کمری، گردن ران، دوچرخه‌سواری.

۱ و ۵. دانشجوی کارشناسی ارشد دانشگاه فردوسی مشهد (۱. نویسندهٔ مسئول) Email: malandish@gmail.com
Email: Ramezani_maliheh@yahoo.com
۲ و ۳. استادیار دانشگاه فردوسی مشهد Email: Aahmadatri2004@yahoo.com
Email: Amir.rashidlamir@gmail.com
۴. دانشجوی کارشناسی ارشد دانشگاه محقق اردبیلی Email: samad.aydin@gmail.com

مقدمه

استخوان، بافتی همبند با عروق فراوان و متشکل از سلول‌های زنده است که مدام در حال تغییر و تحول است و این عمل توسط عوامل موضعی و سیستمیک کنترل می‌شود. آنچه این بافت را از دیگر بافت‌ها متمایز می‌کند استحکام‌بخشی، در عین انعطاف‌پذیر بودن آن، سازوکار اختصاصی و قابلیت ترمیم آن است. استخوان‌ها دارای دو جزء کاملاً متفاوت‌اند: اول پروتئین رشته‌ای کلاژنی که در برابر کشش مقاوم است و ماتریکس ارگانیک[1] را تشکیل می‌دهد و دوم، جزء معدنی هیدروکسی آپاتیت[2] که در مقابل فشار مقاوم است و ماتریکس غیرارگانیک[3] را تشکیل می‌دهد که با سن و محل ویژگی‌های طبیعی استخوان تغییر می‌کند (۴). یکی از مشکلات بزرگ سلامتی در قرن حاضر استئوپروز[4] است. استئوپروز به معنی پوکی استخوان یا به عبارت صحیح‌تر، تخلخل در استخوان است (۱۵). پوکی استخوان از سوی سازمان بهداشت جهانی، پس از بیماری‌های قلبی و سرطان، سومین معضل بهداشتی جهان شناخته شده و به بیماری خاموش معروف است که خیلی دیر بروز می‌کند (۲). حدود ۵۰٪ زنان و ۳۰٪ مردان در طول عمر خود شکستگی‌های مربوط به پوکی استخوان را تجربه می‌کنند (۲۴). عوامل متعددی بر تراکم استخوان اثرگذارند که از آن جمله می‌توان به جنسیت، سن، استفاده از مواد لبنیاتی مانند کلسیم، استروئیدهای آنابولیکی یا جنسی، فعالیت بدنی، وزن بدن و ... اشاره کرد (۴). شروع کردن ورزش منظم از دوران کودکی و نوجوانی اصلی مهم در حفظ سلامت و بهداشت فردی برای دوران میان‌سالی و پیری است (۶). همچنین، ورزش برای تشکیل و نگهداری استخوان‌های تنومند و قوی در زندگی روزمره ضروری است. بهترین نوع ورزش برای تحریک سلول‌های سازندهٔ استخوان، فعالیت‌هایی هستند که بر تمام استخوان‌ها اثر بگذارند و این امر تنها باز طریق ورزش‌هایی با تحمل وزن بدن امکان‌پذیر است (۵). تعداد زیادی از محققان تأثیر فعالیت‌های بدنی را بر افزایش تراکم تودهٔ استخوانی را آزموده‌اند و معتقدند سلول‌های سازندهٔ استخوانی به محرک‌های مکانیکی حاصل از ورزش و فعالیت بدنی پاسخ نشان داده، تشکیل استخوان را به میزان قابل توجهی افزایش می‌دهند (۲۳، ۳۶). نتایج تحقیقات بورر و همکاران[5] (۲۰۰۵) نشان داد فعالیت‌های بدنی و ورزش از طریق تجمع مواد معدنی نگه‌دارنده و محرک یاخته‌های سازندهٔ استخوان است و همچنین باعث تقویت عضلات و بهبود تعادل فرد می‌شود؛

1. Organic matrix
2. Hidroxy apatit
3. Non-organic matrix
4. Osteoporosis
5. Borrer, et al.

در نتیجه خطر شکستگی‌های استخوان را کاهش می‌دهد. علاوه بر این، در افرادی که فعالیت‌های ورزشی را با حجم‌ها و شدت‌های مختلف قبل از دوران بلوغ شروع می‌کنند و فعالیت‌های آن‌ها با حجم کالری مناسب و همچنین با کلسیم همراه است، محتوای مواد معدنی و رشد عرضی استخوان افزایش می‌یابد (۱۲). در تحقیقات بسیاری گزارش شده است که فعالیت بدنی باعث افزایش تراکم مواد معدنی استخوان می‌شود. همچنین، بیان شده است که ورزشکاران شرکت‌کننده در ورزش‌هایی که کمتر وزن بدن را تحمل می‌کنند مانند دوچرخه‌سواری، شنا و قایقرانی، در مقایسه با ورزش‌هایی مانند فوتبال، والیبال، ژیمناستیک و تنیس روی میز که متحمل وزن بدن می‌شوند، تراکم مواد معدنی کمتری دارند (۸، ۱۳، ۱۴، ۱۶، ۲۶، ۳۰، ۳۵). از سوی دیگر، هرچه شدت تمرینات بیشتر باشد، تأثیر آن بر تراکم تودهٔ استخوانی بیشتر می‌شود. به‌طور کلی، اگر تمرینات ورزشی بر سطوح سفت و سخت انجام شود و دارای حرکات پرشی و ضربه‌ای و برشی زیادی باشد، فشاری که بر روی استخوان وارد می‌کنند نیز بیشتر می‌شود (۹، ۱۹). کریختون و همکاران[1] (۲۰۰۱) نشان دادند برای اینکه تمرین ورزشی و فعالیت بدنی تراکم تودهٔ استخوانی را افزایش دهد، باید نیروی عکس‌العمل زمین در آن دست‌کم سه برابر وزن بدن باشد تا فشار زیادی به استخوان وارد شود (۱۵). جنیتی و همکاران[2] (۲۰۰۵) به‌منظور بررسی تراکم مواد معدنی استخوانی[3] نواحی ران، مهره‌های کمری را با وزن کل بدن ۱۰۰۰ نفر مرد در سن ۲۶ تا ۲۸ سال مطالعه کردند. نتایج این تحقیق نشان داد هر چه شدت تمرینات کمتر باشد، به همان میزان تراکم تودهٔ استخوانی را -در مقایسه با تمرینات شدیدتر- در کل بدن و استخوان لگن کاهش می‌دهد و عکس آن نیز صادق است (۲۱). تمرینات ورزشی و فعالیت بدنی به دو شیوهٔ کشش عضله و نیروهای جاذبه باعث انتقال نیرو به طرف استخوان می‌شوند؛ در نتیجه این نیروها می‌توانند تراکم مواد معدنی استخوان را افزایش دهند (۳).

فعالیت بدنی موجب تحریک گیرنده‌های مکانیکی می‌شود و اغلب، در کودکان و نوجوانان و تا حدی در بزرگ‌سالان تراکم تودهٔ استخوانی را افزایش می‌دهد (۱۱، ۳۴). ریکو و همکاران[4] (۱۹۹۳) تراکم تودهٔ استخوانی کودکان را مقایسه کردند و به این نتیجه رسیدند که تراکم تودهٔ استخوانی در کودکان غیرفعال کمتر از همتایان فعال آن‌هاست و افرادی که فعالیت‌های تحمل‌کنندهٔ وزن بدن مانند ژیمناستیک و فوتبال انجام می‌دهند به‌علت فشارهای مکانیکی، تراکم استخوانی بیشتری نسبت به

1. Creighton, et al.
2. Ginty, et al.
3. Bone Mineral Density (BMD)
4. Rico, et al.

همتایان دوچرخه‌سوار و شناگر خود دارند (۳۱). فیور و همکاران[1] (۱۹۹۶) در تحقیقی تراکم تودهٔ استخوانی دوچرخه‌سواران را با همتایان غیرورزشکار آن‌ها بررسی کردند. نتایج نشان داد بین تراکم مواد معدنی استخوان دوچرخه‌سواران و افراد غیرورزشکار تفاوتی وجود ندارد (۲۰). همچنین، وارنر و دالسکی[2] (۱۹۹۷) در تحقیق خود هیچ‌گونه تفاوتی بین تراکم تودهٔ استخوانی دوچرخه‌سواران و آزمودنی‌های گروه کنترل مشاهده نکردند (۳۷). در مقابل، سابو و همکاران[3] (۱۹۹۶) گزارش کردند که تراکم تودهٔ استخوانی مهره‌های کمری دوچرخه‌سواران تور فرانسه به میزان ۱۰٪ درصد کمتر از همتایان غیرورزشکار آن‌هاست (۳۳). وارنر و همکاران[4] (۲۰۰۲) تراکم مواد معدنی دوچرخه‌سواران کوهستانی و جاده‌ای را با گروه غیرورزشکار (گروه کنترل) مقایسه کردند. نتایج نشان داد بین ارزش‌های مطلق تراکم تودهٔ استخوانی سه گروه تفاوتی وجود نداشت، اما هنگامی که تراکم تودهٔ استخوانی را نسبت به وزن آزمودنی‌ها بررسی کردند، به این نتیجه رسیدند که دوچرخه‌سواران کوهستانی دارای ارزش‌های بیشتری نسبت به دوچرخه‌سواران جاده‌ای و افراد غیرورزشکارند (۳۸). نیکولز و همکاران[5] (۲۰۰۳) نیز به بررسی تراکم تودهٔ استخوانی دوچرخه‌سواران جوان و مسن و مقایسهٔ مقایسهٔ آن با گروه کنترل پرداختند و به این نتیجه رسیدند که تراکم تودهٔ استخوانی دوچرخه‌سواران جوان با افراد غیرورزشکار تفاوت معنی‌داری ندارد، ولی تراکم تودهٔ استخوانی ناحیهٔ ران و مهره‌های کمری دوچرخه‌سواران مسن‌تر ۱۰٪ درصد کمتر از افراد غیرورزشکار بود. همچنین آن‌ها اظهار کردند که تفاوت تراکم تودهٔ استخوانی در دو گروه دوچرخه‌سوار به این علت است که تمرینات با وزنه بعد از سن ۳۵ سالگی در دوچرخه سواران مسن‌تر حذف می‌شود (۲۹). مدیلی و همکاران[6] (۲۰۰۵) در مطالعهٔ خود روی دوچرخه‌سواران حرفه‌ای نتایج هشداردهنده‌ای را گزارش کردند؛ آن‌ها تراکم تودهٔ استخوانی ناحیهٔ مهره‌های کمری ۲۳ دوچرخه‌سوار حرفه‌ای را ارزیابی کردند و متوجه شدند که ۶۵٪ درصد آن‌ها دچار استئوپروزند (۲۸). جان‌اف[7] (۱۹۹۴) بر مبنای بررسی تحقیقات انجام‌شده، بر این باور باور بود که چون بیشترین وزن بدن در ناحیهٔ مهره‌های کمری و استخوان ران تحمل می‌شود و از طرفی، بیشترین احتمال شکستگی به‌دلیل استئوپروز در این نواحی دیده می‌شود؛ در تحقیقاتی که در این زمینه صورت می‌گیرد، این نواحی به‌عنوان شاخصی برای سنجش میزان تراکم مواد معدنی استخوان قابل توجه است (۱). در مورد بررسی تراکم مواد معدنی استخوان در دوچرخه‌سواران

1. Fiore, et al.
2. Warner and Dalsky
3. Sabo, et al.
4. Warner, et al.
5. Nichols, et al.
6. Medelli, et al.
7. Johnov

تحقیقات کم و البته ضد و نقیضی در دنیا انجام شده است (۲۰، ۲۸، ۲۹، ۳۳، ۳۷، ۳۸) و در واقع تاکنون هیچ تحقیقی در ایران در این زمینه انجام نشده است؛ بنابراین انجام این تحقیق اطلاعات علمی مفید و ارزشمندی در اختیار جامعهٔ ورزشی، مربیان و ورزشکاران این رشته و تمام افراد فعال در این رشته فراهم می‌کند و راهکاری جدید برای محققانی این حوزه خواهد بود. از طرفی، صرف هزینه‌های بالا برای پوکی استخوان، شکستگی‌های مکرر ناشی از این بیماری و درد و ناراحتی‌های روانی ناشی از تغییر شکل بدن و ... ضرورت پیشگیری از این بیماری را نشان می‌دهد. با توجه به عوامل خطرزای پوکی استخوان، انجام تحقیقاتی که عوامل مؤثر بر آن را شناسایی و چگونگی پیشگیری از آن را تعیین کند، اهمیت زیادی دارد؛ بنابراین هدف از انجام این تحقیق مقایسهٔ تراکم استخوانی ستون فقرات کمری و ران دوچرخه‌سواران حرفه‌ای با افراد غیر ورزشکار است.

روش‌شناسی پژوهش

پژوهش حاضر از نوع تحقیقات توصیفی-همبستگی است. بدین منظور، ۱۷ نفر از دوچرخه‌سواران حرفه‌ای حاضر در لیگ دسته یک دوچرخه‌سواری باشگاه‌های کشور با میانگین سنی ۰/۸۷±۲۳/۵۲ سال، قد ۲/۸۱±۱۷۲/۹۴ سانتی‌متر، وزن ۳/۱۷±۷۳/۱۲ کیلوگرم، سابقهٔ فعالیت در دوچرخه‌سواری ۱/۲±۳ سال و ۱۷ نفر از افراد سالم غیرورزشکار با میانگین سنی ۱/۴۰±۲۲/۹۴ سال، قد ۲/۴۰±۱۷۲/۶۵ سانتی‌متر، وزن ۳/۳۹±۷۱/۲۷ کیلوگرم بعد از تکمیل رضایت‌نامهٔ کتبی که در اختیار آزمودنی‌ها گذاشته شده بود، به‌صورت داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. در مراحل اولیه، همهٔ آزمودنی‌ها با شرایط پژوهش و اهداف جمع‌آوری داده‌ها آگاه شدند. معیارهای ورود آزمودنی‌ها به تحقیق شامل: نداشتن سابقهٔ بیماری اثرگذار روی تودهٔ استخوانی، شکستگی استخوان، نداشتن بیماری‌های ارثی مانند پوکی استخوان و همچنین نداشتن سابقهٔ بیماری دیابت، پرکاری تیروئیدی و پاراتیروئیدی، بیماری‌های عصبی و جراحی، بیماری‌های قلبی و تنفسی بود. به‌علاوه، کسانی که سابقهٔ استعمال دخانیات، الکل و داروهای مؤثر بر تراکم استخوانی مانند داروهای ضد تشنج و کورتن را داشتند (۴) به‌عنوان نمونه در نظر گرفته نمی‌شدند. آزمودنی‌ها دست‌کم سابقهٔ سه سال فعالیت منظم و حرفه‌ای دوچرخه‌سواری به صورت پنج جلسه در هفته داشتند. کسانی هم که در طول زندگی سابقهٔ شرکت در فعالیت‌های ورزشی منظم را نداشتند (منظور کسانی است که در طول یک ماه، کمتر از چهار جلسه یک ساعته تمرین داشتند) به‌عنوان افراد غیرورزشکار انتخاب شدند. داده‌ها، با استفاده از دستگاه سنجش تراکم مواد معدنی استخوان[1]، قدسنج، ترازو و پرسشنامهٔ سابقهٔ پزشکی-

1. Dual energy X - ray Absortiometry (DEXA)

ورزشی توسط پزشک متخصص تکمیل شد. وزن آزمودنی‌ها به‌وسیلهٔ ترازوی دیجیتالی ساخت شرکت Beurer آلمان با دقت صد گرم و قد آن‌ها نیز با استفاده از قدسنج دیواری ساخت همین شرکت با دقت یک میلی‌متر اندازه‌گیری شد. برای ارزیابی میزان تراکم مواد معدنی استخوان آزمودنی‌ها با استفاده از روش DEXA که از روش‌های استاندارد و دقیق برای سنجش تراکم مواد معدنی (BMD) است، در مرکز دانسیتومتری توسط متخصص مربوط اندازه‌گیری شد. در مطالعهٔ حاضر دو ناحیهٔ بدن دوچرخه‌سواران و افراد غیرورزشکار ارزیابی شدند: یکی مهره‌های کمری[1] شامل L2، L3، L4 و دیگری استخوان ران بخش تروکانتر یا گردن فمور[2]. هر یک از این دو بخش به‌صورت مجزا از نظر تراکم مواد معدنی استخوان (BMD) یا دانسیتهٔ تودهٔ استخوانی ارزیابی شدند که بیشترین ارزش بالینی را دارند (۱۷). سپس، نتایج آزمایشات مربوط به نواحی مورد ارزیابی بدن، به‌صورت جداگانه روی صفحهٔ رایانه ثبت و بعد از پایان آزمون، اطلاعات لازم به همراه عکس رنگی پرینت گرفته شد. نتایج توسط متخصص آزمایشگاه تجزیه و تحلیل شد و سپس، محقق اطلاعات مربوط به آزمودنی‌ها را ارزیابی کرد.

داده‌ها با استفاده از روش‌های آمار توصیفی و استنباطی تحلیل شد. در بخش آمار توصیفی از میانگین، انحراف استاندارد، جدول‌های توزیع فراوانی و در بخش استنباطی از آزمون t مستقل برای مقایسهٔ تراکم استخوان مهره‌های کمری دوچرخه‌سواران و افراد غیرورزشکار استفاده شد. همچنین برای مقایسهٔ تراکم استخوان گردن ران دوچرخه‌سواران با افراد غیرورزشکار نیز از آزمون t مستقل استفاده شد. برای مقایسهٔ تراکم استخوان مهره‌های کمری با گردن ران خود آزمودنی‌ها نیز از آزمون t مستقل استفاده شد.

یافته‌های پژوهش

جدول ۱ نشان می‌دهد تراکم استخوان مهره‌های کمری و ران دوچرخه‌سواران حرفه‌ای با افراد غیرورزشکار تفاوت معنی‌داری ندارد (P>۰/۰۵).

جدول ۱. مقایسهٔ تراکم استخوان در مهره‌های کمری و ران آزمودنی‌ها

آزمودنی	دوچرخه سواران n=۱۷	غیر ورزشکاران n=۱۷	T	P
تراکم مواد معدنی استخوان (gr/cm2)	M±SD	M±SD		
مهره‌های کمر	۱/۰۰±۰/۰۳	۰/۹۹۲±۰/۰۶	۱/۸۶	۰/۰۷۱
گردن ران	۱/۰۱±۰/۰۲	۰/۹۹۱±۰/۰۷	۱/۹۵	۰/۰۵۹

1. Lumbar Vertebral
2. Femoral neck

جدول ۲ نشان می‌دهد بین تراکم استخوان مهره‌های کمری و استخوان گردن ران دوچرخه‌سواران حرفه‌ای و افراد غیر ورزشکار نیز تفاوت معنی‌داری وجود ندارد (P>۰/۰۵).

جدول ۲. مقایسهٔ تراکم استخوان در مهره‌های کمری و ران آزمودنی‌ها

تراکم مواد معدنی استخوان (gr/cm2) آزمودنی	مهره‌های کمر	گردن ران	T	P
	M±SD	M±SD		
دوچرخه‌سواران n=۱۷	۱/۰۰±۰/۰۳	۱/۰۱±۰/۰۲	۰/۰۲۴	۰/۹۸۱
غیرورزشکاران n=۱۷	۰/۹۹۲±۰/۰۶	۰/۹۹۱±۰/۰۷	۰/۴۰۶	۰/۶۸۷

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج تحقیق حاضر نشان می‌دهد با اینکه تراکم مواد معدنی استخوان ران و مهره‌های دوم، سوم و چهارم کمری دوچرخه‌سواران حرفه‌ای، در مقایسه با همتایان غیرورزشکار آن‌ها، ارزش‌های عددی بیشتری دارند، ولی از نظر آماری تفاوت معنی‌داری بین آن‌ها وجود ندارد که با یافته‌های دونابشگتور و همکاران[1] (۲۰۰۰)، ریکو و همکاران (۱۹۹۳)، فیور و همکاران (۱۹۹۶)، وارنر و همکاران (۲۰۰۲) هم‌خوانی دارد. بر اساس قانون ولف فشارهای مکانیکی یا استرس وارد شده بر استخوان‌ها از طریق تاندون‌ها و عضله اثری مستقیم بر تشکیل استخوان و تغییر شکل آن دارد (۱۰). همچنین، نظریه‌ای متداول استخوان را به‌عنوان کریستالی پیزوالکتریک مد نظر قرار می‌دهد که در آن، فشار مکانیکی به انرژی الکتریکی تبدیل می‌شود و تغییرات الکتریکی به‌وجود می‌آورد و زمانی که استخوان تحت فشار مکانیکی قرار می‌گیرد، فعالیت یاخته‌های سازنده، استخوان را تحریک می‌کند که نتیجه‌اش تشکیل کلسیم است (۷). احتمالاً در دوچرخه‌سواران، سلول‌های سازندهٔ استخوان (استئوژنیک) ران و مهره‌های کمری کمتر تحریک می‌شوند؛ در نتیجه جذب کلسیم کمتر شده، تراکم مواد معدنی در استخوان کاهش می‌یابد. در زنان و مردان، ۹۵ تا ۹۹٪ درصد از تراکم و محتوای مواد معدنی استخوان‌ها در پایان دومین دههٔ زندگی کسب می‌شود و نوع، شدت و مدت فعالیت بدنی آن را افزایش یا کاهش می‌دهد (۳۲). داشتن تراکم مواد معدنی بیشتر عاملی اساسی در جلوگیری از پوکی استخوان و شاخصی پیش‌بینی‌کننده برای شکستگی استخوان است. تحقیقات زیادی اثرات مثبت فعالیت‌های بدنی را بر تراکم مواد معدنی استخوان نشان می‌دهند (۲۵). در واقع،

1. Donna Beshgetoor et al.

تمرینات بدنی بر زیرساخت‌های بافت‌های استخوانی تأثیر می‌گذارد. ساختار استخوانی به‌طور مؤثری به فشارهای مکانیکی اعمال شده بر اسکلت بستگی دارد. فعالیت‌های کم‌فشار و منظم مانند دوچرخه‌سواری و شنا، در مقایسه با فعالیت‌های پرفشار و غیرمنظم مانند فوتبال، والیبال و ژیمناستیک تحریک‌های استئوژنیکی[1] کمتری بر بافت استخوانی وارد می‌کنند. برای اینکه تمرین ورزشی باعث افزایش تراکم تودهٔ استخوانی شود، باید نیروی عکس‌العمل زمین در آن دست‌کم سه برابر وزن بدن باشد (۱۵)، در حالی که نیروی عکس‌العمل مفصل در دوچرخه-سواران خیلی کمتر از این حد است. در واقع، فعالیت‌هایی که با زمین در تماس نیستند تحریکات استئوژنیکی واقعی بر اسکلت اعمال نمی‌کنند (۲۲)؛ به همین دلیل احتمالاً سلول‌های استخوان‌ساز (استئوژنیک) در دوچرخه‌سواران کمتر تحریک می‌شوند؛ در نتیجه تراکم مواد معدنی در دوچرخه‌سواران از افراد غیرورزشکار بیشتر نبود. از سوی دیگر، ثابت شده است که ورزش‌های توأم با تحمل وزن بدن[2]، بیشتر از ورزش‌های بدون تحمل وزن بدن[3]، استئوژنیک‌اند و در حقیقت، باعث افزایش تراکم مواد معدنی استخوان می‌شوند و به‌دلیل اینکه ورزش دوچرخه سواری جزء ورزش‌های بدون تحمل وزن بدن محسوب می‌شود، ممکن است از عوامل اثرگذاری باشد که سبب می‌شود تراکم مواد معدنی استخوان در دوچرخه‌سواران حرفه‌ای از افراد غیرورزشکار بیشتر نباشد.

در این تحقیق تفاوتی بین تراکم مواد معدنی استخوان ران دوچرخه‌سواران و مهره‌های کمر آن‌ها مشاهده نشد؛ به دلیل اینکه میزان نیروی تولید شده توسط عضلات ناحیهٔ کمری در هنگام دوچرخه‌سواری کمتر است و در نتیجه، تحرک اسکلتی- عضلانی در ناحیهٔ مهره‌های کمری و همچنین انقباضات عضلانی حاصل از تمرین دوچرخه‌سواری به اندازه‌ای نیست که باعث تحریک سلول‌های استخوانی شود (۳۵)؛ بنابراین احتمالاً عواملی مانند سرعت اعمال فشار، جهت و بزرگی نیروی وارد شده بر استخوان در تراکم تودهٔ استخوانی مؤثرند که از میان آن‌ها، اندازه و بزرگی فشار مهم‌ترین عامل‌ها هستند (۳۵). همچنین نبود تفاوت بین تراکم مواد معدنی در بخش‌های گردن و تروکانتر ران دوچرخه‌سواران و افراد غیر رزشکار بدین علت است که این نواحی استخوان‌های دراز دارد و از آنجا که در ورزش دوچرخه‌سواری نیروهای دینامیکی فشاری و جهشی نسبت به این نواحی وجود ندارد، تفاوت معنی‌داری بین تراکم مواد معدنی استخوان ران دوچرخه‌سواران و افراد غیرورزشکار وجود ندارد. به‌علاوه، دوچرخه‌سواران حرفه‌ای،

1. Osteogenic Stimulations
2. Weight bearing exercise
3. Non – Weight bearing exercise

در مقایسه با افراد عادی و فاقد فعالیت خاص ورزشی به‌طور میانگین دو تا چهار ساعت در روز کمتر با زمین در تماس‌اند؛ در نتیجه ممکن است تماس نداشتن با زمین، علت اصلی کاهش BMD در دوچرخه‌سواران حرفه‌ای باشد. همچنین، هنگام دوچرخه سواری نیروی واکنشی کمتری به هر دو ناحیهٔ ران و مهره‌های کمری وارد می‌شود؛ در نتیجه تحریک سلول‌های استخوانی در این دو ناحیه کمتر است و تأثیری بر تراکم مواد معدنی استخوان در دوچرخه سواران حرفه‌ای ندارد. مایوکس و همکاران[1] (۱۹۹۹) در تحقیق خود نشان دادند که ورزش‌های قدرتی و کوتاه‌مدت بیشتر از ورزش‌های استقامتی مانند دوچرخه‌سواری استخوان‌سازند (۲۷) و بیشتر باعث افزایش تراکم مواد معدنی استخوان می‌شوند. طبق تعریف سازمان بهداشت جهانی، اگر کاهش تراکم استخوانی بیش از ۲/۵ انحراف معیار از متوسط تراکم استخوانی افراد طبیعی باشد، فرد به پوکی استخوان مبتلاست. کاهش تراکم استخوانی بین ۱ تا ۲/۵ انحراف معیار را استئوپنی و در افراد با انحراف معیار ۱- تا ۱ و بیشتر از آن، طبیعی محسوب می‌شود. با توجه به این تعریف، دوچرخه‌سواران حرفه‌ای و افراد غیرورزشکار بین ۱- و ۱ قرار داشتند که همهٔ آن‌ها طبیعی بودند؛ بنابراین توصیه می‌شود دوچرخه‌سواران حرفه‌ای برای بهبود و افزایش تراکم مواد معدنی استخوان فعالیت‌های ورزشی دیگری مثل تمرینات جانبی (ورزش‌های قدرتی و تحمل‌کنندهٔ وزن بدن) انجام دهند تا احتمالاً در دوران پیری دچار استئوپنی یا پوکی استخوان نشوند.

منابع:

۱. الویا، جان اف، (۱۳۷۳). «پوکی استخوان، راه‌های پیشگیری و درمان». ترجمهٔ شهرام فرج زاده تهران: نشر علوم حرکت.

۲. بیژه، ناهید و همکاران، (۱۳۸۵). مقایسهٔ میزان تراکم استخوانی (BMD) و قدرت عضلات در دو گروه دختران ورزشکار. مجله علوم پایهٔ پزشکی ایران، ۲ (۹):۸۳- ۹۰.

۳. رحیمیان مشهدی، مریم، (۱۳۸۳). مقایسهٔ تراکم تودهٔ استخوانی دست برتر و غیربرتر بانوان ورزشکار تیم‌های ملی کشور. المپیک، ۱۲ (پیاپی ۲۵): ۱۰۷- ۱۱۶.

۴. غریب دوست، فرهاد، (۱۳۸۱). «استئوپروز». تهران: اندیشمند (مرکز تحقیقات روماتولوژی دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران). صص ۶۲- ۶۴، ۱۵۳- ۱۵۸، ۲۲۹- ۲۳۱.

1. Mayoux et al

۵. غریب دوست، فرهاد، (۱۳۸۳). «استئوپروز». مرکز تحقیقات روماتولوژی دانشگاه علوم پزشکی تهران، صص ۴۱۲-۴۲۱.

۶. گائینی، عباسعلی، رجبی، حمید،(۱۳۸۲). «آمادگی جسمانی». تهران: سازمان چاپ و انتشارات وزارت فرهنگ و انتشارات اسلامی.

۷. مک‌آردل، ویلیام دی، (۱۳۸۳). «فیزیولوژی ورزشی». ترجمهٔ اصغر خالدان تهران: مرکز چاپ انتشارات امور خارجه.

8. Alfredson, H., Nordstrom, P., Pietial, T., pietila, T.,Lorentzon, R.(1998). Long-term loading and regional bone mass of the arm in female volleyball players. Calcified Tissue International, 62:303-308 .

9. Bellew, J.W., Gehrig, L. (2006). A comparison of bone mineral density in adolescent female swimmers, soccer players and weight lifters. Pediatr Phys Ther, 18(1): 19-22.

10. Binbridge, K.E., Sowers, M. (2004). Risk Factors for low bone mineral density and the 6- year rate bore loss among premenopausal woman. Osteoporos Int, 15:439-446.

11. Boot, A.M., Engels, M.A., Boerma, G.J., Krenning, E.P., Sabine, M.P.E., Keizer-Schrama, M. (1997). Changes in bone mineral density, body composition, and lipid metabolism during growth hormone (GH) treatment in children with GH deficiency. J Clin Endocrinol Metabolism, 82:2423-2428.

12. Borrer, K.T. (2005). Physical activity in the prevention and amenorration of osteoporosis in women. Sports Med, 35:779-830.

13. Calbet, J.A., Diaz Herrera, P., Rodriguez, L.P. (1999). High bone mineral density in male elite professional volleyball players. Osteoporosis Int, 10:468-474.

14. Calbet, J.A., Moysi, J.S., Dorado, C., Rodriguez, L.P. (2004). Bone mineral content and density in professional tennis players. Calcified tissue Int, 62: 491-466.

15. Creighton, D.L., Morgan, A.L., Boardley, D., Brolinson, P.G. (2001). Weight-bearing exercise and markers of bone turnover in female athletes. J Appl Physiol, 90 (2):565-70.

16. David, A., Greene, A., Geraldine, A., Naughton. (2006). Adaptive skeletal responses to mechanical loading during adolescence. Sports Med, 36: 723-732.

17. DEXA scanning [Online]. (2007). Available from URL: http://lasann.tripod.com/ dexa20scans.htm.

18. Beshgetoor, D., Nichols, J.F., Rego, I. (2000). Effect of Training Mode and Calcium Intake on Bone Mineral Desity in Femal Master Cyclists, Runners and Non-Athletes. Int J Sport Nutritition and Exercise Metabolism, 10:290-301.

19. Egan, E., Reilly, T., Giacomoni, M., Redmond, L., Turner, C. (2006). Bone mineral density among female sports participants. Bone, 38(2): 227-33.

20. Fiore, C.E., Dieli, M., Vintaloro, G., Gibilaro, M., Giacone, G., Cottini, E. (1996). Body composition and bone mineral density in competitive athletes in different sports. Int J Tissue React 1996, 18: 121 – 124.

21. Ginty, F., Rennie, K.L. (2005). Positive, site specific association between bone mineral statue fitness, and time spent at high- impact activities in 16-to-18-yr old boys, Bone Miner, 36: 101-70.

22. Heinonen, A., Oja, P., Kannus, P., Sievänen, H., Mäntäri, A., Vuori, I. (1993). Bone mineral density of female athletes in different sports. Bone Miner, 23: 1-14.

23. Karlsson, M.K., Magnusson, H., Karlsson, C., Seeman, E. (2001). The duration of exercise as a regulator of bone mass. Bone, 28(1): 128-32.

24. Karlsson, M.K. (2003). The skeleton in a long-term perspective; are exercise induced benefits eroded by time? J Musculoskelet Neuronal Interact, 3(4): 348-51.

25. Kemmler, W., Engelke, K., Baumann, H., et al.(2006). Bone status in elite mal runners. Eur J Appl Physiol, 96(1): 78-85.

26. Markou, K.B., Mylonas, P., Theodoropoulou, A., Kontogiannis, A., Leglise, M., Vagenakis, A.G., Georgopoulos, N.A.(2004). The influence of intensive physical exercise on bone acquisition in adolescent elite female and male artistic gymanasts. J Clin Endocrinal Metabolism, 89: 4383-4387.

27. Mayoux-Benhamou, M.A., Leyge, J.F., Roux, C., Revel, M.(1999). Cross-sectional study of weight-bearing activity on proximal femur bone mineral density. Calcif Tissue Int, 64:179-183.

28. Medelli, J., Lounana, J., Menuet, J.J., Shabani, M., Fardellone, P. (2005). Etude du métabolisme osseux et de la densité minérale chez le cycliste de haut niveau. In : Os, activité physique et ostéoporose. Sous la direction de Hérisson C, Fardellone P. MASSON, 54: 113-123.

29. 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.

30. Nordstrom, A., Olsson, T., Nordstrone, P.(2005). Bone gained from physical activity and lost through detraining: a longitudinal study in young males. Osteoporosis Int, 16: 835-841.

31. Rico, H., Revilla, M., Hernandez, F., Gomez- Castresana, F., Villa, L. (1993). Bone mineral content and body composition in postpubertal cyclist boys. Bone 1993, 14: 93- 95.

32. Rieth, N., Courteix, D. (2005). Nutrition, exercice physique et masse osseuse: une équation à trois inconnues. In: Os, activité physique et ostéoporose. Sous la direction de Hérisson C, Fardellone P. MASSON, 54: 69-74.

33. Sabo, D., Bernd, L., Pfeil, J., Reiter, A. (1996). Bone quality in the lumbar spine in high -performance athletes. Eur Spine J, 5(4): 258-263.

34. Slemenda, C.W., Miller, J.J., Hui, S.L., Reister, T.K., Johnston, C.C. (1991). Role of physical activity in the skeletal mass in children. J Bone Miner Reserch, 6:1227-1333.

35. Uzunca, K., Birtane, M., Durmus-Altun, G., Ustun, F. (2005). High bone mineral density in loaded skeletal regions of former professional football (soccer) players: what is the effect of time after active career? Br J Sports Med, 39(3): 154-57.

36. Vicente-Rodriguez, G., Ara, I., Perez-Gomez, J., Serrano-Sanchez, J.A., Dorado, C., Calbet, J.A. (2004). High femoral bone mineral density accretion in prepubertal soccer players. Med Sci Sports Exerc, 36(10): 1789-95.

37. Warner, S.E., Dalsky, G.P. (1997). Bone mineral density of elite male cyclists. Med Sci Sports Exer, 29: S5.

38. Warner, S.E., Shaw, J.M., Dalsky, G.P. (2002). Bone mineral density of competitive male mountain and road cyclists. Bone, 30: 281 – 286.

پژوهش در علوم ورزشی شماره ۸، زمستان ۱۳۸۹، صص ۹۰-۷۳

اثر ماساژ بر کوفتگی عضلانی تأخیری عضلات پشت ران در مردان جوان غیرورزشکار

دکتر فرهاد رحمانی‌نیا[۱]، دکتر بهمن میرزایی[۲]، علی شمسی[۳]، غلامرضا نعمتی[۴]

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۷/۲۶ تاریخ پذیرش مقاله:۹۰/۱/۱۵

چکیده

هدف از انجام این تحقیق، بررسی اثر ماساژ بر کوفتگی عضلانی تأخیری در مردان جوان غیر ورزشکار است. ۱۴ پسر غیرورزشکار دانشجو (سن ۱/۱۴±۲۴/۲۸ سال، قد ۰/۴۸±۱/۷۵ متر، وزن ۵/۴۳±۷۳/۱۴ کیلوگرم، شاخص تودهٔ بدنی ۱/۰۶±۲۳/۴۲ کیلوگرم بر مترمربع و چربی بدن ۱/۳۵±۱۴/۷۱ درصد) به‌صورت داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند. آزمودنی‌ها به‌طور تصادفی به دو گروه ماساژ و شاهد تقسیم شدند. کوفتگی عضلانی تأخیری با اجرای سه نوبت ۱۵ تایی با ۷۰ درصد یک تکرار بیشینه توسط دستگاه خم‌کنندهٔ زانو، با انقباض برون‌گرا ایجاد شد. دو ساعت بعد از انجام پروتکل تمرینی، گروه تجربی به مدت ۲۰ دقیقه ماساژ دریافت کرد. کراتین‌کیناز و نوتروفیل‌های پلاسما، قدرت بیشینه، دامنهٔ حرکتی مفصل زانو و میزان درک درد، ۲۴ و ۴۸ ساعت پس از تمرین بررسی شد. پس از اطمینان از طبیعی بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون کلموگروف-اسمیرنف، نتایج آزمون آماری تحلیل واریانس با اندازه-گیری مکرر و آزمون t مستقل نشان داد که ماساژ تأثیر معنی‌داری بر میزان کراتین کیناز پلاسما، قدرت بیشینه و دامنهٔ حرکتی مفصل زانو در ۲۴ و ۴۸ ساعت بعد از تمرین ندارد ($p\geq ۰/۰۵$)، ولی بر میزان نوتروفیل‌های پلاسما ($P=۰/۰۲۶$) و درک درد ($P=۰/۰۰۴$) بین ۲۴ تا ۴۸ ساعت پس از تمرین تأثیر معنی‌داری دارد. با توجه به نتایج به‌دست آمده، انجام ۲۰ دقیقه ماساژ، دو ساعت پس از فعالیتی که موجب آسیب عضلانی می‌شود، نمی‌تواند عملکرد عضلات همسترینگ را بهبود دهد، ولی در کاهش شدت درد و میزان نوتروفیل‌های پلاسما، ۲۴ الی ۴۸ ساعت پس از تمرین مؤثر است.

کلیدواژه‌های فارسی: کوفتگی عضلانی تأخیری، ماساژ، انقباض برون‌گرا.

۱. استاد دانشگاه گیلان Email: frahmani2001@yahoo.com
۲. دانشیار دانشگاه گیلان Email: bmirzaei2000@yahoo.com
۳. دانشجوی دکترای فیزیولوژی ورزشی دانشگاه گیلان Email: alishamsim@yahoo.com
۴. دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیولوژی ورزشی دانشگاه گیلان (نویسندهٔ مسئول) Email: Nemati8@yahoo.com

مقدمه

کوفتگی عضلانی تأخیری[1] حالتی ناخوشایند همراه با احساس درد و ناراحتی است که معمولاً بعد از انقباض‌های برون‌گرا و فعالیت‌های غیرعادی[2] رخ می‌دهد (۱- ۳). شدت درد پس از DOMS، در ۲۴ ساعت اولیه افزایش می‌یابد، با گذشت ۲۴ تا ۴۸ ساعت به اوج خود می‌رسد و بعد از پنج تا هفت روز کاهش می‌یابد (۱، ۳). درد عضلانی اغلب به‌صورت سفتی، ضعف و گرفتگی در عضلات درگیر تعریف می‌شود و به‌ویژه، هنگام حرکت و لمس عضلهٔ آسیب دیده بروز می‌کند (۳، ۴). نتایج مطالعات نشان می‌دهد که DOMS در اثر آسیب به ساختار عضلانی به‌وجود می‌آید (۵). اگرچه سازوکار اصلی و دقیق آن تاکنون مشخص نشده است، اما نظریه‌های متعددی در مورد سازوکارهای احتمالی آن ارائه شده که نظریهٔ التهاب و آسیب عضلانی از مهم‌ترین آن‌هاست (۱، ۲، ۴). طبق این نظریه‌ها می‌توان گفت آن دسته از آسیب‌های عضلانی که با DOMS همراه است موجب بروز پاسخ‌های ایمنی می‌شود و رویدادهای بیوشیمیایی همراه با این پاسخ‌ها، احتمالاً به التهاب و کوفتگی منجرمی‌شوند (۵، ۶). دو تا چهار ساعت بعد از شروع آسیب عضلانی، آزاد شدن عامل کیموتاکسیک[3] از سلول‌های آسیب‌دیده باعث جذب نوتروفیل‌ها[4] به محل آسیب می‌شود. نوتروفیل‌ها در خون تجمع کرده، برای از بین بردن سلول‌های آسیب‌دیده به بافت‌های عضلانی تراوش می‌کنند (۷، ۸)، اما عملکرد آن‌ها کاملاً تحت کنترل نیست و به بافت‌های عضلانی سالم نیز آسیب می‌رسانند؛ در نتیجه آسیب عضلانی را افزایش می‌دهند (۸، ۹). در نهایت، آسیب عضلانی و فرآیند التهاب باعث تحریک نورون‌های حسی نوع III و IV و ایجاد احساس درد و ناراحتی می‌شود (۳، ۱۰). برای کمک به کاهش میزان تخریب و کوفتگی عضلانی راهبردهای مختلفی بررسی شده است که از بین آن‌ها می‌توان به فعالیت‌هایی مانند کشش، ماساژ[5]، سرمادرمانی، اولتراسوند و مصرف داروهای ضد التهابی مانند آسپرین، ایبوپروفن، استامینوفن و همچنین مصرف مکمل‌های غذایی مانند ویتامین E، C، کراتین و ... اشاره کرد (۱- ۵). هیچ‌یک از این روش‌ها به‌طور کامل قادر به کاهش DOMS نیست (۹). از ماساژ به‌طور گسترده برای کاهش آسیب و خستگی عضلانی بعد از فعالیت ورزشی استفاده می‌شود و از عمومی‌ترین روش‌های درمانی است (۱۱- ۱۳).

---

1. Delayed Onset Muscle Soreness (DMOS)
2.Unaccustomed exercise
3.Chemotactic
4. Neutrophils
5. Massage

تحقیقات اخیر نشان می‌دهد که تقریباً بیش از ۴۵ درصد درمان‌های فیزیوتراپی را ماساژ تشکیل می‌دهد (۱۴). بسیاری از مربیان و ورزشکاران براساس تجربه‌ها و مشاهداتشان بر این عقیده‌اند که ماساژ می‌تواند اثرات مفیدی همچون افزایش حس سلامتی، گردش خون و کاهش تنش عضلانی داشته باشد (۱۵، ۱۶). با وجود این، دلایل فیزیولوژیک کافی برای تأیید نقش ماساژ در کاهش آسیب عضلانی پس از فعالیت برون‌گرا وجود ندارد (۱۲، ۱۳). با این حال، در برخی پژوهش‌ها به اثرات مثبت فیزیولوژیکی و روانی ماساژ اشاره شده است. محققان اظهار کرده‌اند که ماساژ اثرات متفاوتی ایجاد می‌کند، موجب بهبود عملکرد جسمانی می‌شود و سرعت ترمیم بافت‌های آسیب‌دیده را به‌وسیلهٔ افزایش جریان خون و لنف تسریع می‌کند (۹، ۱۳، ۱۴). اگر ماساژ در اولین مرحلهٔ التهاب انجام شود (دو تا چهار ساعت بعد از فعالیت آسیب‌زا)، ممکن است فشار مکانیکی اعمال شده به‌وسیلهٔ ماساژدهنده درد عضلانی را کاهش دهد (۹، ۱۸). برخی شواهد پژوهشی هم نشان داده‌اند که ماساژ موجب افزایش تعداد نوتروفیل‌های در گردش می‌شود و از تجمع آن‌ها در بافت آسیب‌دیده جلوگیری می‌کند و بدین طریق باعث کاهش آسیب در بافت‌های سالم می‌شود (۱۴،۱۷). به لحاظ تئوری، کاهش تجمع نوتروفیل‌ها، آسیب عضلانی ایجاد شده به‌وسیلهٔ فرآیند التهاب را کاهش می‌دهد و در نتیجه، کوفتگی عضلانی و درد کاهش می‌یابد (۱۹، ۲۰). همچنین، ماساژ درمانی موجب بهبود گردش خون و جریان لنف می‌شود که از تورم و اِدم بعد از کوفتگی پیش‌گیری می‌کند (۲۱، ۲۲). از سوی دیگر، افزایش اکسیژن در اثر ماساژ درمانی موجب بازگشت سریع‌تر کلسیم به شبکهٔ سارکوپلاسمی می‌شود و از فعال شدن عوامل آسیب‌زا توسط کلسیم جلوگیری می‌کند (۹). نوع و مدت اجرای ماساژ می‌تواند متنوع باشد. معمولاً در تحقیقات، از ماساژ کلاسیک سوئدی استفاده می‌شود که شامل پنج تکنیک است و زمان اجرای آن از ۱۰ تا ۳۰ دقیقه متغیر است و در زمان‌های مختلف (قبل، حین و بعد از تمرین) انجام می‌شود (۱۸، ۲۳). در حال حاضر، نتایج برخی مطالعات نشان می‌دهد که انجام ماساژ بلافاصله بعد از فعالیت برون‌گرا هیچ تأثیری در کاهش کوفتگی و علائم عملکردی و بیوشیمیایی آن ندارد (۹، ۱۳، ۲۳، ۲۴). از طرف دیگر، شواهد کافی در حمایت از اجرای ماساژ، دو ساعت پس از فعالیت برون‌گرا وجود ندارد و تنها چند تحقیق در این زمینه انجام شده است. تیدیوس و همکاران (۱۹۹۵) نشان دادند ۱۰دقیقه ماساژ با حرکات مالشی موزون بلافاصله بعد از تمرین بر جریان خون، قدرت عضلات و سطح درد تأثیری ندارد و تمرینات سبک بهتر از ماساژ موجب افزایش گردش خون و کاهش دمای بدن می‌شود (۲۵). اسمیت و همکاران (۱۹۹۴) ۱۹ آزمودنی را به دو گروه ماساژ و شاهد تقسیم کردند. دو ساعت بعد از اجرای انقباض برون‌گرا در عضلات آرنج، گروه تجربی ۳۰ دقیقه

ماساژ به سبک سوئدی دریافت کرد و گروه شاهد استراحت نمود. نتایج تحقیق نشان داد در گروه ماساژ تعداد نوتروفیل‌های در گردش افزایش و میزان درد و سطح کراتین کیناز پلاسما کاهش یافت (۱۸). برای ارزیابی اثر ماساژ بر نوتروفیل‌ها، خلق و خو و درد، هیلبرت و همکاران (۲۰۰۳)۱۸ آزمودنی را به‌طور تصادفی به دو گروه شاهد و ماساژ تقسیم کردند. دو ساعت بعد از اجرای تمرین، گروه تجربی به مدت ۲۰ دقیقه ماساژ سوئدی دریافت کردند. نتایج تحقیق نشان داد درد ۴۸ ساعت بعد از تمرین کاهش یافت، اما تفاوتی در حداکثر گشتاور عضلانی، خلق و خو و شمار نوتروفیل‌ها دیده نشد (۹). برای مطالعهٔ توانایی ماساژ در تغییر التهاب و درد عضلانی، لای فوت و همکاران (۱۹۹۷) ۳۱ آزمودنی را به دو گروه شاهد و تجربی تقسیم کردند. هر دو گروه انقباض برون‌گرا در عضلات ساق پا انجام دادند. گروه تجربی بلافاصله و ۲۴ ساعت بعد از تمرین، ۱۰ دقیقه ماساژ به شکل افلوراژ دریافت کردند و گروه شاهد قبل از اجرای انقباض برون‌گرا، حرکات کششی آهسته انجام دادند. نتایج نشان داد ماساژ نمی‌تواند میزان درد، حجم عضلات (تورم) و سطح کراتین کیناز پلاسما را تغییر دهد. آن‌ها نتیجه گرفتند که ماساژ نمی‌تواند پاسخ‌های التهابی را کاهش دهد؛ بنابراین بر DOMS تأثیری ندارد (۲۲). متأسفانه تحقیقات انجام شده در این زمینه در داخل کشور بسیار اندک است و از آنجا که ماساژ در بین مربیان و ورزشکاران طرفداران زیادی دارد و همچنین با توجه به کمبود شواهد علمی معتبر در تأیید اثر آن بر کاهش DOMS و علائم عملکردی آن، انجام تحقیقاتی در این زمینه ضروری به نظر می‌رسد. هدف این تحقیق ارزیابی اثر ماساژ بر کوفتگی عضلانی تأخیری در مردان جوان غیر ورزشکار است. در پژوهش حاضر قدرت عضلانی، دامنهٔ حرکتی، کراتین کیناز و میزان نوتروفیل‌های پلاسما به همراه میزان درک درد اندازه‌گیری می‌شود. نتایج این تحقیق به این دلیل اهمیت دارد که می‌تواند شواهد معتبری در توصیه و تجویز استفاده از ماساژ برای کاهش DOMS یا بی اثر بودن آن ارائه کند.

روش‌شناسی پژوهش

۱۴ دانشجوی پسر غیرورزشکار سالم با میانگین سنی ۱/۱۴±۲۴/۲۸ سال، به‌صورت داوطلبانه در این پژوهش شرکت کردند. شرایط آزمودنی‌ها برای شرکت در تحقیق حاضر از طریق پرسشنامه مشخص شد. همچنین موضوع تحقیق، هدف و روش اجرای آن به آگاهی دانشجویان رسید. بر اساس این اطلاعات، تمام آزمودنی‌ها در شروع اجرای پژوهش دچار هیچ‌گونه بیماری و عارضه‌ای نبودند و سابقهٔ مصرف سیگار، الکل، داروهای ضد التهاب (آسپرین، ایبوپروفن، استامینوفن و ...) و نیز سابقهٔ آسیب در اندام تحتانی نداشتند و طی چهار ماه گذشته، در

فعالیت ورزشی منظمی شرکت نکرده بودند. از آزمودنی‌ها خواسته شد در طول اجرای تحقیق رژیم غذایی عادی و فعالیت روزانه خود را حفظ کنند، هیچ گونه دارو و ویتامینی مصرف نکنند و دست‌کم ۴۸ ساعت قبل از اجرای آزمون، از انجام فعالیت‌های شدید دوری کنند. تحقیق حاضر از نوع نیمه‌تجربی است و تمامی مراحل آن در آزمایشگاه فیزیولوژی ورزش و سالن بدن‌سازی دانشگاه گیلان اجرا شد. سه روز قبل از شروع تحقیق، برای آشنایی آزمودنی‌ها با شرایط تحقیق و نحوهٔ اجرای آزمون و همچنین اندازه‌گیری مقدماتی مانند اندازه‌گیری قد و وزن، یک تکرار بیشینه با پای برتر به‌وسیلهٔ دستگاه خم‌کنندهٔ زانو و میزان دامنهٔ حرکتی مفصل زانو با استفاده از گونیامتر لافایت اندازه‌گیری شد. در پایان جلسهٔ آشنایی با آزمون، مقرر شد همهٔ آزمودنی‌ها برای اندازه‌گیری میزان پایهٔ کراتین کیناز و نوتروفیل‌های پلاسما به‌صورت ناشتا رأس ساعت ۸ صبح در دانشکدهٔ تربیت بدنی حاضر شوند. آزمودنی‌ها به‌طور تصادفی به دو گروه شاهد و ماساژ تقسیم شدند. تمام آزمون‌ها هنگام صبح و در زمان مشابه انجام شد تا از تأثیر ریتم شبانه‌روزی بر متغیرهای مورد مطالعه جلوگیری شود. شایان ذکر است آزمودنی‌ها همگی از دانشجویان خوابگاهی بودند و از برنامهٔ غذایی دانشگاه استفاده می‌کردند.

DOMS در عضلات پشت ران، با استفاده از وزنه‌ای معادل ۷۰ درصد یک تکرار بیشینه و با برنامه‌ای مشابه طرح داین لاروچه (۲۰۰۵) ایجاد شد. پس از توضیح کامل نحوهٔ کار، آزمودنی‌ها با انجام دو نوبت هشت تایی با تکرارهای زیربیشینه شروع به گرم کردن کردند. سپس، در سه نوبت ۱۵ تایی با ۷۰ درصد یک تکرار بیشینه، مطابق با پروتکل تمرینی، قسمت مثبت حرکت را با کمک پژوهشگر تا زاویهٔ ۹۰ درجه مفصل زانو بالا آوردند (انقباض ایزوتونیک). قسمت منفی حرکت (انقباض برون‌گرا) نیز در زمان دو ثانیه و توسط آزمودنی اجرا شد، ضمن اینکه فاصلهٔ استراحت بین نوبت‌های تمرینی یک دقیقه بود (۲۶). برای کاهش عوامل مداخله‌گر (خستگی ماساژدهنده) گروه ماساژ به دو گروه دو نفری و یک گروه سه نفری تقسیم شدند. دو ساعت بعد از انجام پروتکل تمرینی، گروه ماساژ به مدت ۲۰ دقیقه طبق طرح هیلبرت و همکاران (۹) به سبک سوئدی (توسط ماساژوری حرفه‌ای) ماساژ دریافت کردند که شامل پنج دقیقه حرکت مالشی موزون، یک دقیقه حرکات ضربه‌ای، ۱۲ دقیقه حرکت پتریساژ و در پایان، دو دقیقه حرکت مالشی موزون بود. ۲۴ و ۴۸ ساعت بعد از انجام پروتکل تمرینی، میزان کراتین‌کیناز و نوتروفیل‌های پلاسما، درک درد، دامنهٔ حرکتی مفصل زانو و قدرت بیشینه در عضلات پشت ران، به‌ترتیب دوباره اندازه‌گیری شد. در هر بار خون‌گیری، پنج سی‌سی خون از سیاهرگ بازویی گرفته شد. ۱/۵ میلی‌لیتر از این خون برای شمارش سلول‌های سفید خونی در لوله‌های حاوی ماده ضد انعقاد EDTA قرار گرفت و ۳/۵ میلی‌لیتر نیز به‌منظور تهیهٔ سرم برای

اندازه‌گیری کراتین کیناز پلاسما در لوله‌های آزمایش قرار گرفت. این نمونه‌ها به مدت ۱۵ دقیقه در دمای اتاق قرار گرفتند. سپس، با سرعت ۳۰۰۰ دور در دقیقه، به مدت۱۰ دقیقه سانتریفوژ شدند تا سرم آن‌ها جدا شود. در محلهٔ بعد، نمونه‌های خونی در دمای کمتر از ۲۰ درجه نگهداری و در مدتی کمتر از دو هفته آنالیز شدند. میزان فعالیت آنزیم کراتین‌کیناز، با استفاده از کیت شرکت پارس و دستگاه اتوآنالیزور هیتاچی (ساخت مشترک آلمان و ژاپن) به‌دست آمد و شمارش نوتروفیل‌ها توسط دستگاه شمارندهٔ سلول، سایمکس (ساخت کشور ژاپن) انجام شد.

شاخص ذهنی DOMS، با استفاده از مقیاس شش امتیازی درک درد (PAS) ارزیابی شد که توسط شیلاجا (۲۰۰۳) از ترکیب پرسشنامه‌های شماره‌ای و گرافیکی ابداع شده است (۲۷). روایی محتوایی و صوری پرسشنامهٔ درد، با نظرخواهی از متخصصان فیزیولوژی ورزش به‌دست آمد و پایایی آن نیز از طریق تعیین ضریب همبستگی با پرسشنامهٔ استاندارد (VAS) ۰/۸۲ (در سطح معنی‌داری ۰/۰۱) به‌دست آمد.

دامنهٔ حرکتی مفصل زانو به‌وسیلهٔ گونیامتر اندازه‌گیری شد. برای این کار، آزمودنی به پشت قرار می‌گرفت. مفصل ران پای برتر توسط آزمودنی روی تنه خم می‌شد. آزمونگر با یک دست، ران پای برتر را در زاویهٔ ۹۰ درجه ثابت نگه داشته و با دست دیگر، زانو را روی ران خم می‌کرد. مرکز گونیامتر روی محور اپی‌کندیل خارجی استخوان ران، بازوی ثابت آن هم‌راستا با برجستگی بزرگ استخوان ران و بازوی متحرک آن هم‌راستا با قوزک خارجی مچ پا قرار می‌گرفت. میانگین سه بار اندازه‌گیری با پنج ثانیه استراحت بین هر اندازه‌گیری، به‌عنوان دامنهٔ حرکتی مفصل زانو محاسبه می‌شد.

یک تکرار بیشینهٔ (1RM) آزمودنی‌ها در حرکت خم کردن مفصل زانو با پای برتر از طریق فرمول زیر محاسبه و تعیین شد. نحوهٔ اندازه‌گیری به این صورت بود که یک وزنهٔ زیربیشینه طوری انتخاب شد که آزمودنی نتواند آن را بیشتر از سه تا پنج تکرار انجام دهد. سپس، با قرار دادن مقدار وزنه و تعداد تکرارها در فرمول زیر قدرت بیشینهٔ آزمودنی‌ها به‌دست آمد (۱).

$$1RM = \frac{\text{مقدار وزنه جابه‌جا شده به کیلوگرم}}{[\,۱ - ۰/۰۲(\text{تعداد تکرار})\,]}$$

برای محاسبهٔ میانگین‌ها و انحراف استاندارد از آمار توصیفی استفاده شد. برای مقایسهٔ تغییرات کراتین‌کیناز و نوتروفیل‌های پلاسما، میزان دامنهٔ حرکتی و قدرت بیشینهٔ عضلات پشت ران از روش اندازه‌گیری مکرر با تصحیح بونفرونی و برای مقایسهٔ این شاخص‌ها بین دو گروه از روش t

مستقل استفاده شد. از آزمون t وابسته نیز برای مقایسهٔ میزان درک درد در هر گروه بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون استفاده شد.

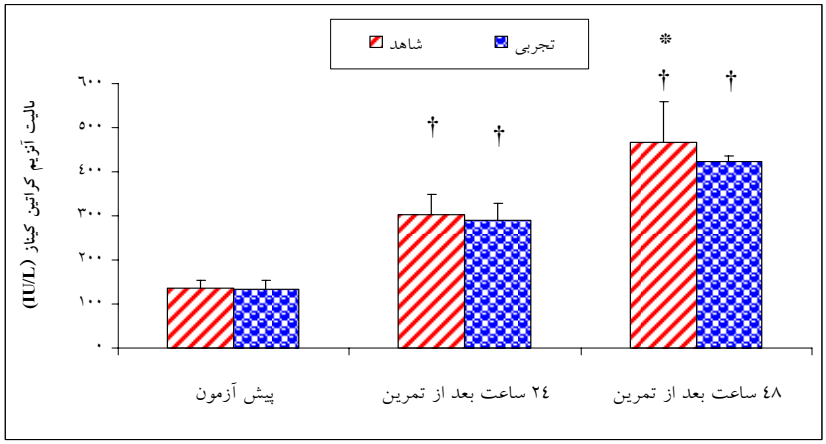
یافته‌های پژوهش

در جدول ۱میانگین و انحراف استاندارد ویژگی‌های فیزیولوژیکی و آنتروپومتریکی آزمودنی‌ها ارائه شده است.

جدول۱. ویژگی‌های فیزیولوژیکی و آنتروپومتریکی آزمودنی‌ها ($\overline{X} \pm SD$)

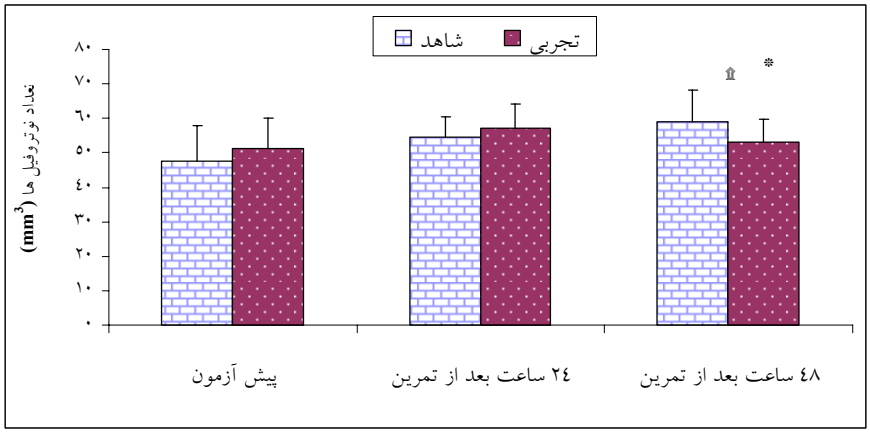
شاخص‌ها / گروه‌ها	سن (سال)	وزن (کیلوگرم)	قد (متر)	BMI (کیلوگرم بر مترمربع)	چربی بدن(درصد)
شاهد	۲۴/۵۷ ± ۱/۱۳	۷۰/۱۴ ± ۵/۶۳	۱/۷۱ ± ۰/۵۴	۲۳/۷۱ ± ۰/۸۸	۱۴/۲۸ ± ۱/۲۱
تجربی	۲۴ ± ۱/۱۵	۷۶/۱۴ ± ۵/۲۵	۱/۷۹± ۰/۴۳۱	۲۳/۱۴ ± ۱/۲۴	۱۵/۱۴ ± ۱/۰۶

در نمودارهای ۱ تا ۵ تغییرات کراتین‌کیناز و نوتروفیل‌های پلاسما به همراه قدرت بیشینه، دامنهٔ حرکتی و درک درد در پیش‌آزمون و ۲۴ و ۴۸ ساعت پس از آزمون ارائه شده است.



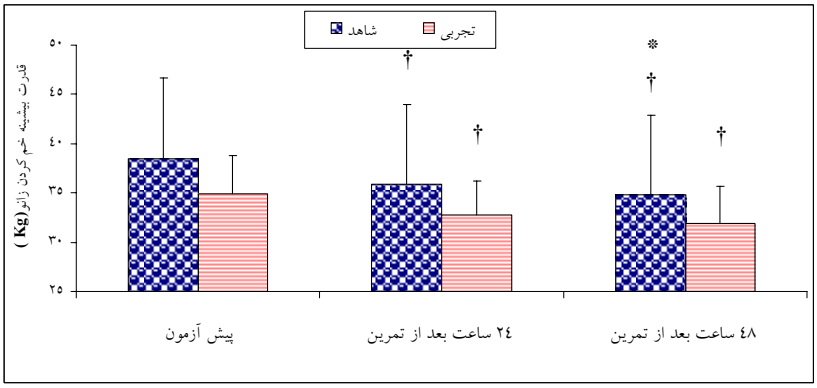
نمودار ۱. فعالیت آنزیم کراتین‌کیناز پلاسما در مراحل مختلف

†: تفاوت معنی‌دار در مقایسه با پیش‌آزمون (P<۰/۰۵)؛ *: تفاوت معنی‌دار در مقایسه با ۲۴ ساعت پس از آزمون (P<۰/۰۵)



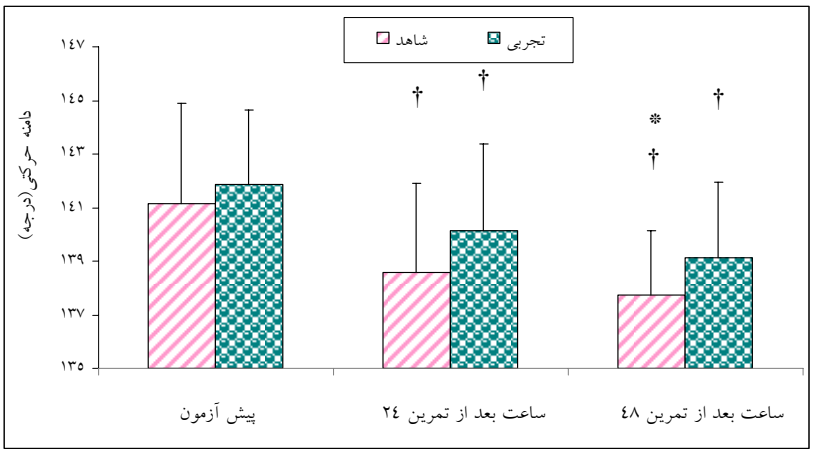
نمودار۲. تعداد نوتروفیل‌های پلاسما در مراحل مختلف

*: تفاوت معنی‌دار در مقایسه با ۲۴ ساعت پس از تمرین (P<۰/۰۵)؛ ⇧: تفاوت معنی‌دار در مقدار تغییرات نوتروفیل‌ها، ۲۴ تا ۴۸ ساعت پس از تمرین در بین دو گروه (P<۰/۰۵).



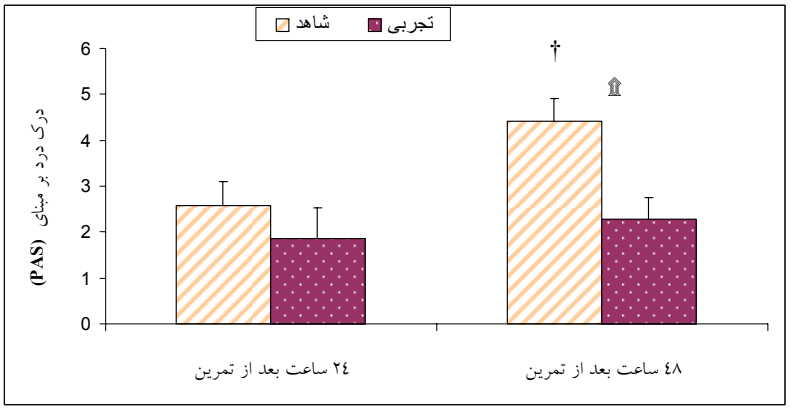
نمودار۳. میزان تغییرات قدرت بیشینه در مراحل مختلف

†: تفاوت معنی‌دار در مقایسه با پیش‌آزمون (P<۰/۰۵)؛ *: تفاوت معنی‌دار در مقایسه با ۲۴ ساعت پس از آزمون (P<۰/۰۵).



نمودار۴. تغییرات دامنهٔ حرکتی در مراحل مختلف

†: تفاوت معنی دار در مقایه با پیش‌آزمون (P<۰/۰۵)؛ ❋: تفاوت معنی‌دار در مقایسه با ۲۴ ساعت پس از آزمون (P<۰/۰۵).



نمودار۵. درک درد در مراحل مختلف

†: تفاوت معنی‌دار در مقایسه با پیش‌آزمون (P<۰/۰۵)؛ ⇧: تفاوت معنی‌دار در مقدار تغییرات درک درد، ۲۴ تا ۴۸ ساعت پس از تمرین در بین گروه‌ها (P<۰/۰۵).

نتایج آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر نشان داد که میزان کراتین کیناز پلاسما، قدرت بیشینه و دامنهٔ حرکتی مفصل زانو در هر دو گروه شاهد و تجربی به‌طور معنی‌داری نسبت به پیش‌آزمون افزایش یافته است (P=۰/۰۰۱). با استفاده از آزمون تعقیبی بونفرونی مشخص شد که تفاوت این متغیرها در گروه‌ها، در زمان‌های مختلف پس از فعالیت ورزشی

نسبت به قبل از آن معنی‌دار است (p=۰/۰۰۱)، ولی بین ۲۴ تا ۴۸ ساعت پس از تمرین در گروه تجربی تفاوت معنی‌داری وجود ندارد (p≥۰/۰۵).

بحث و نتیجه‌گیری

هدف این پژوهش، بررسی اثر ماساژ بر کوفتگی عضلانی تأخیری در مردان جوان غیرورزشکار بود. طبق نظریهٔ آسیب عضلانی، پارگی سارکولم باعث شناور شدن آزادانهٔ محتویات سلول بین تارهای عضلانی می‌شود. افزایش سطوح کراتین‌کیناز در پلاسما وابسته به آسیب سارکومر و خطوط Iz در اثر فعالیت‌های ورزشی شدید است (۲۸- ۳۰). افزایش کراتین‌کیناز پلاسما در اثر فعالیت ورزشی با توجه به نوع، شدت و مدت فعالیت‌های ورزشی، جنسیت، نژاد، سن، میزان آمادگی جسمانی، تفاوت‌های فردی و عوامل محیطی بین ۱۲ساعت تا چهار روز مشاهده می‌شود (۲۹، ۳۱). دلایلی که از اثر ماساژ در کاهش آسیب عضلانی بعد از فعالیت برون‌گرا حمایت می‌کنند می‌تواند به بهبود انتقال کراتین کیناز از عضلات آسیب‌دیده به سیستم گردش خون، از طریق افزایش جریان لنف و افزایش پاک شدن کراتین‌کیناز از خون به‌وسیلهٔ افزایش جریان خون و لنف مربوط باشد (۱۳، ۱۶، ۲۶). در بررسی تغییرات کراتین‌کیناز پلاسما، ۲۴ و ۴۸ ساعت بعد از تمرین برون‌گرا، در مقایسه با پیش‌آزمون اختلاف معنی‌داری (P=۰/۰۰۱) در هر دو گروه شاهد و تجربی مشاهده شد که نشان‌دهندهٔ آسیب عضلانی و ایجاد کوفتگی در هر دو گروه است. در ادامه، با استفاده از آزمون تعقیبی بونفرونی مشخص شد که تفاوت این متغیرها در دو گروه، در زمان‌های مختلف پس از فعالیت ورزشی نسبت به قبل از آن، معنی‌دار است (p=۰/۰۰۱). در گروه ماساژ، ۲۴ تا ۴۸ ساعت پس از تمرین، تفاوت معنی‌داری در افزایش کراتین‌کیناز پلاسما مشاهده نشد (p=/۰۶۳). این موضوع احتمالاً نشان‌دهندهٔ تأثیر ماساژ بر کاهش آسیب عضلانی است که از افزایش معنی‌دار کراتین‌کیناز جلوگیری کرده است. همچنین نتایج آزمون t مستقل نشان داد بین گروه شاهد و ماساژ تفاوت معنی‌داری در غلظت کراتین کیناز پلاسما، ۲۴ و ۴۸ ساعت بعد از آزمون وجود ندارد که با تحقیقات اسمیت (۱۸)، روزنبرک (۳۲)، زین‌الدین (۳۳) مغایر است. این تفاوت‌ها ممکن است به‌دلیل زمان‌بندی تمرین، نوع و مدت انجام ماساژ، وضعیت آزمودنی‌ها، اختلاف در پروتکل تمرینی آسیب‌زا و میزان آسیب وارد شده باشد؛ در نتیجه ماساژ نمی‌تواند تأثیر معنی‌داری بر میزان کراتین‌کیناز پلاسما به‌عنوان شاخص آسیب عضلانی نسبت به گروه شاهد داشته باشد.

یکی از نظریه‌های مهم در مورد DOMS نظریهٔ التهاب است که در آن تجمع و مهاجرت نوتروفیل‌ها رویداد مهمی محسوب می‌شود (۱۸، ۲۴). پاسخ‌های التهابی با ورود مایعات و

پروتئین‌های پلاسما و افزایش سلول‌های التهابی به ناحیهٔ آسیب‌دیده شروع می‌شوند (۲۸، ۳۴). ازدیاد این سلول‌ها (نوتروفیل‌ها) از طریق آزاد کردن گونه‌های اکسیژن فعال و پروتئازها موجب افزایش آسیب عضلانی می‌شوند (۳۴). اسمیت و همکاران (۱۹۹۴) این فرضیه را مطرح می‌کنند که انجام ماساژ چند ساعت بعد از تمرین‌های برون‌گرا موجب افزایش جریان خون و لنف می‌شود و تجمع و مهاجرت نوتروفیل‌ها به محل آسیب دیده را کاهش می‌دهد که در نتیجهٔ آن، شدت التهاب، درد و ناراحتی همراه با DOMS کاهش می‌یابد (۱۸). در تحقیق حاضر میزان افزایش نوتروفیل‌های پلاسما در گروه شاهد از گروه تجربی بیشتر بود. در گروه شاهد، بین پیش‌آزمون و ۲۴ ساعت بعد از آزمون (۱۴٪) افزایش نوتروفیل‌های پلاسما مشاهده شد، ولی در گروه تجربی این مقدار (۱۱٪) بود که به لحاظ آماری تفاوت معنی‌داری در آن‌ها دیده نشد (P=۰/۰۸۲). بین ۲۴ ساعت بعد از آزمون تا ۴۸ ساعت پس از آن، در گروه شاهد افزایش در نوتروفیل‌های پلاسما مشاهده شد(۸٪)، ولی در گروه تجربی نه‌تنها افزایش دیده نشد؛ بلکه کاهش (۷٪) نیز مشاهده شد. در بررسی این موضوع می‌توان گفت که ماساژ تأثیر معنی‌داری در فاصلهٔ پیش‌آزمون تا ۲۴ ساعت پس از آزمون نداشته، ولی بین ۲۴ تا ۴۸ ساعت پس از تمرین، در گروه تجربی به طور معنی‌داری از میزان نوتروفیل‌های پلاسما کاسته شده که دلیل آن می‌تواند کاهش شدت آسیب عضلانی و تسریع بهبود آن در این گروه باشد. افزایش سطح نوتروفیل‌ها در عضلات آسیب‌دیده موجب آزاد شدن آنزیم‌های کاتابولیک (پروتئازها و فسفولیپازها) و آسیب بیشتر به بافت‌ها و افزایش نفوذپذیری غشاء نسبت به آنزیم‌های عضلانی CK می‌شود (۴، ۳۵، ۳۶). طبق نتایج، در گروه تجربی با کاهش میزان نوتروفیل‌های در گردش، بین ۲۴ تا ۴۸ ساعت بعد از تمرین، میزان CK پلاسما نیز افزایش معنی‌داری نداشته است که این کاهش می‌تواند دلیلی بر کاهش آسیب عضلانی و درد بعد از انجام ماساژ باشد. نتیجه اینکه ماساژ موجب کاهش نوتروفیل‌های پلاسما نسبت به گروه شاهد در ۴۸ ساعت بعد از تمرین شد.

در بیشتر تحقیقات مشاهده شده است که بلافاصله بعد از انقباض‌های برون‌گرا، قدرت عضلانی ۵۰تا ۶۰ درصد کاهش می‌یابد و ۱۰ روز طول می‌کشد تا به وضعیت طبیعی برگردد (۱- ۳). درد نیز در نتیجهٔ کاهش نیرو به‌وجود می‌آید (۳۷، ۳۸). تنش وارد شده بر واحدهای حرکتی در هنگام انقباض‌های برون‌گرا باعث افزایش آسیب به خطوط Z و ساختار سارکولما می‌شود. این آسیب که در نتیجهٔ افزایش میزان تنش وارد بر واحدهای حرکتی روی می‌دهد به‌دلیل کاهش فراخوانی واحدهای حرکتی در هنگام انقباض‌های برون‌گراست، ولی آسیب عضلانی به تنهایی نمی‌تواند توضیح‌دهندهٔ کاهش نیرو باشد (۱، ۶). ماساژ موجب کاهش چسبندگی بافت‌های

عضلانی و افزایش اتساع‌پذیری آن‌ها می‌شود (۲۸). برخی محققان به این موضوع اشاره کرده‌اند که ماساژ با افزایش جریان خون و لنف به پاک شدن مواد زائد حاصل از فعالیت بدنی کمک می‌کند و با تحویل پروتئین‌ها و سایر مواد مورد نیاز، سرعت ترمیم بافت‌های آسیب‌دیده را افزایش می‌دهد (۱۸، ۳۳). در بررسی کاهش قدرت در زمان‌های بعد از تمرین، متوجه می‌شویم که در گروه شاهد میزان افت قدرت در ۲۴ و ۴۸ ساعت پس از تمرین به‌ترتیب ۶٪ و ۳٪ بود که به لحاظ آماری معنی‌دار بود. در گروه تجربی هم به همین میزان افت قدرت مشاهده شد، ولی در این گروه افت قدرت در ۴۸ ساعت بعد از تمرین، در مقایسه با ۲۴ ساعت پس از آن معنی‌دار نشد. نتایج آزمون t مستقل نشان داد اثر ماساژ بر میزان قدرت عضلانی در بین دو گروه شاهد و تجربی، در زمان‌های قبل از تمرین تا ۲۴ ساعت بعد و بین ۲۴ تا ۴۸ ساعت پس از تمرین تفاوت معنی‌داری بین دو گروه ندارد.

تورم بافت همبند اطراف عضله دامنهٔ حرکتی را محدود می‌کند و از علائم DOMS شناخته می‌شود (۳۹). پژوهشگران علت اصلی DOMS را آسیب ساختار عضلانی می‌دانند (۲۰). آسیب یا تروما باعث آغاز سلسله‌ای از پاسخ‌های التهابی می‌شود که در نتیجهٔ آن، درد و تورم در عضلات احساس می‌شود (۴۰)، اما افزایش معنی‌دار تورم بافت‌ها، به‌ویژه بافت‌های همبند در عضلات و در محل اتصال تاندونی عضلانی می‌تواند دلیل اصلی کاهش دامنهٔ حرکتی بعد از انقباض‌های برون‌گرا باشد (۱، ۳). دلایلی که می‌توانند از تأثیر ماساژ بر افزایش دامنهٔ حرکتی بعد از فعالیت برون‌گرا حمایت کنند به افزایش جریان لنف و کاهش تجمع مایع میان‌بافتی در محل آسیب‌دیده مربوط‌اند (۳۳). افزایش جریان خون و لنف، سفتی و تورم بعد از فعالیت عضلانی را کاهش می‌دهد و بدین گونه از ناراحتی و درد بعد از تمرین جلوگیری می‌کند (۲۶). ماساژ باعث از بین رفتن چسبندگی تارهای عضلانی می‌شود و می‌تواند در رفع گرفتگی یا انقباض عضلانی مؤثر واقع شود (۱۶، ۱۷). در بررسی تغییرات دامنهٔ حرکتی، ۲۴ و ۴۸ ساعت بعد از تمرین برون‌گرا نسبت به پیش‌آزمون، اختلاف معنی‌داری (P=۰/۰۰۱) در هر دو گروه شاهد و تجربی مشاهده شد. در گروه شاهد میزان کاهش دامنهٔ حرکتی، ۲۴ و ۴۸ ساعت پس از تمرین برون‌گرا، به‌ترتیب ۲٪ و ۱٪ بود، ولی در گروه ماساژ میزان کاهش آن، ۲۴ و ۴۸ ساعت بعد از تمرین، به‌ترتیب ۱٪ و ۶٪ بود. بین ۲۴ تا ۴۸ ساعت بعد از آزمون، تفاوت معنی‌داری در کاهش دامنهٔ حرکتی در گروه ماساژ مشاهده نشد. با وجود این، در هر دو زمان ۲۴ و ۴۸ ساعت پس از تمرین، گروه تجربی تمایل به داشتن دامنهٔ حرکتی بیشتری نسبت به گروه شاهد داشت، هر چند که این اختلاف به لحاظ آماری معنی‌دار نبود (p≥۰/۰۵). نتایج مطالعهٔ حاضر با نتایج روزنبرک (۳۲) و ویکتورسون (۴۱) مغایر است. احتمالاً علت اختلاف مشاهده شده، اختلاف در

پروتکل تمرینی، تعداد آزمودنی‌ها، مدت ماساژ و عضلات درگیر، دقت ابزار اندازه‌گیری و سطح نخبگی آزمودنی‌هاست. نتیجه اینکه ماساژ نمی‌تواند در زمان ۲۴ الی ۴۸ ساعت بعد از فعالیت برون‌گرا تأثیر معنی‌داری بر میزان دامنهٔ حرکتی نسبت به گروه کنترل داشته باشد.

احساس درد حاصل از DOMS تقریباً هشت ساعت بعد از فعالیت شروع می‌شود و به تدریج افزایش می‌یابد و ۲۴ تا ۴۸ ساعت بعد از ورزش به اوج خود می‌رسد (۹). در مورد اینکه چرا کوفتگی عضلانی با علائمی مثل درد و گرفتگی همراه است، نظریات مختلفی وجود دارد (۱، ۳). پژوهشگران معتقدند که درد نتیجهٔ خیزی است که پس از انتشار پروتئین‌ها، یون‌ها و مایعات خارج سلولی در تارچه‌های عضلانی ایجاد می‌شود (۲۰). آرمسترانگ و همکاران (۱۹۸۴) اظهار می‌کنند که احساس درد به‌دلیل پروستاگلاندین‌های آزاد شده از ماکروفاژهاست (۳). علاوه بر این، از دیگر دلایل تولید درد، آزاد شدن مواد بیوشیمیایی (مثل برادی‌کنین، هیستامین‌ها، عدم تعادل یون‌های پتاسیم، سروتونین[۷] و آنزیم‌های پروتئولیک) از سلول‌های آسیب‌دیده و تحریک گیرنده‌های شیمیایی و ایجاد درد است (۲۰). ممکن است ماساژ با فعال کردن پایانه‌های عصبی در ستون فقرات درد را کاهش دهد (۹). اطلاعاتی که با لمس بافت‌های بدن به‌وسیلهٔ ماساژ تولید می‌شود ممکن است تارهای عصبی سریع را تحریک کند و از طرف دیگر، مانع فیبرهای عصبی کند شود که در انتقال پیام‌های درد دخالت دارند (۱۳). همچنین، ماساژ موجب افزایش مواد بیوشیمیایی همچون سروتونین می‌شود که انتقال‌دهنده‌ای عصبی است و در کاهش درد نقش دارد (۲۲). در تحقیق حاضر شدت درد، ۲۴ تا ۴۸ ساعت بعد از تمرین در گروه تجربی افزایش یافت(۲۱٪) که به لحاظ آماری معنی‌دار نبود (P=۰/۲۰)، ولی در گروه شاهد این میزان ۷۱٪ بود که به لحاظ آماری معنی‌دار بود (P=۰/۰۰۱). همچنین نتایج آزمون t مستقل نشان داد ماساژ موجب کاهش درک درد در گروه تجربی، در مدت ۲۴ تا ۴۸ ساعت بعد از آزمون در مقایسه با گروه شاهد می‌شود (P=۰/۰۰۴). در بررسی علت تفاوت تحقیق حاضر با پژوهش لانس (۱۴) و جوزف و همکاران (۴۲) می‌توان به تفاوت در نوع آزمودنی‌ها، میزان ماساژ و همچنین پروتکل مورد استفاده برای ایجاد آسیب عضلانی اشاره کرد. در پژوهش لانس و همکاران (۲۰۰۴) آزمودنی‌ها ورزشکار بودند، زمان اجرای ماساژ ۳۰ دقیقه و در سه روز متوالی و پروتکل تمرینی شامل ۲۱ کیلومتر دویدن بود. این عوامل می‌تواند در تفاوت پاسخ مشاهده شده نقش داشته باشد. برخی محققان معتقدند که ماساژ درمانی بیشتر اثرات روانی دارد تا فیزیولوژیک (۱۴). تحقیق حاضر هم از این فرضیه حمایت می‌کند؛ چون بدون تغییر معنی‌دار در میزان CK پلاسما که شاخص آسیب عضلانی است و همچنین قدرت و

1.Serotonin

دامنهٔ حرکتی که به عنوان علائم عملکردی DOMS شناخته می‌شوند، انجام ماساژ موجب کاهش درد در ۴۸ ساعت بعد از تمرین شد.

در مجموع، نتایج این تحقیق نشان می‌دهد انجام ۲۰ دقیقه ماساژ بعد از انقباض برون‌گرا که موجب DOMS می‌شود، نمی‌تواند بر سطح CK پلاسما، قدرت بیشینه و دامنهٔ حرکتی مفصل زانو تأثیر معنی‌داری داشته باشد، اما بر میزان نوتروفیل‌های پلاسما و درک درد بین ۲۴ تا ۴۸ ساعت پس از تمرین تأثیر معنی‌داری دارد.

منابع:

۱. رحمانی نیا، فرهاد، بابایی، پروین، نخستین روحی، بابک، (۱۳۸۰). «پیشگیری و درمان کوفتگی عضلانی». انتشارات دانشگاه شمال.

2. Rahnama, N., Rahmani-Nia, F., Ebrahim, K. (2005). The isolated and combined effects of selected physical activity and ibuprofen on delayed-onset muscle soreness. J Sports Sci, (8): 843-50.
3. Armstrong, R.B. (1984). Mechanisms of exercise-induced DOMS: A Brief Review. Med Sci Sports Exec, 16 (6): 529-538.
4. Brown, S.J., Child, RB., Day, SH. (1997). Indices of skeletal muscle damage and connective tissue breakdown following eccentric muscle contractions. Eur J Appl Physiol, 75(4): 369-74.
5. Brown, S. J., Child, R. B., Donnelly, A.E., Saxton, G.M. (1996). Changes in human skeletal muscle contractile function following stimulated eccentric exercise. Eur J Appl Physiol, 47 (2): 241-45.
6. Clarkson, P.M., Nosaka, K. Braun, B. (1992). Muscle function after exercise-induced muscle damage and rapid adaptation. Med Sci Sports Exe, 24: 512–20.
7. Gabriel, H. A., Urhausen, W. Kindermann. (1992). Mobilization of circulating leukocyte and lymphocytes subpopulations during and after short, anaerobic exercise. Eur J of Appl Physiol, 65:164-170.
8. Hechmi, T., Sleem, F., Guyer T., Best, M. (2006). The role of neutrophils in injury and repair following muscle stretch. J Anat, 459–470.
9. Hilbert, J.E., Asforzo, G., Swensen, T. (2003). Effect of massage on delayed onset muscle soreness. Br J Sports Med, 37:72-75.
10. Farr, T., Nottle, C., Nosaka, K. (2002). The effects of therapeutic massage on delayed onset muscle soreness and muscle function following downhill walking. J Sci Med Sport, 5 (4): 297-306 .

11. Corrie, A., Mancinelli, D., Davis, S., Aboulhosn, L., Misty, B., Eisenhofer,J., Foutty, S. (2006). The effects of massage on delayed onset muscle soreness and physical performance in female collegiate athletes. Physical Therapy in Sport, 75-13.

12. Galloway, S., Watt, J., Sharp, C. (2004). Massage provision by physiotherapists at major athletics events between 1987 and 1998. Br J Sports Med, 38 (2): 235-7.

13. Jonhagen, S., Ackermann, P., Eriksson, T., Saartok, T., Renstrom, P.A. (2004). Sports massage after eccentric exercise. Am J Sports Med, 32(6): 1499-1503.

14. Lance, G., Dawson, K., Dawson, A., Tiidus, P.M. (2004). Evaluating the influence of massage on leg strength, swelleng and pain following a half-marathon. J of Sports Med Sci, 3: 37- 43.

15. Leivadi, S., Hernandez-Reif, M., Field, T. (1999). Massage therapy and relaxation effects on university dance students. J Dance Med Sci, (3): 108-12.

16. Morask, A. (2005). Sport massage: a Comprehensive review. J Sport Med Phys Fitness, 45:370-80.

17. Mark, E.T., Willems, T., Hale, C., Wilkinson, S. (2009). Effects of manual massage on muscle-specific soreness and single leg jump performance after downhill treadmill walking. Med Sport, 13 (2): 61-66.

18. Smith, L.L., Keating, M.N., Holbert, D., Spratt, D.J., McCammon, M.R., Smith, S.S. (1994). The effects of athletic massage on delayed onset of muscle soreness, creatine kinase, and neutrophil count. J of Orthoped & Sports Phy, 19(2):93-9.

19. McCarthy, D. A., Del, M. (1988). The leucocytosis of exercise: A review and model. Sports Med, 6: 333-363.

20. Smith, L.L. (1991). Acute inflammation: the underlying mechanisms in delayed onset muscle soreness? Med Sci Sports Exe, 23:542–51.

21. Pornratshanee, W., Eerapong, P., Hume, A., Gregory, S.K. (2003). The mechanisms of massage and effects on performance, muscle recovery and injury prevention. Sport Med, 35(3): 235-256.

22. Lightfoot, J.T., Char, D., McDermott, J., E. (1997). Immediate post exercise massage does not attenuate delayed onset muscle soreness. J Stre Cond Res, 11(2):119-124.

23. Braverman, D., Schulman, R. (1999). Massage techniques in rehabilitation medicine. J Phys Med Reh Clin N Am, 10 (3): 631-49.

24. Ernst, E. (1998). Does post-exercise massage treatment reduce delayed onset muscle soreness? A systemic review. Br J Sports Med, 32: 212-4.

25. Tiidus, P., Shoemaker, J. (1995). Effleurage massage muscle blood flow and long term post-exercise recovery. Int J Sports Med,16 (7): 478-83.

26. Laroche, D. (2005). Response to eccentric exercise following four weeks of flexibility training. Johnson state college. Johnson Vermont. The Ame J of Sports Med, 34: 610-627.

27. Shailaja, S., Jaywant , Anuradha V. Pai. (2003). A comparative study of pain measurement scales in acute burn pa tients. The Indian J of Occupational The, 41(5): 85-90.

28. Pizza, F.X., Mitchell, J.B., Davis, B.H . (1995). Exercise-induced muscle damage: Effect on Pirculating leukocyte and lymphocyte subsets. Med Sci Sports Exerc, 27: 363–70.

29. Newham, D.J., Jones, D.A., Edwards, R.H.T. (1986). Plasma creatine kinase changes after eccentric and concentric contractions. Muscle Nerve, 9:59-63.

30. MacIntyre, D.L., Reid, W.D., McKenzie, D.C. (1995). Delayed muscle soreness: The inflammatory response to muscle injury and its clinical implications. Sports Med, 20: 24–40.

31. Brancaccio, P., Maffulli, N., Francesco, M., Limon, E. (2007). Cretin kinas monitoring in sport medicine. Brit Med Bulletin, 81 and 82: 209–230.

32. Rodenburg, J.B. , Steenbeck, P., Shiereck, P. (1994). Warm-up, stretching, and massage diminish the harmful effects of eccentric exercise. Int J Sports Med, 15(7):414-419.

33. Zainuddin, Z., Newton, M., Sacco, P., Nosaka, K. (2005). Effects of massage on delayed-onset muscle soreness, swelling, and recovery of muscle function: J of Athl Train, 40 (3):174–180.

34. Smith, L.L. (1991). Acute inflammation: the underlying mechanisms in delayed onset muscle soreness? Med Sci Sports Exerc, 23:542–51.

35. Goff, D.A, Hamill, J., Clarkson, P.M. (1998). Biomechanical and biochemical changes after downhill running [abstract]. Med Sci Sport Exerc, 30 Suppl 5: S101.

36. Hamill, J., Freedson, P.S., Clarkson, P.N. (1991). Muscle soreness during running: biomechanical and physiological considera. Int J Sport Biomech, 7 (2):125-37.

37. Brown ,S. J., Child, R.B., Donnelly, A.E., Saxton, G.M. (1996). Changes in human skeletal muscle contractile function following stimulated eccentric exercise. Eur J Appl Physiol, 47 (2): 241-45.

38. Carl, G., Mattacola, D., Perrin, H., Gansneder, B.M., Allen, J.D., Cheryla, M. (1997). A comparison of visual analog and graphic rating scales for assessing pain following delayed onset muscle soreness. J of Sport Rehabil, 6: 38-46.

39. Clarkson, H. (2000). Musculoskeletal assessment: joint range of motion and manual muscle strength and ed. Philadelphia (PA): Lippincott Williams & Wilkins.

40. Hesselink, M.K., Kuipers, H., Geuten, P., Vanstraaten, H. (1996). Structural muscle damage and muscle strength after incremental number of isometric and force lengthening contraction. J Muscle Res Cell Motility, 17: 335- 34.

41. Wiktorsson-Moller, M., Oberg, B., Ekstr, J. (1983). Effects of warming up, massage, and stretching on range of motion and muscle strength in the lower extremity. Am J Sports Med, 11 (4): 249-52.

42. Hart, J.M., Buz, C., Swanik, R., Tierney, T. (2005). Effects of Sport Massage on Limb Girth and Discomfort Associated With Eccentric Exercise. J of Ath Train, 40(3):181–185.

پژوهش در علوم ورزشی شماره ۸، زمستان ۱۳۸۹، صص ۱۰۴-۹۱

اثر بانداژ کشکک بر درد و کنترل وضعیتی پویا در فوتسالیست‌های زن مبتلا به سندرم درد پتلوفمورال

نگار کورش فرد[۱]، دکتر محمد حسین علیزاده[۲]، دکتر صدیقه کهریزی[۳]

تاریخ دریافت: ۸۹/۸/۹ تاریخ پذیرش:۹۰/۳/۲۴

چکیده

یکی از مهم ترین مشکلات و آسیب‌های زانو، به‌ویژه در میان زنان ورزشکار، سندرم درد پتلوفمورال (PFPS) است که می‌تواند عملکرد ورزشکاران را تحت تأثیر قرار دهد. هدف از این پژوهش، بررسی اثر بانداژ کشکک بر درد و کنترل وضعیتی پویای افراد مبتلا به PFPS و مقایسهٔ آن با گروه غیرمبتلاست. این تحقیق به روش نیمه‌تجربی روی ۳۰ زن ورزشکار نخبهٔ رشته فوتسال با میانگین سن ۲/۳۷± ۲۲، قد ۴/۹±۱۶۳/۱ سانتی‌متر و وزن۹/۷ ± ۶۱/۷۶ کیلوگرم انجام شد که نیمی از آن‌ها به PFPS مبتلا بودند. نمونه‌ها به روش هدفمند از میان بازیکنان لیگ دانشگاه تهران انتخاب شدند. تعادل پویا در دو مرحلهٔ قبل و بعد از بانداژ، به‌وسیلهٔ دستگاه تعادل‌سنج بایودکس در دو سطح بی‌ثباتی کم (۶) و زیاد (۳) اندازه‌گیری شد. میزان درد در گروه مبتلا حین انجام حرکت اسکات، با استفاده از شاخص دیداری سنجش درد ثبت شد. برای مقایسهٔ داده‌ها در هر گروه از آزمون t زوجی وابسته و برای مقایسهٔ اثر بهبودی بانداژ بین دو گروه از آزمون t مستقل استفاده شد. نتایج نشان داد در گروه مبتلا ،درد قدامی زانو پس از بانداژ کاهش یافت (P<۰/۰۵) و تنها شاخص ثباتی قدامی خلقی در هر دو سطح بی‌ثباتی بهبود یافت. در گروه غیرمبتلا، شاخص‌های قدامی خلفی و طرفی در سطح بی‌ثباتی زیاد بهبود یافتند، ولی در سطح بی‌ثباتی کم، تنها شاخص قدامی خلفی بهبود یافت. مقایسهٔ اثر بهبودی بانداژ بین دو گروه، در سطح بی‌ثباتی کم نشان‌دهندهٔ تأثیر بیشتر بانداژ در گروه مبتلا (P<۰/۰۵) و نبود تفاوت در سطح بی‌ثباتی زیاد است (P>۰/۰۵). دلایل ارتقای تعادل در این تحقیق را می‌توان به اثر تحریک‌های پوستی بانداژ، اثر کاهش درد، افزایش حس عمقی یا افزایش فعالیت عضلهٔ چهارسر نسبت داد. به نظر می‌رسد این عوامل موجب افزایش ارسال اطلاعات حسی به مراکز کنترل حرکتی می‌شود و ارتقای تعادل را در پی دارند. هرچند بانداژ کشکک توانسته است درد قدامی زانو را کاهش و تعادل پویا را ارتقاء دهد، انجام بررسی‌های بیشتر لازم به نظر می‌رسد. همچنین پیشنهاد می‌شود کاربرد بانداژ کشکک علاوه بر افراد مبتلا، برای پیشگیری در افراد مستعد آسیب نیز استفاده شود.

کلیدواژه‌های فارسی: بانداژ کینزیولوژی، سندرم درد پتلوفمورال، بایودکس، فوتسال، درد.

۱. کارشناس ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشگاه تهران(نویسندهٔ مسئول) Email:negarkf@yahoo.com
۲. دانشیار دانشگاه تهران Email: mhalizadeh47@yahoo.com
۳. استادیار دانشگاه تربیت مدرس Email: kahrizis@modares.ac.ir

مقدمه

یکی از مهم‌ترین مشکلات و آسیب‌های زانو، به‌ویژه در میان زنان ورزشکار، سندرم درد پتلوفمورال[1] است. PFPS واژه‌ای است که برای توضیح کشکک دردناک، ولی باثبات به‌کار می‌رود (۱). کشکک با هر انقباض کوادریسپس، به‌دلیل زاویهٔ والگوس و راستای کشش عضلهٔ رکتوس فموریس، کمی به خارج کشیده می‌شود که عضلهٔ مایل داخلی[2] و برجستگی لبهٔ قدامی کندیل خارجی از حرکت بیشتر آن به خارج جلوگیری می‌کند. هر عاملی که باعث قرارگیریِ بد کشکک شود و آن را در موقعیت خارجی‌تری قرار دهد، می‌تواند موجب PFPS شود (۲). از عوامل مستعدکنندهٔ مفصل به PFPS عوامل بیومکانیکی، کوتاهی عضلات اطراف زانو، کوتاهی اکستنسور رتیناکولوم خارجی و ضعف و مهار عضلهٔ مایل داخلی به‌دلیل ضربه است (۲). این آسیب در سنین جوانی بین ۱۵ تا ۳۵ سال شایع است (۲)، به‌طوری که گفته می‌شود درد پتلوفمورال ۲۵٪ تمام آسیب‌های ورزشی زانو را در بر می‌گیرد (۳) و ممکن است به‌دلیل فعالیت بیش از حد[3] در دوندگان و سایر ورزشکاران استقامتی ایجاد شود (۴). با وجود شیوع زیاد سندرم درد پتلوفمورال, علت پاتوژنز و درمان آن هنوز به‌طور قطعی مشخص نشده است؛ از این رو، اجرای برنامهٔ درمانی جامعی که بتواند به ورزشکار برای بازگشت به سطوح قبلی فعالیت کمک کند و احتمال آسیب را کاهش دهد بسیار حائز اهمیت است.

کنترل وضعیت بدنی و تعادل شامل توانایی بدن برای ایجاد ثبات و جهت‌یابی در فضاست. ثبات وضعیتی[4] همان تعادل است و جهت‌یابی وضعیتی در واقع، توانایی حفظ رابطهٔ مناسب بین قسمت‌های مختلف بدن با یکدیگر و با محیط برای انجام عملکردی خاص است (۵). هر دو این اهداف یعنی ایجاد ثبات و جهت‌یابی مناسب در فضا برای انجام بهینهٔ مهارت‌های ورزشی لازم و ضروری است.

PFPS از عوامل احتمالی اثرگذار بر کنترل پوسچرال درد قدامی زانو است و طبق تحقیقات انجام شده، حس عمقی در افراد مبتلا به آن، هم در سمت مبتلا و هم در سمت سالم، ضعیف‌تر از افراد سالم است (۶). کنترل پوسچرال، متأثر از اطلاعات حسی مربوط به سه سیستم سوماتوسنسوری، بینایی و سیستم وستیبولار است که هر کدام نقش خاص خود را دارند و بروز مشکل در هر یک از آن‌ها، توسط سیستم‌های دیگر قابل جبران نیست (۷)؛ بنابراین به نظر

1. PatelloFemoral Pain Syndrom (PFPS)
2. Vastus Medialis Oblique (VMO)
3. Overuse
4. Postural stability

می‌رسد کنترل پوسچرال در این افراد به‌دلیل کاهش حس عمقی، دچار ضعف باشد.
بانداژ کشکک یکی از مداخلات درمانی رایج در درمان PFPS است (۸). تاکنون تحقیقات بسیاری در زمینهٔ بررسی اثرات بانداژ انجام شده است که تأثیر بر کاهش درد (۸)، گشتاور و قدرت عضلات اکستنسوری (۹)، تغییرات کینماتیکی زانو (۸) و همچنین حس عمقی مفصل (۱۰) از جملهٔ آن‌هاست.
برخی مطالعات اثر بانداژ را بر حس عمقی مفصل بررسی کرده‌اند؛ به‌طور مثال کراسلی و همکاران (۲۰۰۴) و ابراهیمی و همکاران (۲۰۰۴)، بانداژ را عامل بهبود حس عمقی مفصل زانو در افراد دارای PFP دانسته‌اند، در حالی که بارت (۱۹۹۱) بانداژ الاستیک را در افراد دارای استئوآرتریت عامل بهبود حس عمقی مفصل زانو معرفی کرد. تحقیقات دیگر نشان داده‌اند اثر بانداژ الاستیک در افراد مبتلا به استئوآرتریت (۶) حس عمقی مفصل زانو را بهبود بخشیده است. به نظر می‌رسد در همهٔ این مطالعات، تحریک‌های پوستی عامل بهبود حس وضعیت مفصل است.
به‌طور کلی، مطالعه در مورد تأثیر بانداژ بر تعادل محدود است، با وجود این هسن و همکاران (۲۰۰۱) نشان دادند بانداژ الاستیک زانو، تعادل ایستا را در افراد مبتلا به استئوآرتریت بهبود داده است (۱۲). کاستر و همکاران (۱۹۹۹) نیز نشان دادند استفاده از بریس زانو باعث افزایش قدرت ایستادن در زمان افتادن و کاهش نوسانات حین فاز ایستا و باثبات فرد شده است (۱۳). اخیراً مطالعه‌ای نیز در زمینهٔ اثر بانداژ روی کنترل وضعیتی پویا انجام شده که نتایج آن نشان-دهندهٔ اثر مثبت بانداژ بر تعادل پویا بوده است (۸)، با وجود این، برای اظهار نظر در مورد اثر بانداژ بر تعادل به تحقیقات بیشتری نیاز است.
با توجه به شیوع فراوان PFPS و کاربرد رو به افزایش بانداژ، به‌ویژه در میدان‌های ورزشی و همچنین استقبال بیماران از روش‌های غیرجراحی و غیردارویی، به نظر می‌رسد نتایج تحقیق حاضر بتواند با استفاده از روش بانداژ که روشی آسان و کم‌هزینه است و آموزش و کاربرد آن تخصص ویژه‌ای نیاز ندارد، به ورزشکاران مبتلا یا در خطر کمک کند تا بتوانند فعالیت‌های حرفه‌ای خود را بدون درد و با خطر آسیب کمتر انجام دهند. این مطالعه به بررسی اثر بانداژ به روش مک کانل[1] روی کنترل وضعیتی پویا در حالت ایستاده روی یک پا، با استفاده از دستگاه بایودکس و میزان درد حین انجام حرکت اسکات در افراد مبتلا به PFPS و افراد سالم پرداخته است.

1. MCconnell taping

روش‌شناسی پژوهش

این تحقیق به روش نیمه‌تجربی در آزمایشگاه گروه فیزیوتراپی دانشگاه تربیت مدرس و تحت نظارت دانشکدهٔ تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تهران انجام شده است. افراد شرکت‌کننده در این تحقیق شامل ۳۰ زن ورزشکار و نخبه در رشتهٔ فوتسال بود که به روش هدفمند از میان بازیکنان لیگ فوتسال دانشگاه تهران انتخاب شدند. تعداد افراد شرکت‌کننده بر اساس فرمول کوکران محاسبه شد. نیمی از این افراد به سندرم درد پتلوفمورال مبتلا بودند که توسط یک فیزیوتراپ تشخیص داده شد و بقیه به‌عنوان گروه کنترل در نظر گرفته شدند. شرایط ورود به تحقیق شامل موارد زیر بود:

درد مبهم و غیر لوکالیزه در بخش قدامی زانو به مدت دست‌کم سه ماه و حداکثر دو سال؛

داشتن دست‌کم سه مورد از پنج مورد زیر (۱۴): درد در پشت یا اطراف کشکک حین انجام فعالیت فیزیکی، قفل شدن کاذب، ایجاد صدای کلیک یا گیر افتادگی همراه با درد یا بدون درد، درد در بالا و پایین رفتن از پله، درد حین حرکت اسکات، درد و خشکی مفصلی در نشستن‌های طولانی با زانوی خم؛ ابتلا به کشکک به خارج رفته؛ مثبت بودن آزمون تشخیصی کلارک؛ شرکت نداشتن هم‌زمان در برنامهٔ درمانی دیگر؛ نداشتن سابقهٔ استفاده از بانداژ.

شرایط خروج از تحقیق عبارت بودند از:

آسیب در اندام تحتانی حداکثر شش ماه قبل از شرکت در تحقیق؛ تشخیص استئوآرتریت، التهاب تاندون کشکک، التهاب بورس یا پد چربی، شکستگی یا دررفتگی کشکک و سابقهٔ جراحی یا آرتروسکوپی زانو، آسیب لیگامانی یا مینیسک، درد راجعه از کمر یا ران و وجود تجمع مایعات در مفصل؛ آسیب خفیف سر، التهاب گوش میانی، مشکل سیستم وستیبولار.

ضمناً دو گروه مورد بررسی در این مطالعه از نظر ویژگی‌های آنتروپومتریکی همسان بودند. ویژگی دموگرافیکی نمونه‌ها در جدول ۱ گزارش شده است.

جدول ۱. ویژگی دموگرافیک آزمودنی‌ها و مدت زمان ابتلا به سندرم درد پتلافمورال در گروه مبتلا

شاخص متغیر	گروه	میانگین	انحراف معیار	حداقل	حداکثر	p-value
سن (سال)	مبتلا	۲۱/۷۳	۱/۸۳	۲۰	۲۶	۰/۷۵
	کنترل	۲۱/۴۶	۲/۷۷	۱۸	۲۶	
قد (cm)	مبتلا	۱۶۳/۴۹	۵/۵۹	۱۵۲	۱۷۴	۰/۴۹
	کنترل	۵۳/۱۶۲	۴/۲۰	۱۵۶	۱۷۰	
وزن(kg)	مبتلا	۶۳/۷۳	۱۲/۷۳	۵۳	۹۳	۰/۱۴
	کنترل	۵۶/۸۰	۸/۵۳	۴۰	۶۵	
شاخص تودهٔ بدنی	مبتلا	۲۳/۷۷	۴	۲۰/۲۰	۳۲/۹۵	۰/۰۷
	کنترل	۲۱/۴۴	۲/۸۴	۱۶/۰۲	۲۴/۹۲	
مدت زمان ابتلا به PFP (ماه)	مبتلا	۱۱/۲۶	۷/۶۵	۳	۲۴	

در این تحقیق از بانداژ یا تیپ کینزیولوژی (شرکت تمتکت، ساخت کشور کره) برای بانداژ و کشش داخلی کشکک به روش مک کانل استفاده شد. برای سنجش تعادل پویا از دستگاه بایودکس مدل SW 45-30 D-E 617 استفاده شد. شاخص‌های تعادلی ارائه شده توسط دستگاه بایودکس شامل شاخص ثباتی قدامی خلفی و شاخص ثباتی طرفی بود که میزان نوسانات تعادلی را در دو جهت گزارش می‌کرد و برای سنجش درد حین انجام حرکت اسکات از شاخص دیداری سنجش درد استفاده شد.

افراد پس از تکمیل فرم رضایت‌نامه برای شرکت در آزمون انتخاب شدند. مراحل انجام آزمون به این ترتیب بود که تعادل پویای افراد در حالت ایستاده روی یک پا در دو مرحله، یعنی قبل و بعد از انجام بانداژ کشکک، توسط دستگاه بایودکس در دو سطح بی ثباتی ۳ و ۶ که به‌ترتیب نشان‌دهندهٔ سطوح بی‌ثباتی زیاد و کم بود، اندازه‌گیری شد. با توجه به یافتهٔ هوفمن و همکاران (۱۵) که تفاوتی بین کنترل وضعیتی روی پای غالب و غیرغالب در افراد سالم مشاهده نکردند، در تحقیق حاضر غالب بودن پای مورد آزمون در گروه کنترل مد نظر قرار نگرفت. میزان درد در حین انجام حرکت اسکات در گروه مبتلا، قبل و بعد از بانداژ کشکک به‌وسیلهٔ شاخص دیداری سنجش درد ثبت شد.

نحوهٔ انجام بانداژ به این ترتیب بود که از فرد خواسته شد در حالی که زانوها صاف‌اند، دراز بکشد و عضلهٔ چهارسر را کاملاً شل و بدون انقباض نگه دارد. نواری ۱۲ سانتی‌متری از بانداژ کینزیولوژی جدا شد و پس از جدا کردن برچسب پشت آن، مرحلهٔ چسباندن از کندیل خارجی فمور شروع شد. ابتدا، بخش ابتدایی بانداژ بدون اعمال کشش روی کندیل خارجی فمور قرار گرفت، سپس بانداژ روی کشکک به گونه‌ای کشیده شد که کشکک دچار چرخش داخلی شود و انتهای دیگر بانداژ به سمت پشت زانو کشیده شد. برای استاندارد کردن مقدار کشش رو به داخل کشکک برای تمامی نمونه‌ها، بانداژ به اندازه‌ای کشیده شد که پهنای این چین پوستی ایجاد شده در سمت داخل زانو به حدود دو سانتی‌متر برسد (۲) (شکل ۱).

الف

ب

شکل ۱. الف. روش انجام بانداژ؛ ب. ایجاد چین پوستی پس از بانداژ

به‌منظور سنجش توزیع داده‌ها از نظر انطباق با توزیع نرمال از آزمون کولموگروف - اسمیرنوف استفاده شد. مقایسهٔ داده‌ها به دو صورت درون‌گروهی و بین گروهی انجام شد. مقایسهٔ درون-گروهی شامل مقایسهٔ شاخص‌های تعادلی در دو گروه و درد در گروه مبتلا، قبل و بعد از بانداژ و مقایسهٔ بین گروهی شامل مقایسهٔ میزان اثر بهبودی بانداژ بین دو گروه بود. برای تعیین اثر

بهبودی در هر گروه، تفاضل هر یک از شاخص‌های ثباتی، قبل و بعد از اعمال بانداژ محاسبه شد تا از این طریق میزان تأثیر بانداژ بین دو گروه مقایسه شود. آزمون آماری برای مقایسه‌های درون‌گروهی شامل آزمون t زوجی وابسته و برای مقایسهٔ بین گروهی شامل آزمون t مستقل در سطح معنی‌داری $\alpha \leq$ ۰/۰۵ بود.

یافته‌های پژوهش

مقایسهٔ میزان درد افراد حین انجام حرکت اسکات در گروه مبتلا نشان‌دهندهٔ کاهش میزان درد بپس از بانداژ کشکک بود (p=۰/۰۱) (جدول ۲). از طرفی، مقایسهٔ درون‌گروهی شاخص‌های تعادلی قدامی - خلفی در دو سطح بی‌ثباتی کم و زیاد در هر دو گروه مبتلا و غیرمبتلا، همچنین شاخص طرفی در سطح بی‌ثباتی زیاد در گروه غیرمبتلا نشان داد میزان نوسانات تعادلی کاهش یافته؛ به عبارت دیگر تعادل پویا پس از بانداژ کشکک بهبود یافته بئذ (جدول ۲)، در حالی که با وجود کاهش میانگین نوسانات تعادلی، شاخص تعادل طرفی در گروه مبتلا در هر دو سطح بی‌ثباتی و در گروه غیرمبتلا در سطح بی‌ثباتی کم، بعد از بانداژ از نظر آماری تفاوتی با قبل از بانداژ نداشت (جدول ۲).

جدول ۲. مقایسهٔ درون‌گروهی شاخص‌های تعادلی در گروه مبتلا و غیرمبتلا و درد در گروه مبتلا

		گروه مبتلا				گروه غیرمبتلا		
سطح بی-ثباتی	شاخص تعادلی	زمان	میانگین	SD	P-valeu	میانگین	SD	P-valeu
زیاد (۳)	قدامی خلفی	قبل از بانداژ	۲/۴۳	۰/۸۲	۰/۰۰	۲/۱۴	۱/۰۷	۰/۰۱
		بعد از بانداژ	۱/۸۲	۰/۸۳		۱/۵۰	۰/۳۶	
	طرفی	قبل از بانداژ	۱/۵۷	۰/۵۱	۰/۸۰	۱/۷۲	۰/۸۷	۰/۰۰
		بعد از بانداژ	۱/۵۴	۰/۴۳		۱/۱۶	۰/۲۷	
کم (۶)	قدامی خلفی	قبل از بانداژ	۱/۹۸	۰/۶۱	۰/۰۳	۱/۵۱	۰/۴۵	۰/۰۲
		بعد از بانداژ	۱/۵۵	۰/۵۳		۱/۲۰	۰/۳۰	
	طرفی	قبل از بانداژ	۱/۲۴	۰/۳۲	۰/۷۲	۱/۰۴	۰/۲۲	۰/۸۳
		بعد از بانداژ	۱/۱۲	۰/۲۹		۱/۰۵	۰/۳۱	
درد		قبل از بانداژ	۵/۰۳	۱/۸۲	۰/۰۰			
		بعد از بانداژ	۳	۲/۱۶				

مقایسهٔ میزان اثر بهبودی بانداژ در شاخص ثباتی قدامی - خلفی در سطح بی‌ثباتی کم، بین دو گروه تفاوت معنی‌داری نشان داد (p=۰/۰۲)؛ یعنی بانداژ کشکک میزان نوسانات تعادلی را در جهت قدامی خلفی، در گروه مبتلا بیش از گروه غیرمبتلا کاهش داده است. از طرفی،

مقایسهٔ اثر بهبودی شاخص قدامی - خلفی در سطح بی‌ثباتی کم بین دو گروه تفاوتی نشان نداد (p=۰/۰۷) (جدول ۳).

جدول ۳. مقایسهٔ بین گروهی اثر بهبودی بانداژ بین دو گروه مبتلا و غیرمبتلا

اثر بهبودی شاخص قدامی خلفی در	گروه	میانگین	SD	P-valeu
سطح بی‌ثباتی زیاد	مبتلا	۰/۵۹	۰/۴۵	۰/۰۷
	غیرمبتلا	۰/۵۳	۰/۴۱	
سطح بی‌ثباتی کم	مبتلا	۰/۷۵	۰/۳۷	۰/۰۲
	غیرمبتلا	۰/۴۵	۰/۳۱	

بحث و نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج، بانداژ کشکک در کاهش درد و بهبود تعادل پویای افراد مبتلا به PFPS مؤثر بوده و به کاهش میانگین نوسانات مرکز فشار بدن بر سطح اتکاء در جهت قدامی - خلفی در هر دو سطح بی‌ثباتی کم و زیاد منجر شده است. اگرچه میانگین شاخص ثبات طرفی بعد از بانداژ کاهش یافته است، میزان تغییرات آن از نظر آماری معنی‌دار نشان داده نشد. در افراد غیرمبتلا نیز تعادل پویا به دنبال کاربرد بانداژ بهبود یافته است.

نتایج تحقیق آمیناکا و همکاران (۲۰۰۸) همسو با نتایج تحقیق حاضر است؛ زیرا وی در تحقیق خود به این نتیجه رسید که بانداژ به شکل قابل توجهی به کاهش درد و بهبود تعادل پویا در افراد مبتلا منجر شده است، ولی در افراد غیرمبتلا تعادل را کاهش داده بود که از این نظر مخالف نتایج این مطالعه است (۸). نتایج برخی مطالعات دیگر که اثر بانداژ الاستیک را بر ثبات افراد مبتلا به استئوآرتریت (۱۶) و اثر بریس زانو را بر قدرت ایستادن و میزان نوسانات حین فاز ایستا (۱۳) بررسی کردند، به‌طور غیرمستقیم همسو با نتایج این تحقیق‌اند.

با توجه به مطالعات پیشین می‌توان گفت علل احتمالی اثر بخشی بانداژ عبارتند از: اثر بانداژ بر ایجاد تحریکات پوستی و بهبود حس عمقی مفصل زانو، اثر بانداژ بر کاهش درد قدامی زانو و اثر بانداژ بر تغییر در زمان‌بندی و میزان فعالیت عضلهٔ چهار سر زانو.

الف) اثر بانداژ بر ایجاد تحریکات پوستی و افزایش حس عمقی مفصل زانو

نتایج برخی تحقیقات (۱۰- ۱۲) نشان دادند که بانداژ و به‌طور کلی، تحریکات پوستی می‌تواند باعث بهبود حس عمقی مفصل زانو شود. گفته شده است که اطلاعات حس عمقیِ مخابره شده از مفصل زانو، برای ایجاد پاسخ‌های وضعیتی به اغتشاش تعادل کمک‌کننده‌اند و تغییر حس عمقی مفصل زانو ممکن است کنترل تعادل را در حالت ایستاده و راه رفتن تحت تأثیر قرار

دهد (۱۷). به‌علاوه، دیکستین (۲۰۰۶) نشان داد تحریکات پوستی در حد زیر آستانهٔ حسی در اطراف مفصل زانو می‌تواند حس عمقی را تحریک و حس وضعیت مفصل را افزایش دهد و بنابراین، باعث تسهیل ثبات فرد در حالت ایستاده شود (۱۸).

ب) اثر کاهش درد بانداژ

بسیاری تحقیقات بانداژ را در کاهش درد افراد مبتلا به PFPS موثر دانسته‌اند (۹، ۱۰)، اگرچه سازوکار آن مشخص نیست. آمیناکا (۲۰۰۸) اثر کاهش درد بانداژ را عامل بهبود عملکرد و کنترل وضعیتی پویا در افراد مبتلا به PFPS می‌داند (۸). پیشنهاد شده است که کاهش درد، با استفاده از بانداژ به‌دلیل تغییر در سازوکار کشکک است (۱۴). البته می‌توان به تغییر در میزان تحریک آوران‌های پوستی حاصل از بانداژ و مهار عصبی از طریق تحریک فیبرهای بزرگ آوران به‌عنوان علت زمینه‌ای آن اشاره کرد (۸). البته از دلایل دیگر می‌توان به تغییر در فعالیت عضلهٔ مایل (۱۴) یا اثر دارونما به دنبال کاربرد بانداژ اشاره کرد.

دردهای اسکلتی عضلانی این پتانسیل را دارند که بر فعالیت‌های حرکتی بدن تأثیر بگذارند. الگوی حرکتی تغییر یافته در اثر درد ممکن است اثری مختل کننده بر کنترل عصبی - رعضلانی داشته باشد که به آن اثر «مداخلهٔ درد» می‌گویند (۱۹)؛ بنابراین به نظر می‌رسد بانداژ از طریق کاهش درد، اثر «مداخلهٔ درد» را بر کنترل عصبی - عضلانی کاهش داده؛ در نتیجه توانسته است واکنش‌های تعادلی را در گروه مبتلا به سطح افراد غیرمبتلا نزدیک کند.

ج) تأثیر بانداژ بر فعالیت عضلهٔ چهارسر و زمان فعال شدن عضلهٔ مایل داخلی

گفته شده است که بانداژ حین فعالیت‌های تحمل وزن باعث افزایش فعالیت عضلهٔ چهارسر می‌شود و مطالعات بسیاری بانداژ را عامل بهبود زمان شروع به فعالیت عضلهٔ مایل داخلی دانسته‌اند (۱۰، ۱۹-۲۱). برخی بهبود زمان شروع به فعالیت عضلهٔ مایل داخلی را به دنبال بانداژ دلیلی احتمالی برای بهبود کنترل وضعیتی پویا می‌دانند (۹). از طرفی، نشان داده شده است که بانداژ کشکک باعث افزایش فعالیت عضلهٔ پلنتار فلکسور پا می‌شود (۲۲). طبق نظریه-ای، عضلات بازکنندهٔ زانو، پلنتارفلکسورها و چرخش دهنده‌های داخلی پا در حین فعالیت‌های تحمل وزن، به‌صورت سینرژی عمل کرده، با هم فعال می‌شوند (۲۲) و از آنجا که عضلهٔ چهارسر و پلنتار فلکسور پا از عضلات ضد جاذبه و مؤثر در استراتژی‌های حرکتی و پاسخ‌های وضعیتی بدن هستند، می‌توان انتظار داشت که فعال شدن این عضلات بر پاسخ‌های تعادلی بدن اثر مثبتی داشته باشد و به بهبود واکنش‌های کنترل تعادل منجر شود.

حال باید به این پرسش پاسخ داد که چرا بانداژ کشکک باعث بهبود شاخص ثبات قدامی - خلفی شده است، ولی شاخص ثبات طرفی را به‌طور معنی‌دار تغییر نداده است. در توجیه آن

می‌توان به این نکته اشاره کرد که در اغتشاش سطح تماس به سمت بخش قدامی عضلهٔ چهار سر فعالیت زیادی از خود نشان می‌دهد تا بتواند مرکز فشار کف پایی را در محدودهٔ سطح اتکاء حفظ کند و چه اغتشاش در جهت قدامی باشد، چه خلفی، فعالیت این عضله به سفتی و ثبات در مفصل زانو منجر می‌شود (۲۱)، در حالی که در اغتشاشات و جابه‌جایی سطح اتکاء به طرفین، بدن بیشتر از استراتژی ران کمک می‌گیرد (۱۵) و هنگام تلاش در برگرداندن تعادل مختل‌شدهٔ بدن، حرکت خم کردن زانوها اثری در کاهش جابه‌جایی طرفی مرکز تودهٔ بدنی ندارد (۲۳)؛ چنانچه مطالعه‌ای نشان داد خم یا راست بودن زانو بر شاخص ثبات طرفی حین بر هم خوردن تعادل تأثیری ندارد (۲۴). همچنین، زمانی که فرد یک پا را به‌طور ارادی بلند می‌کند، عضلات ران منقبض می‌شوند تا در لگن ثبات ایجاد کنند و از جابه‌جایی داخلی - خارجی آن جلوگیری کنند (۲۵). از آنجا که حرکات ارادی و واکنش‌های اتوماتیک اصلاح تعادل، سینرژی پاسخ‌های عضلانی و استراتژی حرکتی مشابهی دارند (۲۳)، به نظر می‌رسد نقش عضلات ران و لگن در کنترل تعادل جانبی بدن بیشتر از زانو باشد. به‌دلیل آنکه بانداژ روی سطح قدامی زانو قرار می‌گیرد و به تحریکات پوستی روی عضله چهارسر و احتمالاً افزایش فعالیت عضلات قدامی زانو منجر می‌شود، قابل انتظار است که بانداژ و اثرات احتمالی آن بر مفصل زانو عمل کرده و در نتیجه، تأثیر کمی بر کنترل جانبی تعادل داشته باشد.

از طرفی، گفته می‌شود که آسیب‌های زانو، تعادل را در صفحهٔ عرضی (فرونتال) بیش از صفحهٔ سهمی (ساجیتال) تحت تأثیر قرار می‌دهند (۲۶). با توجه به این نکته، احتمال دارد PFPS به‌عنوان یک آسیب، تعادل در جهت جانبی را بیشتر از تعادل در جهت قدامی - خلفی تحت تاثیر قرار داده باشد پس با قبول این احتمال، بانداژ نتوانسته است به اندازه‌ای که بر تعادل قدامی خلفی مؤثر بوده است، تعادل جانبی را تحت تأثیر قرار دهد.

مقایسهٔ اثر بهبودی بانداژ بین دو گروه افراد مبتلا و غیرمبتلا

مقایسهٔ میانگین اثر بهبودی بانداژ بین دو گروه افراد مبتلا و غیرمبتلا نشان‌دهندهٔ تأثیر بیشتر بانداژ در گروه مبتلا، در هر دو سطح بی‌ثباتی ۳ و۶ است، ولی تفاوت مشاهده شده به لحاظ آماری، تنها در سطح بی‌ثباتی ۶ معنی‌دار است. این نتیجه قابل انتظار است؛ زیرا گروه مبتلا به‌دلیل وجود درد، ضعف، مهار عضلانی و حس عمقی ضعیف‌تر (بر اساس مطالعات قبل)، احتمالاً تعادل اولیهٔ کمتری در مقایسه با گروه غیرمبتلا داشته‌اند و به همین دلیل بانداژ در گروه مبتلا مؤثرتر عمل کرده اند و توانسته‌اند تعادل پویا را در گروه مبتلا بیشتر از گروه غیر مبتلا افزایش دهد.

با توجه به یافته‌های تحقیق به نظر می‌رسد، بانداژ علاوه بر اثر کاهش درد توانسته است باعث ارتقای سطح تعادل پویا در فوتسالیست های زن مبتلا به PFPS و سالم شود و مقایسهٔ میزان اثر بخشی بانداژ در دو گروه نشان‌دهندهٔ تأثیر بیشتر بانداژ در گروه مبتلاست، به طوری که بانداژ توانسته است -صرفه نظر از ارتقایء تعادل در دو گروه- باعث نزدیک شدن تعادل پویای افراد مبتلا به سطح طبیعی و تعادل افراد سالم گردد. با توجه به نتایج این پژوهش، به مربیان و ورزشکاران مبتلا به سندرم درد پتلافمورال توصیه می‌شود از بانداژ کشکک برای کاهش درد و بهبود تعادل استفاده کنند.

منابع:

1.Ivkovic, A., Franic, M., Boganic, I. (2007). Overusee injuries in female athletes. Croat Med J, 48(6): 767–778.

۲.ناصری، ن.، (۱۳۸۴). «فیزیوتراپی در ضایعات ارتوپدیک (ارزیابی، تشخیص و درمان)». چاپ دوم. تهران: صبح سعادت.

3.LaBella, C. (2004). Patellofemoral pain syndrome evaluations and treatment. prim care, 31(4):977-1003.

4.Cosca, D.D., Navazio, F. (2007). Common problem in endurance athletes. Am Family Physician, 76(2):237-244.

5.Shumway-Cook, A., Woollacott, M.H. (2007). Motor control: Translating Research in to clinical practice. 3th ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.

6.Barret, D.S., Cobb, A.G., Bentley, G. (1991). Joint proprioception in normal، osteoarthritic and replaced knee. J. Bone Joint Surg, 73 : 53–56.

۷.محمدی اصل، ج.، (۱۳۸۵). بررسی تأثیر کوتاه مدت دو نوع زانوبند نئوپرین نرم و سخت بر درک حس وضعیت مفصل زانو در افراد مبتلا بهACL Reconstractions. پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد. دانشگاه تربیت مدرس.

8.Aminaka, N., Gribble, P.A. (2008). Patellar taping, patellofemoral pain syndrome, lower extremity kinematics،and dynamic postural control. J Athl Train, 43(1): 21–28.

9.Herrington, L. (2001). The effect of patellar taping on quadriceps peak torque and perceived pain: a preliminary study. Phys Ther Sport, 2(1):23–28.

10.Hinman, K.M., Crossley, J., McConnell, J., Bennell, K.L. (2004). Does the applications of tape influence quadriceps sensorimotor functions in knee osteoar thritis? Reamatology (oxford), 43(3):331-336.

11.Ebrahimi, T.J.E., Salavati, M., Mokhtarinia, H.R, Dadgoo, M. (2004). The effect of patellar taping on knee joint Proprioception in PFPS and healthy subjects. Journal of Iran university of medical sciences, 11(40):185-194.

12.Hassan, B.S. (2001). Static postural swey, proprioceptions and maximal voluntary quadriceps contractions in patients with knee osteoarterit and normal control subject. Ann Rheum Dis, 60:612-618.

13.Kuster, M.S., Grob, K., Kuster, M., Wood, G.A., Gachter, A. (1999). The benefits of wearing a compression sleeve after ACL reconstruction. Med Sci Sports Exerc, 31(3): 368-371.

14.MacGregor, K., Gerlach, M.R., Hodges, P.W. (2005). Cutaneous stimulation from patella tape causes a differential increase in vasti muscle activity in people with patellofemoral pain. Journal of Orthopaedic Research, 3(2): 351-35.

15.Vaugoyeau, M., Viel, S., Assaiante, C., Amblard, B., Azulay, J.P. Impaired vertical postural control and proprioceptive integration deficits in Parkinson's disease. Neuroscience, 146(2): 852-863.

16.Hassan, B.S., Mockett, S., Doherty, M. (2002). Influence of elastic bandage on knee pain, proprioception and postural sway in subjects with knee osteoarthritis. Ann Rheum Dis, 61: 24–28.

17.Gage, W.H., Frank, J.S., Prentice, S.D., Stevenson, P. (2007). Organization of postural responses following a rotational support surface perturbation, after TKA: Sagittal plane rotations. Gait & Posture, 25(1): 112-120

18.Dickstein, R., Laufer, Y., Katz, M. (2006). TENS to the posterior aspect of the legs decreases postural sway during stance. Neuroscience Letters, 393(1): 51-55.

19.Grenholm, A., Stensdotter, A.K., Häger-Ross, C. (2009). Kinematic analyses during stair descent in young women with patellofemoral pain. Clinical Biomechanics, 24(1): 88-94.

20.Cowan, S.M., Bennell, K.L., Hodges, P.W., Crossley, K.M., McConnell, J. (2003). Simultaneous feed forward recruitment of the vasti in untrained postural tasks can be restored by physical therapy Journal OrthopaedicResearch, 21(3): 553-558.

21. Stensdotter, A.K., Grip, H., Hodges, P.W., Häger-Ross, C. (2008). Quadriceps activity and movement reactions in response to unpredictable sagittal support-surface translations in women with patellofemoral pain. Journal of Electromyography and Kinesiology, 18(2): 298-307.

22.Nyland, J.A., Ullery, L.R., Caborn, D.N.M. (2002). Medial patellar taping changes the peak plantar force location and timing of female basketball players. Gait and Postur, 15(2):146-152.

23.Küng, U.M., Horlings, C.G.C., Honegger, F., Allum, J.H.J. (2009). Incorporating voluntary unilateral knee flexion into balance corrections elicited by multi-directional perturbations to stance. Neuroscience, 29:163(1):466-81.

24.Pereira, H.M., de Campos, T.F., Santos, M.B., Cardoso, J.R., de Camargo, G.M. (2008). Cohen M. Influence of knee position on the postural stability index registered by the Biodex Stability System. Gait &Posture, 28(4): 668-672.

25.Hughey, L.K., Fung, J. (2005). Postural responses triggered by multidirectional leg lifts and surface tilts. Exp Brain Res, 165(2):152-66.

26.Gage, W.H., Frank, J.S., Prentice, S.D., Stevenson, P. (2008). Postural responses following a rotational support surface perturbation، following knee joint replacement: Frontal plane rotations. Gait & Posture, 27(2): 286-293.

پژوهش در علوم ورزشی شماره ۸، زمستان ۱۳۸۹، صص ۱۱۸-۱۰۵

تأثیر یک دوره تمرینات پیلاتس بر میزان هایپرلوردوز کمری زنان غیرورزشکار

دکتر رضا رجبی[۱]، لیلا یوزباشی[۲]، دکتر اسماعیل ابراهیمی تکامجانی[۳]

تاریخ دریافت: ۸۹/۸/۲۵ تاریخ پذیرش: ۹۰/۳/۲۴

چکیده

عقیده بر این است که لوردوز کمری بیش از حد (هایپرلوردوزیس) عاملی خطرزا برای کمردرد است. در منابع موجود، تمرینات و حرکات اصلاحی مختلفی برای برطرف کردن هایپرلوردوز کمر پیشنهاد شده است. طی سال‌های اخیر، تمرینات پیلاتس مورد توجه عموم مردم، به‌ویژه در کشورهای غربی قرار گرفته و پیشنهادهای محدودی در خصوص بهبود تعادل و پوسچر بر اثر انجام این نوع تمرینات ارائه شده است. هدف این تحقیق بررسی تأثیر و کاربرد تمرینات پیلاتس بر میزان هایپرلوردوز کمری زنان غیرورزشکار است. برای این منظور، ابتدا با استفاده از خط‌کش منعطف، میزان قوس کمری ۳۰ زن سالم ۲۰- ۳۰ ساله اندازه‌گیری شد تا دامنهٔ طبیعی لوردوز کمری مشخص شود. میانگین ۴۳/۷۴ درجه و انحراف استاندارد ۸/۰۲ درجه به‌دست آمد و عدد میانگین ± یک انحراف استاندارد به‌عنوان دامنهٔ طبیعی در نظر گرفته شد. سپس، ۳۳ نفر به‌عنوان نمونهٔ آماری انتخاب شدند که درجهٔ لوردوز کمری آن‌ها بیشتر از ۵۱/۷۶ درجه (بیش از محدودهٔ طبیعی تعیین‌شده)، دامنهٔ سنی‌شان ۲۰- ۳۰ سال بود و طی شش ماه گذشته فعالیت ورزشی منظمی نداشتند. نمونه‌ها به مدت هشت هفته، سه جلسه در هفته (۲۴ جلسه) و هر جلسه یک ساعت تمرینات پیلاتس طراحی شده (شامل حرکات کششی و تقویتی) را انجام دادند. در پایان، ۲۵ نفر در پس‌آزمون شرکت کردند و مجدداً میزان قوس کمری آن‌ها اندازه‌گیری شد. نتایج نشان داد بین قوس کمری نمونه‌های مورد نظر، قبل و بعد از انجام تمرینات پیلاتس اختلاف معنی‌داری وجود دارد (P=۰/۰۰۱). با توجه به یافتهٔ تحقیق، می‌توان نتیجه گرفت که تمرینات پیلاتس استفاده‌شده در تحقیق حاضر در کاهش هایپرلوردوز کمری زنان مؤثر بوده است و می‌تواند در حیطهٔ حرکات اصلاحی، به‌صورت مستقل یا ترکیب با حرکات اصلاحی موجود، برای اصلاح ناهنجاری هایپرلوردوز کمری استفاده شود. از آنجا که این تمرینات جذابیت و تنوع دارند، تداوم اجرای آن بیش از تمرینات دیگر است؛ از این رو می‌تواند به‌عنوان روشی جدید در حیطهٔ حرکات اصلاحی مطرح باشد.

کلیدواژه‌های فارسی: تمرینات پیلاتس، هایپرلوردوز کمری، زنان غیر ورزشکار.

۱. دانشیار دانشگاه تهران (نویسندهٔ مسئول) Email: rrajabi@tu.ac.ir
۲. مربی دانشگاه آزاد اسلامی واحد زنجان Email: Leila_yozbashy@yahoo.com
۳. استاد دانشگاه علوم پزشکی ایران

مقدمه

راستای ستون مهره‌ای در ناحیهٔ کمری با قوس طبیعی همراه است. افزایش بیش از حد قوس کمر در این ناحیه، گود پشتی یا هایپرلوردوز کمری نامیده می‌شود. هایپرلوردوز کمری را می‌توان از شایع‌ترین عوارض عدم تعادل عضلانی در ناحیهٔ ستون مهره‌ای، به‌ویژه در زنان (۲۶) بیان کرد که در اثر ضعف و کوتاهی بافت‌های نرم نواحی لگن، شکم و ستون مهره‌ای به‌وجود می‌آید. برای اصلاح ناهنجاری‌های وضعیت بدنی از نوع غیرساختاری معمولاً از تمرینات اصلاحی مخصوص هر ناحیه استفاده می‌شود که در تحقیقات زیادی اثرات آن با درجات مختلف روی اصلاح ناهنجاری‌ها گزارش شده است (۱- ۳). اگرچه سودمندی و اثربخشی این تمرینات تأیید شده است، عدم دقت و تمرکز مجری بر عضلات مورد استفاده و نحوهٔ کار آن‌ها و نیز کلیشه‌ای بودن برخی حرکات در پاره‌ای از موارد می‌تواند از، محدودیت‌های این روش در مقابل روش‌های تمرینی جدید باشد. جوزف پیلاتس[1] در سال ۱۹۲۰ تمریناتی را ابداع کرد که به نام «تمرینات پیلاتس» معروف‌اند. این تمرینات، به‌عنوان سیستمی جدید در سال‌های اخیر مورد توجه قرار گرفته است. متخصصان این رشته معتقدند که این تمرینات بر تعادل (۲۷) وضعیت بدنی و به‌ویژه قوس کمری افراد تأثیر می‌گذارد (۲۸- ۳۰)، ولی تأثیرات آن به‌صورت کار عملی و کلینیکی کمتر بررسی شده و بیشتر به‌صورت تئوریک بیان شده است؛ به این دلیل بررسی صحت این ادعا می‌تواند ارزشمند باشد. تمرینات پیلاتس تنها شامل یک سری حرکات ثابت و کسل‌کننده نیست و به‌علت تنوع و ماهیت آن، تمایل افراد به‌ویژه زنان به آن بیشتر است (۴، ۵)؛ بنابراین در صورتی این تمرینات که تأثیری بر اصلاح پوسچر داشته باشند، می‌توانند به‌عنوان روش اصلاحی جذابی برای رفع ناهنجاری‌ها در نظر گرفته شود.

لیکنز[2] (۱۹۹۷) و فریدمن و ایسن[3] (۱۹۸۰) معتقدند که این تمرینات تقریباً جدید شش کلید و اصول اساسی دارد. این اصول شامل تأکید بر مرکز بدن، تمرکز، کنترل، دقت، تنفس و یکنواختی و روانی حرکت است. تأکید بر مرکز بدن: «مرکز» مربوط به مرکز یا هستهٔ بدن است که معمولاً به‌عنوان «مرکز قدرت»[4] شناخته می‌شود و در روش پیلاتس نقطهٔ اصلی تمرکز است. تمرکز: برای انجام کامل حرکات باید توجه خود را به تمرین جلب کنید؛ زیرا این ذهن است که بدن را هدایت می‌کند؛ بنابراین تمرکز، جزئی لازم در انجام تمرینات پیلاتس است و فرد باید در طول انجام

1. Joseph Pilates
2. Liekens(1997)
3. Friedman and Eisen
4. Powerhouse

تمرینات تمرکز لازم را داشته باشد. کنترل: مربوط به این واقعیت است که وقتی تمرینی از مرکز بدن و با تمرکز انجام می‌شود، فرد باید حرکات را کنترل کند و هدف، فقط کنترل حرکت کلی اندام نیست، بلکه شامل کنترل موقعیت انگشتان، سر و گردن، درجهٔ قوسی یا صافی پشت، چرخش کمر یا چرخش داخلی یا خارجی پاها نیز می‌شود. دقت: مربوط به اصلی است که پیلاتس آن را در انجام هر حرکتی لازم می‌دانست و باید با هر حرکتی مد نظر قرار گیرد و جملهٔ معروف در تمرینات پیلاتس را به نظر می‌آورد که «مهم چگونگی و درستی حرکت است نه میزان حرکت». تنفس: اهمیت فوق‌العاده‌ای دارد؛ زیرا همهٔ تمرینات با ریتمی مناسب انجام می‌شود و هدف تنفس این است که گردش خون را بهبود بخشد و خون پر اکسیژن را در اختیار بافت‌های بدن قرار دهد. پیلاتس متوجه شد که انجام بازدم قوی به دم کامل منجر می‌شود. طبق نظر فریدمن و ایسن (۱۹۸۰) و همچنین گالاهر و کیزانوسکا[1] (۲۰۰۰) و دیگر مربیان پیلاتس آمریکایی، باید هنگام شروع و انجام حرکت، عمل دم و در بازگشت و انتهای حرکت، عمل بازدم انجام شود که این قانون در برخی حرکات تغییر می‌یابد. در نهایت، روانی حرکات مربوط به یکنواختی حرکات از تمرینی به تمرین دیگر، طی یک جلسهٔ تمرینی پیلاتس است و اینطور نیست که حرکت، ناگهانی و سریع یا کند و آهسته باشد. حرکات نرم و پیوسته و با کنترل پیش می‌روند (۶).

باید اشاره شود که این اصول طی دو دههٔ اخیر کمی تغییر یافته و به‌روز شده‌اند و تمرینات پیلاتس جدید، ضمن دارا بودن اصول جوزف پیلاتس، کمی هم تعدیل یافته‌اند، به نحوی که هم برای گروه ورزشکاران نخبه و حرفه‌ای و هم برای تمامی گروه‌های سنی، زنان باردار و ورزشکاران آسیب‌دیده مناسب سازی شده است. تمرینات پیلاتس جدید به‌جای شش اصل اولیه، نُه اصل دارد که شامل: تمرکز، آگاهی، راستای بدن، تنفس، تمرکز بر مرکز بدن، دقت، هماهنگی، کشش و تداوم است (۷).

گام اول تمرکز در جهت آگاهی از اجزای بدن مثل فکر کردن، احساس و استفاده هشیارانه از عضلات است. آگاهی از احساس و پیام‌های عضلات و مفاصل کمک می‌کند تا تمرکز به راحتی صورت گیرد. همچنین این آگاهی کمک می‌کند تا آسیب‌های پرکاری، کشش و فشار روی عضلات کاهش یابد؛ بنابراین بدن برای هدایت مؤثر فعالیت ذهنی و جسمی به آگاهی و به‌ویژه حس عضلات نیازمند است. پس از تمرکز و آگاهی از بدن، سیستم پیلاتس بر پایهٔ کامل کردن علم سازوکارهای بدن است. فهم راستای پوسچر بهینه (پوسچر خنثی) به حرکت به‌صرفه و یکنواختی طبیعی الگوهای حرکتی منجر می‌شود، در این حالت هیچ عضله‌ای پرکار یا کم‌کار نمی‌شود. به‌طور کلی، راستای بدن بر پایهٔ ساختار و عملکرد متقابل بدن است. ترکیب قرارگیری استخوان‌ها، مفاصل و عضلات بر اساس وراثت، محیط و به‌ویژه احساسات و عملکرد

1. Gallagher & Kryzanowska

است. راستای بدن آشکارا به عضلات پوسچرال عمقی وابسته است؛ بنابراین در تمرینات پیلاتس لازم است مطمئن شویم که عضلات عمقی به‌طور مؤثری فعالیت می‌کنند. در کنار اصول تنفس، تمرکز بر مرکز بدن و دقت، اصل هماهنگی با تلفیق همهٔ این‌ها، به دنبال تکمیل هماهنگی جسم، ذهن و روح قرار دارد. اصل هماهنگی شرایطی را به‌وجود می‌آورد تا تمرینات یکنواخت و روان از حرکتی به حرکت دیگر انجام شود. اصل کشش هم با تلفیق تمرکز بر مرکز بدن و حفظ راستای مناسب کمک می‌کند تا عضلات در دامنهٔ کامل حرکتی که برای تعادل عضلانی لازم است، کشیده شوند و هم‌زمان عمل انقباض را انجام دهند (انقباض اسنتریک) که این کار با حمایت مرکز بدن انجام می‌شود. انعطاف‌پذیری درست زمانی به‌دست می‌آید که عضلات به‌طور هماهنگ توسعه پیدا کنند. اصل نهایی، تداوم است که با تمرین مستمر حاصل می‌شود. روش پیلاتس کمک می‌کند تا بدن به راستایی مناسب، پوسچر خوب و آمادگی دست یابد. تداوم در تمرینات پیلاتس به معنی یادگیری، توسعه و بهبود توجه ذهنی مانند توانایی‌های جسمی است. حذف این اصل (که خیلی از افراد آن را انجام می‌دهند) به از بین رفتن مزایای ذهنی و روانی این تمرینات منجر می‌شود. در این روش، هیچ راه میانبری وجود ندارد. مزایای بلند مدت پیلاتس با تداوم و استمرار در تمرین حاصل می‌شود. برای رهایی از عادت‌های پوسچرال و استفاده از عضلات کم‌کار، بهتر است قبل از شروع ایجاد تغییرات در بدن، مشخص کنیم چه اتفاقاتی در بدن رخ می‌دهد (۷).

پیلاتس در ابتدا سیستم تمرینی خود را برای کمک به افراد معلول و بیماران بی‌حرکت توسعه داد. در حدود دو دههٔ اخیر، این تمرینات نگرش جدیدی در حیطهٔ آمادگی جسمانی و روش‌های بازتوانی کمردرد ارائه داده است. جیل[1] (۲۰۰۵)، ریدرید[2] و همکاران (۲۰۰۶)، دونزلی[3] و همکاران (۲۰۰۶) به این نتیجه رسیدند که تمرینات پیلاتس می‌تواند روشی درمانی برای بازتوانی افراد مبتلا به کمردرد شدید باشد (۸- ۱۰). با در نظر گرفتن برخی یافته‌ها در خصوص رابطهٔ کمر درد با هایپرلوردوزیس و اینکه منشأ برخی کمر دردها افزایش درجهٔ قوس کمری گزارش شده است (۳۱)، هر گونه تغییرپذیری زاویهٔ لوردوز کمری، با استفاده از تمرینات پیلاتس در تحقیق حاضر می‌تواند کمک‌کننده باشد. در تحقیق بانیگل (۱۳۸۷) نیز نقش این تمرینات در بهبود کمردرد تأیید شده است (۴)، با وجود این برای مشخص شدن تأثیرات بالقوهٔ تمرینات پیلاتس مدرن در افراد غیر ورزشکار به تحقیقات بیشتری نیاز است. از سوی دیگر، برخی تحقیقات اخیر، اثربخشی و به تأثیر

1. Jill
2. Rydeard
3. Donzelli

این تمرینات در حیطهٔ حرکات اصلاحی، از طریق تمرکز بر عضلات مؤثر در نگه‌داری پوسچر توجه کرده‌اند. اسکندیز[1] و همکاران (۲۰۰۶) طی پنج هفته، تأثیر تمرینات پیلاتس را بر قدرت، استقامت و انعطاف‌پذیری عضلات تنهٔ ۴۵ زن بزرگ‌سال غیرورزشکار مطالعه کردند. نتایج این تحقیق، دست‌کم ۱۵ جلسه تمرین (هر هفته سه جلسه) رابرای رسیدن به نتایج مورد انتظار، بدون استفاده از وسیله‌ای خاص تأیید کرد (۱۱). در تحقیق دیگری، شرکت‌کنندگان پروتکل تمرینی استانداردی برای افراد مبتدی را به مدت ۶۰ دقیقه در روز انجام دادند. نتایج تحقیق نشان داد تمرینات پیلاتس (بدون استفاده از وسیله‌ای خاص) روش تمرینی مؤثری در بهبود قدرت عضلات شکمی و کمر، استقامت عضلات شکمی و انعطاف‌پذیری عضلات پشت تنه در زنان غیرفعال است (۱۲). هرینگتون و دیویس[2] (۲۰۰۵) نیز تأثیر تمرینات پیلاتس را بر توانایی انقباض عضلهٔ عرضی شکم در افراد بزرگ‌سال سالم به مدت شش ماه بررسی کردند. در این تحقیق مشخص شد افرادی که تمرینات پیلاتس را انجام دادند، در مقایسه با افرادی که این تمرینات را انجام ندادند، در فراخوانی و استفاده از عضلات عمقی شکم و ثبات ناحیهٔ کمری لگنی بهتر عمل کردند (۱۳). در تحقیق دیگری که جانسون[3] و همکاران (۲۰۰۷) با عنوان «تأثیر تمرینات پیلاتس بر تعادل پویای افراد بزرگ‌سال سالم» انجام دادند، مشخص شد افراد جوانی که در این تحقیق شرکت کرده بودند بهبود چشمگیری در تعادل پویا داشتند (۱۴). کاسلر[4] و همکاران (۲۰۰۷) نیز در تحقیقی با عنوان «یک برنامهٔ تمرینی تعادلی جدید برای ثبات وضعیتی در افراد مسن» که به‌صورت مطالعه‌ای آزمایشی انجام شد، نشان دادند که برنامهٔ تمرینی پیلاتس کوتاه‌مدت ثبات وضعیتی افراد سالخورده را بهبود می‌بخشد (۱۵). تحقیقات اشاره شده در بالا اگرچه به‌صورت مستقیم بر زاویهٔ لوردوز کمری تمرکز نکرده‌اند، متغیرهای مورد توجه در آن‌ها از طریق تأثیرگذاری بر عضلات اطراف لگن و ستون فقرات اغلب به‌صورت مستقیم یا غیرمستقیم بر پوسچر انسان تأثیر می‌گذارند.

اگرچه تحقیقات زیادی در زمینهٔ تأثیر تمرینات اصلاحی بر میزان قوس کمر انجام شده است، هنوز نتایج برخی از آن‌ها در تضاد با یکدیگر است؛ برای مثال دلوین (۱۹۹۷) تأثیر تقویت عضلات شکم را بر میزان قوس کمر و چرخش لگن دانشجویان جوان (۸ مرد و ۳۲ زن) که ضعف مشخصی در عضلات شکمی داشتند، بررسی کرد. نتایج بیانگر آن بود که با وجود افزایش قدرت عضلات شکم در گروه آزمایش پس از هشت هفته تمرینات تقویتی، تغییری در میزان قوس کمر و چرخش لگن به‌وجود نیامد. در واقع، هیچ‌گونه تفاوت معنی‌داری بین گروه آزمایش

1. Sekendiz
2. Herington & davies
3. Johnson
4. Kaesler

و کنترل در میزان قوس کمر و چرخش لگن، قبل و بعد از دورهٔ تمرینی مشاهده نشد (۱۶). در مقابل، علیزاده (۱۹۹۸) در تحقیقی به بررسی اثر یک برنامهٔ تمرینی چهار هفته‌ای بر قوس کمری یک گروه از مردان سالم، اما با قوس کمر افزایش یافته پرداخت. یافته‌های این پژوهش نشان داد پیش و پس از برنامهٔ تمرین تفاوت معنی‌داری در میزان قوس کمر گروه تجربی پدیدار شده است (۳). شاید بتوان کنترل نشدن عواملی همچون سن، جنسیت، سطح آمادگی اولیهٔ جسمانی، شدت قوس کمری، میزان جدیت و ترغیب در تمرینات از سوی نمونه‌ها، ناهم‌خوانی تمرینات از نظر زمان و تعداد جلسات و ... را عاملی برای این تضاد معرفی کرد؛ بنابراین توجه به محدودیت‌های اشاره شده در تحقیقات بعدی می‌تواند راه‌گشا و مفید باشد.

طی ده سال گذشته تحقیقات زیادی با استفاده از تمرینات پیلاتس انجام شده که بیشتر در مورد شکل تناسب اندام و برقراری پوسچر مناسب در میان افراد بوده است. از آنجا که شکل و سازوکار این تمرینات، به روش حرکات و ورزش‌های اصلاحی مورد استفاده در حیطهٔ حرکات اصلاحی بسیار نزدیک است و از طرفی ادعاهای جدیدی که در خصوص تأثیر این تمرینات بر برقراری پوسچر خوب مطرح است، متخصصان حوزهٔ نسبتاً جدید حرکات اصلاحی را بر آن می‌دارد تا به‌منظور کمک به شکل‌گیری و تخصصی کردن این حوزه، تمرینات و روش‌های جدید را به‌کار گیرند تا این رشته تقویت شده، به هویت بهتری دست یابد. به نظر نویسندگان مقالهٔ حاضر، تمرینات پیلاتس به‌علت ویژگی خاص و تشابه بسیار نزدیک آن با تمرینات اصلاحی این توانایی را دارد که به حیطهٔ حرکات اصلاحی کمک کند تا هویت خاص خود را بیابد.

با توجه به جدید بودن این موضوع در کشور، تحقیقات زیادی در این زمینه (تمرینات پیلاتس) انجام نشده، به‌جز یک نمونه که در مورد کمردرد انجام شده است (۴)، ولی بیشتر تحقیقات این حیطه در کشور، با استفاده از تمرینات اصلاحی انجام شده است (۱، ۲). اغلب تحقیقات انجام شده بعد از سال ۲۰۰۰ در خارج از کشور نیز به افزایش تعداد افرادی که در کلاس‌های پیلاتس شرکت می‌کنند، اشاره کرده‌اند و همچنین تأثیر مثبت تمرینات پیلاتس را بر شاخص‌های مهمی مثل تعادل ایستا و پویا، بهبود قدرت و استقامت عضلات شکمی، کاهش ترکیب بدنی، بازتوانی کمردرد و غیره نشان داده‌اند. در تمامی این تحقیقات بیان شده که پژوهش‌های بیشتری در این زمینه لازم است تا اثرات دقیق‌تر این تمرینات مشخص شود. تاکنون، تحقیقات متعددی در مورد اصلاح ناهنجاری‌های ستون فقرات و تأثیر تمرینات اصلاحی بر آن‌ها انجام شده، ولی کمتر از روش‌های مشابه خارج از حیطه و جدید همچون پیلاتس استفاده شده است. در بررسی‌های انجام شده، تحقیقی در زمینهٔ تأثیر این تمرینات بر میزان لوردوز کمری مشاهده نشد؛ از این رو تحقیق حاضر به‌منظور شناسایی و معرفی روشی جدید در حیطهٔ حرکات اصلاحی برای رفع یا کاهش

یکی از عارضه‌های شایع (هایپر کایفوزیس کمری) در نمونه‌های زن غیرورزشکار انجام شد.

روش‌شناسی پژوهش

روش تحقیق حاضر از نوع نیمه‌تجربی است. پژوهش در شرایط واقعی با اجرای متغیر مستقل (تمرینات پیلاتس) انجام شد، ولی امکان کنترل همهٔ متغیرهای حوزهٔ تجربی از جمله انتخاب تصادفی نمونه‌ها، به‌علت نیاز به نمونه‌هایی با ویژگی‌های خاص (هایپر کایفوزیس) وجود نداشت. جامعهٔ آماری تحقیق حاضر را زنان مراجعه‌کننده به مجموعهٔ ورزشی زیتون برای ثبت نام در کلاس‌های پیلاتس تشکیل می‌دادند.

برای به‌دست آوردن میزان طبیعی لوردوز کمری در زنان ۲۰- ۳۰ سال، ابتدا با استفاده از خط-کش منعطف میزان قوس کمری ۳۰ نفر زن سالم ۲۰- ۳۰ ساله اندازه‌گیری و محاسبه شد. میانگین ۴۳/۷۴ درجه و انحراف استاندارد ۸/۰۲ درجه به‌عنوان دامنهٔ طبیعی مقطع سنی مورد نظر به‌دست آمد. با توجه به نمودار زنگوله‌ای شکل توزیع داده‌ها در آمار، ۷۰ درصد افراد جامعه در بازهٔ میانگین ± یک انحراف استاندارد قرار دارند؛ بنابراین مقدار ۸/۰۲ ± ۴۷/۷۴ به‌عنوان دامنهٔ طبیعی در نظر گرفته شد. در این تحقیق، مقدار میانگین به اضافهٔ یک انحراف استاندارد به‌عنوان میزان هایپرلوردوزی کمر در نظر گرفته شد. با هماهنگی رئیس انجمن پیلاتس و مدیریت مجموعهٔ ورزشی زیتون، تمامی افراد مراجعه‌کننده به مجموعه برای شرکت در کلاس‌های پیلاتس شناسایی شدند و با توزیع فرم جمع‌آوری اطلاعات در میان آن‌ها، افراد سالم غیرورزشکاری که شرایط ورود به پژوهش را داشتند انتخاب و قد، وزن و میزان قوس کمری آن‌ها اندازه‌گیری شد. پس از سنجش قد و وزن هر آزمودنی، میزان قوس کمری به‌وسیلهٔ خط‌کش منعطف اندازه‌گیری شد. برای اندازه‌گیری به دو نشانهٔ استخوانی نیاز بود که در این تحقیق مانند روش یوداس از زائدهٔ خاری مهرهٔ دوازدهم پشتی (T12) به‌عنوان نقطهٔ شروع قوس و مانند دیگر تحقیقات این حوزه، از زائدهٔ خاری مهرهٔ دوم خاجی (S2) به‌عنوان نقطهٔ انتهای قوس استفاده شد (۱۷).

برای اندازه‌گیری لوردوز کمری، خط‌کش منعطف در نواحی تعیین شده بین مهره‌های مورد نظر در ناحیهٔ کمری فرد قرار داده شد تا شکل قوس کمری را به خود گرفت. برای محاسبهٔ زاویهٔ قوس کمری از روی شکل به‌دست آمده از خط‌کش منعطف، نقاط (T12) و (S2) با خطی مستقیم به یکدیگر وصل شدند. سپس، با حرکت دادن خط‌کش فلزی عمیق‌ترین نقطهٔ قوس نسبت به خط l پیدا شد و از آن نقطه، خط عمودی به انحنا رسم شد. این دو خط، به‌ترتیب l و h نامیده شدند. سپس، مقادیر آن‌ها در فرمول $\theta=4Arc\ tan\ 2h/l$ که در نرم‌افزار اکسل برنامه‌ریزی شده بود، جای‌گذاری و میزان زاویهٔ قوس کمری محاسبه شد. برای اینکه در

اندازه‌گیری قوس کمری جانب‌داری به‌وجود نیاید، در هر دو مرحلهٔ پس‌آزمون و پیش‌آزمون، اندازه‌گیری‌ها توسط فرد دیگری انجام شد. سپس، ۳۳ نفر از زنان سالمی که زاویهٔ قوس کمری آن‌ها ۵۱/۷۶ درجه و بیشتر بود به‌عنوان نمونهٔ تحقیق انتخاب شدند و با پر کردن رضایت‌نامه به‌صورت داوطلبانه، به مدت هشت هفته در این کلاس‌ها شرکت کردند.

در این تحقیق از پروتکل تمرینی استوت استفاده شد که در آن از پنج حرکت برای گرم کردن (تنفسی، چرخش کمر،کشش گربه، جمع کردن پاها به سینه در حالت دراز کش، چرخش بازو و بالا بردن کتف‌ها)، ده حرکت تقویتی شامل تقویت عضلات شکمی و بازکننده‌های ران (اسپاین استرچ[۱]، رول بک[۲]، اسپاین تویست[۳]، سینگل لگ استرچ[۴]، دابل لگ استرچ[۵]، سینگل لگ کیک[۶]، حرکت سا[۷]، ساید کیک سریز[۸]، لگ پول فرونت[۹]، لگ پول بک[۱۰]) و ده حرکت کششی شامل کشش عضلات خم‌کنندهٔ ران و ناحیهٔ کمر (سویمینگ[۱۱]، هاندرد[۱۲] لگ سیرکل[۱۳]، شولدر بریج[۱۴]، سیزورز[۱۵]، کروک اسکرو[۱۶]، تیزر[۱۷]، هیپ تویست[۱۸]، رول اور[۱۹]، رول آپ[۲۰]) استفاده شده است[۲۱]. تمرینات به مدت هشت هفته و به صورت سه جلسه در هفته و به

---

1. Spine stretch
2. Roll back
3. Spine twist
4. Single leg stretch
5. Double leg stretch
6. Single leg kick
7. The saw exercise
8. Side kick series
9. Leg pull front
10. Leg pull back
11. Swimming
12. Hundred
13. Leg circle
14. Shoulder bridge
15. Scissors
16. Crock screw
17. The teaser
18. Hip twist
19. Role over
20. Role up

۲۱. به‌منظور درک مناسب و جستجوی صحیح برای یافتن حرکات درست و مورد نظر، از ترجمهٔ نام حرکات خودداری شده و صرفاً نام آن‌ها با پانویس لاتین ارائه شده است. برای درک درست‌تر حرکات می توان عنوان‌های انگلیسی آن‌ها را در بخش جستجوی تصاویر اینترنت وارد کرده و با اضافه کردن کلمهٔ پیلاتس حرکت مورد نظر را پیدا کرد.

مدت یک ساعت، توسط مربی پیلاتس، انجام شد و طوری برنامه‌ریزی شده بود که حرکات به‌صورت پیش‌رونده از آسان به مشکل اجرا شد. شایان ذکر است که محقق در تمامی جلسات تمرینی حضور داشت تا هم حضور و غیاب نمونه‌ها را کنترل کند و هم خود نیز این تمرینات را انجام دهد. افرادی که بیش از سه جلسه تمرینی پیاپی غیبت داشتند از تحقیق کنار گذاشته شدند. در پایان هشت هفتهٔ تمرینی (۲۴ جلسه)، ۲۵ نفر در پس‌آزمون شرکت کردند تا زاویهٔ لوردوز کمری آن‌ها دوباره اندازه‌گیری شود.

اطلاعات به‌دست‌آمده در دو بخش توصیفی و استنباطی، با فرض توزیع طبیعی منحنی در گروه آزمایشی مورد نظر، برای مقایسهٔ تفاوت احتمالی بین میانگین‌های آزمودنی‌ها در دو شرایط پیش‌آزمون و پس‌آزمون، با استفاده از قواعد آماری پارامتریک t وابسته در سطح $P<۰/۰۵$ محاسبه شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها و ترسیم نمودارها از نرم‌افزارهای SPSS و اکسل استفاده شد.

یافته‌های پژوهش

ویژگی های نمونه‌های شرکت‌کننده در تحقیق در جدول ۱ آمده است. با توجه به طبیعی بودن توزیع داده‌ها در آزمون کولموگروف- اسمیرنوف ($P\leq۰/۰۵$)، برای بررسی اختلاف میانگین‌ها (۶۲/۳ در پیش‌آزمون و ۵۷/۱ در پس‌آزمون) از آزمون t وابسته استفاده شد. همان‌طور که در جدول ۲ مشاهده می‌شود، مقدار P به‌دست‌آمده کمتر از ۰/۰۵ است؛ بنابراین تأثیر تمرینات پیلاتس بر کاهش درجهٔ کایفوز کمری زنان تأیید می‌شود.

جدول ۱. ویژگی‌های عمومی آزمودنی‌ها (n=۲۵)

شاخص‌های آماری / ویژگی‌ها	میانگین	انحراف استاندارد	حداقل	حداکثر
سن (سال)	۲۴/۸۸	۲/۸۶	۲۰	۳۰
قد (سانتی‌متر)	۱۶۳/۸۸	۴/۱۱	۱۵۷	۱۷۲
وزن (کیلوگرم)	۵۷/۸	۶/۵۸	۴۹	۷۹
BMI	۲۱/۵۵	۲/۶۴	۱۸/۲۲	۲۸/۶۲

جدول ۲. مقایسهٔ میانگین میزان قوس کمری، قبل و بعد از تمرینات پیلاتس

متغیر	زمان اندازه‌گیری	میانگین	انحراف استاندارد	ارزش t	ارزش P	نتیجه‌گیری
میزان قوس کمر	قبل از تمرینات پیلاتس	۶۲/۲۷	۶/۰۷	۱۴/۴۳	۰/۰۰۱	رد فرض صفر
	بعد از تمرینات پیلاتس	۵۷/۰۸	۵/۹۹			

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج نشان داد درجهٔ لوردوز کمری نمونه‌های شرکت‌کننده در تحقیق، پس از هشت هفته تمرینات پیلاتس سه جلسه‌ای کاهش یافته است (P= ۰/۰۰۱). با توجه به اینکه تاکنون پژوهشی در مورد این موضوع انجام نشده، نتایج این تحقیق نه‌تنها با تحقیقات کاملاً مشابه، بلکه با تلفیق تأثیر تمرینات اصلاحی بر هایپرلوردوز کمر و تأثیر تمرینات پیلاتس بر شاخص-هایی مانند قدرت و انعطاف‌پذیری عضلات، پوسچر و تعادل قابل تفسیر است؛ در نتیجه با در نظر گرفتن این نکته، نتایج این پژوهش با یافته‌های دانشمندی (۱)، فرزان (۲) و علیزاده (۳) که تأثیر تمرینات اصلاحی را در بهبود لوردوز کمری نشان داده‌اند، هم‌خوانی دارد. این محققان بنا بر یافته‌های خود، معتقدند که تمرینات اصلاحی تأثیر مثبتی در بهبود هایپرلوردوز کمری دارد. از آنجا که هدف تمرینات پیلاتس نیز عضلات مورد توجه در حرکات و تمرینات اصلاحی است، می‌توان گفت که تمرینات جدید پیلاتس نیز با هدف قرار دادن عضلات استفاده شده در تحقیقات مشابه توانسته است در کاهش درجهٔ لوردوز کمری زنان مؤثر باشد.

کندال (۱۹۶۸) افزایش لوردوز کمری را در بروز کمر درد مؤثر می‌داند(۱۸). کالیت (۱۹۸۱) نیز افزایش اندازهٔ لوردوز کمری را از دلایل بروز درد پوسچری می‌داند و معتقد است انحراف قوس کمری در صفحهٔ ساجیتال از دلایل بروز کمردرد است(۱۹). کیم و همکاران (۲۰۰۵) نیز معتقدند عدم تعادل قدرت عضلانی تنه می‌تواند تأثیر به‌سزایی در قوس لوردوتیک کمری بگذارد و در نهایت، به کمردرد منجر شود (۲۰). البته برخی دیگر از محققان مانند جکسون[1] (۱۹۸۱)، هریسون[2] (۱۹۹۸)، تاسوجی[3] (۲۰۰۱) کم شدن قوس کمری و جابه‌جایی خلفی دیسک مهره‌ای را دلیل بیشتر کمردردها می‌دانند (۲۱- ۲۳). در هر صورت، افزایش یا کاهش لوردوز کمری می‌تواند در بیومکانیک بدن اختلال ایجاد کند و زمینه‌ساز اعمال فشار غیرطبیعی در ناحیهٔ کمری شود؛ بنابراین به نظر می‌رسد برای فائق آمدن بر این وضعیت و پیشگیری از عوارض آن و طبیعی نگه‌داشتن زاویهٔ لوردوز کمری یا اصلاح آن در صورت افزایش، تمرینات و روش‌های مختلف، به‌ویژه تمرینات جدید پیلاتس با تمرکز بر عضلات درگیر مؤثر است.

اگر تعادل نسبی بین عضلات قدامی و خلفی لگن تغییر کند، وضعیت لگن نیز تغییر خواهد کرد؛ بنابراین به‌طور مثال ضعف عضلات شکمی قدامی و سرینی بزرگ (بازکنندهٔ ران) و کوتاهی بازکننده‌های پشت و خم‌کننده‌های ران موجب تیلت قدامی لگن می‌شود. اغلب افراد

---

1. Jackson
2. Harrison
3. Tsuji

عضلات شکم و سرینی ضعیف و عضلات کمری کوتاه دارند که در حال حاضر یا آینده، تیلت قدامی لگن را در پی خواهد داشت و تیلت قدامی لگن نیز به هایپرلوردوز ستون فقرات کمری منجر می‌شود (۶، ۲۴). با توجه به این موضوع، اسکندیز و همکاران (۲۰۰۶) در پژوهش خود به بررسی تأثیر تمرینات پیلاتس بر قدرت، استقامت و انعطاف‌پذیری عضلات تنهٔ زنان بزرگ‌سال غیرورزشکار پرداختند و نشان دادند که تمرینات بدون وسیلهٔ پیلاتس روش تمرینی مؤثری است و به بهبود قدرت عضلات شکمی و کمر، استقامت عضلات شکمی و همچنین انعطاف‌پذیری عضلات پشت تنه در زنان غیرفعال منجر می‌شود (۱۲). همچنین، هرینگتون و دیویس (۲۰۰۵) در تحقیق خود با عنوان «تأثیر تمرینات پیلاتس بر توانایی انقباض عضلهٔ عرضی شکم در زنان بزرگ‌سال سالم» دریافتند افرادی که تمرینات پیلاتس را انجام داده بودند در فراخوانی و استفاده از عضلات عمقی شکم و ثبات ناحیهٔ کمری لگنی، در مقایسه با افرادی که این تمرینات را انجام نداده بودند، بهتر ظاهر شدند (۱۳).

عادت‌ها و وضعیت‌های بدنی که به‌طور مداوم تکرار می‌شوند (مانند فعالیت بدنی خاصی که به‌طور مستمر انجام می‌شود)، باعث استفادهٔ مکرر از برخی عضلات و بی‌توجهی به عضلات مخالف می‌شود. این امر، عدم توازن در قدرت، انعطاف‌پذیری، طول عضلات و بافت‌های نرم را به دنبال خواهد داشت که در طولانی مدت می‌تواند باعث ناهنجاری‌های وضعیتی شود. این تغییرات طی سال‌های متمادی به‌وجود می‌آیند؛ بنابراین همیشه نمی‌توان انتظار داشت که اجرای برنامه‌ای هشت هفته‌ای موجب به بهبود و اصلاح وضعیت موجود شود و تمرین مستمر به همراه اصلاح عادت‌های غلط لازم است تا نتایج مورد انتظار حاصل شود.

به‌طور کلی، عوامل مؤثر در تغییر انحنای کمر را می‌توان به دو دسته تقسیم نمود: ۱- تغییر در وضعیت طبیعی بدن؛ ۲- ضعف و کوتاهی عضلات ثبات‌دهندهٔ ستون فقرات (۲۵). باید توجه داشت که هم ضعف و هم کوتاهی عضلات موجب ناهنجاری می‌شود، اما سازوکار عمل هر کدام متفاوت است. ضعف عضله زمینه‌ساز ناهنجاری است، در حالیکه کوتاهی، خود ناهنجاری ایجاد می‌کند؛ بنابراین «ناهنجاری ثابت‌شده» نمی‌تواند تنها در نتیجهٔ «ضعف» باشد مگر آنکه در عضلهٔ موافق قوی‌تر کوتاهی رخ داده باشد (۲۰). برای اصلاح ناهنجاری، ابتدا باید عضلهٔ کوتاه‌شده را کشش داد و به طول طبیعی بازگرداند، سپس عضلهٔ ضعیف‌شده را تقویت کرد و با حفظ تعادل بین قدرت دو گروه عضلهٔ موافق و مخالف به وضعیت طبیعی دست یافت. این روند بسیار مهم و حساس در حیطهٔ حرکات اصلاحی در سیستم تمرینات پیلاتس به خوبی دیده می‌شود و در حین اجرای تمرینات به آن‌ها توجه می‌شود. با توجه به یافتهٔ تحقیق، تمرینات پیلاتس بر کشش عضلات کمری و خم‌کننده‌های ران تأکید دارد و با تمرکز بر مرکز بدن،

عضلات شکمی و سرینی را تقویت می‌کند. به این ترتیب، تمرینات پیلاتس به دنبال ایجاد وضعیتی خنثی در لگن و لوردوز مناسب کمری است. همچنین، این تمرینات برای کسانی که لوردوز کمری مناسبی دارند به حفظ وضعیت موجود و تقویت عضلات ناحیهٔ کمری کمک می‌کنند.

در پایان، با توجه به نتیجهٔ تحقیق، می‌توان ادعا کرد که تمرینات پیلاتس استفاده شده در این تحقیق، به عنوان روش تمرینی مستقل (یا به همراه تمرینات اصلاحی موجود) برای کاهش لوردوز بیش از حد کمری در زنان هایپرلوردوزی در محدودهٔ سنی مورد نظر مؤثر است. با توجه به اصول و ویژگی‌های منحصر به فرد این تمرینات، به‌ویژه مقبولیت و جذابیت آن در بین زنان می‌توان امیدوار بود که از این پس، بتوان از این تمرینات برای اصلاح عارضه‌های جسمانی، به‌ویژه در ناحیهٔ کمر استفاده کرد. همچنین توجه به کاربرد و تأثیر این تمرینات بر اصلاح سایر ناهنجاری‌های پوسچرال می‌تواند زمینهٔ تحقیقات آتی در این خصوص باشد.

منابع:

۱. دانشمندی، حسن، سردار، محمدعلی، تقی‌زاده، مصطفی، (۱۳۸۴). اثر یک برنامهٔ حرکتی بر لوردوز کمری. پژوهش در علوم ورزشی، ۸: ۹۱-۱۰۵.

۲. فرزان، فرزام، (۱۳۷۲). اثر یک دوره تمرینات اصلاحی بر اصلاح نسبی لوردوز کمری دانش‌آموزان پسر ۱۴-۱۷ ساله شهر کرمان. پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد، دانشگاه تهران.

3. Alizadeh, M.H. (1998). The effects of tow exercise programmers on the lumbar spine curvature in asymptomatic subjects. Ph.D. dissertation, Manchester University.

۴. بانیگل، فاطمه، (۱۳۸۷). مقایسهٔ دو روش تمرینی پیلاتز و ویلیامز بر میزان کمردرد مزمن. پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد، دانشگاه تهران.

5. Sperling, M.V., Vieira, C.B. (2006). Who are the people looking for Pilates method? J Bodywork and Mov Therapies, 10:328-334.

6. Muscolino, J.E., Cipriani, S. (2004). Pilates and the “powerhouse”-I. J Bodywork and Mov Therapies, 8:15-24.

7. Latey, P. (2002). Updating the principles of the Pilates method-part 2. J Bodywork and Mov Therapies, 6(2):94-101.

8. Donzelli, S., Di Domenica, E., Cova, A.M., Galletti, R., Giunta, N., (2006). Two different techniques in the rehabilitation treatment of low back pain: a randomized controlled trial. Eura Medicophys, 42(3): 205-10.

9. Quinn, J.V. (2005). Influence of Pilates-based mat exercise on chronic lower back pain. J Bodywork and Mov Therapies, 8(1) 15-24.

10. Rydeard, R., Leger, A., Smith, D. (2006). Pilates-based therapeutic exercise: effect on subjects with nonspecific chronic low back pain and functional disability: a randomized controlled trial. J Orthop Sport Phys Ther, 36(7): 472-84.

11. Stott, P. (2006). The ultimate resource for mind-body fitness. From www.stottpilates.com.

12. Sekendiz, B., Altunm O., Korkusuz, F., Akin, S. (2007). Effect of Pilates exercise on trunk strength, endurance and flexibility in sedentary adult females. J Body and Mov Therapies, 11:318-326.

13. Herington, L.R., Davies, R. (2005). The influence of Pilates training on the ability to contract the transverses abdominis muscle in asymptomatic individuals. J Bodywork and Mov Therapies, 9:52-57.

14. Johnson, E.G., Larsen, A., Ozawa, H., Wilson, C.A., Kennedy, K.L. (2007). The effect of Pilates-based exercise on dynamic balance in healthy adults. J Body and Mov Therapies, 11:238-242.

15. Kaesler, D.S., Mellifont, R.B., Swete, K.P., Taaffe, D.R. (2007). A novel balance exercise program for postural stability in older adults: A pilot study. J Body and Mov Therapies, 11:37-43.

16. Levine, D., Walker, J.R., Tillman, L.J. (1997). The effect of abdominal muscle strengthening on pelvic tilt and lumbar lordosis. Physiotherapy Theory and practice, 13:217-226.

17. Youdas JW, Suman VJ, Garrett TR., (1995). Reliability of measurements of lumbar spine sagittal mobility obtained with the flexible curve, J Orthop Sports Phys Ther 21(1):13-20.

18. Kendall FP, McCreary EK, Provance P., (1996). Muscles, Testing and Function: With Posture and Pain. Baltimore, Md: Williams & Wilkins.

19. Calliet R., 1981. Low back pain syndrome. 3rd edition .F .A. Davis Philadelphia P. A.

20. Kim, HJ, Chung S, Kim S, Shin H, Lee J, Kim S, Song MY., (2005). Influences of trunk muscles on lumbar lordosis and sacral angle. European Spine Journal, Springer- Verlag.

21. Tsuji T, Matsuyama Y, Sato K, Hasegawa Y, Yimin Y, Iwata H., (2001). Epidemiology of low back pain in the elderly: correlation with lumbar lordosis. J Orthop Sci 6(4):307-311.

22. Jackson RP, McManus AC., (1994). Radiographic analysis of sagittal plane alignment and balance in standing volunteers and patients with low back pain matched for age, sex and size. A prospective controlled clinical study. Spine 19.

23. Harrison DD, Calliet R, Janik TJ, Troyanovich SJ, Harrison DE, Holland B., (1998). Ellipticall modeling of the sagittal lumbar lordosis and segmental rotation angles as a method to discriminate between normal and low back pain subjects. J Spinal Disorder 11.

24. Shirey AS., (2002). Diagnosis and/of treatment movement impairment syndromes, Mosby, A Harcourt Health Sciences Company.

۲۵. کهریزی، صدیقه،۱۳۷۰، تعریف و تعیین شاخص‌های جدید برای اندازه‌گیری لوردوز کمری، طراحی و ساخت دستگاه خاص آن. پایان نامه کارشناسی ارشد فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت‌مدرس.

26. Youdas, J. W.Garrett, T. R.Egan, K. S.Therneau, T. M. (2000). Lumbar lordosis and pelvic inclination in adults with chronic low back pain. Physical Therapy 80 (3), 261-275

27. Eric G. Johnson, PT, DPTSc_, Andrea Larsen, DPT, Hiromi Ozawa, DPT,Christine A. Wilson, MPT, Karen L. Kennedy, MPT, (2007). The effects of Pilates-based exercise on dynamic balance in healthy adults. Journal of Bodywork and Movement Therapies , 11, 238–242

28. Duncan J. Critchley, Zoe Pierson, Gemma Battersby, (2011). Effect of pilates mat exercises and conventional exercise programmes on transversus abdominis and obliquus internus abdominis activity: Pilot randomised trial, Manual Therapy 16, 183-189

29. Marcelo von Sperling de Souza, Claudiane Brum Vieira, (2006). Who are the people looking for the Pilates method? Journal of Bodywork and Movement Therapies, Volume 10, Issue 4, October, 328-334

30. Emery, K., De Serres, S.J., McMillan, A., Côté, J.N. (2010). The effects of a Pilates training program on arm–trunk posture and movement, Clinical Biomechanics, 25: 124–130

31. Steinberg, E.L., Luger, E., Arbel, R., Menachem, A., Dekel, S. (2003) A Comparative Roentgenographic Analysis of the Lumbar Spine in Male Army Recruits with and without Lower Back Pain. Clinical Radiology, 58(12): Pages 985-989

پژوهش در علوم ورزشی شماره ۸، زمستان ۱۳۸۹، صص ۱۳۲-۱۱۹

مقایسهٔ نیروهای عکس‌العمل زمین در مهارت ضربهٔ سر فوتبال در افراد مبتلا به کف پای صاف و طبیعی

اسماعیل محرمی اقدم[۱]، دکتر علی اصغر ارسطو[۲]، امیر قیامی راد[۳]

تاریخ دریافت:۸۹/۹/۹ تاریخ پذیرش:۹۰/۳/۲۴

چکیده

هدف از این تحقیق مقایسهٔ نیروهای عکس‌العمل زمین در پرش ضربهٔ سر (هد زدن) در دانشجویان پسر مبتلا به کف پای صاف دانشگاه شهید چمران اهواز و مقایسهٔ آن با افراد دارای پای طبیعی است. تحقیق حاضر از نوع نیمه‌تجربی است. تمام دانشجویان پسر دانشگاه شهید چمران اهواز که در نیم‌سال تحصیلی واحد تربیت بدنی عمومی ۱ را اخذ کرده بودند (n=۶۰۰) از طریق آزمون خط فیس (Feiss) و جعبهٔ آیینه‌ای تشخیص صافی کف پا ارزیابی شدند. پس از ارزیابی و معاینهٔ جامعه، ۱۵ نفر مبتلا به کف پای صاف (تیپ ۲ و۳) و ۱۵ نفر با قوس‌های کف پایی طبیعی به عنوان نمونه‌های آماری انتخاب شدند. نمونه‌های تحقیق، هیچ‌کدام فوتبالیست حرفه‌ای نبودند و به صورت عمومی با فوتبال آشنایی داشتند. آزمودنی‌ها از روی فورس پلیت برای انجام مهارت ضربهٔ سر به توپ فوتبال، در ارتفاعی متناسب با نقطهٔ اوج پرش هر فرد قرار گرفتند و عمل پرش و تیک‌آف را انجام دادند. میانگین سه پرش صحیح افراد دارای کف پای طبیعی و افراد دارای کف پای صاف در جهت‌های مختلف برای بررسی سینتیکی استفاده شد. نتایج نشان می‌دهد بین نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای کف پای طبیعی و کف پای صاف در راستای عمودی (P≤۰/۰۵) تفاوت معنی‌داری وجود دارد. همچنین، الگوی سینماتیکی زمان کل تماس کف پا با زمین که شامل بازهٔ زمانی اولین نقطهٔ تماس پاشنه تا رها شدن کف پا از زمین (مرحلهٔ سکون) است، در افراد دارای کف پای طبیعی و افراد دارای کف پای صاف تفاوت معنی‌داری با یکدیگر دارد (P= ۰/۰۱). در جهت‌های دیگر (ساجیتال و مدیالترال) تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد (P≥۰/۰۵). به‌طور کلی، نتایج این پژوهش نشان می‌دهد مقدار نیروهای عکس‌العملی زمین در راستای عمودی در افراد دارای کف پای صاف بیشتر از افراد دارای کف پای طبیعی است. نتایج پژوهش همچنین نشان می‌دهد بین مقادیر نیروهای عمودی در افراد دارای کف پای صاف و کف پای طبیعی اختلافی حدود ۳۰ درصد وزن بدن وجود دارد که می‌تواند به‌دلیل ضعف سازهٔ لیگامانی کف پا باشد. این اختلاف نیروی اضافی در افراد دارای کف پای صاف می‌تواند بر سایر ساختارهای بدن تأثیر منفی بگذارد که این تأثیرها در افراد ورزشکار که همواره درگیر فعالیت‌های سنگین بدنی‌اند مانند پرش، اهمیت دارد.

کلید واژه‌های فارسی: نیروهای عکس‌العمل زمین، کف پای صاف، فورس پلیت، آزمون فیس.

۱. کارشناس ارشد تربیت بدنی و علوم ورزشی (نویسندهٔ مسئول) Email: smlagdam@yahoo.com
۲. استادیار دانشگاه علوم پزشکی جندی شاپور اهواز Email:draarastoo@yahoo.com
۳. مربی دانشگاه آزاد اسلامی واحد تبریز Email: amirghiami@yahoo.com

مقدمه

از دیدگاه مکانیکی بدن انسان را می‌توان متشکل از یک سری قطعات سخت متصل به هم دانست که توسط عضلات نیرومند شده و در نقاط مفصلی به یکدیگر متصل شده‌اند. این اتصالات و مفاصل که با نظم و ترتیبی خاص و ساختارهای متفاوت در کنار هم قرار گرفته‌اند، کانالی را برای انتقال نیروها از نقطه‌ای به نقطهٔ دیگر مهیا کرده است (۱). قسمت عمدهٔ نیروهای وارد بر بدن از طریق تماس کف پا با زمین به‌وجود می‌آید، به‌طوری که برآیند این نیروها در تمام راستای بدن شامل استخوان‌ها و مفاصل و عضلات ادامه می‌یابد (۲). با توجه به اینکه کف پا اولین نقطهٔ برخورد بدن با زمین است، داشتن کف پای سالم با قوس‌های آناتومیکی طبیعی حائز اهمیت است. کف پای غیرطبیعی مانند کف پای صاف یا گود می‌تواند میزان نیروهای وارد بر مفاصل و عضلات را تغییر دهد و در نهایت، کل بدن را با فشارهای غیرطبیعی مواجه کند که چنین شرایطی خود می‌تواند عاملی برای بروز مشکلات و عوارض جسمانی ثانویه شود (۳). قوس‌های کف پا در تعدیل نیروهای ارجاعی و برگشتی به بدن نقش جاذب شوک را دارند که نیروهای برگشتی به بدن را کاهش می‌دهد و باعث می‌شود این نیروها در جهت درست به بدن وارد شوند و در حمایت از وزن بدن ایفای نقش کنند. سازهٔ لیگامانی استخوانی پا ویژگی فنری به کف پا می‌دهد و سبب می‌شود سیستم ذخیرهٔ انرژی‌ای در یک مرحله ایجاد و در مرحلهٔ بعد آزاد شود (۴). این سیستم به ارتقای عملکرد پرش، به‌ویژه در فعالیت‌های ورزشی منجر می‌شود. پرش، مهارتی است ضربه‌ای که در آن برای جدا شدن از زمین نیروهای زیادی به زمین اعمال می‌شود. در تحقیقی که بلوم‌فیلد و همکارانش[1] (۱۹۹۴) در مورد ورزشکاران رشتهٔ پرش طول انجام دادند، مقدار نیروهای عمودی (عمودی) را ۶/۵ برابر وزن بدن برآورد کردند؛ یعنی نیروهای وارد بر بدن معادل ۶/۵ برابر وزن بدن می‌باشند. همچنین دیپورت و ونگیلو[2] (۱۹۸۷) برای پرش ارتفاعی حدود ۲/۲ متر، اوج نیروی عمودی را معادل ۸/۴ برابر وزن بدن گزارش کرده‌اند (۵) در حالی که در مطالعهٔ رامی[3] (۲۰۰۳) که روی تیک‌آف[4] پرش طول انجام شده، بدن برای پرشی حدود ۴/۲ متر اوج نیرویی معادل ۷ برابر وزن ثبت شده است (۶). طبق قانون سوم نیوتن نیروهای وارد بر زمین به همان مقدار و در جهت مخالف به بدن بر می‌گردند. در افرادی که کف پای طبیعی دارند، این نیروها با کمی تغییر در

1. Bloomfield, et al.
2. Deport & Vangheluwe
3. Ramey
4. Take off

قوس‌های کف پا وارد بدن می‌شود، ولی در افرادی که کف پای صاف دارند این نیروها بدون کاهش یافتن در کف پا (به‌دلیل نبود قوس‌های کف پایی) به بافت‌های قسمت فوقانی انتقال می‌یابد (۷). در تحقیقی که در سال ۲۰۰۶ در مورد نیروهای وارد بر کف پا در افراد دارای کف پای طبیعی و افراد دارای قوس کم انجام شد، نتایج نشان داد اوج فشار و مقادیر نیروی نسبی در قسمت میانهٔ پای افراد دارای کف پای صاف حدود ۱۸٪ بیشتر از افراد سالم است (۸)؛ یعنی نیروی وارد بر بدن افراد دارای کف پای صاف، حدود ۱۸ درصد بیشتر است که این نیروهای اضافی بدون کاهش یافتن در کف پا (به‌دلیل نبود قوس‌های کف پایی) به بافت‌های قسمت بالایی بدن انتقال می‌یابد و ضمن تغییر دادن الگوهای سینتیکی حرکت، باعث بیماری‌های فیزیکی دراندام تحتانی و پشت می‌شود مانند: بونیون، زانو درد، صدمات لیگامانی، کندرومالاسی کشکک، ضرب دیدگی، آرتروز مفاصل و اختلالات دیگر (۹).

اهمیت این موضوع در زمان انجام فعالیت‌ها و مهارت‌های برخوردی سنگین ورزشی چشمگیر می‌شود. یکی از مهارت‌های برخوردی شدید که حاصل برخورد پرفشار کف پا با زمین است، مهارت پرش برای رسیدن به بیشترین ارتفاع در ورزش‌هایی مثل پرش ارتفاع، والیبال، بسکتبال، هندبال، فوتبال و ... است. در این ورزش‌ها طی انجام مهارت پرش، نیروی فوق‌العاده‌ای به زمین وارد می‌شود و به دنبال آن، همین مقدار نیرو به کف پای انسان انتقال می‌یابد. در فوتبال که هدف اصلی از پرش، رسیدن به توپ در بیشترین ارتفاع و زدن توپ با سر (هد زدن) است، تحقیقات انجام شده نشان می‌دهد مقادیر نیروهای وارد بر زمین در این مهارت زیاد می‌باشد (۱۰، ۱۱). این موضوع در ورزشکاران و افرادی که قوس کف پای آن‌ها کمتر از حد طبیعی است و به اصطلاح کف پای صاف دارند، اهمیت بیشتری دارد؛ زیرا به‌دلیل ضعف سازهٔ قوس‌های کف پا هنگام انجام حرکات پرشی و گام برداری، نیروهای اضافی به بدن وارد می‌شود که کارآیی ورزشکاران را کاهش می‌دهد (۱۲)؛ بنابراین به‌دلیل اهمیت این موضوع، مربیان و معلمان ورزش باید به‌منظور جلوگیری از عواقب این نیروها استراتژی‌های مناسبی در پیش گیرند و با ارائهٔ راهکارهای مناسب از بروز ضررهای آتی به ورزشکار جلوگیری کنند.

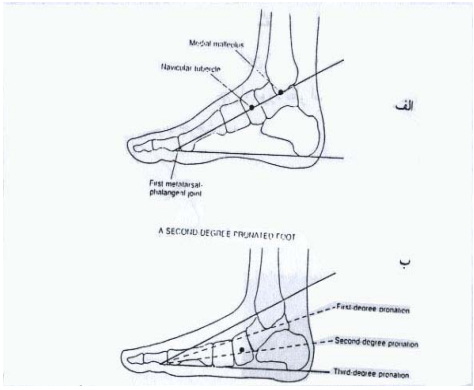
در تحقیق حاضر، نیروهای عکس‌العملی زمین در مهارت پرش برای ضربهٔ سر به توپ فوتبال بررسی می‌شود که در آن، نقاط مشخصی از منحنی‌های ثبت شده (الگوی سینتیکی) در سیستم فورس پلیت در جهات مختلف اعم از داخلی- جانبی، قدامی- خلفی و عمودی در افراد کف دارای پای طبیعی و کف پای صاف بررسی و مقایسه می‌شود تا به این موضوع پرداخته شود که آیا بین نیروهای اعمالی در میان افراد دارای کف پای طبیعی و کف پای صاف در راستاهای مختلف تفاوتی وجود دارد؟

روش‌شناسی پژوهش

این تحقیق نیمه‌تجربی و از نوع کاربردی است. ۶۰۰ دانشجوی پسر شرکت‌کننده در کلاس‌های عمومی تربیت بدنی، با استفاده از روش خط فیس[1] و جعبه آیینه‌ای برای تشخیص نوع قوس‌های کف پا به‌دقت ارزیابی شدند. خط Feiss در حالت طبیعی از اولین استخوان کف پا و انگشت پا، استخوان ناوی و قسمت تحتانی قوزک داخلی عبور می‌کند. محل عبور خط Feiss و همچنین زاویه‌ای که این خط با سطح افق درست می‌کند براساس میزان چرخش پا به داخل تغییر می‌کند، به‌طوری که هرچه زاویه کمتر شود، درجهٔ چرخش به داخل پا افزایش می‌یابد (۱۳). شکل ۱ و ۲ نشانگر پای طبیعی و غیرطبیعی، با استفاده از خط Feiss است. پس از انجام معاینات، ۱۵ دانشجوی مبتلا به صافی کف پا از نوع درجه ۲ و ۳ گروه افراد دارای کف پای صاف و ۱۵ دانشجو نیز گروه افراد دارای کف پای طبیعی را تشکیل دادند. نمونه‌های تحقیق فوتبالیست حرفه‌ای نبودند و همهٔ آن‌ها به شکل عمومی با فوتبال آشنایی داشتند. همچنین افراد منتخب غیر از ناهنجاری کف پای صاف، هیچ‌گونه عارضه‌ای در اندام تحتانی نداشته و همگی دارای سلامت عمومی بودند.

شکل ۱. شناسایی کف پای صاف با خط فیس

1. Fiess Line



شکل ۲. مقایسهٔ قوس طولی داخلی طبیعی و غیرطبیعی با استفاده از خط Feiss (سخنگویی، ۱۳۸۲)

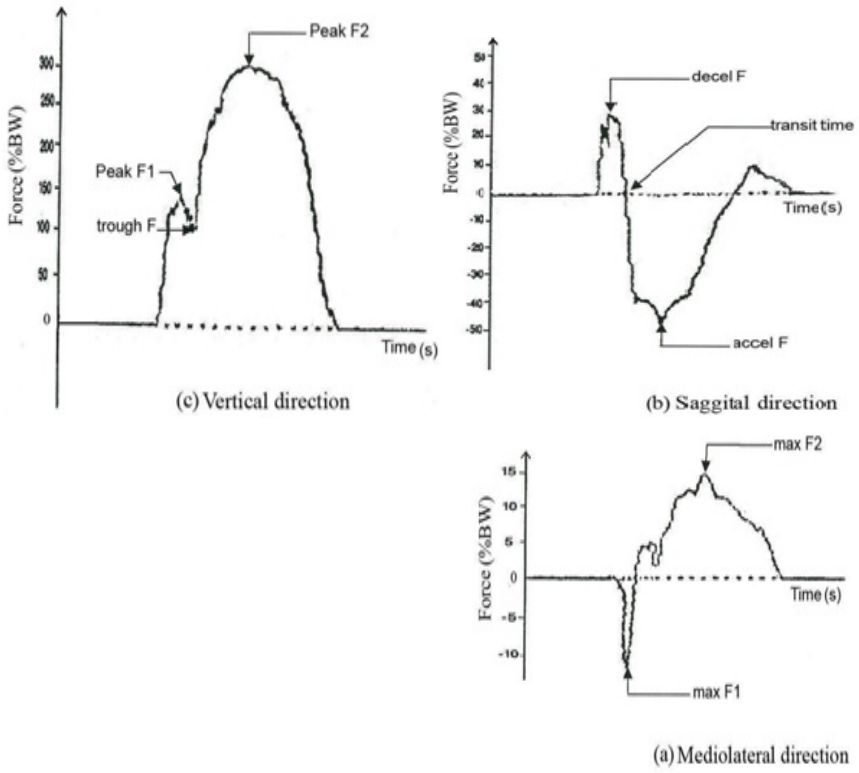
تمام نمونه‌های تحقیق رضایت‌نامهٔ شرکت در آزمون را امضا کردند و پرسشنامهٔ اطلاعات شخصی آزمودنی‌ها نیز ثبت شد. آموزش‌های لازم به‌منظور ضربهٔ هد و چگونگی اجرا از قبیل نحوهٔ پرواز و ضربه، نحوهٔ نزدیک شدن و چگونگی تنظیم گام‌ها برای پرش در اختیار آزمودنی‌ها قرار گرفت و تمام آن‌ها تمرینات آزمایشی را چندین بار تکرار کردند. بدین منظور در مرحلهٔ اول، بیشترین میزان جهش فرد پس از چندین بار پرش محاسبه شد. پس از ثبت بیشترین مقدار جهش آزمودنی، چگونگی تنظیم گام‌ها و پاها موقع پرش[1] و نحوهٔ فرود آموزش داده شد. توپ فوتبال با استفاده از طنابی در قسمت بالای فورس پلیت[2] مدل برتک (r=۰/۹۴۲) از طریق قرقره‌ای آویزان شده بود. آزمودنی‌ها بعد از انجام تمرینات لازم و یادگیری تکنیک صحیح اجرا، اجرای اصلی را انجام می‌دادند. به‌منظور کنترل مهارت هد زدن، هر بار اشکالات اجرا به آزمودنی‌ها گوشزد و الگوی صحیح، آموزش داده می‌شد.

از آنجا که احتمال دارد هنگام پریدن، به‌طور بالقوه، انرژی کششی حاصل از تغییر مواد ویسکوالاستیک کفش در مرحلهٔ ابتدایی استنس[3] و آزاد کردن آن در مرحلهٔ انتهایی استنس موجب شود الگوی سینتیک (نیروهای عکس‌العمل زمین) حاصل از پریدن آزمودنی‌ها تغییر کند (۱۵)، از آزمودنی‌ها خواسته شد کفش‌های ورزشی تعیین‌شده را بپوشند، با دورخیزی به فاصلهٔ ۱/۵ متر از فورس پلیت قرارگیرند و به‌منظور اجرای پرش برای هد زدن با پیشانی به توپی که در ارتفاع مناسب با جهش فرد، بالای صفحهٔ فورس پلیت نصب شده بود آماده باشند.

---

1. Take off
2. strain gage
3. Stance

در صورت اجرای اشتباه مانند: عدم جهش معین، نرسیدن به توپ، ضربهٔ ناقص به توپ، ضربه به توپ با پهلوی سر، عدم پرش جفت، روش نادرست هد زدن، اجرای تکنیک با سرعت زیاد و ... اطلاعات ثبت شده حذف و از آزمودنی خواسته می شد با تمرکز بیشتر و با دقت زیاد، آزمون را تکرار کند تا شرایط مطلوب و یکسان ایجاد شود. هر آزمودنی عمل پرش را چندین بار انجام می‌داد و میانگین سه بار پرش صحیح برای تجزیه و تحلیل انتخاب می‌شد. این آزمون هم در افراد دارای قوس کف پای طبیعی و هم در افراد مبتلا به کف پای صاف انجام شد. اطلاعات، با استفاده از فورس‌پلیت با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰ HZ جمع‌آوری شد و به‌منظور تجزیه و تحلیل و پردازش اطلاعات نقاط خاصی از منحنی‌های به‌دست‌آمده در راستاهای مختلف ارزشیابی و سنجش شد (شکل ۳).



شکل ۳. منحنی‌های به‌دست‌آمده از پرش در راستاهای مدیالترال (a)، ساجیتال (b)، ورتیکال (c)

معرفی نیروهای عکس‌العمل زمین

در جدول‌ها و مباحث مربوط به نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای مدیالترال (داخلی - جانبی)، میانگین بیشترین نیروهای وارد بر کنار خارجی پاشنهٔ پا در لحظهٔ تماس اولیهٔ پا با زمین با عنوان «میانگین نیروهای ماکزیمم ۱» و میانگین بیشترین نیروهای تحمل وزن بر پا در این راستا با عنوان «میانگین نیروهای ماکزیمم ۲» معرفی شده‌اند. همچنین در راستای ساجیتال (قدامی خلفی)، میانگین بیشترین نیروهای وارد بر پا از لحظهٔ تماس پاشنهٔ با زمین تا مرحلهٔ میانی استنس با عنوان «میانگین ماکزیمم نیروهای شتاب گیرنده» و میانگین بیشترین نیروهای وارد بر پا از مرحلهٔ میانی استنس تا مرحلهٔ جدا شدن شست پا از زمین با عنوان «میانگین ماکزیمم نیروهای شتاب دهنده» معرفی شده‌اند. نیروهای مربوط به راستای عمودی (ورتیکال)، میانگین بیشترین نیروهای وارد بر پا از لحظهٔ تماس پاشنهٔ با زمین تا مرحلهٔ میانی استنس با عنوان «میانگین نیروهای اوج نیروی ۱» و میانگین بیشترین نیروهای وارد بر پا از مرحلهٔ میانی استنس تا مرحلهٔ جدا شدن شست پا از زمین با عنوان «میانگین نیروهای اوج نیروی ۲» و میانگین کمترین نیروهای وارد بر پا از مرحلهٔ میانی استنس با عنوان «میانگین نیروهای مینی‌مم» مورد اشاره قرار گرفته‌اند (جدول ۲).

روش آماری

با توجه به اینکه بنا به آزمون one-sample Kolmogorov – Smirnov test داده‌ها از توزیع طبیعی پیروی می‌کند، برای بررسی تفاوت بین افراد دارای کف پای طبیعی و کف پای صاف از آزمون t مستقل استفاده شد. خطای آلفا در این تحقیق معادل ۵٪ انتخاب شد(α=۰/۰۵). به‌منظور نرمال کردن داده‌ها، قبل از انجام مقایسه، با استفاده از نرم‌افزار Exell برای استاندارد کردن داده‌های به‌دست‌آمده مقدار نیروها بر وزنشان تقسیم و عدد حاصل در۱۰۰ ضرب شد تا مقدار نیروی به‌دست‌آمده بر اساس درصدی از وزن بدن (BW %) بیان شود و عامل وزن افراد و تأثیر آن بر نتایج کنترل شد.

یافته‌های پژوهش

جدول۱ اطلاعات مربوط به میانگین قد، سن، وزن و حداکثر ارتفاع پرش افراد دارای کف پای طبیعی و افراد دارای کف پای صاف را همراه با انحراف استاندارد آن‌ها نشان می‌دهد. میانگین قد، وزن و سن گروه‌های منتخب نزدیک به هم است و اختلاف میانگین دو گروه در مقایسه با هم ناچیز است.

جدول ۱. میانگین قد، سن، وزن و حداکثر ارتفاع پرش در دو گروه آزمون

متغیرها / گروه‌های آزمون	تعداد	قد (cm)	وزن (kg)	سن	حداکثر مقدار پرش (cm)
افراد دارای کف پای طبیعی	۱۵	۱۷۶ /۴۰ ± ۵/۰۳	۶۹ /۵۵ ±۸/۱۳	۲۳/۱۳ ± ۲/۷۲	۳۹ ±۳
افراد دارای کف پای صاف	۱۵	۱۷۴ /۶۰±۴/۱۳	۶۹ /۸۷ ±۹/۲	۲۲/۷۳ ± ۲/۳۱	۳۷ ±۴

جدول ۲ مقادیر مربوط به نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای کف پای طبیعی و افراد دارای کف پای صاف را در راستاهای مختلف نشان می‌دهد.

جدول ۲. مقادیر مربوط به نیروها در گروه‌های آزمون

یافته‌ها / آزمودنی‌ها	ورتیکال (عمودی)			ساجیتال (قدامی خلفی)		مدیالترال (داخلی جانبی)		کل زمان تماس کف پا با زمین (ثانیه)
	اوج نیروی ۱ (SD)	نیروی مینیمم (SD)	اوج نیروی ۲ (SD)	ماکزیمم نیروی شتاب‌گیرنده (SD)	ماکزیمم نیروی شتاب‌دهنده (SD)	ماکزیمم ۱ (SD)	ماکزیمم ۲ (SD)	
افراد دارای کف پای طبیعی	۱۷۰/۶۳ (۱۸/۱۳)	۱۲۱/۶۷ (۳۰/۸۲)	۲۸۸/۲۷ (۲۶/۸۱)	۱۸/۴۵ (۸/۱۲)	۴۶/۳۴ (۱۴/۶۱)	۱۲/۸۱ (۴/۹۶)	۱۲/۷۵ (۷/۴۹)	۰/۳۳۲
افراد دارای کف پای صاف	۱۶۵/۷۳ (۲۶/۹۹)	۱۲۶/۸۸ (۲۲/۷۰)	۳۱۸/۰۷ (۱۷/۸۴)	۲۰/۷۳ (۶/۰۶)	۴۸/۹۹ (۱۳/۸۹)	۱۳/۸۹ (۷/۹۹)	۱۵/۷۳ (۷/۶۶)	۰/۲۸۹

همان‌طور که مشاهده می‌شود، میانگین نیروهایی که افراد برای انجام پرش وارد می‌کنند حدود ۳۱۸ درصد وزن بدن است که این مقدار معادل ۳/۱۸ برابر میانگین وزن بدن افراد دارای کف پای صاف است. افراد دارای کف پای صاف، در مقایسه با افراد دارای کف پای طبیعی که میانگین نیروهایشان ۲۸۸ درصد وزن بدن بالغ بر ۳۰ درصد وزن بدنشان نیروی اضافه‌تر وارد بدن می‌کنند.

اطلاعات به‌دست‌آمده از آزمون t نشان می‌دهد در میان افراد دارای کف پای طبیعی و کف دارای پای صاف در راستای های داخلی جانبی، ساجیتال و عمودی تفاوت معنی‌داری در مقادیر نیروها وجود ندارد، ولی در راستای عمودی که نیروی اصلی در هنگام پرش است، تفاوت

معنی‌داری بین افراد دارای کف پای صاف و افراد دارای کف پای طبیعی مشاهده شد (P=۰/۰۴). همچنین در راستای زمان کل تماس کف پا با زمین، با توجه به مقدار سطح معنی‌داری، میان افراد دارای کف پای طبیعی و کف پای صاف تفاوت معنی‌داری وجود دارد (جدول ۳).

جدول ۳، مقایسه میانگین نیروهای عکس‌العمل زمین در دو گروه آزمون

	مقادیر آماری / مقایسه میانگین‌ها	F	T	d_f	P
راستای مدیالترال (داخلی- جانبی)	ماکزیمم ۱ در افراد دارای کف پای طبیعی و کف پای صاف	۳/۰۵	-۰/۴۴۳	۲۸	۰/۶۶۱
	ماکزیمم ۲ در افراد دارای کف پای طبیعی و کف پای صاف	۰/۱۰۸	-۱/۰۷	۲۸	۰/۲۹۲
راستای ساجیتال (قدامی-خلفی)	ماکزیمم نیروهای شتاب‌گیرنده در افراد دارای کف پای طبیعی و کف پای صاف	۱/۷۸۶	-۰/۸۹۱	۲۸	۰/۳۸
	ماکزیمم نیروهای شتاب‌دهنده در افراد دارای کف پای طبیعی و کف پای صاف	۰/۲۷۹	-۰/۵۱۰	۲۸	۰/۶۱۴
راستای ورتیکال (عمودی)	اوج نیروی ۱ در افراد دارای کف پای طبیعی و کف پای صاف	۱/۳۴۱	۰/۱۹۹	۲۸	۰/۸۴۳
	نیروی مینی‌مم در افراد دارای کف پای طبیعی و کف پای صاف	۰/۰۵۳	۰/۰۸۷	۲۸	۰/۹۳۲
	اوج نیروی ۲ در افراد دارای کف پای طبیعی و کف پای صاف	۸/۲۴۳	-۱/۸۱۲	۲۸	۰/۰۴
کل زمان تماس کف پا با زمین	زمان کل تماس با زمین در افراد دارای کف پای طبیعی و کف پای صاف	۷/۷۲	۲/۵۸	۲۸	۰/۰۱

بحث و نتیجه گیری

نیروهای عمودی هنگام پرش پرش عمودی، سهم عظیمی از نیروها را به خود اختصاص می‌دهد؛ زیرا در هر پرش عمودی هدف نهایی، رسیدن به بیشترین ارتفاع عمودی است و بدین منظور، پرش‌کننده سعی دارد تمام نیروها را به سمت بالا متمرکز کند. تجزیهٔ بُرداری نیروهای عکس‌العمل زمین در سایر مهارت‌های پرشی و جهشی نیز نشان می‌دهد که سهم عمدهٔ نیروها به نیروهای عمودی متعلق است (۵- ۷). تحقیق حاضر نیز نشان می دهد مقدار نیروی وارد بر پا به‌منظور رسیدن به بیشترین مقدار پرش برای ضربهٔ سر در افراد دارای کف پای طبیعی حدود ۲/۸۵ برابر وزن بدن است. همچنین مشخص شد بین نیروهای عکس‌العمل زمین در

راستای عمودی که شامل اوج نیروی ۱، نیروی مینی‌مم است، در میان افراد کف دارای پای طبیعی و افراد دارای کف پای صاف تفاوت معنی‌داری (P =۰/۸۴۳, ۰/۹۳۲) وجود ندارد ولی اختلاف بین اوج نیروی ۲ در میان همین افراد معنی‌دار است (P = ۰/۰۴)؛ زیرا –همان‌طور که در جدول ۲ دیده می‌شود- مقادیر اوج نیروی ۲ که اصلی ترین و مهم‌ترین مرحلهٔ پرش و اعمال نیرو است، در افراد طبیعی برابر ۲۸۵ درصد وزن بدن یعنی حدود ۲/۸۵ برابر وزن بدن است، ولی این مقدار در افراد دارای کف پای صاف حدود ۳۱۸ درصد وزن بدن و ۳/۱۸ برابر وزن بدن است و اختلاف نیرویی حدود ۳۰ درصد وزن بدن وجود دارد، درحالی که مطابق جدول ۱ تفاوت چندانی بین وزن، قد و ارتفاع پرش این دو گروه ملاحظه نمی‌شود که علت آن می‌تواند به‌دلیل ضعف سازهٔ لیگامانی و نیز ضعف ویژگی فنری کف پا در افراد دارای کف پای صاف باشد؛ زیرا سازهٔ لیگامانی استخوانی پا به کف پا ویژگی فنری می‌دهد و باعث ایجاد سیستم ذخیرهٔ انرژی‌ای در یک مرحله و آزاد سازی آن در مرحلهٔ بعد می‌شود و از آنجا که افراد دارای کف پای صاف به‌علت ضعف قوس‌های کف پایی، مرحلهٔ ذخیرهٔ انرژی و آزاد سازی آن را به خوبی انجام نمی‌دهند، این پدیده باعث اعمال نیروی زیاد به زمین باری رسیدن به بیشترین ارتفاع پرش می‌شود (۴). وارد نشدن نیروی متناسب از یک سو و کاهش نیافتن این نیروها در قوس‌های کف پا از سوی دیگر، باعث انتقال نیروهای اضافی از طریق کف پا به بدن می‌شود و اثرات مخرب خود را در آینده به جا خواهد گذاشت؛ به عبارت دیگر، در فعالیت‌های برخوردی مثل پریدن، شوک حاصل از جهش به اندام‌های تحتانی وارد می‌شود و در صورتی که صافی کف پا به اعمال نیروی نامناسب منجر شود، می‌تواند آسیب‌های مفصلی بسیاری در پی داشته باشد (۴). در این تحقیق نیز اختلاف نیروی موجود بین افراد دارای کف پای طبیعی و کف پای صاف حدود ۳۰٪ وزن بدن است؛ یعنی در هر پرش سادهٔ عمودی که با کمترین مقدار دورخیز و با سرعت مناسب انجام می‌شود، به اندازهٔ حدود ۳۰ درصد وزن بدن نیروی اضافی‌تری وارد بدن افراد دارای کف پای صاف می‌شود که در آینده و به مرور زمان، عوارض مخرب خود را به جا خواهد گذاشت.

طول دورهٔ زمانی استنس در پایی که به هر دلیل با پای طبیعی تفاوت داشته باشد، کوتاه‌تر است (۱۶). نتایج بررسی زمان کل تماس کف پا با زمین هنگام انجام پرش در افراد دارای کف پای صاف و کف پای طبیعی نشان می‌دهد افراد دارای کف پای صاف، در مقایسه با افراد دارای کف پای طبیعی میانگین زمانی کمتری دارند و تفاوت بین آن‌ها معنی‌دار است (P= ۰/۰۰۱) و این به معنی وزن‌گیری نامناسب افراد دارای کف پای صاف در موقع استنس است و با توجه به میزان نیروی وارد بر زمین می‌توان گفت که افراد دارای کف پای صاف به‌دلیل اینکه زمان

کمتری با زمین تماس دارند، نمی‌توانند به‌درستی وزن‌گیری کنند و به‌منظور انجام پرش مجبورند نیروی زیادی در زمان کمتر به زمین وارد کنند.

براساس یافته‌های تحقیق حاضر بین نیروهای داخلی جانبی عکس‌العمل زمین در پرش مهارت هد زدن در میان افراد دارای کف پای طبیعی و کف پای صاف تفاوتی وجود ندارد (۰/۶۶۱، P=۰/۲۹۲)؛ زیرا در حرکت پرش هد زدن، در تجزیهٔ بُرداری نیروهای کلی عکس‌العمل زمین به مؤلفه‌های داخلی-جانبی، ساجیتال و عمودی سهم اندکی به مؤلفهٔ داخلی-جانبی می‌رسد (حدود ۵٪ وزن بدن) و تفاوت بین ماکزیمم ۱ و ماکزیمم ۲ در هر سه گروه آزمون به‌علت کم بودن مقدار این نیرو مشخص نمی‌شود و به نظر می‌رسد که نیروهای مدیالترال در مهارت‌هایی که نیاز به حرکت به طرفین ندارد اهمیت کمتری دارد. به‌علاوه می‌توان گفت که چون جرم پا فقط حدود ۱/۵٪ از کل جرم بدن است، در این صورت نیروی اینرسی حاصل از حرکت داخلی جانبی پا آنقدر کوچک است که می‌توان آن را نادیده گرفت (۱۷) . این نتیجه با یافته‌های سندز و همکاران (۲۰۰۰) و دهقانی و همکاران (۱۳۸۵) که در مورد نیروهای افقی (راستاهای داخلی جانبی و ساجیتال) مهارت پشتک و وارو تحقیق کرده‌اند، هم‌خوانی دارد (۱۸، ۱۹).

در ضمن، بین نیروهای راستای ساجیتال عکس‌العمل زمین در پرش مهارت هد زدن در افراد کف دارای پای طبیعی و کف پای صاف تفاوت معنی‌داری وجود ندارد (۰/۶۱۴, P=۰/۳۸). با توجه به اینکه در مهارت پرش هد زدن، در مقایسه با نیروی عمودی، نیروی اندک ساجیتال وجود دارد (حدود ۲۰٪ وزن بدن)، در صفحهٔ ساجیتال در هر سه گروه آزمون، تفاوت قابل توجهی دیده نشد. از آنجا که نیروهای ساجیتال به‌منظور نگه‌داشتن تنه برای ثبات در تحمل وزن بدن (۷) و همچنین اتخاذ وضعیتی ایده‌آل برای استقرار و جلوگیری از لغزش پا هنگام تماس کف پا با زمین به‌وجود می‌آیند، تأثیر چندانی بر اعمال نیرو برای پرش ندارد و همان‌طور که در مقادیر به‌دست‌آمده از آزمون هم دیده می‌شود، مقدار این نیرو کمی بیشتر از نیروهای داخلی-جانبی است (حدود ۱۴٪ وزن بدن)؛ به همین دلیل این نیروها نمی‌تواند در میان افراد، تفاوت داشته باشد. این نتیجه با یافته‌های سندز و همکاران (۲۰۰۰)، میلر و نایسنین (۱۹۸۷) و دهقانی (۱۳۸۵) که در مورد نیروهای افقی (راستاهای داخلی جانبی و ساجیتال) مهارت پشتک و وارو تحقیق کرده‌اند، هم‌خوانی دارد (۱۸- ۲۰).

به‌طور کلی، می‌توان نتیجه گرفت که در فعالیت‌های پرشی و جهشی مانند هد زدن، چون مقادیر نیروهای افقی مانند داخلی جانبی و ساجیتال، در مقایسه با نیروهای عمودی که قسمت عمدهٔ نیروهای اعمالی را در بر می‌گیرد، ناچیز است پس مقادیر نیروهای اعمالی بین افراد دارای کف پای طبیعی و کف پای صاف تفاوتی ندارد و نیروهای افقی مربوط به راستاهای

داخلی-جانبی و ساجیتال، به‌ترتیب به‌دلیل انتقال پایی به پای دیگر و نگه‌داشتن تنه برای ثبات در تحمل وزن در ابتدای استنس به‌وجود می‌آیند و تأثیر چندانی در پرش عمودی افراد ندارند.

منابع:

۱. رجائی، سیدمحمد، (۱۳۸۱). «بیومکانیک عمومی». چاپ اول. تهران: انتشارات دانشگاه علم و صنعت.

۲. هی، جیمز، (۱۹۹۶). «بیومکانیک فنون ورزشی». ترجمهٔ مهدی نمازی زاده. چاپ دوم. تهران: انتشارات دانشگاه تهران.

۳. جکسون، راجر، (۲۰۰۰). «راهنمای پزشکی ورزشی». ترجمهٔ شهرام فرج زاده. چاپ اول. تهران: انتشارات کمیسیون پزشکی کمیتهٔ ملی المپیک.

4. Arnheim, D.D., Prentice, W.E. (1993). Principle of athletic training. By Moshy-year book, Inc, pp 180-182 & 454-55.

5. Bloomfield, J., John, A., Ellion, B. (1994). Applied anatomy and biomechanics in sport. Melborn: Blackwell scientific publication.

6. Ramey, M. (2003). Force relationship of the running long jump. Journal of Medicine and Science in Sport, 2: 146-151.

7. Perry, J. (1992), Gait analysis normal and pathological function. Boston: McGrow- Hill.

8. Bacarin, T.A., Canettieri, M.G., Akashi, P.M.H., Sacco, I.C.N. (2006). Biomechanics of the movement and human posture. University of Sao Paulo. Journal of Biomechanics, 39(1):100-106.

9. Rawis, A.L., Nessan, A.H. (1994). Joint hyper mobility in patients with chondromalacia of patella sport and physical activities. Journal of Medicine and Science in Sports and Exercise. 31(2): 421-428.

10. Butler, R.J., Queen, R.M. (2008). The Effect of Footwear on Landing Mechanics During a Soccer Specific Jumping Task. APTA Combined Sections Annual Meeting (Sports Section), Nashville, TN.

11. Abbey, A.N., Butler, R. J., Queen, R.M. (2009). Effect of Footwear on Lower Extremity Secondary Plane Movements during a Soccer Specific Jumping. Seattle, WA: American College of Sports Medicine.

۱۲.بیت الله، یوسف، (۱۳۷۵). «مبانی طب ورزشی» چاپ دوم. تبریز: انتشارات دانشگاه تبریز

13. Palmer, M.L. Epler, M. (1990). Clinical assessment procedures in physical therapy. Philadelphia: Lippincott Williams ans Wilkins.

۱۴.سخنگویی، یحیی، عسگری آشتیانی، احمدرضا، (۱۳۸۲). «کفش طبی». چاپ دوم. تهران: انتشارات سرمدی.

15. Nigg, B.M., Herzog, W. (1999). Biomechanics of the musculo- skeletal system (2^{nd}). Torento, Canada, Wiley.

16. Arastoo, A.A. (1992). Biomechanical and physiological characterization of locomotor's impairment. Ph.D. thesis, University of Strathclyd, Scotland, U.K.

17. Winter, D.A., Wiley, J. (1990). Biomechanics and motor control of human movement. 2^{nd} ed. New York: Wiley.

18. Sands, W.A. (2000). Injury prevention of in women's gymnastics. Journal of Sport Med, 30: 359-373.

۱۹.دهقانی، یعقوب، شاکریان، سعید، ارسطو، علی اصغر، (۱۳۸۵). بررسی نیروهای عکس‌العمل زمین و زوایای مفاصل اندام تحتانی در فرود حرکت پشتک و حرکت وارو. پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد. دانشگاه شهید چمران اهواز.

20. Miller, D.I., Nissinen, M.A. (1987). Critical examination of ground reaction force in the somersault. Journal of International Journal of Sport Biomechanics, 6: 177-186.

پژوهش در علوم ورزشی شماره ۸، زمستان ۱۳۸۹، صص ۱۴۴-۱۳۳

تأثیر تمرین در آب بر تعادل مردان سالمند

دکتر سید علی اکبر هاشمی جواهری[۱]، ناصر محمدرحیمی[۲]، دکتر احمد ابراهیمی عطری[۳]

تاریخ دریافت مقاله :۸۹/۱۰/۲۱ تاریخ پذیرش مقاله :۹۰/۳/۲۴

چکیده

تغییرات فیزیولوژیکی مربوط به افزایش سن و مشکلات عضلانی می‌توانند خطر حوادث و آسیب‌ها را در میان سالمندان افزایش دهند و با توجه به اهمیت ویژهٔ کنترل تعادل در انجام فعالیت‌های حرکتی، هدف از تحقیق حاضر ارزیابی تأثیر هشت هفته تمرین در آب بر تعادل ایستا و پویای مردان سالمند است. بدین منظور ۲۸ مرد سالمند که از سلامت عمومی برخوردار بودند، انتخاب و به‌طور تصادفی به دو گروه تجربی و کنترل تقسیم شدند. اندازه‌گیری تعادل ایستا و پویای آزمودنی‌ها یک روز قبل از شروع دوره و در پایان هشت هفته، با استفاده از آزموت شارپند رومبرگ (تعادل ایستا با چشمان باز و بسته) و آزمون ارزیابی عملکردی (تعادل پویا) انجام شد. گروه تجربی به مدت هشت هفته (سه جلسه در هفته) در برنامهٔ تمرین در آب شرکت کردند و گروه کنترل تنها به فعالیت‌های عادی روزانهٔ خود در طول دوره پرداختند. از آمار توصیفی برای محاسبهٔ میانگین و انحراف استاندارد سن، قد و وزن آزمودنی‌ها استفاده شد و تعیین تغییرات درون‌گروهی و بین گروهی با به‌کارگیری روش آماری t همبسته و مستقل (P<۰/۰۵) و با استفاده از نرم افزار SPSS۱۳ انجام شد. یافته‌ها نشان می‌دهد اگرچه در زمان آزمون‌های تعادل ایستا (با چشمان باز و بسته) و پویا در پیش‌آزمون، بین دو گروه تجربی و کنترل تفاوت معنی‌داری وجود نداشت (مقادیر p به‌ترتیب ۰/۱۵۸، ۰/۹۲۱، ۰/۸۴۴)، اما این تفاوت در پس‌آزمون معنی‌دار بود و افراد عملکرد گروه تجربی از گروه کنترل بهتر بود (p=۰/۰۰۱)؛ بنابراین با توجه به نتایج تحقیق، برنامه‌های آب‌درمانی می‌تواند به‌عنوان روشی مؤثر در افزایش تعادل ایستا و پویا در میان سالمندان استفاده شود.

کلیدواژه‌های فارسی: مردان سالمند، تمرین در آب، تعادل.

۱ و ۳. استادیار دانشگاه فردوسی مشهد (۱. نویسندهٔ مسئول) Email: hashemi07@yahoo.com
Email: ahmadatri2004@yahoo.com
۲. کارشناس ارشد تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه فردوسی مشهد Email:Fmrahimi68@yahoo.com

مقدمه

امروزه، بهبود وضع تغذیه، پیشرفت‌های چشمگیر پزشکی و ارتقای سطح بهداشت موجب افزایش میانگین عمر و تعداد روزافزون سالمندان شده است به‌طوری که بر اساس برخی پیش-بینی‌ها، جمعیت ایران تا ۴۲ سال دیگر حدود ۱۳۰ میلیون نفر خواهد بود که یک پنجم آن را سالمندان تشکیل خواهند داد. دورهٔ سالمندی مانند دوران کودکی و جوانی یکی از مراحل زندگی است، با این تفاوت که دوران کودکی و جوانی سرشار از انرژی و تلاش است، ولی دورهٔ سالمندی با تحلیل رفتن قوا و کاهش میزان فعالیت‌های جسمانی و حرکتی و تغییراتی در توان فرد همراه است. کاهش قدرت و توانایی، اختلال در سیستم ایمنی بدن و اختلال در عملکرد ارگان‌ها از تغییرات دوران سالمندی به شمار می‌رود (۱). کاهش قدرت عضلانی در سیستم اسکلتی-عضلانی بر اساس عوامل متعددی از سنین ۲۵ تا ۳۰ سالگی شروع می‌شود (۲، ۳) و به‌طور هم‌زمان انعطاف‌پذیری تمامی مفاصل را کاهش می‌دهد. کاهش انعطاف‌پذیری و قدرت عضلانی بر تعادل، پوسچر و اجرای عملکردی سالمندان تأثیر گذاشته، سرعت راه رفتن را کاهش می‌دهد. علاوه بر این، خطر افتادن را به دنبال دارد و انجام فعالیت‌های عادی روزانه را با مشکل روبرو می‌کند (۴).

تعادل شاخصی برای تعیین میزان استقلال سالمندان در انجام فعالیت‌های روزمره محسوب می‌شود و هدف سالمندان این است که تا حد امکان، مستقل و مفید باشند و نمی‌خواهند برای لباس پوشیدن، استحمام و انجام کارهای روزمره‌ای که سال‌ها خودشان انجام می‌داده‌اند، به کمک دیگران وابسته باشند (۵) پس این موضوع که امروزه ترکیب جمعیتی کشور ما را بیشتر، جوانان و در آیندهٔ نزدیک، سالمندان تشکیل می‌دهند واقعیتی است که باید بیشتر به آن توجه نمود.

روش‌های معمول برای رفع مشکل اختلال تعادل سالمندان در توان‌بخشی به‌کارگیری تمرینات و فعالیت‌های فیزیکی است (۶). صادقی و همکاران (۱۳۸۸) در تحقیقی در مورد تأثیر شش هفته تمرین عملکردی بر تعادل ایستا و پویای مردان سالمند، تفاوت معنی‌داری در نتایج گروه تجربی و کنترل مشاهده کردند (۵).

یکی از چالش‌های پیش رو، تنظیم برنامه‌های تمرینی برای بهبود تعادل افراد سالمند، ایجاد محیطی امن و کم‌خطر و در عین حال تأثیرگذار است (۷)؛ بنابراین، مدت‌هاست که از آب‌درمانی به عنوان شیوه‌ای برای درمان بیماری‌های روماتیسمی، ارتوپدی و نورولوژیکی استفاده می‌شود (۸). همچنین در سال‌های اخیر از ورزش در آب برای ارتقای سطح آمادگی جسمانی و بازتوانی

افراد سالمند استفاده شده است، به‌طوری که رسندی[1] و همکاران (۲۰۰۸) با مطالعهٔ تأثیر یک دوره تمرین آب‌درمانی بر تعادل و پیشگیری از افتادن زنان سالمند، افزایش معنی‌داری در نمرهٔ تعادل و کاهش خطر سقوط آزمودنی‌ها گزارش کردند (۸). از طرفی، نتایج تحقیق صادقی و رضایی (۱۳۸۶) مبنی بر تأثیر تمرین در آب بر تعادل زنان سالمند، نشان داد تعادل گروه تجربی در مقایسه با گروه کنترل بهبود یافته است (۹).

اما با وجود فواید بالقوهٔ آب در توان‌بخشی، در کشور مطالعات کمی در مورد اثر ورزش در آب بر نوسانات قامتی به‌عنوان شاخص تعادل ایستا و پویا پرداخته‌اند. بر این اساس، امروزه این برنامه‌ها، هدف بسیاری از مطالعات علمی شده؛ زیرا ویژگی‌های فیزیکی آب، همراه با تمرینات ورزشی می‌تواند بسیاری از اهداف برنامه‌های توان‌بخشی را برآورده کند. همچنین محیط آب، محیطی ایمن و کارآمد برای اجرای برنامه‌های بازتوانی سالمندان است که می‌تواند همزمان، روی اختلالات اسکلتی - عضلانی و بهبودی تعادل مؤثر باشد (۸)؛ بنابراین با توجه به موارد مذکور، هدف از انجام این پژوهش، با فرض تأثیرپذیری برنامهٔ تمرینی در آب، تعیین اثر هشت هفته تمرین در آب بر تعادل ایستا و پویای مردان سالمند است.

روش‌شناسی پژوهش

این تحقیق، نیمه‌تجربی و از نوع کاربردی با طرح پیش‌آزمون و پس‌آزمون[2] است. بدین منظور، ۲۸ مرد سالمند که از سلامت عمومی برخوردار بودند، نمونهٔ آماری تحقیق را تشکیل دادند. این افراد به‌صورت تصادفی به دو گروه تجربی (۱۴ نفر) با میانگین و انحراف استاندارد سن: ۶۴/۷۸±۳/۰۶ سال، قد: ۱۷۲/۸۵±۴/۴۵ سانتی‌متر، وزن: ۷۰/۸۵±۳/۷۵ کیلوگرم و گروه کنترل (۱۴ نفر) با میانگین و انحراف استاندارد سن: ۶۵/۵۰±۲/۵۰ سال، قد: ۱۷۴/۵۷±۴/۷۰ سانتی‌متر، وزن: ۷۳/۵۷±۳/۶۱ کیلوگرم تقسیم شدند. ملاک ورود افراد به این تحقیق عبارت بود از: مبتلا نبودن به بیماری‌های عصبی - عضلانی، ارتوپدیک، دیابت، شکستگی اندام، نقص ساختاری، بیماری‌های قلبی - عروقی، عدم محدودیت حرکتی و استفاده نکردن از داروهای اعصاب. به‌منظور اطمینان از سلامتی آزمودنی‌ها و برای ارزیابی توانایی شرکت در طول دوره، از پرسشنامهٔ پزشکی و آزمون‌های ۰/۴ کیلومتر (۴۰۰ متر) راه رفتن، برداشتن اشیاء، خم شدن، زانو زدن، بالا رفتن از پله و جابه‌جا کردن وزنهٔ ۴/۵ کیلوگرمی استفاده شد (۱۰). علاوه بر این، شرکت‌کنندگان بیان کردند که هیچ‌گونه تمرین خاص جسمانی یا برنامهٔ منظم پیاده‌روی

1. Resende, et al.
2. pre & post-test

(دست‌کم برای ۳۰ دقیقه، دو بار در هفته) نداشتند که بیانگر کم‌تحرکی آن‌ها در طول پنج سال اخیر بود (۴).

تعادل ایستای آزمودنی‌ها، با استفاده از آزمون شارپند رومبرگ[1] (پایایی: با چشم باز ۰/۹۱-۰/۹۰ و با چشم بسته ۰/۷۷-۰/۷۶) اندازه‌گیری شد (۱۱). روش اجرای آزمون بدین گونه است که آزمودنی با پای برهنه طوری می‌ایستد که یکی از پاها (پای برتر) جلوتر از پای دیگر و بازوها به‌صورت ضربدر جلوی سینه قرار گیرند و امتیاز هر فرد، مدت زمانی (ثانیه) است که وی بتواند این حالت را با چشم باز و بسته حفظ کند (۱۱). تعادل پویای آزمودنی‌ها نیز استفاده از آزمون عملکردی زمان برخاستن و رفتن[2] با پایایی ۰/۹۹ اندازه‌گیری شد (۱۱). در این آزمون از هر آزمودنی خواسته شد بدون استفاده از دست‌ها، از روی صندلی بدون دسته‌ای برخاسته، پس از طی مسیری ۲/۴۴ متری برگردد و دوباره روی صندلی بنشیند (۱۲). در اجرای این آزمون، تأکید شد که تمام افراد این عمل را با سرعت و مهارت بیشتر و بدون دویدن اجرا کنند و زمان کل آزمون (به ثانیه) ثبت شد. با توجه به ناآشنایی آزمودنی‌ها با نحوهٔ انجام آزمون، آزمودنی‌ها قبل از انجام آزمون‌های اصلی، هر کدام سه بار این عمل را تمرین کردند و سپس، در جلسه‌ای جداگانه هر آزمودنی سه بار آزمون را اجرا کرد و میانگین سه آزمون به‌عنوان رکورد او ثبت شد.

بعد از اندازه‌گیری تعادل ایستا و پویا، آزمودنی‌های گروه تجربی، با توجه به اهداف تحقیق و بر اساس منابع علمی - پژوهشی به انجام یک دوره برنامهٔ هشت هفته‌ای تمرین در آب پرداختند. برنامهٔ تمرین، سه جلسه در هفته اجرا شد و مدت هر جلسه ۴۰ دقیقه بود (۱۲- ۱۴). این برنامه برای به چالش کشیدن تعادل، در هر جلسه در سه مرحلهٔ پیوسته برگزار شد. مرحلهٔ اول، مرحلهٔ سازگاری با محیط آب بود؛ مرحلهٔ دوم، مرحلهٔ کشش بود که شامل دو تمرین کششی با حفظ حالت کشش به مدت ۳۰ ثانیه و مرحلهٔ سوم، تمرینات ایستا و پویا در آب بود که شامل هشت تمرین راه رفتن در جهت‌ها و حالت‌های مختلف و سه تمرین قدرتی ایستا و پویا برای تقویت قدرت عضلات پایین تنه بود. تمرینات با شدت کم تا متوسط در استخر آب گرم با دمای متوسط ۳۲ درجه سانتی‌گراد و در محوطه‌ای با ابعاد ۱۰×۱۰ متر و عمق ۱/۳۰ متر انجام شد (۱۵). آزمودنی‌های گروه کنترل هیچ مداخله‌ای دریافت نکردند و از آن‌ها خواسته شد میزان فعالیت روزانهٔ خود را حفظ کنند و در هیچ فعالیت ورزشی خاصی شرکت نداشته باشند. همچنین آن‌ها به حفظ روند عادی زندگی خود در طول دوره تشویق شدند. پس از پایان دوره، پس آزمون، از تمام آزمودنی‌ها و در تمامی متغیرهای مورد نظر تحقیق، در همان محیط و به

1. Sharpend Romberg Test
2. 8 foot time up and go

همان روش پیش‌آزمون، به عمل آمد. از آمار توصیفی برای محاسبهٔ میانگین و انحراف استاندارد اطلاعات سن، قد و وزن آزمودنی‌ها استفاده شد و تعیین تغییرات درون‌گروهی و بین گروهی در پیش‌آزمون و پس‌آزمون نیز به‌ترتیب با به‌کارگیری روش آماری t همبسته و مستقل (P<۰/۰۵) و با استفاده از نرم‌افزار SPSS تحلیل شد.

یافته‌های پژوهش

در مقایسهٔ بین دو گروه، نتایج آزمون t مستقل تفاوت معنی‌داری نشان نداد و در نتیجه، دو گروه کنترل و تجربی از نظر ویژگی‌های فردی، قبل از شروع مطالعه، همگن بوده‌اند (جدول ۱).

جدول ۱. آمار توصیفی ویژگی‌های فردی آزمودنی‌های دو گروه و نتایج مقایسهٔ آن‌ها با استفاده از t مستقل

متغیر	گروه	M	SD	t مستقل	Df	P value
سن	تجربی	۶۴	۳/۰۶	-۰/۶۷	۲۶	۰/۵۰
	کنترل	۶۵	۲/۵۰			
قد	تجربی	۱۷۲	۴/۴۵	-۰/۹۹	۲۶	۰/۳۳
	کنترل	۱۷۴	۴/۷۰			
وزن	تجربی	۷۰	۳/۷۵	-۱/۹۴	۲۶	۰/۰۶
	کنترل	۷۳	۳/۶۱			

نتایج، تفاوت معنی‌داری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون گروه تجربی در آزمون‌های تعادل ایستا (با چشمان باز و بسته) و تعادل پویا (p=۰/۰۰۱) نشان داد، اما در گروه کنترل، تفاوت معنی‌داری بین پیش و پس‌آزمون آزمون‌های سه‌گانهٔ تعادل ایستا (با چشمان باز و بسته) و تعادل پویا مشاهده نشد (مقادیر p به‌ترتیب ۰/۱۵۴، ۰/۳۲۳ و ۰/۱۶۰) (جدول۲). علاوه بر این، مقایسهٔ نتایج پیش‌آزمون و پس‌آزمون آزمودنی‌های دو گروه تجربی و کنترل در آزمون‌های تعادل ایستا با چشمان باز و بسته و تعادل پویا، نشان داد که نتایج پیش‌آزمون دو گروه تفاوت معنی‌داری با یکدیگر ندارد (مقادیر p به‌ترتیب ۰/۱۵۸، ۰/۹۲۱ و ۰/۸۴۴)، ولی این تفاوت در پس‌آزمون معنی‌دار بود و گروه تجربی، در مقایسه با گروه کنترل عملکرد بهتری نشان دادند (p=۰/۰۰۱) (جدول۳).

جدول ۲. مقایسهٔ تغییرات درون گروهی آزمودنی‌ها در آزمون‌های تعادل ایستا و پویا

گروه	آزمون	پیش‌آزمون (M ±SD)	پس‌آزمون (M ±SD)	df	T همبسته	P Value
تجربی	تعادل ایستا (با چشمان باز)	۳۲/۴۸±۱/۷۶ (ثانیه)	۴۱/۳۵±۲/۱۶	۱۳	-۱۷/۰۶۷	۰/۰۰۰
	تعادل ایستا (با چشمان بسته)	۱۰/۸۸±۱/۲۴	۱۴/۹۵±۱/۳۰	۱۳	-۷/۶۰۴	۰/۰۰۰
	تعادل پویا	۱۰/۳۰±۰/۹۹	۷/۳۹±۰/۸۶	۱۳	۲۲/۴۴۹	۰/۰۰۰
کنترل	تعادل ایستا (با چشمان باز)	۳۳/۵۳±۲/۰۵	۳۳/۴۹±۱/۹۹	۱۳	۱/۵۱۳	۰/۱۵۴
	تعادل ایستا (با چشمان بسته)	۱۰/۹۳±۱/۳۴	۱۰/۸۸±۱/۴۱	۱۳	۱/۰۲۷	۰/۳۲۳
	تعادل پویا	۱۰/۲۲±۰/۹۸	۱۰/۶۸±۱/۰۲	۱۳	-۱/۴۸۹	۰/۱۶۰

جدول ۳. مقایسه تغییرات بین گروهی آزمودنی‌ها در تست‌های تعادل ایستا و پویا

آزمون		گروه تجربی (M ±SD)	گروه کنترل (M ±SD)	T مستقل	P value
تعادل ایستا با چشمان باز	پیش‌آزمون	۳۲/۴۸±۱/۷۶ (ثانیه)	۳۳/۵۳±۲/۰۵ (ثانیه)	-۱/۴۵۲	۰/۱۵۸
	پس‌آزمون	۴۱/۳۵±۲/۱۶	۳۳/۴۹±۱/۹۹	۹/۹۸	۰/۰۰۰
تعادل ایستا با چشمان بسته	پیش‌آزمون	۱۰/۸۸±۱/۲۴	۱۰/۹۳±۱/۳۴	-۰/۱۰۱	۰/۹۲۱
	پس‌آزمون	۱۴/۹۵±۱/۳۰	۱۰/۸۸±۱/۴۱	۷/۹۱۰	۰/۰۰۰
تعادل پویا	پیش‌آزمون	۱۰/۳۰±۰/۹۹	۱۰/۲۲±۰/۹۸	۰/۱۹۸	۰/۸۴۴
	پس‌آزمون	۷/۳۹±۰/۸۶	۱۰/۶۸±۱/۰۲	-۹/۱۵۲	۰/۰۰۰

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از انجام این تحقیق بررسی تأثیر هشت هفته تمرین در آب بر تعادل ایستا و پویای مردان سالمند است. بر اساس نتایج آزمون شارپند رومبرگ و ارزیابی آزمون عملکردی، برنامهٔ آب درمانی استفاده شده در این تحقیق، افزایش قابل توجه تعادل ایستا و پویا را در پی داشت. سایر محققانی که به بررسی آب درمانی در سالمندان پرداخته بودند، به نتایج مشابهی رسیده‌اند (۱۲، ۱۳، ۱۶- ۱۸). که البته آزمون‌های کاربردی و برنامه‌های درمانی متفاوت استفاده شده در این مطالعات، مقایسه کمّی نتایج را مشکل کرده است. یکی از رویکردهای مطالعه و بررسی کنترل تعادل، تحلیل نوسانات خودبه‌خودی است که در آن عواملی از قبیل تغییرات مرکز فشار و جرم، نوسانات زاویهٔ مچ پا و همچنین دیگر نقاط بدن مطالعه و بررسی می‌شود. حرکات مرکز فشار، نتیجهٔ عملکرد عضلات است و با تعیین سیستم حسی - حرکتی و استراتژی‌های معین برای حفظ تعادل استفاده می‌شود (۱۹).

در تحقیق حاضر تعادل ایستا و پویا در میان مردان سالمند به‌طور کمّی ارزیابی شد که با بهبود قابل توجه تعادل، بعد از برنامهٔ تمرینی همراه بود. اجرای فعالیت جسمانی در آب، از طریق ایجاد فرصت‌های تمرینی و همچنین ایجاد چالش برای سازوکارهای تعادلی، به بهبود آن‌ها منجر می‌شود (۱۳). محققان دیگر نیز در مورد تأثیر تمرین در آب بر کسانی که ترس از زمین خوردن داشته،و در معرض آن قرار دارند، هم عقیده‌اند (۱۲، ۱۳، ۱۶، ۱۸). کشش سطحی آب، حرکت در آب را کند می‌کند و مانع از زمین خوردن می‌شود. البته، چنانچه فرد تعادل خود را نیز از دست دهد، زمان کافی برای بازیابی تعادل به‌مراتب بیشتر خواهد بود؛ از این رو، انجام فعالیت‌های ورزشی در آب، علاوه بر اینکه باعث اعتماد به نفس و قوت قلب افراد سالمند می‌شود، ترس از زمین خوردن را نیز کاهش می‌دهد. و موجب می‌شود افراد بدون ترس از عواقب زمین خوردن به انجام تمرینات به‌منظور ارتقای تعادل و استواری ادامه دهند (۲۰، ۲۱).

بر اساس نتایج تحقیق سیمونز و هانسن[1] (۱۹۹۶)، در مدت شش هفتهٔ ابتدایی تمرین در آب، افزایش بیشتری در تعادل مشاهده شد (۲۰) که این نتایج احتمالاً به‌دلیل آن است که واکنش به فعالیت‌های بدنی در هفته‌های اول بیشتر بوده است؛ زیرا در هفته‌های ابتدایی تمرینات، بیشترین میزان سازگاری و تغییرات مربوط به تغییرات عصبی است، ولی در دورهٔ میانی، شکل‌گیری عضلات غالب می‌شود که در افراد سالمند، افزایش قدرت عضلات، به‌عنوان یکی از عوامل مؤثر بر تعادل، به‌دلیل سازگاری عصبی است که میزان آن در شش تا هشت هفتهٔ نخستین تمرینات بیشتر است (۲۲، ۲۳). برنامهٔ آب درمانی استفاده شده در این تحقیق، طوری طراحی شده بود که برای پیشبرد افزایش قدرت عضلانی، تعادل و پیشگیری از زمین خوردن افراد سالمند، واکنش‌های تعادلی را برانگیزد و به راحتی قابل تکرار باشد، اما این برنامه به‌دلیل کلی و ساده بودن با بیشتر تحقیقات این حوزه متفاوت است (۱۲، ۱۳، ۱۶- ۱۸).

در مورد تأثیر تمرین در آب بر تعادل، نتایج تحقیق حاضر با یافته‌های دوریس[2] و همکاران (۲۰۰۳) سیمونز و هانسن (۱۹۹۶) و رسندی و همکاران (۲۰۰۸) که به مقایسهٔ تأثیر تمرین در آب و خشکی پرداختند و صرفاً از آزمون‌های عملکردی یا شاخص تعادل برگ برای تعیین تأثیر دوره‌های مختلف تمرینی استفاده نموده‌اند و همچنین، صادقی و علیرضایی (۱۳۸۶) هم‌خوانی دارد. سیمونز و هانسن (۱۹۹۶) معتقدند بهبود کنترل وضعیت بدن در فعالیت‌هایی که داخل آب انجام می‌شود به این علت است که شرایط محیطی آب به افراد سالمند اجازه می‌دهد بدون افزایش خطر افتادن یا آسیب، دامنهٔ وسیعی از حرکات را انجام دهند. علاوه بر این، محیط امن

1. Simmones & Hanson
2. Douris, et al

و محافظ آب به آن‌ها این امکان را می‌دهد تا وضعیتی مستقیم و صاف را به‌طور مستقل حفظ کنند (۲۴). همچنین، نیروهای بر هم زنندهٔ تعادل و ثبات در آب، محیطی مناسب برای کلیهٔ فعالیت‌های تعادلی و به چالش کشیدن سیستم‌های عصبی - عضلانی درگیر در تعادل فراهم می‌کند که به‌علت خاصیت ویسکوزیتهٔ آب، حرکات آهسته‌تر انجام می‌شوند و در نتیجه، افراد زمان بیشتری برای پاسخ و واکنش در اختیار دارند؛ بنابراین تمریناتی از این قبیل برای افراد دچار نقصان در تعادل، مطلوب است (۲۵).

نتایج این تحقیق با یافته‌های چو و همکاران[1] (۲۰۰۴) مغایر بود؛ زیرا در تحقیق آن‌ها تأثیر هشت هفته ورزش در آب بر تعادل افراد دچار حملهٔ قلبی معنی‌دار نبود، در صورتی که بهبود معنی‌داری در آمادگی قلبی- عروقی، سرعت راه رفتن و قدرت اندام تحتانی مشاهده شد. قابل ذکر است که در تحقیق چو و همکاران سیستم تعادل مد نظر نبوده است و محققان در این مطالعه بر این عقیده بوده‌اند که خاصیت شناوری آب و استفاده از وسایل شناوری سیستم‌های تعادلی را چندان دچار چالش نکرده‌اند (۲۶).

بهبود تعادل بوسیله تمرین در آب را می‌توان به تأثیر این تمرینات بر بهبود قدرت عضلات، دامنهٔ حرکتی مفاصل، کنترل عصبی حرکات و عوامل روانی آزمودنی‌ها نسبت داد. تعادل می‌تواند از طریق تمریناتی بهبود یابد که باعث افزایش قدرت و ظرفیت هوازی (۲۷) و بهبود دامنهٔ حرکتی مفاصل (۲۸) می‌شوند. همچنین گزارش شده است که وجود درد، تغییرات دامنهٔ حرکتی، قدرت یا طول عضله باعث اختلال در تعادل می‌شود. کاهش قدرت عضلانی اندام تحتانی سبب می‌شود مرکز ثقل بدن در جلوی مفصل مچ پا قرارگیرد و از این طریق، باعث ایجاد اختلال در تعادل و در نتیجه، افتادن می‌شود. از طرفی، بهبود قدرت عضلانی می‌تواند از طریق جابه‌جایی مرکز ثقل به مفصل مچ پا، تعادل را بهبود بخشد (۲۷). هر چند در این تحقیق دامنهٔ حرکتی مفاصل و قدرت عضلانی ارزیابی نشد، ولی از آنجا که در برنامهٔ تمرینی به تمرینات قدرتی و انعطاف‌پذیری نیز پرداخته شده بود، افزایش دامنهٔ حرکتی و قدرت عضلانی را نیز می‌توان از عوامل مؤثر در بهبود تعادل دانست. بنا بر نتایج تحقیق، آب درمانی را می‌توانبه‌عنوان یکی از منابع مؤثر در افزایش تعادل و در پی آن، پیشگیری از زمین خوردن در میان سالمندان استفاده کرد. بهبود کنترل وضعیت بدن در فعالیت‌هایی که داخل آب انجام می‌شود به این علت است که شرایط محیطی آب به افراد سالمند اجازه می‌دهد تا با کاهش خطر افتادن، دامنهٔ وسیعی از حرکات را انجام دهند. همچنین، نیروهایی که از آب به صورت امواج جزئی بر بدن وارد می‌شود، به عنوان نیروهای بر هم زنندهٔ تعادل و ثبات، محیط مناسبی

1. Chu, et al.

برای کلیهٔ فعالیت‌های تعادلی و تحریک سیستم‌های عصبی - عضلانی درگیر در تعادل فراهم می‌کند؛ بنابراین با توجه به اینکه یکی از دلایل شرکت نکردن سالمندان در فعالیت‌های مختلف ورزشی، ترس از افتادن است، محیط آب به‌عنوان محیطی امن و بی‌خطر برای انجام فعالیت‌ها، به‌ویژه برای سالمندان توصیه می‌شود.

منابع:

۱. بریل، پاتریشیا آ.، (۲۰۰۴). «آمادگی جسمانی ویژه سالمندان: برنامه‌های عملی برای بهبود کیفیت زندگی». ترجمهٔ دکتر سید رضا عطارزاده حسینی و ابراهیم داوودی شریف‌آبادی.

2. Williams, G.N., Higgins, M.J., Lewek, M.D. (2002). Aging skeletal muscle: physiologic changes and the effects of training. Phys Ther, 82(1):62-8.

3. Balfites, B.S.H., Sargent, I.I.F. (1997). Human physiological adaptability through the life sequence. J Gerontol, 32(4):402-10.

4. Candeloro, J.M., Caromano, F.A. (2007). Effects of a hydrotherapy program on flexibility and muscular strength in elderly women. Rev. bras. fisioter, São Carlos, 11(4):267-272.

۵. صادقی، حیدر و همکاران، (۱۳۸۸). تأثیر شش هفته برنامه تمرین عملکردی بر تعادل ایستا و پویای مردان سالمند. مجلهٔ سالمند ایران، سال سوم، شماره هشتم: ۵۶۵ تا ۵۷۱.

6. Berg, K., Wood-Dauphinee, S., Williams, J. I., Maki, B. (1992). Measuring balance in the elderly: Validation of an instrument. Canadian Journal of Public Health, 83(2):7–11.

7. Nagy, E., Toth, K., Janositz, G., Kovacs, G., Feher-kiss (2004) Postural control in athletes participating in an ironman trialthon. Eur J Appl Physiol, 92:407-413.

8. Resende, S.M., Rassi, C.M., Viana, F.P. (2008). Effects of hydrotherapy in balance and prevention of falls among elderly women. Rev Bras Fisioter, São Carlos, 12(1):57-63.

۹. صادقی، حیدر، علیرضایی، ف.، (۱۳۸۶). تأثیر یک دورهٔ تمرینی ورزش در آب بر تعادل ایستا و پویای زنان سالمند. مجلهٔ سالمند ایران، سال دوم، شماره ششم، ۴۰۲- ۴۰۹.

10. King, M.B., Judge, J.O., Whipple, R., Wolfson, L. (2000) Reliability and responsiveness of two physical performance measures examined in the context of a functional training intervention. Phy Ther, 80(1):8-16.

11. Yim-Chiplis, P.K., Talbot, L.A. (2000). Defining and measuring balance in adults. Biol Res Nurs, 1: 321-331.

12. Simmons, V., Hansen, P.D. (1996). Effectiveness of water exercise on postural mobility in the well elderly: an experimental study on balance enhancement. J Gerontol, 51A(5):233-238.

13. Douris, P., Southard, V., Varga, C., Schauss, W., Gennaro, C., Reiss, A. (2003). The effect of land and aquatic exercise on balance score in older adults. J Geriatr Phys Ther, 73: 3-6.

14. Lord SR, Matters B, George RS (2006). The effects of water exercise on physical functioning on older people. Aust J Ageing, 25(1):36-41.

15. Bean, J.F., Herman, S., Kiely, D.K. (2004) Increased velocity exercise to task In: VEST training: A pilot study exploring effects on leg power, balance, and mobility in community-dwelling older women. J Am Geriatr Soc, 52: 799-804.

16. Booth, C.E. (2004). Water exercise and its effects on balance and gait to reduce the risk of falling in older adults. Activities, Adaptation Aging, 28(4):45-57.

17. Lord, S., Mitchell, D., Willians, P. (1993). Effect of water exercise on balance and related factors in older people. Aust Physio, 39(3):217-222.

18. Devereux, K., Roberston, D., Briffa, N.K. (2005). Effects of a water-based program on women 65 years and over: a randomized controlled trial. Aust J Physiother, 51(2):102-108.

19. Karlsoon, A., Frykberg, G. (2000). Correlations between forceplate measures for assessment of balance. Clin Biomech, 15: 362-365.

20. Geigle, P.R., Cheek, W.L., Gould, M.L., Hunt, H.C., Shafiq, B. (1997). Aquatic physical therapy for balance: the interaction of somatosensory and hydrodynamic principles. J Physi Ther, 5(1):4-10.

21. Salzman, A.P. (1998). Evidence-based aquatic therapy for proprioceptive-training. The Aquatic Resources Network. Atri's Aquatic Symposium, 95-99.

22. Komi, P.V. (1986). Training of muscle strength and power: interaction of neuromotoric, hypertrophic, and mechanical factors. Int J Sports Med, 7:10-5.

23. Hakkinen, K., Kallinen, M., Izquierdo, M., Jokelainen, K., Lassila, H., Malkia, E., et al. (1998). Changes in agonist-antagonist EMG, muscle CSA, and force during strength training in middle-aged and older people. J Appl Physiol, 84:1341-1349.

24. Era, P., Heikkinen, E. (1985). Postural sway during standing and unexpected disturbance of balance in random samples of men of different ages. J Gerontol, 40:287-295.

25. Winter, D.A. (1990) Biomechanics and motor control of human movement. 2nd ed. New York: John Wiley & Sons.

26. Chu, K.S., Eng, J.J., Dawson, A.S., Harris, J.E. (2004). Water- based exercise for cardiovascular fitness in people with chronic stroke: A randomized controlled trial. Arch Phys Med Rehabil, 85:870- 874.

27. Toulotte, C., Thevenon, A., Watelain, E., Fabre, C. (2006). Identification of healthy elderly fallers and non-fallers by gait analysis under dual-task conditions. Clin Rehabil, 20: 269-276.

28. Shumway-cook, A., Brauer, S., Woollacott, M. (2000). Predicting the probability for falls in community-dwelling older adults using the timed up and go test. Phys Ther, 80: 896-903.

پژوهش در علوم ورزشی شماره ۸، زمستان ۱۳۸۹، صص ۱۵۶-۱۴۵

تأثیر هشت هفته تمرینات اصلاحی بر ناهنجاری‌های عضلانی – اسکلتی کارگران کارخانهٔ لعابیران

دکتر نادر رهنما[۱]، دکتر عفت بمبئی چی[۲]، فادیا ریاستی[۳]

تاریخ دریافت: ۸۹/۱۲/۲۱ تاریخ پذیرش: ۹۰/۳/۲۴

چکیده

هدف از تحقیق حاضر، بررسی شیوع ناهنجاری‌های عضلانی - اسکلتی و تأثیر هشت هفته تمرینات اصلاحی بر کارگران مرد کارخانهٔ لعابیران است. بدین منظور ۹۱ نفر از کارگران کارخانهٔ لعابیران، با استفاده از صفحهٔ شطرنجی برای ارزیابی ناهنجاری‌های وضعیتی و ترسیم نقش کف پا بر اساس آزمون نیویورک غربال شدند. از میان آزمودنی‌ها، ۳۱ نفر که دارای ناهنجاری‌های عضلانی – اسکلتی بودند به‌طور هدفمند انتخاب شدند و به مدت هشت هفته (هفته‌ای سه جلسه تمرین ۴۵ تا ۹۰ دقیقه‌ای) در برنامهٔ ویژهٔ تمرینی شرکت کردند. نتایج این تحقیق نشان داد که بیشترین میزان ناهنجاری‌ها به‌ترتیب مربوط به لوردوز (۲۱ درصد)، کیفوز (۱۸/۷ درصد)، افتادگی شکم (۱۵/۴ درصد)، سر به جلو (۱۴/۳ درصد)، کف پای صاف (۱۱ درصد)، افتادگی شانه (۸/۸ درصد) و کج گردنی (۲/۲ درصد) است. پس از هشت هفته تمرین اصلاحی، در میزان ناهنجاری‌های لوردوز، کیفوز، سر به جلو، افتادگی شانه بهبودی معنی‌دار ($P < ۰/۰۵$) مشاهده شد. بین نتایج پیش‌آزمون و پس‌آزمون کف پای صاف و کج گردنی تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد ($P > ۰/۰۵$). از نتایج این تحقیق می‌توان نتیجه‌گیری کرد که ناهنجاری‌های عضلانی- اسکلتی کارگران لعابیران تقریباً زیاد است و تمرینات اصلاحی در بهبود و کاهش ناهنجاری‌های عضلانی- اسکلتی مؤثر بوده است.

کلیدواژه‌های فارسی: ناهنجاری‌های عضلانی- اسکلتی، تمرینات اصلاحی.

۱. دانشیار دانشگاه اصفهان (نویسندهٔ مسئول) Email: Rahnamanader@yahoo.com
۲. استادیار دانشگاه اصفهان Email: Bumbaeichi@sprt.ui
۳. کارشناس ارشد تربیت بدنی دانشگاه آزاد اسلامی، واحد خوراسگان Email: Friasati@yahoo.com

مقدمه

پوسچر یا وضعیت بدنی به نحوهٔ قرارگیری قسمت‌های مختلف بدن نسبت به یکدیگر گفته می‌شود. وضعیت بدنی خوب عبارت است از: تعادل اسکلتی و عضلانی که ساختمان‌های نگه‌دارندهٔ بدن را در هر حالتی همچون کار یا استراحت در مقابل آسیب و تغییر شکل پیش‌رونده حفاظت می‌کند (۱۶). پوسچر خوب برای تکلیفی خاص از تأثیر متقابل بیومکانیک و عملکرد عصبی عضلانی به‌دست می‌آید (۲۳) که کمترین تنش و استرس در اندام‌های متحمل وزن ایجاد می‌کند و به‌منظور جلوگیری از درد و ناهنجاری، حفظ تعادل و توانایی تغییر وضعیت سریع و آسان در فعالیت‌ها وزن بدن را به‌طور متعادل روی مفاصل توزیع می‌کند (۳۰).

خارج شدن از وضعیت بدنی مطلوب، هم از لحاظ زیبایی ناخوشایند به نظر می‌رسد و هم کارآیی عضلات را تحت تأثیر قرار داده، شرایط آسیب پذیری عضلانی- اسکلتی را فراهم می‌کند (۳۳). اگر اندام‌های بدن برای مدتی طولانی خارج از راستای طبیعی قرار بگیرند، عضلاتِ در حالت استراحت در وضعیت کوتاه یا به حالت کش‌آمده قرار می‌گیرند (۲۰). این تغییرات در طول عضلهٔ در حالت استراحت ممکن است راستای قامت را تحت تأثیر قرار دهد (۲۷) و به ناهنجاری‌های عضلانی- اسکلتی منجر شود..

تغییر شیوهٔ زندگی و کار با خطرات زیاد از جمله عواملی هستند که با شیوع ناهنجاری‌های عضلانی- اسکلتی ستون فقرات در ارتباطاند (۲۲) و موجب از دست دادن روزهای کاری و صرف هزینه‌های مالی بسیار برای مراقبت‌های پزشکی و درمانی و تسکین درد می‌شوند (۳۵).

بر اساس یافته‌های سودربرگ (۱۹۸۹) نحوهٔ قرارگیری فرد هنگام کار و نوع کار تأثیری مستقیم بر افزایش و کاهش قوس‌های کیفوزی و لوردوزی دارد (۳۸). حبیبی (۱۳۷۱)، گلپایگانی (۱۳۷۱)، قره‌گوزلو (۱۳۷۷) و برگمن (۱۹۹۶) در تحقیق خود به تأثیر عوامل شغلی در بروز ناهنجاری‌های وضعیت بدنی و نیز دردهای مفصلی و عضلانی و استخوانی اشاره داشته‌اند (۲، ۱۱، ۱۲، ۱۹). حبیبی (۱۳۷۱) به بررسی ناهنجاری‌های ستون فقرات کارگران پرداخت و گزارش داد عواملی چون وضعیت بدنی کارگران حین انجام کار، میزان ساعت کاری، الگوی انجام کار، سابقهٔ کار و عادت‌های ویژه از جمله خوابیدن، نوع نشستن، ورزش کردن، تیپ بدنی و سن همگی با شیوع این ناهنجاری‌ها ارتباط معنی‌داری دارند (۲). بر اساس یافته‌های معینی (۱۳۷۸) بیشترین ضعف در ستون فقرات کارگران از دید جانبی، برآمدگی شکم (۳۹٪) بود و از دید خلفی، اسکولیوز (۱۳/۲٪) و ناحیهٔ کمر (۶۷/۹٪) بیشترین ناحیهٔ درد را در ستون فقرات به خود اختصاص داده بود (۱۴).

تمرینات قدرتی اغلب برای اصلاح ناهنجاری‌های وضعیتی توصیه شده است. به نظر می‌رسد تمرینات تقویتی برای اصلاح تعدادی از ناهنجاری‌های عضلانی- اسکلتی از قبیل اسکولیوز، کیفوز، لوردوز کمری شدید و کتف‌های از هم دور شده و سر به جلو توصیه شده است (۲۰، ۲۶، ۲۹، ۳۰، ۳۱، ۳۶، ۴۰). به نظر می‌رسد سازگاری از طریق تقویت عضلات ضعیفِ به حالت کش‌آمده در کنار تمرینات کششی ویژهٔ عضلاتِ مخالفِ کوتاه‌شده حاصل می‌شود (۳۰).

نداشتن شناخت کافی از وضعیت‌های کاری استاندارد و به‌کارگیری نادرست عضلات در حالت‌های مختلف نشسته، ایستاده، خمیده، حمل کردن، بلند کردن اشیاء و همچنین محروم بودن از تمرینات بدنی که جنبهٔ پیشگیری و اصلاحی دارد هر یک به نوبهٔ خود می‌تواند بر ساختار عصبی عضلانی بدن کارگران اثرات منفی به جا گذاشته، موجب نقص در اندام آن‌ها شود؛ بنابراین بی‌توجهی یا غفلت در این زمینهٔ مهم می‌تواند پیامدهای جبران‌ناپذیری در روند سلامتی و بهداشت کارگران داشته باشد، به همین دلیل هدف حرکات اصلاحی که شاخه‌ای از تربیت بدنی محسوب می‌شود، شناسایی، پیشگیری و اصلاح ناهنجاری‌هاست که عمدتاً به‌دلیل فقر حرکتی، عادت‌های غلط در طرز نگه‌داری بدن و ضعف عضلات ایجاد می‌شود. با توجه به این موارد، بازنگری همه‌جانبه‌ای در محیط‌های کارگری، ابزار و لوازم کار، موقعیت‌های شغلی و شرایط احراز شغل و سایر مواردی که کارگران در حین کار با آن مواجه‌اند، بیش از هر زمان دیگری مشهود و نمایان است؛ از این رو، ضروری است با انجام تحقیقاتی وضعیت‌های محیط‌های کاری در صنایع مختلف بررسی و تجزیه و تحلیل شود.

روش‌شناسی پژوهش

پژوهش حاضر از نوع نیمه‌تجربی است که به روش میدانی انجام شده است. جامعهٔ آماری تحقیق را کارگران مرد کارخانهٔ لعابیران تشکیل می‌دادند. در این پژوهش، بیشتر واحدهای کارخانه بررسی شدند. در مجموع، ۹۱ نفر ارزیابی قرار شدند که از میان آن‌ها، ۳۱ نفر با ناهنجاری‌های عضلانی – اسکلتی شناسایی شدند.

برای ارزیابی وضعیت بدنی و ناهنجاری‌های وضعیتی کارگران به‌منظور کسب اطلاعات عینی و ارزیابی جسمی آن‌ها برای هر یک از کارگران، بر مبنای چارت بررسی وضعیت بدنی در آزمون نیویورک برگهٔ معاینه‌ای تنظیم شد. وضعیت هر ناحیه از دید پشت، پهلو و جلو بر اساس سه سطح خوب، متوسط و ضعیف تعیین شد. آزمودنی‌ها با استفاده از ترسیم نقش کف پا بر اساس آزمون نیویورک غربال شدند و همچنین از متر و ترازو برای اندازه‌گیری قد و وزن استفاده شد.

بعد از انجام آزمون‌های یادشده که مرحلهٔ پیش‌آزمون را بـه خـود اختصـاص داده بـود، برنامـهٔ تمرینی ویژهٔ ناهنجاری‌های عضلانی - اسکلتی آزمودنی‌هـا بـه مـدت هشـت هفتـه، بـه‌صـورت هفته‌ای سه جلسه، به مدت ۴۵ تا ۹۰ دقیقه تجویز شد. انتخاب تمرینات و نحوهٔ اجرای آن‌ها از ساده به مشکل بود؛ بدین معنی که اصول علمی تمرین رعایت می‌شد. تمام تمرینات بر اسـاس توانایی هر فرد با توجه به ناهنجاری مورد نظر و اصول تمـرین، شـدت و افـزایش تـدریجی آن، مدت، اصل اضافه بار و الگوی حرکتی درگیر در تمرین انجـام شـدند. چـارچوب برنامـهٔ تمـرین شامل مراحل گرم کردن و انجام نرمش‌های سبک بین ۱۰ تا ۵ دقیقه، تمرینات کششـی ویـژه ۲۵ تا ۲۰ دقیقه، تمرینات مقاومتی ویژه ۲۵ تا ۲۰ دقیقه و بازگشت به حالت اولیـه ۱۰تـا ۵ دقیقه بود. مدت تمرین هر جلسه، با توجه به برنامهٔ تمرینی متغیـر بـود. بعـد از خاتمـهٔ هفتـهٔ هشتم، پس‌آزمون گرفته شد.

برای اندازه‌گیری وضعیت ستون فقرات دو روش تهـاجمی و غیرتهـاجمی وجـود دارد کـه روش تهاجمی با وجود دقیق بودن، خطرناک و بسیار گران است و در بعضی از آزمایشگاه‌های تربیـت بدنی نیز موجود نیست. اسپاینال موس، الکتروگونیامتر، اسپاینال پانتوگراف، خط‌کش منعطف و کایفومتر از وسایلی هسـتند کـه در روش غیرتهـاجمی اسـتفاده مـی‌شـوند. گفتنـی اسـت کـه روش‌های فوق هر کدام مزایا و معایبی دارند. آزمون نیویورک از آزمون‌هایی است کـه بـه روش غیرتهاجمی به اندازه‌گیری وضعیت سـتون فقـرات مـی‌پـردازد و مـی‌تـوان از آن در مـدارس و کارخانه‌های صنعتی و مکان‌هایی که دسترسی به امکانات دقیق دیگـر مشـکل اسـت، اسـتفاده نمود. با وجود اینکه آزمون نیویورک (ساختهٔ گروه آمـوزش و پـرورش ایـالتی نیویـورک) بـرای سالیان متمادی و در حد وسیعی در سرتاسر دنیا برای ارزیابی وضعیت بدنی استفاده مـی‌شـود، تا کنون هیچ تحقیقی به‌طور مشخص به ارزیابی روایی و پایایی آن نپرداخته است، اما به‌تـازگی گنجی (۱۳۸۳) در مطالعه‌ای با همکاری علیزاده نشان داد که آزمون نیویورک در انـدازه‌گیـری ستون فقرات با ۹۵٪ اطمینان، دارای پایایی است (۱۳)، با این حال، در خصوص تعیین پایایی و روایی دقیق این آزمون به تحقیقات بیشتری نیـاز اسـت. شـایان ذکـر اسـت کـه در ایـران نیـز محققان زیادی از جمله دانشمندی و همکاران (۱۳۸۴) از این روش در ارزیابی وضـعیت سـتون فقرات استفاده کرده‌اند (۳).

یافته‌های پژوهش

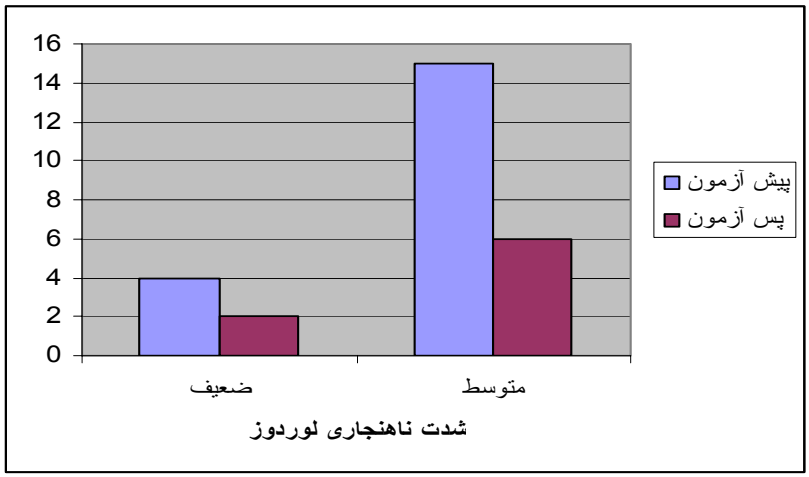
از مجموع ۹۱ نفر که ناهنجاری‌های عضلانی - اسکلتی آن‌ها ارزیـابی شـد، حـدود ۶۶ درصـد طبیعی و ۳۴ درصد غیرطبیعی تشخیص داده شدند. اطلاعات مربوط به ناهنجاری‌های عضلانی

- اسکلتی آزمودنی‌ها در جدول ۱ ارائه شده است.

جدول ۱. اطلاعات مربوط به ناهنجاری‌های عضلانی - اسکلتی آزمودنی‌ها

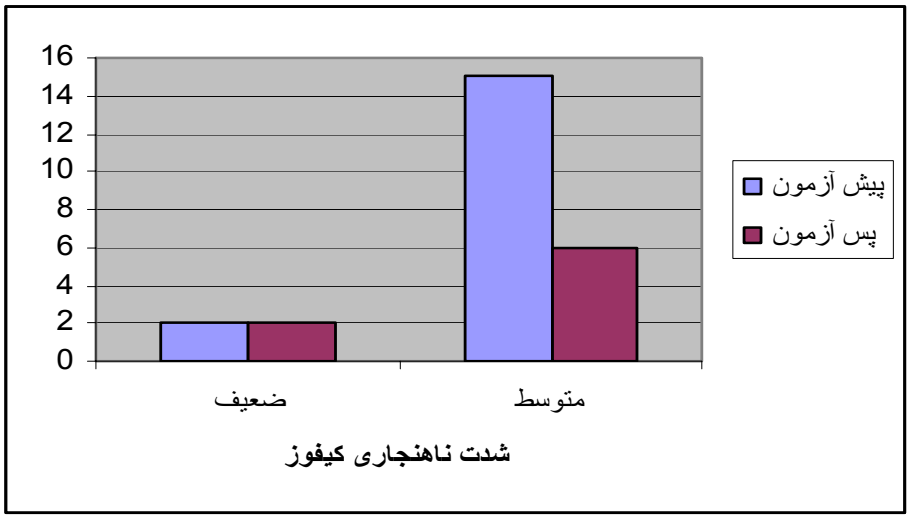
ناهنجاری‌ها	فراوانی	درصد
لوردوز	۱۹	۲۰/۷۸
کیفوز	۱۷	۱۸/۷
سر به جلو	۱۳	۱۴/۳
افتادگی شانه	۸	۸/۷۹
کج گردنی	۲	۲/۲
کف پای صاف	۱۰	۱۱
افتادگی شکم	۱۴	۱۵/۴
جمع	۸۳	۹۱/۲

بین ناهنجاری لوردوز، قبل و بعد از هشت هفته تمرینات اصلاحی، تفاوت معنی‌داری مشاهده شد ($P<۰/۰۵$ و $Z=۷/۶۲۶$)، به‌طوری که ناهنجاری لوردوز آزمودنی‌ها پس از تمرینات اصلاحی حدود ۴۲ درصد کاهش یافت (شکل ۱).



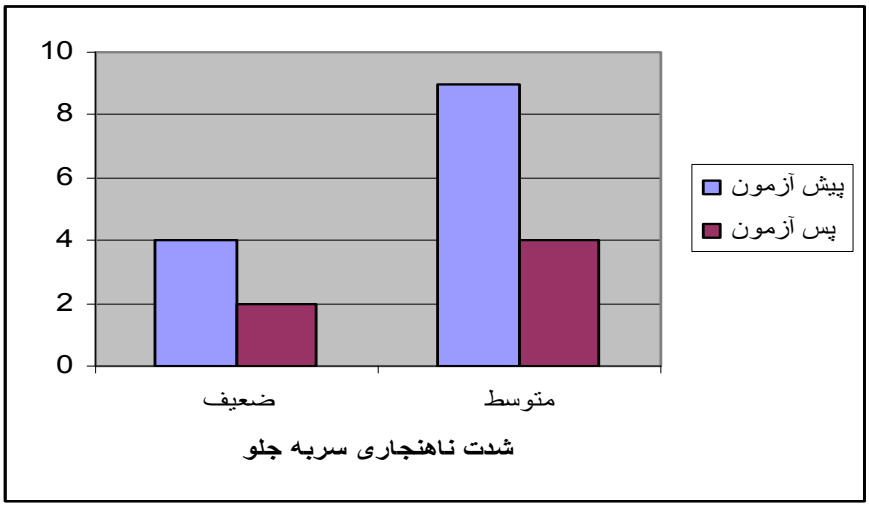
شکل ۱. ناهنجاری لوردوز قبل و بعد از هشت هفته تمرینات اصلاحی

بین ناهنجاری کیفوز، قبل و بعد از هشت هفته تمرینات اصلاحی، تفاوت معنی‌داری مشاهده شد ($P<۰/۰۵$ و $Z=۳/۴۰$)، به‌طوری که ناهنجاری کیفوز آزمودنی‌ها پس از تمرینات اصلاحی حدود ۴۷ درصد بهبود یافت (شکل ۲).



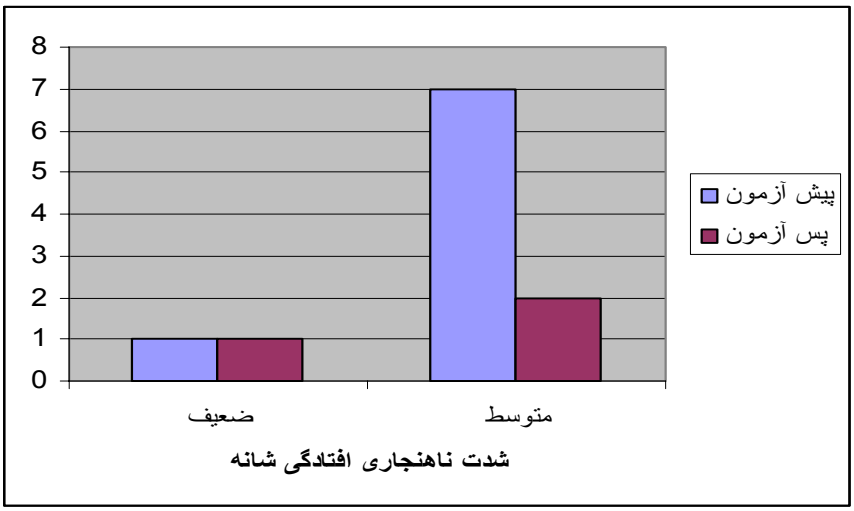
شکل ۲. ناهنجاری کیفوز قبل و بعد از هشت هفته تمرینات اصلاحی

بین ناهنجاری سر به جلو، قبل و بعد از هشت هفته تمرینات اصلاحی، تفاوت معنی‌داری مشاهده شد ($P<۰/۰۵$ و $Z=۷$)، به‌طوری که ناهنجاری سر به جلو آزمودنی‌ها پس از تمرینات اصلاحی حدود ۴۶ درصد بهبود یافت (شکل ۳).



شکل۳. ناهنجاری سر به جلو قبل و بعد از هشت هفته تمرینات اصلاحی

بین ناهنجاری افتادگی شانه، قبل و بعد از هشت هفته تمرینات اصلاحی، تفاوت معنی‌داری مشاهده شد (P<۰/۰۵ و Z = -۴/۳۵۹)، به‌طوری که این ناهنجاری، پس از تمرینات اصلاحی ۳۷/۵ درصد بهبود یافت (شکل ۴). در خصوص ناهنجاری کج گردنی و کف پای صاف قبل و بعد از هشت هفته تمرینات اصلاحی تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد.



شکل ۴. ناهنجاری افتادگی شانه قبل و بعد از هشت هفته تمرینات

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از تحقیق حاضر بررسی تأثیر هشت هفته تمرینات اصلاحی بر ناهنجاری‌های عضلانی- اسکلتی کارگران کارخانهٔ لعابیران، با مداخلهٔ ارگونومی بود. از مجموع ۹۱ نفر از کارگرانی که ناهنجاری‌های عضلانی - اسکلتی آن‌ها ارزیابی شد، حدود ۳۴ درصد غیرطبیعی تشخیص داده شدند. بیشترین میزان ناهنجاری‌ها به‌ترتیب مربوط به لوردوز (۲۱ درصد)، کیفوز (۱۸/۷ درصد)، افتادگی شکم (۱۵/۴ درصد)، سر به جلو (۱۴/۳ درصد)، کف پای صاف (۱۱ درصد)، افتادگی شانه (۹ درصد) و کج گردنی (۲/۲ درصد) بود.

از آنجا که در کارخانهٔ لعابیران، بیشتر کارها به‌صورت ایستاده انجام می‌شود، به نظر می‌رسد یکی از عوامل اصلی بروز ضعف در ستون فقرات، یکنواختی کار و حالت استاتیک ایستاده است. همچنین با توجه به حمل و بلند کردن دستی اشیاء و رعایت نکردن اصول ایمنی در کار، ممکن است یکی دیگر از عوامل اصلی بروز ضعف در ستون فقرات، حمل و نقل دستی بار باشد. به‌علاوه، از آنجا که وضعیت ضعیف بالاتنه در مشاهده از نمای پهلو، در مقایسه با مشاهده از

نمای پشت به میزان و درصد بیشتری داشته است، چنین نتیجه‌گیری می‌شود که تغییر شکل‌های ایجاد شده بیشتر به‌دلیل ضعف در نگهداری بالاتنه است و تمایل جبرانی بدن سبب می‌شود کارگران سر و گردن را به طرف جلو خم کنند که این نتایج با یافته‌های حبیبی (۱۳۷۱) و معینی (۱۳۷۸) هم‌خوانی دارد (۲، ۱۴).

هشت هفته تمرینات اصلاحی ناهنجاری لوردوز کارگران را بهبود بخشید. برنامهٔ تمرینی ویژه که بر تقویت عضلات ناحیهٔ شکم، همسترینگ، تمرینات کششی خم‌کننده‌های ران و عضلات کمر تأکید داشت موجب بهبود و رفع ناهنجاری لوردوز کارگران شد. نتایج این تحقیق با نتایج فرزان (۱۳۷۲) و رحیمی و حسن پور (۱۳۸۵) که به بررسی تأثیر هشت هفته حرکات اصلاحی بر میزان قوس کمری دانشجویان در دانشگاه لرستان پرداخته بودند (۶، ۱۰) و علیزاده و استاندرینگ (۱۹۹۶)، ایتوی و سیناکی (۱۹۹۴)، فایرودر و سیدوی (۱۹۹۲) هم‌خوانی دارد (۱۸، ۲۸، ۲۴).

نتایج نشان می‌دهد هشت هفته تمرینات اصلاحی ناهنجاری کیفوز را بهبود بخشیده است. از آنجا که برنامهٔ تمرینی بر تقویت عضلات پشتی و کشش عضلات جلوی سینه تأکید داشت، تمرینات ارائه شده موجب رفع و بهبود ناهنجاری کیفوز شد. نتایج این پژوهش با یافته‌های مهدوی نژاد (۱۳۷۱)، بهبودی (۱۳۷۴)، شاهسوندی (۱۳۸۶)، وایت و پنجابی (۱۹۹۰)، فایرودر و سیدوی (۱۹۹۲)، هین مان (۲۰۰۴)، سیناکی و همکاران (۲۰۰۵) و کاتزمن و همکاران (۲۰۰۷) هم‌خوانی دارد (۱، ۸، ۱۵، ۲۴، ۲۵، ۲۹، ۳۷، ۳۹).

هشت هفته تمرینات اصلاحی باعث بهبود ناهنجاری سر به جلو کارگران شد. برنامهٔ تمرینات اصلاحی که بر تقویت عضلات ناحیهٔ قدامی گردن و کشش عضلات پشتی گردن برای کاهش انحنای گردن تأکید داشت، ناهنجاری سر به جلو را بهبود بخشید. نتایج این تحقیق با نتایج مهدوی نژاد (۱۳۷۱)، مورنینگستار (۲۰۰۲) و کاتزمن (۲۰۰۷) هم‌خوانی دارد (۱۵، ۳۱، ۲۹).

پس از هشت هفته تمرینات اصلاحی ناهنجاری افتادگی شانه بهبود یافت. برنامهٔ تمرینات اصلاحی ارائه شده بر تقویت عضلات بالابرندهٔ کتف و تمرینات کششی عضلات کوتاه‌شده در یک سمت تأکید داشت؛ بنابراین به نظر می‌رسد برنامهٔ تمرینات اصلاحی ارائه شده بر بهبود وضعیت ناهنجاری افتادگی شانهٔ آزمودنی‌ها تأثیر قابل توجهی داشته است. در تحقیقات نظرعلی و همکاران (۱۳۸۶) و اکبری و قناد (۲۰۰۶) بین نحوهٔ حمل کیف و افتادگی شانه ارتباطی معنی‌دار یافت شد (۱۶، ۱۷)؛ بنابراین حمل اجسام در یک طرف از عوامل مهمی است که با افتادگی شانه ارتباط دارد.

هشت هفته تمرینات اصلاحی در ناهنجاری کج‌گردنی بهبود معنی‌داری ایجاد نکرد. با توجه به برنامهٔ تمرینات اصلاحی ویژهٔ ناهنجاری کج‌گردنی که مبتنی بر تقویت و کشش عضلات گردن بود، به نظرمی‌رسد شدت این ناهنجاری در افراد مبتلا و همچنین سن آزمودنی‌ها سبب شده است برنامهٔ تمرینات اصلاحی در مدت زمان ارائه شده، بر بهبود ناهنجاری کج‌گردنی مؤثر نباشد.

پس از هشت هفته تمرینات اصلاحی، بهبود معنی‌داری در ناهنجاری کف پای صاف مشاهده نشد. بعضی از تحقیقات نشان داده‌اند که سن مناسب برای بهبود قوس طولی، قبل از شش سالگی است. به عقیدهٔ مرتضوی و همکاران (۲۰۰۷) که به بررسی کف پای صاف در کودکان پرداختند، زمانی که کودک به سن ۱۰ سالگی و بیشتر می‌رسد، کف پای صافِ منعطف دائماً مورد توجه است و استفادهٔ بلندمدت از آرتوز برای پیشگیری از مشکلات آینده در پا، اندام تحتانی و ستون فقرات پیشنهاد شده است (۳۱). تقویت عضلات درشت‌نی خلفی و تمرینات چرخشی داخلی و خارجی و تمرین جمع کردن حوله به مدت ۱۵ دقیقه در روز ممکن است برای کودکان مفید باشد. در تحقیق چارت (۲۰۰۳) که به بررسی تکامل قوس‌های کف پایی در کودکان دبستانی پرداخته است، نشان داده شده که چنانچه بعد از ۱۰ سالگی کاهش قوس‌های کف پایی در کودکان مشاهده شود، به‌ویژه اگر اضافه وزن داشته باشند، اجرای برنامه‌های حرکتی و تجویز آرتوزهای مناسب برای بهبود آنان ضروری است (۲۲)؛ بنابراین نتیجهٔ تحقیق حاضر با تحقیقات مرتضوی و همکاران (۲۰۰۷) و چارت (۲۰۰۳) از لحاظ سن آزمودنی‌ها و شرایط حاکم بر آن‌ها و تأثیر برنامهٔ تمرینی در بهبود وضعیت آزمودنی‌ها هم‌خوانی ندارد (۲۲، ۳۲).

منابع:

۱. بهبودی، ل، (۱۳۷۴). بررسی تأثیر یک دوره حرکات اصلاحی ویژه بر روی دانش‌آموزان دختر کایفوتیک ۱۸-۱۵ ساله شهرستان کرج. پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد. دانشگاه تهران.

۲. حبیبی، عبدالحمید، (۱۳۷۱). بررسی ناهنجاری‌های ستون فقرات کارگران مرد کارخانجات صنعتی اهواز و ارائه پیشنهادات اصلاحی-حرکتی. پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد. دانشگاه تربیت مدرس تهران.

۳. دانشمندی، حسن، حسین پور، ح.، سردار، م. ع.، (۱۳۸۴). بررسی مقایسه‌ای ناهنجاری‌های ستون فقرات پسران و دختران دانش‌آموز. حرکت، ۲۳.

۴. ذاکری، ر.، (۱۳۷۵). بررسی و شناخت ناهنجاری‌های ستون فقرات دانش‌آموزان پسر ۱۵-۱۸ سالهٔ نطنز و ارتباط آن با برخی ویژگی‌های جسمانی و حرکتی. پایان‌نامه کارشناسی ارشد. دانشگاه تربیت مدرس.

۵. رحمانی‌نیا، فرهاد، دانشمندی، حشن، (۱۳۸۶). رابطهٔ وضعیت وزن بدن دختران دانش‌آموز با ناهنجاری‌های اندام تحتانی. حرکت، ۳۳: ۳۱- ۴۵.

۶. رحیمی، غ. ح.، حسن پور، م.، (۱۳۸۵). بررسی تأثیر هشت هفته حرکات اصلاحی بر میزان قوس کمری دانشجویان دختر ۱۹- ۲۵ سالهٔ مبتلا به پشت گود در دانشگاه لرستان. حرکت، ۳۰: ۶۹- ۸۶.

۷. رضایی صوفی، م.، (۱۳۷۳). بررسی ناهنجاری‌های ستون فقرات در چای‌کاران استان گیلان. پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد. دانشگاه تهران.

۸. شاهسوندی، م.، (۱۳۸۶). بررسی و میزان شیوع ناهنجاری‌های اندام فوقانی و تأثیر یک دوره تمرینات اصلاحی منتخب بر ناهنجاری‌های ستون فقرات دانش‌آموزان ۱۲- ۱۴ سالهٔ شهرستان فریدن. پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد. دانشگاه آزاد اسلامی واحد خوراسگان.

۹. شهلایی، ج.، (۱۳۷۳). بررسی وضعیت ستون فقرات رانندگان شرکت واحد اتوبوس‌رانی تهران و حومه و ارائه برنامه اصلاحی- حرکتی. پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد. دانشگاه تهران.

۱۰. فرزان، ف.، (۱۳۷۲). اثر یک دوره تمرینات اصلاحی بر اصلاح نسبی لوردوز کمر دانش‌آموزان پسر ۱۴- ۱۷ سالهٔ کرمان. پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد. دانشگاه تهران.

۱۱. قره‌گوزلو، ف.، (۱۳۷۷). بررسی ارتباط میزان انحنای کمری و زاویهٔ انحراف لگن با شغل کارگران. اولین سمینار سلامت نیروی کار و توسعه پایدار، تهران. ۸۹-۸۷.

۱۲. گلپایگانی، م.، (۱۳۷۱). بررسی ناهنجاری‌های وضعیتی ستون فقرات کارمندان استان لرستان و ارائهٔ پیشنهادات اصلاحی- حرکتی. پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد. دانشگاه تربیت مدرس تهران.

۱۳. گنجی، بهناز، (۱۳۸۳). روایی و پایایی آزمون نیویورک در اندازه‌گیری قوس‌های ستون فقرات. پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد. دانشگاه تهران.

۱۴. معینی، ع.، (۱۳۷۸). میزان شیوع ناهنجاری‌های ستون فقرات کارگران کارخانجات قرقرهٔ زیبا از نظر ارگونومی. پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد. دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران مرکز.

۱۵. مهـدوی نـژاد، ر.، (۱۳۷۱). بررسـی تـأثیر فعالیـت‌هـای حرکتـی و ورزشـی بـر اصـلاح ناهنجاری‌های وضعیتی ستون فقرات دانش‌آموزان پسر دورهٔ راهنمایی شهر تهران. پایان‌نامهٔ کارشناسی ارشد. دانشگاه تربیت مدرس.

۱۶. نظرعلی، پروانه، رضوی، آمنه، کشکر، س.، (۱۳۸۶). بررسی تأثیر شیوهٔ زندگی بـر وضـعیت قامت دانشجویان دانشگاه الزهرا. حرکت، ۳۴: ۱۹۷-۱۷۵.

17. Akbari, A., Gannad, R. (2006). Prevalence of shoulder postural impairment in 10-14 years old primary students of zahedan. Journal of Medical Science, 6(3): 332-337.

18. Alizadeh, M.H., Standring, J. (1996). The effect of an exercise regime on lumbar spine curve. In: The Engineering of Sport. Haake, S., editor. Rotterdam: Balkemia.

19. Bergman, B.C. (1996). Woman 's work experiences and health in a male dominated industry. Spine, 38(7): 28-37.

20. Bloomfield, J. (1994). Postural considerations in sport performance. In: applied anatomy and biomechanics in sport. J. Bloomfield, T. R. Ackland and B. C. Elliot, eds. Melbourne: Blackwell scientific publication.

21. Bordin, D., De Giorgi. G., Mazzocco, G., Rigon, F. (2001). Flat and cavus foot, indexes of obesity and overweight in a population of primary school children. Minerva Pediater, 53(1): 7-13.

22. Charrette, M. (2003). Children, flat foot and esthetic support. The Chiropractic Journal, 23: 102-110.

23. Claus, A.P., Hides, J.A., Moseley, G.L., Hodges, P.W. (2008). Is ideal sitting posture real?: Measurement of spinal curres in four sitting postures. Manual Therapy, xxx: 1-5.

24. Fairweather, M., Sidawy, B. (1992). Ideokinetic imagery quarterly as a postural development technique. Research Quarterly for Exercise and Sport, 64: 4.

25. Hinman, M.R. (2004). Comparison of thoracic kyphosis and postural stiffness in younger and older women. Spine, 4(4): 413-417.

26. Holloway, J.B. (1994). 'Individual differences and their implications for resistance training. In: essentials of strength training and conditioning. T. R. Baechle, ed. Champaign, IL: Human Kinetics.

27. Hrysomallis, C., Goodman, C. (2001). A review of resistance exercise and poture realignment. Journal of Strength and Conditioning Research, 15(3): 385-390.

28. Itoi, E., Sinaki, M. (1994). Effect of back strengthening exercise on posture in healthy woman 49 to 65 years of age. Mayo Clinical Process, 69: 1054-1059.

29. Katzman, W.B., Sellmeyer, D.E., Stewart, A.L., Weuek, L., Hamel, K.L. (2007). Changes in flexed posture musculoskeletal impairments and physical performance after group exercise in community-dwelling older women. Arch Physical Medicine Rehabilitation, 88(2): 192-199.

30. Kendall, F.P., Mccreary, E.K., Provance, P.G. (1993). Muscles testing and function (4th ed). Baltimore: Williams and Wilkins.

31. Morningstar, M. (2002). Cervical curve restoration and forward head posture reduction for the treatment of mechanical thoracic pain using the pettibon corrective and rehabilitative procedures. Journal of Chiropractic Medicine, 1(3): 113-115.

32. Mortazavi, S.M.J., Espandar, R., Baghdadi, T. (2007). Flat foot in children: How to approach. Iranian Journal of Pediatrics, 7(2): 163-170.

33. Nachemson, A. (1992). Exercise fitness and health. aconsensus of current knowledge. Champaign, Illinois: Human kinetics.

34. Novak, C.B., Mackinnon, S.E. (1997). Repetitive use and static postures: a source of nerve compression and pain. J Hand Ther, 10: 151-159.

35. Paterson, J.K. (1990). Back Pain. In: International review. New York: Kluwer academic publisher.

36. Sahrmann, S.A. (1987). Posture and muscle imbalance: Faulty lumbar pelvic alignment and associated musculoskeletal pain syndromes. Postgraduate Advances in Physical Therapy Course Notes. APTA, 1-24.

37. Sinaki, M., Breg, R.H., Hughes, C.A., Larson, D.R., Kaufman, K.R. (2005). Significant reduction in risk of falls and back pain in osteoporotic- kyphotic women through a Spinal Proprioceptive Extension Exercise Dynamic (SPEED) program. Mayo Clinical Process, 80(7): 849-855.

38. Solderberg, G.L. (1989). Mannual of surface Electromyography for use in occupational setting. US, Department of Health and Human Services: Niosh Publication.

39. White, A.A., Panjabi, M.M. (1990). Practical biomechanics of scoliosis and kyphosis. In: clinical Biomechanics of the spine (2nd ed). Philadelphia: Lippincott co.

40. Zatsiorsky, V.M. (1995). Science and practice of strength training. Champaign, IL: Human Kinetics.