

نُرم انحنای ستون فقرات پستی (کایفوز) و کمری (لوردوز) مردان و زنان ایرانی

*دکتر رضا رجبی^۱، سپیده لطیفی^۲

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

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۱/۲۱ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۱۲/۷

چکیده

با وجود تحقیقات فراوان در مورد انحنای کمری و پستی (سینه‌ای)، هنوز در باره درجه طبیعی آنها توافق عمومی وجود ندارد؛ از این رو تحقیق حاضر با هدف تعیین نورم محدوده طبیعی برای جامعه ایرانی، با توجه به سن و جنسیت، انجام شده است. جامعه آماری، جمعیت کل کشور و نمونه‌های تحقیق، ۲۴۰۰ نفر شامل ۱۲۰۰ نفر مرد و ۱۲۰۰ نفر زن در پنج رده سنی بود که از اقشار و مشاغل مختلف جامعه در پنج منطقه جغرافیایی کشور انتخاب شده بودند. قوس کمری و کایفوز نمونه‌ها، با استفاده از خط‌کش منعطف اندازه‌گیری شد. با توجه به یافته‌ها، میانگین و نرم قوس پستی برای پسران کمتر از ۱۴ سال ($40/82 \pm 8/4$)، گروه سنی ۱۵-۲۴ سال ($41/77 \pm 10$)، گروه سنی ۲۵-۴۴ سال ($42/80 \pm 10/47$)، گروه سنی ۴۵-۶۴ سال ($43/19 \pm 8/48$)، گروه سنی بیش از ۶۵ سال ($43/37 \pm 9/98$) و در میان زنان برای دختران کمتر از ۱۴ سال ($36/06 \pm 10/77$)، گروه سنی ۱۵-۲۴ سال ($38/50 \pm 10/50$)، گروه سنی ۲۵-۴۴ سال ($41/71 \pm 11/34$)، گروه سنی ۴۵-۶۴ سال ($44/83 \pm 12/22$)، گروه سنی بیش از ۶۵ سال ($37/37 \pm 11/21$)، و در گروه زنان برای گروه سنی میانگین و نرم قوس کمری برای پسران کمتر از ۱۴ سال ($34/45 \pm 11/24$)، گروه سنی ۱۵-۲۴ سال ($32/20 \pm 11/80$)، گروه سنی ۲۵-۴۴ سال ($41/46 \pm 12/56$)، گروه سنی ۴۵-۶۴ سال ($40/52 \pm 10/35$)، گروه سنی بیش از ۶۵ سال ($40/26 \pm 12/09$)، گروه سنی ۱۵-۲۴ سال ($46/92 \pm 12/01$)، گروه سنی ۲۵-۴۴ سال ($50/34 \pm 14/04$)، گروه سنی ۴۵-۶۴ سال ($51/22 \pm 15/29$)، گروه سنی بیش از ۶۵ سال ($45/94 \pm 16/54$) بوده است. با وجود ماهیت توصیفی تحقیق حاضر، پیشنهاد می‌شود نتایج آن به عنوان شاخص و معیاری برای مقایسه و قضاوت‌های بعدی در باره میزان انحنای قوس کمری و پستی (لوردوز کمری و کایفوز پستی) افراد در سنین و جنسیت‌های مختلف در کشور قرار گیرد.

کلیدواژه‌های فارسی: نُرم، قوس پستی، قوس کمری، زن، مرد، ایران، رده سنی.

مقدمه

ستون فقرات از مهم‌ترین اجزای بدن انسان و متأثر از وراثت و شرایط محیطی است. به میزان فشارهای مکانیکی‌ای که در طول زمان بر ستون فقرات وارد می‌شود، تغییراتی در آن رخ می‌دهد. اگر این بخش از بدن، از نظر آناتومیکی در شکل صحیحی قرار داشته باشد، علاوه بر ایجاد بدنی موزون، باعث می‌شود فرد بتواند تمام فعالیت‌های روزمره خود را به خوبی انجام دهد و از نظر روان‌شناختی نیز تأثیرات مثبتی بر فرد می‌گذارد (۴).

ارزیابی ستون فقرات از سال‌های بسیار دور مورد توجه محققان حوزه‌های پزشکی، فیزیوتراپی، توان‌بخشی و ورزش و سایر رشته‌های مرتبط با آناتومی، بیومکانیک و حرکت‌شناسی بوده و روش‌ها و وسایل گوناگونی برای اندازه‌گیری آن ارائه شده است. در این میان، انحنای پستی و کمری، احتمالاً به دلیل شیوع مشکلات آن، بیشتر مورد توجه بوده است.

محققان در تعریف ناهنجاری‌های قوس سینه‌ای و کمری ستون فقرات در سطح ساجیتال اتفاق نظر دارند و افزایش بیشتر از حد طبیعی اندازه قوس‌های سینه‌ای و کمری را نشانه وجود این ناهنجاری‌ها می‌دانند؛ به عبارت دیگر در سطح ساجیتال، انحنای قوس سینه‌ای و کمری افزایش می‌یابد و بیشتر از حد طبیعی افراد سالم جامعه در همان سن است.

با وجود تحقیقات فراوان درباره انحنای اشاره شده و توافق کلی در مورد تعریف قوس کمری و پستی، درباره درجه طبیعی آنها اطلاعات ضد و نقیض فراوانی وجود دارد؛ برای مثال، ویلنر و جانسن^۱ (۱۹۸۳) با مطالعه روی ۵۶۵ پسر ۸-۱۶ ساله، به میانگین ۳۵ درجه به عنوان میانگین طبیعی قوس پستی دست یافتند. پروکتر و بلک^۲ (۱۹۸۳) نیز با استفاده از پرتونگاری از ۱۰۴ پسر ۲-۲۰ ساله، میانگین قوس پستی را ۲۷ درجه اعلام کردند. وتسیناس و مک‌وین^۳ (۱۹۸۶) با مطالعه روی پسران سیاه پوست و سفید پوست، میانگین قوس پستی را برای آنها به ترتیب ۳۴ و ۳۸ درجه گزارش کردند.

در مقابل، برخی محققان به جای یک عدد، دامنه‌ای را به عنوان میانگین قوس پستی ذکر کرده‌اند که دامنه‌های مختلفی مثل ۲۰-۴۰، ۲۰-۴۵، ۲۰-۵۰، ۱۵-۴۵، ۳۸-۴۲ درجه، در بین آنها دیده می‌شود. اطلاعات در این زمینه، حتی در مورد افراد سالم و طبیعی بسیار گسترده است (۱۴). این تفاوت از یک سو به این دلیل است که درجه انحنای ستون فقرات به شیوه زندگی و نوع فعالیت افراد بستگی دارد و از سوی دیگر، به شرایط نمونه‌ها (سن، جنسیت، ...)،

-
1. Willner and Johnson
 2. Propst – procttr and Bleck
 3. Voutsinas and MacEwen

وسيله اندازه‌گیری و شرایط هر تحقیق (مثل محدودیت‌هایی که محقق با آن روبرو بوده یا روش انجام تحقیق) مربوط می‌شود.

در خصوص انحنای کمری نیز مشکل به همین صورت است و کمتر محققانی یافت شده‌اند که توافقی کلی درباره میزان طبیعی این انحنا در بین افراد جوامع مختلف داشته باشند؛ به عنوان مثال هاروی^۱ و همکارانش (۲۰۰۲) میانگین ۵۰ درجه را به عنوان میزان طبیعی این انحنا گزارش کرده‌اند، در حالی که محققان دیگر به دامنه‌ای بین ۲۰ تا ۶۰ درجه، ۳۱ تا ۵۰ درجه و حتی ۲۰ تا ۵۰ درجه اشاره می‌کنند (۹، ۱۹، ۳۴). با وجود این باید گفت اگرچه در برخی تحقیقات به اعدادی به عنوان میانگین اشاره شده و حتی برخی محققان از واژه نرم نیز در تحقیقات خود استفاده کرده‌اند، به علت مشکلات و محدودیت‌های موجود در تحقیقات یاد شده نمی‌توان نتایج آنها را به عنوان نرم در نظر گرفت و برای مقایسه جوامع یا حتی سنین و جنسیت‌های مختلف از آنها استفاده کرد. با مطالعه دقیق متن مقالات و تحقیقات اشاره شده مشخص شد که اصولاً ماهیت این تحقیقات اندازه‌گیری نرم نبوده است و نمونه‌های آنها نیز اغلب تک جنسی و رده سنی معین و محدود بوده‌اند و نیز برخی تحقیقات از افراد غیرسالم و مراجعه‌کنندگان به مراکز درمانی به عنوان نمونه استفاده کرده بودند. محدودیت دیگر اغلب این تحقیقات، استفاده از تعداد نمونه‌های بسیار کم در حد ۲۰ تا ۳۰ نفر یا کمی بیشتر بوده است که در مجموع، با توجه به محدودیت‌های اشاره شده نمی‌توان از اعداد گزارش شده در این تحقیقات به عنوان نرم استفاده کرد.

در کشور ما نیز تحقیقات زیادی در مورد ارزیابی ستون فقرات و بررسی میزان شیوع انحرافات پوسچری ستون فقرات انجام شده است؛ از جمله می‌توان به تحقیقات مهدوی‌نژاد (۱۳۷۱)، اقبالی (۱۳۷۲)، ذاکری (۱۳۷۵)، حسینی کالج (۱۳۷۸)، سیاری (۱۳۸۵) و کریمی (۱۳۸۷) اشاره نمود. این محققان نیز به ناهنجاری‌های انحنای مورد نظر با ارقام بسیار زیاد اشاره کرده‌اند؛ از جمله اقبالی (۱۳۷۲) در تحقیق خود گزارش کرده است، ۸/۸۷ درصد از نمونه‌های تحقیق ۵۶۶ نفری وی انحرافات در ستون فقرات داشته‌اند. همچنین نقیبی (۱۳۸۲) نیز گزارش کرده است، بیش از ۷۰ درصد نمونه‌های مورد مطالعه وی قوس کمری و ۴۲ درصد قوس پشتی زیاد داشته‌اند. تحقیق مالکی (۱۳۸۶) روی دانشجویان نیز نشان شده است که نزدیک به ۱۶ درصد دانشجویان غیرورزشکار ناهنجاری قوس پشتی و ۳۱ درصد از آنان ناهنجاری قوس کمری داشته‌اند. با این حال، هیچ‌یک از تحقیقات مذکور میانگین یا محدوده‌ای را به عنوان زوایای طبیعی قوس کمری و پشتی اعلام نکرده‌اند و اصولاً مشخص نیست،

آمارهای اشاره شده که بسیار نیز نگران کننده بوده است، آیا اصولاً ناهنجاری را سنجیده‌اند؛ زیرا در اغلب این تحقیقات از وسایل اندازه‌گیری بصری مانند خط شاقولی و نمودار وضعیت بدنی نیویورک استفاده شده است و بدیهی است که نمی‌توان در مقابل وسایل اندازه‌گیری کمی مانند خط‌کش منعطف، اشعه ایکس و ... به نتایج تحقیقات مذکور اعتماد کرد؛ زیرا این محققان در واقع، عدد یا محدوده‌ای در خصوص انحنای یاد شده در دست نداشته‌اند که طبیعی یا غیرطبیعی بودن انحنای را با آن بسنجند. همچنین، تاکنون هیچ تحقیق جامعی در خارج از کشور نیز یافت نشده است که بتوان نتایج داخلی را با آن‌ها مقایسه کرد.

با توجه به موارد گفته شده، تحقیق حاضر با هدف تعیین نُرم محدوده طبیعی برای افراد سنین و جنسیت‌های مختلف جامعه ایرانی، در نظر دارد خلأ موجود را پر کند و اطلاعات مناسبی در خصوص درجه هر یک از متغیرهای مورد نظر در جنسیت و سنین مختلف ارائه نماید. در واقع، اهداف اختصاصی پژوهش حاضر عبارتند از:

۱. تعیین نُرم قوس پستی برای پسران کمتر از ۱۴ سال، ۱۵-۲۴ ساله، ۲۵-۴۴ ساله، مردان ۴۵-۶۴ ساله و مردان بیش از ۶۵ سال؛
۲. تعیین نُرم قوس پستی برای دختران کمتر از ۱۴ سال، ۱۵-۲۴ ساله، ۲۵-۴۴ ساله، زنان ۴۵-۶۴ ساله و زنان بیش از ۶۵ سال؛
۳. تعیین نُرم قوس کمری برای پسران کمتر از ۱۴ سال، ۱۵-۲۴ ساله، ۲۵-۴۴ ساله، مردان ۴۵-۶۴ ساله و مردان بیش از ۶۵ سال؛
۴. تعیین نُرم قوس کمری برای دختران کمتر از ۱۴ سال، ۱۵-۲۴ ساله، ۲۵-۴۴ ساله، زنان ۴۵-۶۴ ساله و زنان بیش از ۶۵ سال.

روش‌شناسی پژوهش

جامعه آماری پژوهش حاضر، جمعیت کل کشور بود. برای انجام پژوهش، ۲۴۰۰ نفر به عنوان نمونه آماری انتخاب شدند که شامل ۱۲۰۰ نفر در بخش آقایان و ۱۲۰۰ نفر در بخش خانم‌ها بودند که در پنج رده سنی کمتر از ۱۴ سال، ۱۵-۲۴ سال، ۲۵-۴۴ سال، ۴۵-۶۴ سال و بیش از ۶۵ سال (هر رده سنی ۹۶ نفر) قرار داشتند. نمونه‌ها از اقشار و مشاغل مختلف جامعه، از پنج منطقه جغرافیایی (استان‌ها و شهرهای شمالی، جنوبی، شرقی، غربی و مرکزی) کشور انتخاب شدند. این مناطق عبارت بودند از: استان گلستان و شهرهای تابع آن به عنوان نماینده ساکنان شمال کشور، استان زنجان و شهرهای تابع آن به عنوان نماینده ساکنان غرب کشور، استان

کرمان و شهرهای تابع آن به عنوان نماینده ساکنان شرق کشور، استان هرمزگان و شهرهای تابع آن به عنوان نماینده ساکنان جنوب کشور و تهران به عنوان نماینده ساکنان مرکز کشور. انتخاب مناطق پنج‌گانه به صورت هدفمند و بیشتر با توجه به اوضاع جوی، جغرافیایی و فرهنگی صورت گرفته است. انتخاب نمونه‌ها در مناطق و شهرهای انتخاب شده، به روش تصادفی و بر اساس رضایت و علاقه‌مندی افراد برای شرکت در پژوهش بوده است. تعداد نمونه‌های تحقیق در هر رده سنی حدود ۴۸ نفر در نظر گرفته شد. رده‌بندی سنی انتخاب شده در این تحقیق، بر اساس تقسیم‌بندی بین المللی رده‌های سنی انجام شده است.^۱ مهم‌ترین معیار انتخاب نمونه‌ها نداشتن سابقه بیماری یا جراحی در ناحیه ستون فقرات و مبتلا نبودن به عارضه‌های پاتولوژیک در این ناحیه بوده است.

متغیرهای مستقل تحقیق سن، جنسیت و منطقه جغرافیایی بوده و متغیرهای وابسته درجه قوس کمری و قوس پشتی بوده است. ابزارهای اندازه‌گیری عبارتند از: خط‌کش منعطف^۲ ۶۰ سانتی‌متری با مارک آیدیو^۳ ساخت کشور تایلند برای ثبت قوس کمری و پشتی، متر نواری ۲۰۰ سانتی‌متری نصب شده بر دیوار، ترازوی خانگی برای ثبت وزن بدن به کیلوگرم، مازیک با رنگ غیرثابت برای علامت‌گذاری محل زوائد شوکی مهره‌های مورد نظر و همچنین، علامت‌گذاری تصویر نقاط مذکور روی خط‌کش منعطف، کاغذ A3 برای رسم قوس‌های اندازه‌گیری شده به وسیله خط‌کش منعطف، فرم جمع‌آوری اطلاعات (برای اطلاعات آن‌تروپومتری آزمودنی‌ها از قبیل سن، قد، وزن، جنسیت، و نیز رضایت وی برای شرکت در تحقیق و معیار شمول و خروج از طرح) و فرم ثبت اندازه‌گیری‌ها بوده است.

تحقیقات مربوط به نرم‌سازی و تعیین ویژگی‌های خاص یک جامعه، اغلب توصیفی و از نوع میدانی است و یافته‌ها، بدون دخل و تصرف، عیناً گزارش می‌شوند. از آنجا که هدف تحقیق حاضر نیز نرم‌سازی یا تعیین شاخص بوده است، در زمره تحقیقات توصیفی-میدانی قرار می‌گیرد که در آن، محقق صرفاً به دنبال ارائه و توصیف ویژگی‌های ستون فقرات (متغیرهای قوس کمری و پشتی) جامعه ایران بین دو جنسیت و سنین مختلف در مناطق مختلف کشور است و هیچ گونه دخل و تصرف و تغییری در یافته‌ها اعمال نشده است.

-
1. Provisional guidelines of standard international age classifications:
http://unstats.un.org/unsd/publication/SeriesM/SeriesM_74e.pdf youth, young adulthood, middle adulthood and older adulthood to average retirement age, retirement
 2. Flexible curve ruler
 3. IDIO

برای اجرای پژوهش، ابتدا در مناطق پنج‌گانه شامل شمال کشور (مازندران)، جنوب (هرمزگان)، شرق (کرمان)، غرب (زنجان) و مرکز (تهران) تیم‌های تحقیقاتی (گروه‌های ارزیاب) تشکیل شد. سپس، اعضای تیم‌ها به‌طور یکسان برای جمع‌آوری اطلاعات آموزش دیدند. ذکر این نکته ضروری است که تمام همکاران مسئول مناطق از بین دانش‌آموختگان و دانشجویان کارشناسی ارشد گرایش حرکات اصلاحی انتخاب شدند. به‌منظور یکسان بودن اندازه‌گیری‌ها با خط‌کش منعطف، از هر منطقه، دو همکار تحقیق (یک خانم و یک آقا) به‌عنوان آزمونگر اصلی در کلاس توجیهی عملی‌ای تحت نظر محقق شرکت کردند. در این کلاس، آزمونگرها (ارزیاب‌ها) با موارد زیر آشنا شدند:

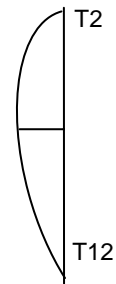
۱. آناتومی سطحی برای تعیین محل زوائد شوکی مهره‌های مورد نظر و نشانه‌های استخوانی مورد نیاز دیگر؛
۲. روش لمس (پالپیشن) برای یافتن زوائد شوکی مهره‌های مورد نظر تحقیق؛
۳. نحوه شناسایی زوائد شوکی مهره‌های T2 و T12 برای تعیین درجه کایفوز به روش یوداس و همکاران (۲۰۰۶) و علامت‌گذاری با ماژیک و نیز نحوه شناسایی زوائد شوکی مهره‌های T12 و S2 برای تعیین درجه قوس کمری به روش یوداس و همکاران (۲۰۰۶)؛
۴. کار با خط‌کش منعطف (قرار دادن خط‌کش روی مناطق تعیین شده برای اندازه‌گیری؛
۵. نحوه انتقال خط‌کش بر کاغذ A3 و ترسیم انحنای به‌دست آمده روی کاغذ؛
۶. نحوه انتخاب اندازه H (عمق قوس‌ها در ناحیه کمری و پشتی از خط L تا قوس به‌دست آمده) در شکل ترسیم شده برای استفاده در فرمول مورد نظر؛
۷. نحوه محاسبه و تبدیل انحنای رسم شده روی کاغذ به زاویه، از طریق فرمول مربوط در برنامه Excel.

در پایان دوره توجیهی، محقق همسان بودن همکاران طرح را در موارد مورد بحث ارزیابی نمود و در صورت مشاهده اشکال در اندازه‌گیری‌ها، از طریق آموزش مجدد برای رفع آنها اقدام شد. پس از اطمینان از صحت و دقت اندازه‌گیری‌های همکاران طرح، ۱۰ عدد خط‌کش منعطف (برای هر منطقه ۲ عدد؛ یکی برای همکار خانم و دیگری برای همکار آقا) و یک راهنمای اندازه‌گیری با آن در اختیار ارزیابان قرار گرفت.

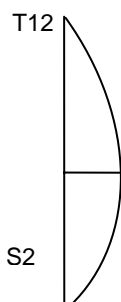
پس از رضایت نمونه‌ها برای شرکت در تحقیق، از آنها خواسته شد تا با رعایت شرایط لازم (نداشتن کفش، پوشش یا لباس در بالا تنه) برای اندازه‌گیری (قد و وزن) و ارزیابی اولیه در مورد نداشتن سابقه جراحی، بیماری ستون فقرات و ناهنجاری اسکولیوسیس به ارزیابان مراجعه کنند. سپس، اطلاعات شخصی آزمودنی‌ها از قبیل سن، قد، وزن و جنسیت جمع‌آوری شد. در

مرحله بعد، از آزمودنی‌ها خواسته شد تا در مکان در نظر گرفته شده برای اندازه‌گیری قوس‌ها قرار بگیرند. پیش از هر چیز، حالت ایستاده راحت، نگاه مستقیم رو به جلو، احساس راحتی در ایستادن و توزیع برابر وزن بین هر دو پا (یوداس و همکاران ۲۰۰۶) برای همه آزمودنی‌ها توضیح داده شد و هنگام اندازه‌گیری نیز، ارزیابان به این نکته توجه داشتند که آزمودنی به درستی در موقعیت مذکور قرار گرفته باشد. سپس، محل زوائد شوکی T2 و T12 و زوائد شوکی T12 و S2، با استفاده از آناتومی سطحی و به کمک لمس^۱ مشخص و به وسیله ماژیک علامت زده شد. روش اندازه‌گیری به این صورت بود که ارزیاب، خطکش را بین نقاط مشخص شده قرار داده، فشار یکسانی در طول خطکش روی آن وارد می‌کرد به طوری که هیچ فضایی بین پوست و خطکش وجود نداشته باشد. گفتنی است برای اندازه‌گیری، تقریباً سه سانتی‌متر ابتدای خطکش، رها و سپس نقاط مشخص شده روی آن علامت‌گذاری می‌شد. پس از آن، ارزیاب، بدون تغییر در قوس ایجاد شده، دو طرف خطکش منعطف را با هر دو دست گرفته، به آرامی و بدون هیچ تغییری روی کاغذ A3 قرار می‌داد، نقاط مشخص شده را روی کاغذ علامت می‌زد و انحنای شکل گرفته روی خطکش را با مداد روی کاغذ رسم می‌کرد. در ادامه، خطکش را برمی‌داشت و روی کاغذ، از دو نقطه مشخص شده T2 به T12 یا T12 به S2 خطی مستقیم وصل می‌کرد، طول این خط را اندازه‌گیری و با حرف «l» نام‌گذاری می‌نمود. در مرحله بعد، از عمیق‌ترین نقطه قوس خطی عمود بر خط l رسم و با این روش، عرض قوس (h) اندازه‌گیری می‌شد. با قرار دادن مقادیر به دست آمده در فرمول زیر (ساخته شده در برنامه Excel) زاویه انحنای حاصل از خطکش منعطف برای مهره‌های پشتی و کمری محاسبه شد. (شکل ۱ و ۲)

$$\theta = 4 \operatorname{Arctang} \left(\frac{2h}{l} \right)$$



شکل ۱. نحوه محاسبه زاویه انحنای قوس کایفوز رسم شده روی کاغذ



شکل ۲. نحوه محاسبه زاویه انحنای قوس کمری رسم شده روی کاغذ

قبل از آغاز فرآیند اندازه‌گیری، در جلسه توجیهی، تمام ارزیاب‌ها (پنج ۵ خانم و پنج آقا) هر کدام دو بار نمونه‌ای را اندازه‌گیری کردند. نتایج ICC نشان داد ارزیابان در اندازه‌گیری قوس‌ها، به ترتیب با ۰/۸۳، برای قوس کمری و ۰/۸۷، برای قوس پشتی از پایایی بین آزمونگر مناسبی داشتند. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از نرم‌افزارهای SPSS نسخه ۱۳/۵ (برای میانگین و نشانه‌های تمایل مرکزی) و Excel (برای ترسیم نمودارها) استفاده شد.

از محدودیت‌های تحقیق این است که در گروه سنی بیش از ۶۵ سال، به دلیل عدم رضایت و استقبال افراد، تعدادی از نمونه‌ها به‌جای انتخاب تصادفی، به صورت هدفمند و انتخابی از مراکز خاص از جمله مرکز سالمندان انتخاب و ارزیابی شدند. همچنین، از آنجا که تعداد ارزیابان ۱۰ نفر (مرد و زن) بوده است، با وجود تشکیل جلسات هم‌آموزی و آموزش یکسان‌سازی اندازه‌گیری، هنوز احتمال دارد که عامل تفاوت اندازه‌گیری یا یکسان نبودن محل نشانه‌ها تا حدودی بر اندازه‌گیری‌ها تأثیرگذار بوده باشد.

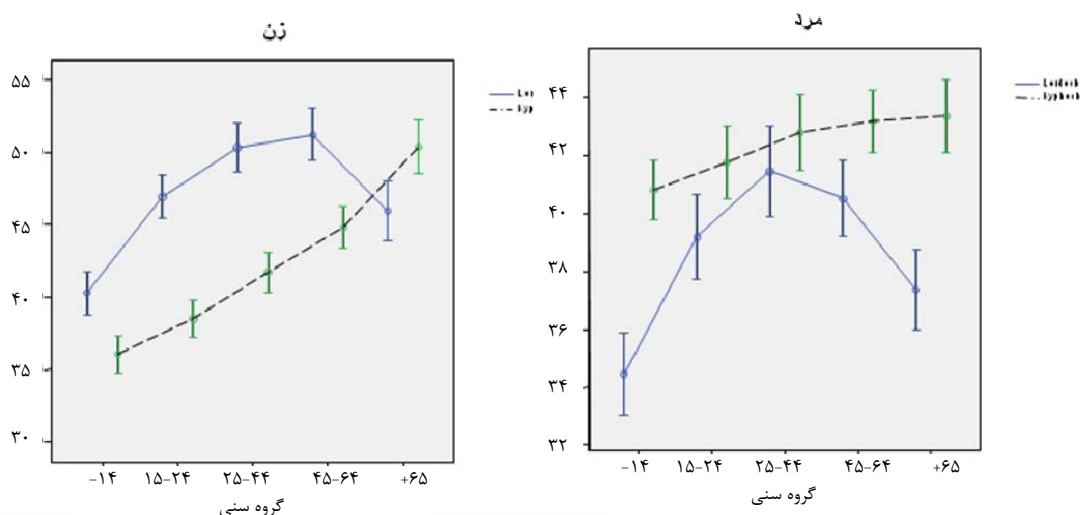
یافته‌های پژوهش

ویژگی‌های جمعیت‌شناختی شامل سن، قد و وزن در بخش زنان و مردان، به تفکیک گروه‌های سنی در جدول ۱ ارائه شده است. قابل ذکر است که نمونه‌های تحقیق حاضر ۱۳۱۳ نفر زن و ۱۲۴۵ نفر مرد و در مجموع، ۲۵۵۸ نفر بودند.

مشخصات مربوط به زاویه قوس کمری و پشتی نمونه‌های تحقیق، به تفکیک جنسیت و منطقه در جدول ۱، میانگین کلی قوس پشتی و کمری زنان جامعه ایران در شکل ۳ و میانگین کلی قوس پشتی و کمری جامعه ایران در شکل ۴ نشان داده شده است.

جدول ۱. ویژگی‌های جمعیت‌شناختی نمونه‌ها به تفکیک گروه‌های سنی و جنسیت (N= ۲۵۵۸)

انحراف استاندارد	میانگین	بیشترین	کمترین	تعداد		گروه‌های سنی	جنسیت
۲/۱۹	۱۱/۷۰	۱۴/۰	۵/۰	۲۶۹	سن	-۱۴	زن
۱۴/۰۰	۱۴۷/۷۰	۱۷۰/۰	۱۰۰/۰	۲۶۹	قد		
۱۱/۷۵	۴۱/۰۰	۸۵/۰	۱۸/۰	۲۶۹	وزن		
۲/۵۴	۱۸/۶۶	۲۴/۰	۱۵/۰	۲۴۸	سن	۱۵-۲۴	
۶/۱۱	۱۶۱/۴۹	۱۷۵/۰	۱۳۵/۰	۲۴۸	قد		
۹/۹۱	۵۵/۴۸	۹۸/۰	۳۱/۰	۲۴۸	وزن		
۶/۳۱	۳۲/۷۳	۴۴/۰	۲۵/۰	۲۶۳	سن	۲۵-۴۴	
۶/۵۴	۱۶۱/۸۵	۱۸۸/۰	۱۴۹/۰	۲۶۳	قد		
۱۱/۰۱	۶۵/۱۰	۱۰۲/۰	۴۰/۰	۲۶۳	وزن		
۵/۵۶	۵۱/۸۹	۶۴/۰	۴۵/۰	۲۸۵	سن	۴۵-۶۴	
۶/۷۵	۱۶۰/۱۸	۱۹۹/۰	۱۴۰/۰	۲۸۵	قد		
۹/۹۸	۶۶/۸۳	۱۰۲/۰	۳۸/۰	۲۸۵	وزن		
۶/۳۰	۷۱/۸۲	۱۰۸/۰	۶۵/۰	۲۴۸	سن	+۶۵	
۷/۳۹	۱۵۸/۱۱	۱۸۱/۰	۱۴۰/۰	۲۴۸	قد		
۹/۵۹	۶۳/۳۰	۸۷/۰	۳۸/۰	۲۴۸	وزن		
۲/۱۲	۱۱/۲۴	۱۴/۰	۵/۰	۲۵۰	سن	-۱۴	مرد
۱۲/۵۹	۱۴۴/۶۴	۱۸۰/۰	۱۱۰/۰	۲۵۰	قد		
۱۲/۴۷	۳۹/۱۸	۹۳/۰	۱۳/۰	۲۵۰	وزن		
۲/۰۲	۱۶/۵۷	۲۴/۰	۱۵/۰	۲۴۹	سن	۱۵-۲۴	
۹/۲۶	۱۶۹/۴۴	۱۸۸/۰	۱۴۵/۰	۲۴۹	قد		
۱۳/۴۵	۶۱/۲۵	۹۷/۰	۳۱/۰	۲۴۹	وزن		
۵/۰۹	۳۰/۷۹	۴۳/۰	۲۵/۰	۲۵۰	سن	۲۵-۴۴	
۷/۳۸	۱۷۳/۵۱	۱۹۶/۰	۱۵۷/۰	۲۵۰	قد		
۱۰/۸۱	۷۲/۷۶	۱۱۰/۰	۴۲/۰	۲۵۰	وزن		
۴/۱۰	۴۸/۷۶	۶۳/۰	۴۵/۰	۲۴۸	سن	۴۵-۶۴	
۶/۵۶	۱۷۳/۴۸	۱۹۱/۰	۱۶۰/۰	۲۴۸	قد		
۱۰/۴۱	۷۷/۷۴	۱۳۰/۰	۵۰/۰	۲۴۸	وزن		
۶/۴۴	۷۰/۸۹	۱۱۵/۰	۶۵/۰	۲۴۸	سن	+۶۵	
۶/۸۸	۱۷۱/۴۴	۱۸۷/۰	۱۵۰/۰	۲۴۸	قد		
۱۲/۱۰	۷۵/۰۴	۱۰۵/۰	۴۵/۰	۲۴۸	وزن		



شکل ۳ (سمت راست). میانگین کلی قوس پشتی و کمری جامعه ایران در گروه‌های سنی مورد مطالعه در بین زنان ($N=1313$)

شکل ۴ (سمت چپ). میانگین کلی قوس پشتی و کمری جامعه ایران در گروه‌های سنی مورد مطالعه در بین مردان ($N=1245$).

الف) تعیین نرم قوس کمری و پشتی

با توجه به داده‌های جمع‌آوری شده و انتخاب تصادفی^۱ نمونه‌ها می‌توان اطمینان حاصل کرد که نرم به‌دست آمده در تحقیق حاضر می‌تواند معرف جامعه ایران در سنین مختلف در دو جنسیت باشد؛ بنابراین با توجه به اهداف تحقیق می‌توان نرم جامعه ایران را در متغیر قوس پشتی و قوس کمری در گروه‌های سنی مختلف از هر دو جنس زن و مرد به روش جدول ۲ تعیین و معرفی نمود.

۱. در رده سنی بیش از ۶۵ سال در برخی مناطق، به‌علت ویژگی خاص افراد در این سن و نیز عدم تمایل آنان به شرکت در تحقیق، ارزیاب‌ها با هماهنگی، برخی نمونه‌های تحقیق را از آسایشگاه‌های سالمندان انتخاب کرده‌اند.

جدول ۲. نُرم قوس پشتی و کمری جامعه ایرانی \pm یک انحراف استاندارد در رده‌های سنی مختلف

گروه سنی	میانگین و انحراف استاندارد	محدوده نُرم جامعه
نُرم قوس پشتی برای پسران کمتر از ۱۴ سال	(۴۰/۸۲±۸/۴)	۴۹/۲۲ تا ۳۲/۴
نُرم قوس پشتی برای پسران ۱۵-۲۴ ساله	(۴۱/۷۷±۱۰)	۵۱/۷۷ تا ۳۱/۷۷
نُرم قوس پشتی برای مردان ۲۵-۴۴ ساله	(۴۲/۸۰±۱۰/۴۷)	۵۳/۲۷ تا ۳۲/۳۳
نُرم قوس پشتی برای مردان ۴۵-۶۴ ساله	(۴۳/۱۹±۸/۴۸)	۵۱/۶۷ تا ۳۱/۷۱
نُرم قوس پشتی برای مردان بیش از ۶۵ سال	(۴۳.۲۷±۹.۹۸)	۵۳/۳۵ تا ۳۹/۳۳
نُرم قوس پشتی برای دختران کمتر از ۱۴ سال	(۳۶/۰۶±۱۰/۷۷)	۴۶/۸۳ تا ۲۵/۲۹
نُرم قوس پشتی برای دختران ۱۵-۲۴ ساله	(۳۸/۵۰±۱۰/۵۰)	۴۹ تا ۲۸
نُرم قوس پشتی برای دختران ۲۵-۴۴ ساله	(۴۱/۷۱±۱۱/۳۴)	۵۳/۰۵ تا ۳۰/۳۷
نُرم قوس پشتی برای زنان ۴۵-۶۴ ساله	(۴۴.۸۳±۱۲.۲۲)	۵۷/۰۵ تا ۳۲/۶۱
نُرم قوس پشتی برای زنان بیش از ۶۵ سال	(۵۰.۳۷±۱۴.۶۲)	۶۴/۹۹ تا ۳۵/۷۵
نُرم قوس کمری برای پسران کمتر از ۱۴ سال	(۳۴.۴۵±۱۱.۲۴)	۴۵/۶۹ تا ۲۳/۲۱
نُرم قوس کمری برای پسران ۱۵-۲۴ ساله	(۳۹.۲۰±۱۱.۸۰)	۵۱ تا ۲۷/۴۰
نُرم قوس کمری برای پسران ۲۵-۴۴ ساله	(۴۱.۴۶±۱۲.۵۶)	۵۴/۰۲ تا ۲۸/۹
نُرم قوس کمری برای مردان ۴۵-۶۴ ساله	(۴۰.۵۲±۱۰.۳۵)	۵۰/۸۷ تا ۳۰/۱۷
نُرم قوس کمری برای مردان بیش از ۶۵ سال	(۳۷.۳۷±۱۱.۲۱)	۴۸/۵۸ تا ۲۶/۱۶
نُرم قوس کمری برای دختران کمتر از ۱۴ سال	(۴۰/۲۶±۱۲/۰۹)	۵۲/۴۵ تا ۲۸/۰۷
نُرم قوس کمری برای دختران ۱۵-۲۴ ساله	(۴۶.۹۲±۱۲.۰۱)	۵۸/۹۳ تا ۳۴/۹۱
نُرم قوس کمری برای دختران ۲۵-۴۴ ساله	(۵۰/۳۴±۱۴/۰۴)	۶۴/۳۸ تا ۳۶/۲۳۰
نُرم قوس کمری برای زنان ۴۵-۶۴ ساله	(۵۱.۲۲±۱۵.۲۹)	۶۶/۵۱ تا ۳۵/۹۳
نُرم قوس کمری برای زنان بیش از ۶۵ سال	(۴۵.۹۴±۱۶.۵۴)	۶۲/۴۸ تا ۲۹/۴۰

بحث و نتیجه‌گیری

اطلاعات تحقیق حاضر دربارهٔ متغیر قوس کمری نشان می‌دهد میزان قوس کمری افراد در هر دو جنسیت، با افزایش سن، بیشتر می‌شود؛ البته افزایش درجهٔ قوس کمری در بین زنان تا ۴۵ - ۶۴ سالگی ادامه می‌یابد، ولی پس از این دورهٔ سنی، میزان قوس کمری زنان به تدریج، سیر نزولی یافته، از آن کاسته می‌شود. این روند در شکل ۳ به وضوح نشان داده شده است. الگوی تغییرات قوس کمری در بین مردان نیز شبیه گروه زنان است، ولی سیر نزولی میزان قوس کمری در بین آنها پس از ۴۴ سالگی، شروع و از ۶۰ سالگی بر سرعت آن افزوده می‌شود. در مورد افزایش درجهٔ قوس کمری با افزایش سن، محققان مختلف نیز گزارش کرده‌اند که سن، عاملی مهم در افزایش میزان قوس کمری به‌شمار می‌رود (۱۵، ۱۸، ۲۲، ۲۷، ۳۰، ۳۱).

در خصوص کاهش میزان قوس کمری در سنین بالاتر نیز یافته‌های حاضر با تحقیقات دیگر همسو می‌باشد. در تحقی آمونو (۱۹۹۲) کاهش زاویه قوس کمری با افزایش سن، به‌ویژه از ۶۰ سالگی به بعد گزارش شده است. سیدهو و سینگال (۱۹۸۳)، با استفاده از خط‌کش منعطف تحقیق جامعی روی بیش از ۱۰۰۰ دختر و زن ۲۰ تا ۸۰ ساله در هند انجام دادند. نتایج نشان داد میزان درجه قوس پشتی از ۴۵ سالگی تا ۷۰ سالگی افزایش قابل توجهی دارد، ولی از ۷۰ سالگی به بعد، زاویه قوس کمری روند کاهشی می‌یابد. در تحقیق یوداس^۱ و همکاران (۲۰۰۶) نیز توقف افزایش درجه قوس کمری و کاهش آن در سنین بالا، با استفاده از خط‌کش منعطف تأیید شد. آنها نشان دادند، پس از ۶۰ سالگی، زاویه قوس کمری کاهش یافته است و هیچ‌گونه افزایشی در آن مشاهده نمی‌شود.

در خصوص حمایت تئوریک پیشینه پژوهش از یافته‌های این تحقیق می‌توان به این نکته اشاره کرد که مشخص شده است با افزایش سن، قوس کمری افراد بیشتر می‌شود و این روند به تدریج در افراد مسن، به‌ویژه در سنین بالا، متوقف می‌شود و سپس، کاهش یافته، در مواردی حتی معکوس می‌شود. این مسئله بیشتر از این واقعیت پیروی می‌کند که نمای ظاهری، شکل و وضعیت بدنی بیشتر افراد مسن، به صورت فلکشن ستون فقرات (حالت کایفوتیک) با زانوهای در حال فلکشن است. اغلب افراد مسن، به‌ویژه افراد بازنشسته، بیشتر اوقات خود را به صورت نشسته روی مبل یا صندلی، در منزل یا پارک‌ها می‌گذرانند. کاهش قدرت عضلات نگه‌دارنده وضعیت بدنی، به‌ویژه عضلات بازکننده ستون فقرات، زندگی غیرفعال و نیز تمایل سر و سینه و سنگینی سر که به دلیل عبور خط ثقل از جلو آنها به حالت فلکشن درآمده سبب می‌شوند در سنین بالا، قوس پشتی، افزایش و قوس کمری، کاهش یافته یا برعکس شود (۲۵).

مقایسه میزان قوس کمری بین جامعه زنان و مردان نشان داد که میانگین میزان قوس کمری در بین زنان (۴۶/۹۹۹±۱۴) بیشتر از مردان (۳۸/۶۰±۱۱) است. این اختلاف از نظر آماری نیز معنی‌دار است (P= ۰/۰۰۱ و t=۰/۵۰) که با یافته‌ها و مبانی نظری همسو می‌باشد. در تحقیق جامع یوداس و همکارانش (۲۰۰۶) روی نمونه‌های زن و مرد ۲۰ تا ۷۰ ساله، نتایج نشان داد میانگین قوس کمری زنان در تمام گروه‌های سنی ۲۰ تا ۷۰ ساله، بیشتر از میانگین قوس کمری مردان است. در تحقیق تورولف^۲ (۲۰۰۱) میانگین زاویه قوس کمری زنان (دختران) بیشتر از مردان گزارش شد. تحقیق وی نشان داد میانگین قوس کمری در بین دختران ۵-۶ ساله، ۳۲ درجه و در بین دختران ۱۵ ساله، ۴۰ درجه بوده، در حالی که این میزان برای پسران

1. Youdas

2. Torulf

در همین رده‌های سنی، کمتر و به ترتیب؛ ۳۱ و ۳۵ درجه بوده است. با وجود استفاده از وسایل اندازه‌گیری متفاوت، میانگین‌های به‌دست‌آمده در تحقیق تورولف مشابه یافته‌های تحقیق حاضر است. تحقیق موری^۱ و همکاران (۲۰۰۳) نیز نشان داد میانگین قوس کمری زنان ($51/7 \pm 9/3$) بیشتر از مردان ($44 \pm 11/9$) است. به عقیده آنان، این اختلاف بیشتر به دلیل تفاوت جنسیتی بوده است و عامل شکل لگن تأثیر زیادی بر آن دارد. بارداری‌های مکرر نیز به علت انتقال وزن به قسمت جلو شکم و ایجاد ضعف در عضلات ناحیه شکمی می‌تواند در افزایش قوس کمری در زنان مؤثر باشد.

نتایج تحقیق نشان داد میزان قوس پشتی با افزایش سن، بیشتر می‌شود که در هر دو جنسیت، به صورت یکنواخت ادامه دارد و تقریباً از روندی مشابه پیروی می‌کند. این یافته با نتیجه توزون^۲ و همکارانش (۱۹۹۹) هم‌خوانی دارد. یافته‌های تحقیق حاضر نشان می‌دهد در مجموع (بدون توجه به سن)، میانگین کلی قوس پشتی در بین مردان ($42/39$) و زنان ($42/27$) تقریباً برابر یا قدری در بین مردان بیشتر است. میلن و ویلیامسون (۱۹۸۳) در تحقیقی، با استفاده از خط کش منعطف دریافتند که اگرچه درجه قوس پشتی در مردان و زنان با بالا رفتن سن، افزایش می‌یابد، این افزایش در بین زنان بیشتر از مردان است. با وجود این، اختلاف میانگین قوس پشتی بین دو گروه، در تحقیق حاضر معنی‌دار نبود ($P=0/78$ و $t=0/27$).

در تحقیق حاضر مشاهده شد که میزان قوس پشتی به نسبت سن، در مردان بیشتر از زنان است. میانگین شروع قوس پشتی در پسران کمتر از ۱۴ سال برابر با $40/82$ ، ولی برای دختران در همین گروه سنی، برابر با $30/06$ درجه است؛ بنابراین، با توجه به داده‌های تحقیق حاضر می‌توان نتیجه گرفت که میانگین درجه قوس پشتی در بین پسران بیشتر از دختران است. قوس پشتی در مردان با نسبت و شدتی تقریباً متعادل و به تدریج افزایش یافته، در حالی که در زنان با شدت بیشتری همراه بوده است و در سنین بالاتر، میزان آن بر مردان غلبه می‌یابد که این امر با یافته‌های میلین و ویلیامسون (۱۹۸۳) هم‌راستا می‌باشد. همچنین در پژوهش تورولف (۲۰۰۱) افزایش قوس پشتی با افزایش سن تأیید و میانگین قوس پشتی در گروه‌های سنی مشابه تحقیق حاضر، تقریباً یکسان گزارش شده است؛ برای مثال در تحقیق تورولف میانگین قوس پشتی برای دختران ۵-۶ سال حدود ۳۰ درجه و برای سنین حدود ۱۵ سال حدود ۳۷ درجه و در بخش پسران، به ترتیب، ۲۸ و ۳۳ درجه ذکر شده که تقریباً مشابه یافته‌های تحقیق حاضر است.

1. Murrie
2. Tuzun

نتایج تحقیق حاضر نشان می‌دهد افزایش قوس کمری و قوس پشتی در سنین رشد، در دختران بیشتر از پسران و نیز بیشتر از گروه‌های سنی دیگر است. این مسئله، از نظر مفاهیم مربوط به رشد و تکامل انسان قابل توجیه است؛ زیرا گزارش شده است دختران از نظر جهش رشدی، دو سال از پسران جلوترند (تورولف ۲۰۰۱).

تحقیق بال^۱ و همکارانش (۲۰۰۹) روی ۲۵۰ زن سالم ۳۰ تا ۷۹ ساله نشان داد درجه قوس پشتی با افزایش سن در بین آنان افزایش یافته است. تحقیق آنها همچنین نشان داد بیشترین افزایش قوس پشتی بین ۵۰ تا ۵۹ سالگی اتفاق افتاده است. یافته‌های این محققان در خصوص افزایش قوس پشتی با افزایش سن، با یافته‌های تحقیق حاضر هم‌راستا می‌باشد. در تحقیق حاضر نیز نشان داده شد که افزایش قوس پشتی از سن ۴۴ سالگی، در مقایسه با سنین دیگر، روند افزایشی بیشتری داشته است.

در مجموع، می‌توان با اطمینان گفت که افزایش درجه قوس پشتی با افزایش سن، در اغلب تحقیقات انجام شده در این خصوص به اثبات رسیده (۱۲، ۱۳، ۱۵، ۱۶، ۲۰-۲۲، ۲۶، ۳۳) در این خصوص، هم تحقیقات طولی و هم تحقیقات مقطعی، همبستگی و افزایش قوس پشتی را با افزایش سن نشان داده‌اند (۲۲). این روند، هم از طریق وسایل و روش‌های تهاجمی مانند اشعه ایکس (۱۵، ۲۲) و هم از طریق وسایل اندازه‌گیری غیرتهاجمی اثبات شده است (۲۱، ۲۵، ۲۸)؛ البته این افزایش به عقیده برخی محققان (۲۱، ۱۶) در زنان، به‌ویژه پس از سن ۴۰ سالگی (۱۵) آشکارتر است.

کاهش قدرت و استقامت عضلات با افزایش سن، سبب ضعف عضلات نگه‌دارنده ستون فقرات می‌شود که ممکن است از علل مهم افزایش قوس پشتی در هر دو گروه مردان و زنان باشد. در سالمندی، تغییرات ستون فقرات به سمت افزایش قوس کمری گردنی و قوس پشتی و کاهش قوس کمری پیش می‌رود. نیاز به نشستن و خم شدن ران‌ها و زانو‌ها، به‌ویژه در افراد مسن، کاهش قوس کمری و افزایش قوس پشتی را به دنبال دارد. اصولاً در زمان پیری، ستون فقرات به قوس پشتی بیش از حد متمایل می‌شود که بخشی از آن به عواملی چون کاهش قدرت عضلات، تغییر شکل جسم مهره، کاهش حرکت، پوکی استخوان، کوتاه شدن عضلات شکمی و سفتی و خشکی لیگامنت‌ها و دیسک‌ها و نیز سبک زندگی فرد بستگی دارد.

تحقیقات زیادی کاهش قدرت را با افزایش سن، به‌ویژه پس از ۶۰ سالگی نشان داده‌اند. بر اساس نتایج بعضی از این تحقیقات، تا سن ۶۵ سالگی ۴۰٪ از حداکثر قدرت انسان کاهش می‌یابد. بی‌حرکی سالمندان تأثیر زیادی بر این مسئله دارد. در عضلاتی که به‌طور مستمر در

1. Ball

فعالیت‌های روزانه استفاده می‌شوند، کاهش قدرت، کمتر دیده می‌شود. بیشترین کاهش قدرت سالمندان در عضلات ضد جاذبه مثل چهارسر ران، بازکننده‌های ران، دورسی فلکسورهای مچ پا، پشتی بزرگ و سه سر بازو دیده می‌شود؛ به این علت که فعالیت‌های آنها در حدی نیست که این عضلات به اندازه کافی به کار گرفته شوند.

کاهش قدرت و انعطاف‌پذیری که با افزایش سن ظهور می‌کند، به وضعیت بدنی ضعیف منجر خواهد شد و در واقع، قابل توجه‌ترین تغییر ارتوپدیک، تغییر در وضعیت بدنی افراد سالمند است. در سالمندان، نقاط مشخص شده روی خطی که در نمای خارجی وضعیت بدنی مناسب تصور می‌شود و انحناهای بدن نسبت به خط مورد نظر، تغییر وضعیت می‌دهند و افزایش قوس پشتی در آنها قابل مشاهده است. اگر این افراد مدتی طولانی در وضعیت نشسته قرار بگیرند، درجه قوس کمری آنان کاهش خواهد یافت. همچنین، در ران و زانوی آنها فلکشن مختصری دیده می‌شود. از طرف دیگر، ممکن است وضعیت بدنی غیرطبیعی سالمندان دلایل عملکردی نیز داشته باشد. بی‌حرکی وضعیت بدنی را تحت تأثیر قرار می‌دهد، در حالت نشسته مفاصل لگن و زانو در وضعیت فلکشن قرار می‌گیرند؛ در نتیجه، میزان قوس کمری کاهش و قوس پشتی افزایش می‌یابد.

در پایان، باید اشاره کرد که ماهیت تحقیق حاضر، توصیفی و هدف آن تهیه شاخص متغیرهای لوردوز کمری و کایفوز پشتی بوده است؛ بنابراین از نتایج آن می‌توان به عنوان مبنا و شاخصی برای مقایسه و قضاوت‌های بعدی در خصوص میزان انحناهای قوس کمری و پشتی افراد در سراسر کشور (لوردوز کمری و کایفوز پشتی) در سنین مختلف زنان و مردان، با در نظر گرفتن شرایط تحقیق استفاده نمود. همچنین، به علت ارزانی، دقت و سادگی اندازه‌گیری با خط‌کش منعطف این وسیله برای اندازه‌گیری وضعیت ستون فقرات پیشنهاد می‌شود. به علاوه، با توجه به اختلاف درجه کایفوز و لوردوز در بین سنین مختلف و در زنان و مردان پیشنهاد می‌شود به این اختلاف، توجه شده و از به‌کارگیری واژه‌های کلی و نیز درجات کلی برای جامعه، بدون توجه به محدوده سنی و جنسیت افراد خودداری شود.

منابع:

۱. اقبالی، محمد، (۱۳۷۲). بررسی میزان انحرافات ستون فقرات دانش‌آموزان پسر دوره راهنمایی ۱۱-۱۵ سال و ارائه پیشنهادات اصلاحی-حرکتی. پایان‌نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه تهران.

۲. حسینی کالج، سید نورالدین، (۱۳۷۷). بررسی و مقایسه ناهنجاری‌های اندام فوقانی و تحتانی دانش‌آموزان پسر شهری و روستایی مقطع راهنمایی شهرستان نور. پایان‌نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه کرمانشاه.
۳. ذاکری، رضا (۱۳۷۵). بررسی و شناخت ناهنجاری‌های ستون فقرات دانش‌آموزان پسر ۱۵ تا ۱۸ ساله نطنز و ارتباط آن با برخی از ویژگی‌های جسمانی و حرکتی. پایان‌نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه تربیت مدرس.
۴. اکبری سجادی، علی، کیان مهر، مجتبی، عطاردی، علیرضا، (۱۳۸۷). بررسی ارتباط خودمراقبتی و افسردگی در بیماران تحت درمان. فصلنامه افق دانش، ۳۳.
۵. سیاری، عبدالامیر، (۱۳۸۵). بررسی و مقایسه تأثیر دو نوع برنامه حرکات اصلاحی ساختاری و اصلاحی هوزی بر برخی از شاخص‌های اساسی عملکرد ریوی دانشجویان مبتلا به کایفوز دانشگاه شهید چمران اهواز. پایان‌نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه پیام نور تهران.
۶. کریمی، لقمان. (۱۳۸۷). تعیین نُرم قوس پستی و قوس کمری دانش‌آموزان استان سمنان. پایان‌نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه تهران.
۷. مالکی، ابراهیم، (۱۳۸۶). بررسی میزان شیوع ناهنجاری‌های اندام فوقانی دانشجویان ورزشکار و غیرورزشکار دانشگاه آزاد میانه. پایان‌نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه پیام نور.
۸. مهدوی‌نژاد، رضا، (۱۳۷۱). بررسی تأثیر فعالیت‌های حرکتی و ورزشی بر اصلاح ناهنجاری‌های وضعیتی ستون فقرات دانش‌آموزان پسر دوره راهنمایی تحصیلی تهران. پایان‌نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه تربیت مدرس.
9. Cil, A., Yazici, M., Uzumcugil, A., Kandemir, U., Alanay, A., Alanay, Y., Acaroglu, R.E., Surat, A. (2005). The Evolution of Sagittal Segmental Alignment of the Spine during Childhood. *Spine*, 30(1):93-100.
10. Amonoo-Kuofi, H.S. (1992) Changes in the lumbosacral angle, sacral inclination and the curvature of the lumbar spine during ageing. *Acta Anat*, 145:373-377.
11. Ball, P., Cagle, B. E., Johnson, C. L., Lukert, B. P. (2009). Spinal extension exercises prevent natural progression of kyphosis. *Osteoporos Int*, 20(3):481-9.
12. Cherry, D.B. (1980). Review of physical therapy alternatives for reducing muscle contracture. *Phy Ther*, 60(7):877-81.

13. During, J., Goudfrooij, H., Keessen, W., Beeker, T.W., Crowe, A. (1985). Toward standards for posture. Postural characteristics of the lower back system in normal and pathologic conditions. *Spine*, 10(1):83-7.
14. Boseker, E.H., Moe, J.H., Winter, R.B., Koop, S.E. (2000). Determination of "Normal" Thoracic Kyphosis: A Roentgenographic Study of 121 "Normal" Children. *J Pediatr Orthop*, 20(6):796-8.
15. Fon, G.T., Pitt, M.J., Thies, A.C. (1980). Thoracic kyphosis: range in normal subjects. *AJR Am J Roentgenol*, 134(5):979-83.
16. Goh, S., Price, R.I., Leedman, P.J., Singer, K.P. (1999). The relative influence of vertebral body and intervertebral disc shape on thoracic kyphosis. *Clin Biomech*, 14: 439-448.
17. Harvey, Z., Chamis, M., Lin, R. (2002). The Impact of Lateral Pads versus Posterolateral Pads in the Management of Idiopathic Scoliosis. *14, (4)*.165-169
18. Hellsing, E., Reigo, T., McWilliam, J., Spangfort, E. (1987). Cervical and lumbar lordosis and thoracic kyphosis in 8, 11 and 15 year-old children. *Eur J Orthod*, 9(2):129-38.
19. Kim, W.J., Kang, J.W., Yeom, J.S., Kim, K.H., Jung, Y.H., Lee, S.H., Choy, W.S. (2003). A Comparative Analysis of Sagittal Spinal Balance in 100 Asymptomatic Young and Older Aged Volunteers. *J Korean Soc Spine Surg*, 10(4):327-334..
20. Lindquist, O., Bengtsson, C., Hansson, T., Jonsson, R. (1983). Changes in bone mineral content of the axial skeleton in relation to aging and the menopause. Results from a longitudinal population study of women in Gothenburg, Sweden. *Scand J Clin Lab Invest*, 43(4):333-8.
21. Milne, J.S., Lauder, I.J. (1974). Age effects in kyphosis and lordosis in adults. *Ann Hum Biol*, 1(3):327-37.
22. Milne, J.S., Williamson, J. (1983). A longitudinal study of kyphosis in older people. *Age Ageing*, 12(3):225-33
23. Murrie, Dixon, A.K., Hollingworth, W., Wilson, H., Doyle, T.A.C. (2003). Lumbar Lordosis: Study of Patients with and Without Low Back Pain. *Clin Anat*, 16(2):144-7.
24. Propst-Proctor, S.L., Bleck, E.E. (1983). Radiographic determination of lordosis and kyphosis in normal and scoliotic children, *3(3)*:344-6.
25. Sidhu, L.S., Singal, P. (1983). Age changes in kyphosis and lordosis of Jat-Sikh and Bania females of Punjab (India) from 20 to 80 years. *Anthropol*, 41(1):59-66.

26. Singer, K.P., Jones, T.J., Breidahl, P.D. (1990). A comparison of radiographic and computer-assisted measurements of thoracic and thoracolumbar sagittal curvature. *Skeletal Radiol*, 19(1):21-6.
27. Stagnara, P., De Mauroy, J.C., Dran, G., Gonon, G.P., Costanzo, G., Dimnet, J., Pasquet, A. (1982) Reciprocal angulation of vertebral bodies in a sagittal plane: approach to references for the evaluation of kyphosis and lordosis. *Spine*, 7(4):335-42.
28. Takahashi, E., Atsumi, H. (1965). Age differences in thoracic form as indicated by thoracic index. *Human Biology*, 27(2):65-74.
29. Torulf, E. (2001). Spine: posture, mobility and pain. A longitudinal study from childhood to adolescence. *Eur Spine J*, 10(2):118-23.
30. Tüzün, C., Yorulmaz, I., Cindaş, A., Vatan, S. (1999) Low back pain and posture. *Clin Rheumatol*, 18(4):308-12.
31. Voutsinas, S.A., MacEwen, G.D. (1986). Sagittal profiles of the spine. *Clin Orthop Relat Re*, (210):235-42.
32. Willner, S., Johnsson, B. (1983). Thoracic kyphosis and lumbar lordosis during the growth period in children. *Acta Paediatr Scand*, 72(6):873-8.
33. Woodhull-McNeal, A.P. (1992). Changes in posture and balance with age. *Aging*, 4(3):219-25.
34. Yong, Z.Z., Wang, B., Yu, Y., Qian, B., Zhu, F. (2008). Radiological Presentations in Relation to Curve Severity in Scoliosis Associated With Syringomyelia. *J Pediatr Orthop*, 28(1):128-33.
35. Youdas, J.W., Hollman, J., Krause, D. (2006). The effects of gender, age, and body mass index on standing lumbar curvature in persons without current low back pain. *Physiother Theory Pract*, 22(5):229-37.

طراحی، ساخت، روایی و پایایی سنجی دستگاه اندازه‌گیری هم‌زمان کینماتیک حرکت و توزیع فشار آب در شنا

*دکتر حیدر صادقی^۱، محمد حیدری^۲

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

تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۱۲/۱۷

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۷/۴

چکیده

شنا از رشته‌های ورزشی است که پیشرفت در اجرای مهارت‌های آن به آگاهی درباره نیروی جلوبرنده، نیروی مقاوم و کارآیی نیروی جلوبرنده بستگی دارد. با توجه به فقدان روشی دقیق برای اندازه‌گیری نیروی جلوبرنده در شنا، هدف از انجام این پژوهش، طراحی، ساخت، روایی و پایایی سنجی دستگاه اندازه‌گیری هم‌زمان کینماتیک حرکت و توزیع فشار آب در حین حرکت شناگران بود. دستگاه‌های اصلی اندازه‌گیری مورد استفاده در این تحقیق که طراحی و ساخته شده است به دو بخش سخت‌افزاری و نرم‌افزاری تقسیم شد که بخش سخت‌افزاری به دو جزء الف) بخش کینماتیک حرکت (دستگاه کانوایر نگهدارنده و حرکت‌دهنده دوربین) و ب) بخش کینتیک (سیستم اندازه‌گیری و مانیتور نیرو و شتاب در قسمت‌های مختلف بدن به صورت بی‌سیم برای اندازه‌گیری توزیع فشار) و بخش نرم‌افزاری نیز به الف) نرم‌افزار هوشمند تعقیب شناگر و ب) نرم‌افزار پردازش اطلاعات به دست آمده از دوربین و ذخیره داده‌های مربوط به حرکت‌های کینماتیک شناگر تقسیم می‌شد. شناگران با حداکثر سرعت سه بار مسافت ۲۵ متری استخر را شنا کردند. اطلاعات ویدیویی (کینماتیک) و توزیع فشار (کینتیک) با روش پردازش تصویر به صورت هم‌زمان جمع‌آوری شد. بعد از جمع‌آوری اطلاعات، از فیلترهای دورانداز برای حذف داده‌های با خطای بالا و خارج از خط رگرسیون استفاده شد. از شاخص‌های گرایش به مرکز، پراکندگی و رسم نمودارها برای توصیف اطلاعات و برای انجام آزمون‌های فرضیه و روش‌های روایی سنجی^۳ و پایایی سنجی^۴ (آزمون و آزمون مجدد) استفاده شد. برای

E-mail: sadeghih@yahoo.com

۱. استاد دانشگاه تربیت معلم تهران

۲. کارشناس الکترونیک

3. Validity

4. Reliability

سنجش روایی کاناویر، اندازه‌گیری سرعت حرکت ریل‌ها با دوربین و غیردوربین، در آب و بیرون آب، با موج و بدون موج با وسیله دیگری انجام شد که با سرعت ثابت در حال حرکت بود. پایایی سنجی کاناویر، آزمون و آزمون مجدد در آب و بیرون آب، با موج و بدون موج انجام شد. برای تعیین روایی حسگرهای شتاب‌سنج، نتایج با مقدار ثابت ۹/۸ متر بر مجذور ثانیه (شتاب جاذبه زمین) در هر سه محور مقایسه شد و در بررسی پایایی و ثبات هماهنگی، آزمون آزمون و آزمون مجدد مورد ارزیابی قرار گرفت. اعداد به‌دست آمده از دستگاه بسیار نزدیک به سرعت واقعی آزمودنی یعنی ۱/۷ متر بر ثانیه بود. نتایج، همبستگی بالایی نشان داد که ماکزیمم خطا در حالت بیرون از آب ۰/۰۴۸ متر بر ثانیه، درون آب بدون موج ۰/۰۹۶ متر بر ثانیه و درون آب با موج ۰/۱۴۸ متر بر ثانیه است. در تعیین روایی حسگرهای شتاب‌سنج، مقایسه نتایج با مقدار ثابت ۹/۸ متر بر مجذور ثانیه (شتاب جاذبه زمین) در هر سه محور، مؤید روایی دستگاه ساخته شده بود. نتایج تحقیق مؤید امکان‌پذیری اندازه‌گیری هم‌زمانی کینماتیک (حرکت شناگر) و کینتیک (توزیع فشار در حین حرکت شناگر) را فراهم نمود که از پایایی و اعتباری مناسب برخوردار بود.

کلیدواژه‌های فارسی: شناگر، دستگاه اندازه‌گیری هم‌زمان و مستقیم، کینماتیک، توزیع فشار، روایی، پایایی.

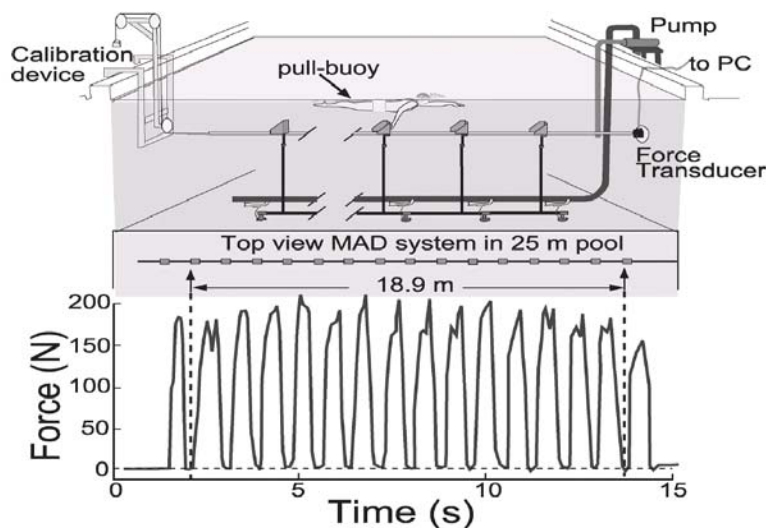
مقدمه

شنا از جمله رشته‌های ورزشی است که پیشرفت در اجرای مهارت‌های آن به آگاهی از علم سیالات و اثر آن بر بدن مرتبط می‌باشد. در شنا هدف اصلی ورزشکار دستیابی به کمترین زمان ممکن برای پیمودن مسافتی معین (رکورد) می‌باشد که در دستیابی به این زمان عواملی گوناگون تأثیرگذارند. توسلینت و ترگنیس (۲۰۰۵) معتقدند که موفقیت در اجرای مهارت‌های شنا علاوه بر داشتن ویژگی‌های مناسب بدنی، مستلزم آگاهی از عوامل بیومکانیکی اثرگذار مانند نیروی جلوبرنده، نیروی مقاوم و کارایی نیروی جلوبرنده می‌باشد (۱). امروز پذیرفته شده است که سه عامل بیومکانیکی نیروی جلوبرنده که توسط دو نیروی بالابرنده (نیروی که در جهت عمود بر جهت حرکت بر جسم سیال وارد می‌شود)، نیروی مقاوم (کشش شکلی، موجی و اصطکاکی) و کارایی نیروی جلو برنده^۱، کیفیت شنا انسان را تعیین می‌کنند (۲، ۳). در بین عوامل مذکور، نیروی جلوبرنده و نیروی کشش^۱ (نیروی که در جهت مخالف حرکت جسم بر آن وارد می‌شود) در اثر حرکت

1. propulsion efficiency
2. Drag

دست‌ها و پاها در آب تولید و از تعیین‌کننده‌ترین پارامترها در بررسی کیفیت عمل‌کرد شناگران در شنای رقابتی محسوب می‌شود.

برای اندازه‌گیری نیروی جلوبرنده در شنا روش‌های گوناگونی مانند روش فیلم‌برداری و استفاده از فرمول، روش اندازه‌گیری نیروی مقاوم فعال توسط دستگاه^۱، روش غیرمستقیم اندازه‌گیری نیروی مقاوم (MAD) و روش تغییرات سرعت^۲ وجود دارد. با مرور مقالات مختلف درمی‌یابیم که رایج‌ترین روش اندازه‌گیری نیروی جلوبرنده در شنا روش فیلم‌برداری و استفاده از فرمول و روش اندازه‌گیری نیروی مقاوم فعال توسط دستگاه MAD می‌باشد (۲). سیستم MAD به شناگر امکان می‌دهد که در هر ضربه دست، به پدهای ثابت که در یک مسیر ۲۲ متری قابل تنظیم (به‌طور معمول ۱/۳۵ متر) در عمق ۰/۸ متر قرار می‌گیرد فشار وارد کند. پدها به انتقال‌دهنده نیرو متصل هستند که می‌تواند نیروی شناگر را به‌طور مستقیم اندازه‌گیری کند. هنگام اندازه‌گیری نیروی مقاوم فعال، شناگر تنها از دست استفاده می‌کند و پاهای او با شناور کوچک به‌صورت شناور روی آب می‌ماند. چون در هر سرعت ثابتی مجموع نیروهای مقاوم برابر نیروی جلوبرنده است (۴)، در حقیقت با اندازه‌گیری نیروی مقاوم، نیروی جلو برنده نیز اندازه‌گیری می‌شود.



شکل ۱. شکل شماتیک دستگاه MAD (دستگاه اندازه‌گیری نیروی مقاوم فعال)

1. Measurement of Active Drag (MAD)
2. Velocity Perturbation Method (VPM)

از مزایای این روش می‌توان به اندازه‌گیری نیرو در سرعت‌های مختلف و اندازه‌گیری نیرو به صورت مستقیم و بدون نیاز به تجزیه و تحلیل برای محاسبه آن اشاره کرد. با وجود این، این روش نقص‌هایی دارد که از جمله می‌توان به عدم اجازه اندازه‌گیری نیروی جلوبرنده کل (مجموع نیروی جلوبرنده دست‌ها و پاها فراهم نیست) اشاره کرد. در ضمن، پدها در عمق $0/8$ متر قرار دارند و حرکت دست تا این عمق مستلزم اعمال نیرو است که سیستم آن را اندازه‌گیری نمی‌کند. در روش فیلم‌برداری و استفاده از فرمول، شناگر در کانال جریان آب در حالی شنا می‌کند که آب با سرعت و جهت جریان ثابت در حرکت است و دوربین‌هایی از مهارت شنای او فیلم‌برداری می‌کنند (۲، ۴). به این روش، آنالیز حرکت در مسیر خاص^۱ می‌گویند (۴). بعد از فیلم‌برداری، نیروی جلوبرنده و مقاوم با تجزیه و تحلیل اطلاعات و با استفاده از فرمول‌ها محاسبه می‌شود. نیروی بالابر بر اساس قانون برنولی (۱، ۲) و نیروهای بالابرنده و کشش با استفاده از فرمول‌های زیر محاسبه می‌شوند.

$$L=1/2.\rho.U^2.C_l.S \quad (1)$$

$$D=1/2.\rho.U^2.C_d.S \quad (2)$$

که در آن L (نیروی بالابر)، ρ (چگالی آب)، U (سرعت دست نسبت به آب)، D (نیروی کشش)، C_l (ضریب ثابت بالابر)، C_d (ضریب ثابت کشش) و S (مساحت دست) می‌باشند. شلی‌هوف^۲ ویژگی‌های دست شناگر را به‌عنوان یک هیدروفویل^۳ در کانال جریان آب، تحت شرایطی که زاویه حمله^۴ و سرعت جریان ثابت بود بررسی و مقادیر C_l و C_d را محاسبه و نیروی بالابر را عاملی مهم در تولید نیروی جلوبرنده (۳) معرفی نموده است. با به دست آوردن اطلاعات مربوط به سرعت دست که با تجزیه و تحلیل فیلم حرکت دست حاصل می‌شود و استفاده از فرمول‌های ذکر شده، مقادیر C_l و C_d محاسبه شده و می‌توان بزرگی و جهت نیروی جلوبرنده نهایی را محاسبه نمود (۴). این رویکرد که به‌عنوان آنالیز حرکت در مسیر خاص شناخته شده به این فرض وابسته است که جریان تحت شرایط بررسی با جریان در طول ضربه واقعی در استخر شنا قابل مقایسه می‌باشد (۱)، در حالی که مشخص شده که سرعت و جهت حرکت جریان آب نسبت به دست در ضربه واقعی شنا مدام در حال تغییر است. این امر محاسبه نیروی جلوبرنده را با این روش مورد تردید قرار می‌دهد؛ زیرا در این روش، سرعت و جهت جریان آب نسبت به دست، ثابت فرض شده است (۲، ۴).

-
1. quasi- steady
 2. Schleihau
 3. Hydrofoil
 4. Angle of attack

آنالیز حرکت در مسیر خاص بیشتر به دلیل سادگی آن مورد استفاده قرار می‌گیرد. در ضمن، این روش گذر از نظریه نیروی جلوبرنده پارویی اولیه می‌باشد. برگر و همکاران (۱۹۹۹) در اقدامی مشابه با فعالیت شلی هوف، C_1 و C_2 را محاسبه نموده و مقادیر مشابه با مقادیر شلی هوف را به دست آوردند، ولی زمانی که مقدار u را بر اساس پیشنهاد شلی هوف (۱۹۸۳) برابر سرعت میانه کف دست قرار دادند، مقدار نیروی جلوبرنده را ۱۷٪ کمتر از نیروی مقاوم اندازه‌گیری شده به وسیله سیستم اندازه‌گیری نیروی مقاوم فعال (MAD) گزارش دادند (۵). ون در میر و نایت در سال ۲۰۰۳ نیروی جلوبرنده محاسبه شده توسط فرمول‌ها در کانال یعنی به صورت حرکت در مسیر خاص را با مقادیر اندازه‌گیری شده توسط سیستم MAD مقایسه کردند. این روش آشکار نمود که مقادیر به دست آمده توسط آنالیز حرکت در مسیر خاص به طور قابل توجهی (۶۰٪) کمتر از نیروهای جلوبرنده اندازه‌گیری شده توسط سیستم MAD است (۶).

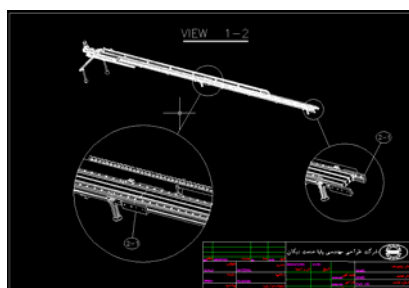
با توجه به توضیحات فوق مشاهده می‌شود که روش دقیقی برای اندازه‌گیری نیروی جلوبرنده در شنا وجود ندارد و هر یک از روش‌های موجود ایرادهایی دارند. بر این اساس، به نظر می‌آید یکی از چالش‌ها، یافتن روش دقیق برای اندازه‌گیری نیروهای جلوبرنده است. سؤال مهم این است که آیا امکان طراحی و ساخت دستگاه اندازه‌گیری هم‌زمان کینماتیک حرکت و توزیع فشار آب در حین حرکت شناگران که از روایی و پایایی مناسب برخوردار باشد، وجود دارد؟ برای پاسخ به این سؤال باید پذیرفت که شناخت مکانیسم حاکم بر تولید نیروی جلوبرنده مستلزم آن است که برای شناخت این مکانیسم باید چگونگی تغییرات وضعیتی حرکت شناگران و توزیع فشارهای وارده به اندام‌ها را مشخص کرد و با استفاده از قوانین سیالات اثر جریان را بر نیروی جلوبرنده دریافت. این تحقیق به اعتباریابی و پایایی سنجی دستگاه محقق‌ساخته اختصاص دارد که قابلیت اندازه‌گیری هم‌زمان وضعیت حرکت ورزشکار در آب (کینماتیک) و توزیع فشارهای وارده (کینتیک) را داراست. امید می‌رود با ساخت این دستگاه گامی مؤثر برای شناسایی عوامل بیومکانیکی تأثیرگذار (کینماتیکی و کینتیکی) در اجرای مهارت‌های شنا برداشته شود و از این طریق مقدمه بررسی دقیق‌تر عوامل مؤثر و در نتیجه بهبود بخشیدن به کیفیت عمل‌کرد شناگران به‌ویژه در سطح قهرمانی فراهم شود. به‌طور مشخص هدف اصلی تحقیق، طراحی، ساخت، روایی و پایایی سنجی دستگاه اندازه‌گیری هم‌زمان کینماتیک حرکت و توزیع فشار آب در حین حرکت شناگران بود.

روش‌شناسی پژوهش

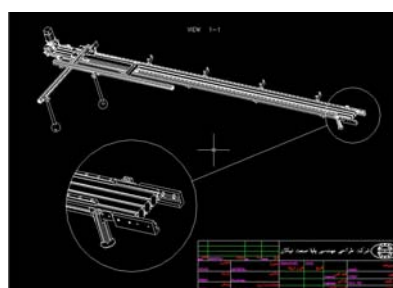
این پژوهش با توجه به اهداف آن، تحقیقی کاربردی است. دستگاه‌های اصلی مورد استفاده در

این تحقیق که طراحی و ساخته شده قابل تقسیم ردر دو بخش است. بخش اول) سخت‌افزاری که خود شامل دو جزء است: الف) بخش کینماتیک حرکت (دستگاه کانوایر نگهدارنده و حرکت‌دهنده دوربین- تصویر) و ب) بخش کینتیک (سیستم اندازه‌گیری و مانیتور نیرو و شتاب در قسمت‌های مختلف بدن به صورت بی‌سیم برای اندازه‌گیری توزیع فشار - تصویر). بخش دوم) نرم‌افزارها شامل الف) نرم‌افزار هوشمند تعقیب شناگر که با هدف پردازش تصاویر به دست آمده از دوربین طراحی شده است. این بخش از نرم‌افزار سرعت بخش مکانیکی، سیستم را طوری تنظیم می‌کند که سیستم همواره شناگر را تعقیب نماید و ب) نرم‌افزار پردازش اطلاعات به دست آمده از دوربین و ذخیره داده‌های مربوط به حرکت‌های کینماتیک شناگر. این نرم‌افزار اطلاعات را برای بررسی‌های آماری پردازش می‌کند.

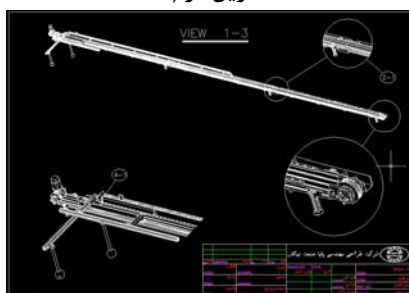
کانوایر از سه قسمت کلی تشکیل شده است: ۱. فیکسچر نگهدارنده پایه دوربین، موتور گیربکس، نگهدارنده محافظ سیم و قرقره تسمه‌تایم است. ۲. رابط بین ریل اول و ریل سوم بوده که شامل نگهدارنده سیم جمع‌کن است. ۳. نگهدارنده قرقره تسمه‌تایم و فریم‌های نگهدارنده تسمه‌تایم (تصویر ۲ الف تا د).



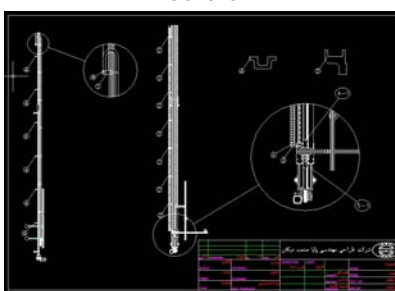
تصویر ۲-ب. نمای قسمت میانی کانوایر
(ریل دوم)



تصویر ۲-الف. نمای قسمت آغازین کانوایر
(ریل اول)



تصویر ۲-د. تصویری از محل اتصال و قرارگیری
تسمه‌ها روی کانوایر



تصویر ۲-ج. نمای قسمت انتهایی کانوایر
(ریل سوم)

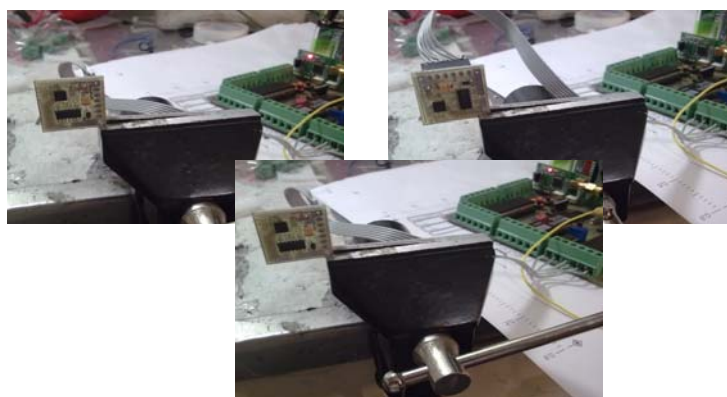
ب) بخش کینتیک: برای اندازه‌گیری توزیع فشار، به‌منظور آنالیز عمل‌کرد ورزشکاران شناگر در آب و تحلیل حرکت‌های ورزشی، سیستم الکترونیکی اندازه‌گیری شتاب مجهز به پنج عدد حسگر شتاب‌سنج سه‌محوره طراحی شد. سیستم به همراه باتری که تأمین‌کننده انرژی است در قسمت‌هایی نصب می‌شود که باید از نظر نیرو آنالیز شوند. سیستم الکترونیکی جمع‌آوری اطلاعات، داده‌های شتاب را از هر حسگر قرائت و آنها را به‌صورت بی‌سیم ارسال می‌کند. داده‌های ارسال شده، توسط سیستم گیرنده مخصوصی توسط کامپیوتر دریافت و توسط نرم‌افزاری ویژه که طراحی شده، روی کامپیوتر نشان داده و آنالیز می‌شوند (تصویر ۳ الف تا د).



الف ب ج د

تصویر ۳. نمای مقایسه‌ای از اندازه برد حسگر شتاب‌سنج از رو (الف) و پشت (ب)، نمایی از برد جمع‌آوری و ارسال داده (ج) و برد سیستم دریافت‌کننده داده‌های ارسالی و متصل به کامپیوتر (د)

برای کالیبره کردن، هر یک از محورهای حسگر در جهت و خلاف جاذبه زمین قرار گرفت و ولتاژهای خروجی در هر حالت ثبت و تحلیل شد. حالت‌های مختلف قرار گرفتن حسگر به‌منظور کالیبره شدن را در تصویر ۴ مشاهده می‌کنید.

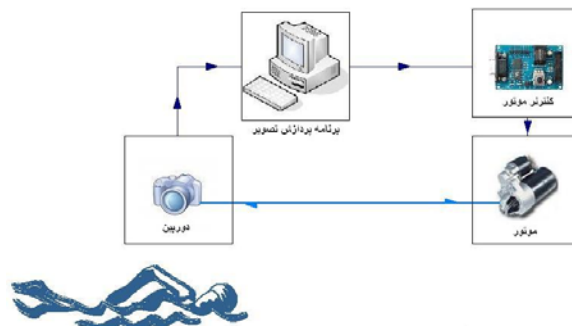


تصویر ۴. حالت‌های مختلف قرارگیری حسگرها برای کالیبره کردن در سه محور

شرح عملکرد سیستم جمع‌آوری داده‌ها: این بخش یک مدار مبدل آنالوگ به دیجیتال است که توانایی قرائت ۳۰ ورودی را دارد. مبدل مورد استفاده در این سیستم AD676 است که یک مبدل آنالوگ به دیجیتال 16BIT است. ۳۰ ورودی آنالوگ توسط آی‌سی‌های مالتی‌پلکسر به ورودی مبدل آنالوگ به دیجیتال متصل می‌شود و تبدیل آن انجام می‌شود. در هر سیکل عملکرد مدار، ابتدا ۳۰ ورودی مدار که به حسگرهای شتاب متصل است، جارو می‌شود و سپس، داده‌های اندازه‌گیری شده توسط یک فرستنده-گیرنده FSK ارسال می‌شود که در فرکانس 915MHz کار می‌کند.

بخش ۲) نرم افزاری: (ج) نرم افزار هوشمند تعقیب شناگر. صفحه‌ای متحرک که همراه شناگر حرکت کند و ضمن تعقیب شناگر، دو تصویر از کنار و جلوی شناگر تهیه و به‌صورت جداگانه ذخیره می‌کند. برای انجام این کار به سیستمی نیاز بود تا سرعت حرکت شناگر را اندازه‌گیری و سرعت خود را با آن هماهنگ کند. حسگری که حرکت شناگر را حس کند به‌عنوان فیدبک مدار حلقه بسته تعقیب در نظر گرفته شد. نرم‌افزار طراحی شده این قابلیت را دارد که تصاویر هر دو دوربین را دریافت می‌کند، مکان شناگر را می‌بیند، دستورات لازم برای تعقیب شناگر را صادر و هم‌زمان تصاویر تهیه شده از دوربین‌ها را ذخیره می‌کند. برای طراحی این نرم‌افزار از حسگرهای متعدد و متنوعی مانند حسگرهای آلتراسونیک (Sonar، حسگر IR)، حسگرهای لیزری و ... می‌توان استفاده کرد، اما سیستم بینایی ماشین دارای امتیازاتی است (هزینه پایین، بی‌نیازی از واسط سخت‌افزاری، بی‌نیاز از نگهداری، فناوری جدید) که آن را از حسگرهای دیگر متمایز می‌سازد. در این مطالعه از یک کارت گرافیک برای دریافت تصویر از دوربین استفاده شد. از این کارت به‌عنوان نوعی Frame Grabber استفاده شد. این نرم‌افزار با زبان Visual C++ نوشته شد. برای پردازش رشته داده‌های تصویری دریافت‌شده از Frame Grabber، از سیستم فیلتر گرافیک‌های 9.0c مشاهده‌گر مستقیم استفاده شد. مشاهده‌گر مستقیم بخشی از نرم‌افزار قدرت‌مند DirectX است که توسط کمپانی مایکروسافت منتشر شده و مدام (تقریباً در هر ماه) به‌روز می‌شود. مشاهده‌گر مستقیم این امکان را فراهم می‌کند که داده‌های تصویری را قبل از نمایش بر روی صفحه و در زمانی که حافظه تصویری قرار دارند، پردازش کند. این موضوع قابلیتی فراهم می‌کند تا تصاویر دریافتی را با سرعت بسیار بالا پردازش کرد. برای بخش پردازش تصویر این نرم‌افزار از متد قسمت رنگی استفاده شد. تصویر گرفته شده از سیستم RGB به سیستم HSV منتقل می‌شود تا تشخیص رنگ‌ها با خطای کمتری انجام شود. این نرم‌افزار شناگر را به‌واسطه رنگ بدن و اختلاف آن با رنگ پس‌زمینه (آب) تشخیص می‌دهد. این نرم‌افزار به‌گونه‌ای طراحی شده است که در تغییر شرایط نوری

محیط یا هر تغییر رنگی دیگر می‌توان آن را برای تعقیب رنگ جدید آموزش داد. این کار به راحتی فقط با یک کلیک روی رنگ مورد نظر انجام می‌شود. این نرم‌افزار با Enum کردن دستگاه‌های متصل به کامپیوتر، لیستی از منابع متصل به کامپیوتر را به کاربر نمایش می‌دهد که می‌توان از آن‌ها تصویر دریافت کرد تا کاربر به دلخواه یکی از آن‌ها را به‌عنوان ورودی انتخاب کند. در نهایت، این نرم‌افزار قادر است به‌صورت هم‌زمان تصاویر ورودی و خروجی (پردازش‌شده) را در فایل‌های جداگانه با قالب AVI ذخیره کند. بلوک دیاگرام سامانه تعقیب را در تصویر ۵ مشاهده می‌کنید.



تصویر ۵. بلوک دیاگرام سامانه تعقیب

د) **بخش پردازش تصویر:** برنامه پردازش تصویر هم‌زمان با کنترل سرعت سیستم مکانیک برای تعقیب، اطلاعات مربوط به حرکت و جابجایی دیگر نشانه‌های رنگی متصل بر روی مفاصل شناگر را تشخیص داده و این اطلاعات را هم‌زمان در فایل‌های مختلف ذخیره می‌کند تا پس از پایان حرکت، برای تحلیل حرکت از آن استفاده شود.

روش جمع‌آوری اطلاعات: ۱۰ شناگر جوان دانشجوی تربیت بدنی و علوم ورزشی که از نظر مهارتی در سطح نیمه‌مبتدی بودند به‌عنوان آزمودنی در این تحقیق شرکت کردند. حسگرها به ترتیب در کف دست (وسط استخوان‌های کف دست)، پشت دست (پشت استخوان‌های کف دست)، آرنج (قسمت میانی مفصل آرنج در حالت پرونیشن)، در قسمت خارجی ترقوه (نزدیک به مفصل شانه) با چسب‌های نواری دوطرفه به آزمودنی نصب شد. شناگران مسافت ۲۵ متری استخر (دانشگاه تربیت دبیر- شهید رجایی) با حداکثر سرعت سه بار شنا کردند. اطلاعات ویدیویی (کینماتیک) و توزیع فشار (کینتیک) با روش پردازش تصویر به‌صورت هم‌زمان جمع‌آوری شد. اطلاعات جمع‌آوری شده با قابلیت انتقال به نرم‌افزار اکسل، به‌منظور تجزیه و تحلیل بعدی اطلاعات ثبت شد.

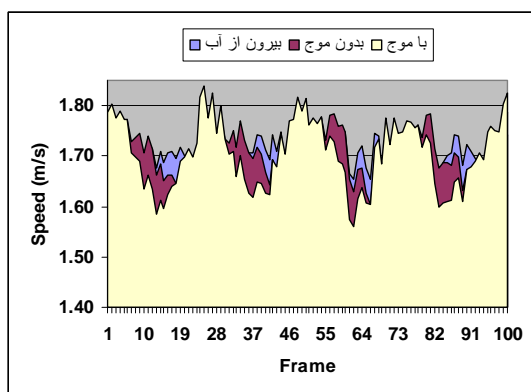
کانوایر حمل‌کننده دوربین در محدوده ۱۰ متری لبه طولی استخر قرار داده شد. حسگرها به نحوی به بدن آزمودنی متصل شد که خللی در حرکت شناگر ایجاد نمی‌کردند. شناگر از داخل آب از لبه استخر با حالت سر خوردن شروع به حرکت می‌کرد و در مسافت ۸ متری سرعت خود را به حداکثر می‌رساند. هنگام رسیدن شناگر به محدوده ریل و موتور، ربات سرعت خود را از طریق سیستم کنترلی با سرعت شناگر هماهنگ و با سرعت شناگر شروع به حرکت می‌کرد. در این هنگام حسگرها نیز بر اساس برنامه شروع به ثبت اطلاعات می‌کردند. تمام اطلاعات در زمان شنا کردن شناگر در محدوده ۱۰ متری ریل دریافت و ثبت می‌شد. از شناگران خواستیم تا بعد از مسیر ۱۰ متری ریل تا فاصله ۵ متری از محدوده ریل به شنا کردن ادامه دهند.

بعد از جمع‌آوری اطلاعات، از فیلترهای دورانداز برای حذف داده‌های با خطای بالا و خارج از خط رگرسیون استفاده شد. سپس داده‌های کینماتیک شناگر که در فایل‌های اکسل ذخیره شده بود به صورت نمودار و شبیه‌سازی گرافیکی بررسی شد که با تئوری حرکت شناگر و شکل کلی حرکت ناهماهنگ نبود. از شاخص‌های گرایش به مرکز، پراکندگی و رسم نمودارها برای توصیف اطلاعات و از روش‌های روایی و پایایی سنجی (آزمون و آزمون مجدد) برای آزمون فرضیه‌ها استفاده شد. برای سنجش روایی کانوایر، اندازه‌گیری سرعت حرکت ریل‌ها با دوربین و غیردوربین، در آب و بیرون آب، با موج و بدون موج انجام شد. به علاوه، با وسیله دیگری که با سرعت ثابت در حال حرکت است پایایی سنجی کانوایر، آزمون و آزمون مجدد در آب و بیرون آب، با موج و بدون موج انجام شد. برای تعیین روایی حسگرهای شتاب‌سنج نتایج را با مقدار ثابت ۹/۸ متر بر مجذور ثانیه (شتاب جاذبه زمین) در هر سه محور مقایسه شد و در بررسی پایایی و ثبات هماهنگی، آزمون و آزمون مجدد مورد ارزیابی قرار گرفت.

یافته‌های پژوهش

برای سنجش روایی کانوایر، اندازه‌گیری سرعت حرکت ریل‌ها با دوربین و غیردوربین، در آب و بیرون آب، با موج و بدون موج با وسیله دیگری انجام شد که با سرعت ثابت در حال حرکت است. نتایج نشان داد که سرعت اندازه‌گیری شده توسط دستگاه، اختلاف قابل قبولی با سرعت جسم متحرک ندارد و دستگاه با خطای قابل چشم‌پوشی قادر به تعقیب جسم متحرک است. برای پایایی سنجی کانوایر از روش آزمون و آزمون مجدد حرکت ورزشکار در آب و بیرون آب، با موج و بدون موج انجام شد. نتایج به دست آمده در تصویر ۶ نشان داده شده است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود اعداد به دست آمده از دستگاه بسیار نزدیک به سرعت واقعی آزمودنی یعنی ۱/۷ متر بر ثانیه است. نتایج، همبستگی بالایی نشان داد که ماکزیمم خطا در حالت بیرون از

آب ۰/۰۴۸ متر بر ثانیه، درون آب بدون موج ۰/۰۹۶ متر بر ثانیه و درون آب با موج ۰/۱۴۸ متر بر ثانیه می‌باشد.



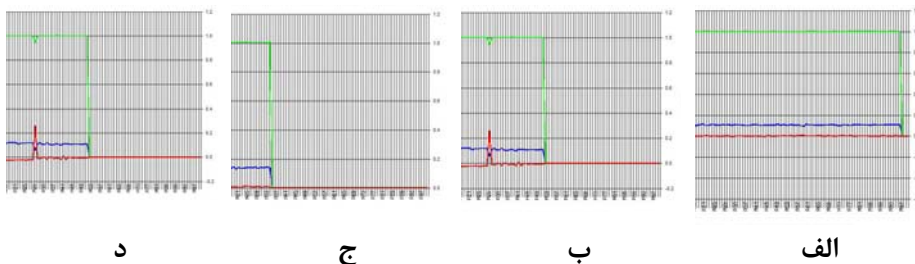
تصویر ۶. سرعت حرکت ریل‌ها با دوربین و غیردوربین، در آب و بیرون آب، با موج و بدون موج

جدول ۱ نتایج آماری مقایسه سرعت حرکت دوربین در سه وضعیت دوربین بیرون آب با درون آب با موج، بیرون آب با درون آب بدون موج، و درون آب بدون موج با موج را نشان می‌دهد. میانگین سرعت دوربین در وضعیت بیرون آب با درون آب با موج یکسان است. تفاوت یک‌صدمی در میانگین سرعت حرکت دوربین با شرایط موج آب مشاهده می‌شود. انحراف استاندارد بین بیرون آب با درون آب بدون موج نیز یک‌صدم است، ولی به نسبت شرایط درون آب با موج، با بیرون آب ۰/۴۳ و با بدون موج ۰/۰۳ است. نتایج بیان‌گر معنی‌دار نبودن تفاوت سرعت حرکت کانوایر با دوربین در موقعیت‌های مختلف است. این یافته به آن معناست که کانوایر حمل‌کننده دوربین در وضعیت‌های مختلف عمل‌کردی نسبتاً یکسان دارد.

جدول ۱. مقایسه آماری بررسی وضعیت‌های مختلف (سرعت متر بر ثانیه) حرکت دوربین ($p < 0/05$)

وضعیت	میانگین	انحراف استاندارد	تعداد فریم	تفاوت	ارزش تی	ارزش الفا
بیرون از آب	۱/۷۰	۳/۰۳	۱۰۰/۰۰	۰/۰۴	-۰/۳۲	۰/۷۴۷
بدون موج	۱/۷۰	۰/۰۴				
بیرون از آب	۱/۷۰	۰/۰۳	۱۰۰/۰۰	۰/۰۷	-۰/۵۲	۰/۶۰۲
با موج	۱/۷۱	۰/۰۷				
بدون موج	۱/۷۰	۰/۰۴	۱۰۰/۰۰	۰/۰۶	-۰/۴۲	۰/۶۷۳
با موج	۱/۷۱	۰/۰۷				

در تعیین روایی حسگرهای شتاب‌سنج، مقایسه نتایج با مقدار ثابت $9/8$ متر بر مجذور ثانیه (شتاب جاذبه زمین) در هر سه محور مؤید روایی دستگاه ساخته شده بود تصویر ۷ الف-د). همان‌گونه که مشاهده می‌شود با قرارگیری حسگر در محور مختصات مختلف به صورت عمودی، در همه موارد عدد کسب شده با میزان شتاب جاذبه زمین هم‌خوانی دارد که این موضوع تأییدی برای روایی دستگاه طراحی شده است.



تصویر ۷. روایی سنجی حسگرها در محورهای مختلف

بحث

هدف از انجام تحقیق حاضر، طراحی و ساخت دستگاه اندازه‌گیری کینماتیکی و کنتیکی فشار وارد بر اندام‌ها در زمان حرکت شناگران و روایی و پایایی سنجی دستگاه مذکور بود. نیروی جلوبرنده در شنای کرال سینه بیشتر توسط دست تولید می‌شود که برای اندازه‌گیری این نیرو چندین روش متفاوت وجود دارد. یکی از روش‌های رایج برای اندازه‌گیری نیرو که در آن از فیلم‌برداری و فرمول استفاده می‌شود به نام آنالیز حرکت در مسیر خاص شناخته می‌شود. در این روش، جریان آب اطراف اندام فوقانی یکنواخت و جهت و سرعت حرکت آب اطراف اندام فوقانی در طول یک ضربه دست، ثابت در نظر گرفته می‌شود (۲). در آنالیز حرکت در مسیر خاص، شناگر در یک کانال جریان آب شنا می‌کند که آب با سرعت و زاویه ثابت در حال حرکت است (۱). این فرض ثابت بودن سرعت و جهت جریان آب در شنا با توجه به اینکه اندام فوقانی از مفصل شانه دارای حرکت چرخشی می‌باشد به نظر تحت شرایط واقعی شنا در استخر صحیح نمی‌باشد. از طرفی، مقایسه نیروی جلوبرنده محاسبه شده توسط سیستم MAD و روش آنالیز حرکت در مسیر خاص، وجود تفاوت‌های ۱۷ و ۶۰ درصدی بین مقادیر دو روش را نشان داد (۵، ۶). این امر می‌تواند درست بودن مفروضات روش آنالیز حرکت در مسیر خاص را مورد تردید قرار دهد. چون در سیستم MAD نیروی جلوبرنده به صورت مستقیم اندازه‌گیری می‌شود

به نظر می‌رسد که این روش قابل اعتماد و صحیح بوده، اختلاف مقادیر به علت درست نبودن روش محاسبه با فرمول باشد.

در تحقیق حاضر، طراحی و ساخت دستگاهی مورد نظر قرار گرفت تا اطلاعات تغییرات موقعیت (حرکت) شناگران در دو صفحه ساجیتال و فرونتال مورد اندازه‌گیری قرار گیرد. ضمن اینکه هم‌زمان با اندازه‌گیری تغییرات موقعیت، توزیع فشار وارد بر اندام‌ها محاسبه شود. روایی و پایایی دستگاه طراحی شده نیز هدف دیگر این تحقیق بود. با توجه به ایده اولیه در خصوص ساخت دستگاه، طراحی اولیه انجام و بر اساس آن دستگاه ساخته شد. جزئیات طراحی و ساخت دستگاه اندازه‌گیری تغییر موقعیت در دو صفحه آناتومیکی ساجیتال و فرونتال در بخش روش‌شناسی به تفصیل بیان شد. در آن بخش گزارش شد که برای تعیین هم‌زمان با تعیین میزان فشار وارد بر اندام فوقانی در طول حرکت شناگر و نرم‌افزار مربوط برای پردازش و محاسبه اطلاعات جمع‌آوری شده، دستگاه‌های اصلی ساخته شده به دو بخش تقسیم شدند: اول) سخت‌افزاری که خود شامل دو جزء است. الف) بخش کینماتیک حرکت (دستگاه کانوایر نگهدارنده و حرکت‌دهنده دوربین)، ب) کینتیک (سیستم اندازه‌گیری و مانیتور نیرو و شتاب در قسمت‌های مختلف بدن به صورت بی‌سیم برای اندازه‌گیری توزیع فشار) و دوم) نرم‌افزاری که شامل ج) نرم‌افزار هوشمند تعقیب شناگر است که با هدف پردازش تصاویر به دست آمده از دوربین طراحی شد. این بخش از نرم‌افزار سرعت بخش مکانیکی، سیستم را طوری تنظیم می‌کند که سیستم همواره شناگر را تعقیب نماید و د) نرم‌افزار پردازش اطلاعات به دست آمده از دوربین و ذخیره داده‌های مربوط به حرکت‌های کینماتیک شناگر و آماده‌سازی آنها در فایل‌های مختلف برای آنالیز حرکت شناگر.

برای سنجش روایی کانوایر اندازه‌گیری سرعت حرکت ریل‌ها با دوربین و غیردوربین، در آب و بیرون آب، با موج و بدون موج با وسیله دیگری انجام شد که با سرعت ثابت در حال حرکت بود. نتایج نشان داد که سرعت اندازه‌گیری شده توسط دستگاه، اختلافی قابل قبول با سرعت جسم متحرک ندارد و دستگاه با خطای قابل چشم‌پوشی قادر به تعقیب جسم متحرک است. نتایج آزمون‌های انجام شده از عمل‌کرد دستگاه کانوایر (حمل‌کننده دوربین) که با مقایسه اندازه‌گیری سرعت حرکت کانوایر با کروномتر (اعتبار اندازه‌گیری) و در سه وضعیت قرارگیری در خشکی، در آب با موج و بدون موج، بیان‌گر بالا بودن اعتبار نتایج بود. اعداد به دست آمده از دستگاه بسیار نزدیک به سرعت واقعی آزمودنی یعنی $1/7$ متر بر ثانیه است. نتایج همبستگی بالایی نشان داد که ماکزیمم خطا در حالت بیرون از آب $0/048$ متر بر ثانیه، درون آب بدون موج $0/096$ متر بر ثانیه و درون آب با موج $0/148$ متر بر ثانیه می‌باشد.

برای پایایی سنجی کانوایر از روش آزمون و آزمون مجدد حرکت ورزشکار در آب و بیرون آب، با موج و بدون موج استفاده شد. پایایی نتایج در هر سه وضعیت با روش آزمون و آزمون مجدد نیز بالا بودن پایایی نتایج را تأیید نمود. نتایج اعتباریابی حسگرهای شتابسنج نیز با روش مقایسه اندازه‌های جمع‌آوری شده در شرایط قرارگیری مختلف حسگر در محور مختصات مختلف به صورت عمودی، با مقدار ثابت عددی شتاب جاذبه زمین (۹/۸ متر بر مجذور ثانیه) در هر سه محور، مؤید اعتبار دستگاه ساخته شده برای اندازه‌گیری شتاب بود.

نتایج تحقیق امکان‌پذیری اندازه‌گیری هم‌زمان کینماتیک (حرکت شناگر) و کینتیک (توزیع فشار در حین حرکت شناگر) را تأیید می‌کند و از پایایی و اعتبار مناسبی برخوردار است. با توجه به پتانسیل دستگاه طراحی شده برای اندازه‌گیری هم‌زمان اطلاعات کینماتیک و کینتیک حرکت شناگران، امید است بررسی عوامل مؤثر و مکانیزم عمل نیروهای جلوبرنده و مقاومت آب در زمان اجرای حرکت شناگران در دستور کار مربیان و تیم‌های ورزشی قرار گیرد. پیشنهاد می‌شود از دستگاه ساخته شده برای اندازه‌گیری هم‌زمان اطلاعات کینماتیکی و کینتیکی شناگران با هدف ارائه آموزش اصولی و مؤثر، اصلاح خطاها و تکنیک‌های شناگران، در برنامه‌های تمرینات تیم‌ها به‌ویژه برای ورزشکاران در سطح قهرمانی استفاده شود.

منابع:

1. Toussaint H, Traignes M. (2005). Biomechanical aspects of performance in human swimming. *Animal Biology*. 55(1):17-40.
2. Toussaint H, Van der Berg, Beek WG. (2002). Pumped-up propulsion during front crawl swimming. *Med Sci Sports Exerc*. 34(2): 314-319.
3. Schleihauf, R.E.(1979). A hydrodynamic analysis of swimming propulsion. In: *Swimming III*, J. Terauds and E.W. Bedingfield (Eds.). Baltimore: University Park Press: 70-109.
4. Schleihauf, R.E., Higgins, J.R. Hinrichs, R., et al(1988). Propulsive techniques: front crawl stroke, butterfly, backstroke, and breaststroke. In: *Swimming Science V*, B. E. Ungerechts, K. Wilke, and K. Reischle (Eds.). Champaign, IL: Human Kinetics: 53-59.
5. Berger, M.A.M., Hollander, A.P., and DE Groot, G.. (1999). Determining propulsive force in front crawl swimming: a comparison of two methods. *J Sports Sci*. 17:97-105.
6. Van der Meer, S., de Nite, M. (2003). New propulsion mechanism in swimming. *Human Movement science*, PP.15. Amsterdam, The Netherlands: Free University.

۷. تندنویس، فریدون، "حرکت‌شناسی"، انتشارات دانشگاه تربیت معلم تهران، چاپ ششم، ۱۳۷۹.
۸. هدایت، پرویز، "شنا"، تهران، چاپ اول، ۱۳۶۱.
۹. نمازی زاده، مهدی، "بیومکانیک فنون ورزشی"، انتشارات دانشگاه تهران، چاپ چهارم، ۱۳۸۰.
10. Toussaint, H.M., Beek, P.J. (1992). Biomechanics of competitive front crawl swimming. *Sports Med.*, 13: 8-24.
11. Ellington, C.P. (1995). Unsteady aerodynamics of insect flight. In: *Biological Fluid Dynamics*, C. P. Ellington and T.J. Pedley (Eds.). Cambridge: Society for Experimental Biology : 626–630.
۱۲. صادقی، حیدر، "مقدمات بیومکانیک ورزشی"، انتشارات سمت، چاپ اول، ۱۳۸۴.
13. Sprigings, E.J., Kohler, J.A. (1994). The choice between Bernoulli's or Newton's model in predicting dynamic lift. *International J Sport Biomech*, 6:235-245.
14. Rackam, G.W. (1975). An analysis of arm propulsion in swimming. In: J.P. Clarys & L. Lewillie (Eds), *Swimming II*, 174-179. Baltimore, USA: University Park Press.
15. Alexander, R.M. (1977). Swimming. In: R.M. Alexander & G. Goldspink (Eds.), *Mechanics and Energetics of Animal Locomotion*; 222-249. London: Chapman & Hall.
16. Berger, M.A.M., Holander, A. P., De Groot, G. (1997). Technique and energy losses in front crawl swimming. *Med Sci Sports Exerc.* 29:1491–1498.
17. Toussaint, H.M., Beelen, A., Rodenburg, A., et al. (1988). Propelling efficiency of front crawl swimming. *J Appl Physiol.* 65:2506–2512.
18. Toussaint, H.M., Janssen, T., Kluft, M. (1991). Effect of propelling surface size on the mechanics and energetics of front crawl swimming. *J Biomech.* 24: 205-211.
19. Schleihauf, R.E. (1979). A hydrodynamic analysis of swimming propulsion. In: *Swimming III*, J. Terauds and E. W. Bedingfield (Eds.). Baltimore: University Park Press: 70–109.
20. Schleihauf, R.E. (1986). Swimming skill: A review of basic theory. *J Swim Res.* 2;11-20.
۲۱. حضرتی‌وند، علی، "رابطه میان ویژگی‌های آنتوو پومتریکی شناگران زنده با زمانی شنای ۱۰۰ متر"، ۱۳۷۵، پایان نامه کارشناسی ارشد.

۲۲. لطف‌آبادی فاطمه، "رابطه میان ویژگی‌های آنترپومتریکی و درصد چربی بدن با یادگیری شنای کراال سینه و کراال پشت (رکورد نهایی) دانشجویان دختر رشته تربیت‌بدنی"، ۱۳۸۰، پایان‌نامه کارشناسی ارشد.

۲۳. احدیانی، فرشته، "رابطه میان ویژگی‌های آنترپومتریکی با زمان ۱۰۰ متر چهار شنای رقابتی دختران شناگر زبده ایرانی"، ۱۳۷۹، پایان‌نامه کارشناسی ارشد.

۲۴. زحمتکش، محمدرضا، "رابطه بین ویژگی‌های آنترپومتریکی با برخی از متغیرهای کینماتیکی مهارت‌های چهارگانه شنای شناگران مرد لیک برتر کشور"، ۱۳۸۵، پایان‌نامه کارشناسی ارشد.

۲۵. شهبازی مقدم، مرتضی صباغیان راد، صفورا، "اثر اندازه‌های آنترپومتریکی بر نیروی مقاوم آب در شنای پروانه"، مجله حرکت، شماره ۲۴، ص ۲۴-۵، ۱۳۸۴.

26. Shahbazi-Moghaddam M., Sanders., R.H. (2002). "Kinematical approaches for Hydrodynamic force assessments". Pakistan J ppl Sci.

۲۷. صباغیان راد، صفورا، "رابطه نیروی بیش‌برنده در شنای پروانه با برخی از اندازه‌های آنترپومتریکی شناگران زن باشگاهی تهران"، ۱۳۸۳، پایان‌نامه کارشناسی ارشد.

28. Councilman, J., Wasilak, J. (1982). The importance of hand speed and hand acceleration. In ousley. R.M. (ed) ASCA world clinch yearbook. Fort lauderate. Florida: 41-55.

29. Schleihauf , R.E. (1984). The biomechanical analysis of swimming propulsion. In J. Terauds and E.W. Bedingfield (Eds). Swimming III: 70-109. Baltimore, Mryland: University Park Press.

30. William, C.M., Troup, J.P. (2001). Competetiv Swimming Biomechanics: Freestyle. Int Sport Med J. 2(6):1-8. International Federation of Sports Medicine.

31. Toussaint, H.M. (1990). Differences in propelling efficiency between competitive and triathlon swimmers. Med Sci Sport Exerc. 22: 409-415.

32. Toussaint H, Roos PE, Kolomogorove S. (2004). The determination of drag during front crawl swimming. J.Biomech. 137(2): 1655-1663.

۳۳. سرمد، زهره و هم‌کاران، "روش‌های تحقیق در علوم رفتاری"، نشر آگه، چاپ نهم، ۱۳۸۳.

تأثیر تمرینات قدرتی بر کنترل پوسچر پویا و ایستا در زنان سالمند

* فهیمه نقی نژاد^۱، دکتر حیدر صادقی^۲، فاطمه علیرضائی^۳

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۱/۱۴ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۱۲/۷

چکیده

این تحقیق با هدف بررسی تأثیر دوازده هفته تمرین قدرتی و افزایش قدرت عضلانی بر کنترل پوسچر پویا و ایستا در زنان سالمند سالم انجام شد. ۲۴ زن سالمند که سابقه فعالیت ورزشی منظم نداشتند، با میانگین سن $62/33 \pm 4/2$ سال، وزن $73/66 \pm 6/5$ کیلوگرم، قد $156/83 \pm 6/3$ سانتی‌متر، به صورت داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. کنترل پوسچر پویا در این افراد، قبل و بعد از دوره تمرین (۱۲ هفته تمرین قدرتی) با استفاده از آزمون‌های پیشروی در اندام فوقانی در جهت خلفی قدامی^۴ و جانبی^۵ و در اندام تحتانی^۶ اندازه‌گیری شد. برای ارزیابی کنترل پوسچر ایستا از آزمون OLST استفاده شد. از آمار توصیفی و آزمون t همبسته برای مقایسه نتایج قبل و بعد از دوره تمرین در سطح معنی‌داری $0/05+$ استفاده شد. نتایج نشان می‌دهد در آزمون‌های FRLT، FRT، FRRT که بیانگر اندازه تعادل پویا هستند، اختلاف معنی‌داری وجود دارد، اما در داده‌های OLST که اندازه تعادل ایستا را نشان می‌دهد، تفاوت معنی‌داری مشاهده نمی‌شود. نتایج تحقیق نشان می‌دهد استفاده از فعالیت‌هایی که قدرت را در اندام تحتانی و عضلات تثبیت‌کننده بدن افزایش می‌دهد، تضمین‌کننده بهبود تعادل پویا و کنترل پوسچر در زنان سالمند سالم است.

کلیدواژه‌های فارسی: سالمند، تعادل، قدرت عضلانی.

۱ و ۳. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشگاه تربیت معلم تهران Email: fahimeh_naghinejhad@yahoo.com

۲. استاد دانشگاه تربیت معلم تهران

4. FRT

5. FRRT, FRLT

6. LERT

مقدمه

پیری فرآیندی اجتناب ناپذیر در زندگی همه افراد بشر است، با پیشرفت روزافزون بهداشت و مراقبت‌های پیش‌گیرانه و کنترل بیماری‌های واگیردار، طول عمر انسان افزایش پیدا کرده و شمار سالمندان، به‌ویژه در کشورهای پیشرفته و در حال توسعه، به‌شدت افزایش یافته است. در ایران نیز بر اساس آخرین آمارها، سالمندان ۷٪ جمعیت کشور را تشکیل می‌دهند (۱). طی بیست سال آینده، این درصد از دو برابر فراتر خواهد رفت و در سی یا چهل سال آینده، ایران جامعه‌ای با اکثریت سالمند خواهد شد (۱). آنچه مسلم است، با افزایش سن، فرسایش پیش‌رونده در قسمت‌های مختلف بدن، از دست دادن آمادگی جسمانی و در پی آن، بی‌تحریکی و افزایش خطر بیماری‌های حاد و مزمن، توانایی‌های عملکردی افراد و قدرت حواس و ادراک آنها کاهش می‌یابد. زمین خوردن از جمله مشکلات جسمانی شایع در بین سالمندان است که در پی برخی بیماری‌ها یا در اثر فرآیند سالمندی رخ می‌دهد. در بسیاری مواقع زمین خوردن به دلیل نقصان تعادل است (۲). با ورود به دوره سالمندی، تغییراتی در عملکرد سیستم‌های اسکلتی-عضلانی، دهلیزی، حسی-پیکری و بینایی رخ می‌دهد که سیستم‌های فیزیولوژیک درگیر در تعادل‌اند؛ بنابراین نقص در تعادل از عوامل خطرزا در افتادن و آسیب‌های متعاقب آن در سالمندان است (۳).

تعادل، توانایی حفظ موقعیت بدن روی سطح اتکا است. تعادل پویا، توانایی تخمین تغییرات تعادل و هماهنگی فعالیت عضلانی برای حفظ ثبات است (۳). گاه، تعادل پویا توسط فاصله دست‌یابی یا بیشترین فاصله‌ای که می‌توان با دست باز و در حالت اتکای ثابت به سمت جلو پیشروی نمود، ارزیابی می‌شود. فاصله دست‌یابی نیز با افزایش سن، کمتر می‌شود (۴) و قرار دادن افراد سالمند در موقعیتی که سعی کنند به چیزی دسترسی پیدا کنند، خطر افتادن را افزایش می‌دهد.

در حین تعادل پویا و ایستا، وضعیت بدن با کشف جابه‌جایی‌های مرکز جرم و شروع پاسخ‌های مناسب برای بازگشت بدن به موقعیتی با ثبات کنترل می‌شود؛ فرآیند پیچیده‌ای که حواس بینایی، حسی-پیکری، دهلیزی و سیستم اسکلتی عضلانی نقش مهمی در آن ایفا می‌کنند. یکی از علت‌های اصلی سقوط در میان سالمندان، نقصان عملکرد سیستم‌های فیزیولوژیک (از دست دادن قدرت و انعطاف‌پذیری، کاهش حساسیت پاها و ...) است؛ بنابراین کاهش توده عضلانی و نیز ضعف سیستم حسی-حرکتی سبب می‌شود تعادل و ثبات، هنگام راه رفتن و انجام فعالیت‌های روزمره کاهش یابد. مک‌رای و همکارانش (۱۹۹۲) معتقدند که ضعف عضلانی

در ابداکتورهای ران، اکستنسورها و فلکسورهای زانو و عضلات دورسی فلکسور مچ پا با خطر افتادن ارتباط دارند (۵). با افزایش سن، عملکرد حسی و قدرت عضلانی کاهش می‌یابد (۳). صادقی و همکاران (۲۰۰۱) بیان می‌کنند که توان عضلات ساجیتال ران، نقش مهمی در حفظ تعادل و ثبات در فاز سکون راه رفتن افراد سالمند ایفا می‌کند (۶). راه‌بردهای معمول برای بهبود تعادل و تحرک افراد سالمند، استفاده از وسایل کمکی مانند عصا و واکر و برنامه‌های تمرینی است (۳). تلاش‌های بسیاری برای بهبود تعادل در افراد سالمند صورت گرفته است که از جمله می‌توان استفاده از روش‌های تمرینی چون تمرین مقاومتی، تای چی، یوگا، انعطاف-پذیری و ورزش در آب را نام برد (۷-۱۰). در برخی از این تحقیقات نیز پس از برنامه‌ی تمرینی هیچ بهبودی در تعادل افراد سالمند مشاهده نشد (۳). لورد و همکارانش (۲۰۰۱) پیشنهاد کرده‌اند، برنامه‌های تمرینی طوری تنظیم شوند که سیستم‌های درگیر در تعادل، به‌ویژه بینایی، دهلیزی و حسی-پیکری و سیستم اسکلتی عضلانی را هدف قرار دهند (۱۱)؛ از این رو این تحقیق با هدف بررسی اثر تمرینات قدرتی بر کنترل پوسچر پویا و ایستا در زنان سالمند اجرا شد.

روش‌شناسی پژوهش

۲۴ زن سالمند از کانون‌های بازنشستگان آموزش و پرورش و نیروی انتظامی استان خراسان شمالی، بدون سابقه‌ی فعالیت ورزشی منظم، با میانگین سنی $62/33 \pm 4/2$ سال، وزن $73/66 \pm 6/5$ کیلوگرم، قد $156/83 \pm 6/3$ سانتی‌متر به صورت داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. شاخص‌های ورود افراد به تحقیق عدم ابتلا به بیماری‌های عصبی-عضلانی، ارتوپدیک، نورولوژیک، روماتولوژیک، بیماری‌های روانی، دیابت، شکستگی اندام، نقص ساختاری، بیماری‌های قلبی-عروقی و استفاده نکردن از داروهای اعصاب بود. غربالگری افراد، با استفاده از پرسشنامه‌ی تاریخچه پزشکی انجام شد که قبل از اجرای پژوهش تکمیل شده بود. برای تعیین آمادگی افراد شرکت‌کننده در دوره‌ی تمرینی از پرسشنامه‌ی آمادگی فعالیت جسمانی^۱ استفاده شد. آزمودنی‌ها تمرینات قدرتی را سه روز در هفته و به مدت دوازده هفته انجام دادند. این برنامه شامل: ۱۲ دقیقه گرم کردن (کشش، تمرینات هوازی)، تمرینات قدرتی برای اکستنسورهای تنه، ران و پا و همچنین فلکسورهای تنه، ران، پا و پلاتتارفلکسورها و دورسی فلکسورهای مچ پا، ابداکتورها و اداکتورها) و سرد کردن (ریلکس کردن) بود که با الهام گرفتن از برنامه تدوین شده‌ی طب ورزشی آمریکا (۱۲) و مشاوره با یکی از متخصصان علم تمرین طراحی شد. جدول ۱

1. Physical Activity Readiness Questionnaire(PAR-Q)

شدت، تکرارها و استراحت بین حرکات را در هفته‌های مختلف دوره تمرینی نشان می‌دهد. تمرینات قدرتی شامل حرکتهای پرس پا، پرس سینه، خم کردن پا از پشت، باز کردن پا، کشش جانبی به پایین، قایقی و بلند کردن پاشنه، با استفاده از دستگاه‌های بدن‌سازی بود.

جدول ۱. شدت، تکرارها و استراحت تمرینات قدرتی

استراحت	نوبت‌ها	تکرارها	شدت (درصدی از یک تکرار بیشینه)	هفته
۲ تا ۳ دقیقه بین حرکات	۱	۱۲-۱۰	٪۴۰-٪۳۰	اول تا چهارم
	۱	۱۰-۸	٪۶۰-٪۵۰	پنجم تا هشتم
	۱	۱۰-۸	٪۸۰-٪۷۰	نهم تا دوازدهم

اندازه‌گیری‌های آنتروپومتریکی شامل قد، وزن، طول اندام تحتانی، طول اندام فوقانی، طول و عرض پا قبل از دوره تمرینی و ارزیابی تعادل ایستا و پویا نیز قبل و بعد از دوره تمرینی انجام شد.

در انجام آزمون‌های عملکردی، آزمون‌های پیشروی رو به جلو^۱، آزمون پیشروی جانبی در سمت راست^۲ و آزمون پیشروی جانبی در سمت چپ^۳، به عنوان شاخص تعادل پویا ارزیابی شد. فرد در حالی که پاهایش به اندازه عرض شانه‌ها باز شده، کنار دیوار می‌ایستد (با حفظ فاصله‌ای در حدود ۲۰ سانتی‌متر) و اندام فوقانی مجاور دیوار را به اندازه ۹۰ درجه از شانه بالا می‌آورد. سپس، بدون اینکه پاهایش از زمین جدا شود، بیشترین پیشروی به سمت جلو یا پهلو را انجام می‌دهد؛ یعنی دستش را تا لحظه‌ای که قادر به حفظ تعادل باشد به سمت جلو می‌کشد و وزنش را به جلو منتقل می‌کند. بیشترین تفاوت بین دو وضعیت ذکر شده، بر حسب سانتی‌متر که از طریق صفحه شطرنجی نصب شده روی دیوار و خط‌کش سنجیده می‌شود، به عنوان نتیجه آزمون در نظر گرفته می‌شود. بدیهی است که در شروع آزمون، نوک انگشت میانی درست مقابل صفر صفحه شطرنجی و پس از انجام مانور مربوط به آزمون، نوک انگشت میانی مقابل عدد خاصی قرار می‌گیرد (۹). برای اجرای آزمون LERT، آزمودنی سعی می‌کند تا با یک پا بیشترین پیشروی را در سمت جانبی (ابداکشن پا)، در حالی انجام دهد که پنجه پای او با زمین تماس داشته باشد و بتواند تعادل خود را حفظ کند. برای ارزیابی کنترل پوسچر ایستا از

1. Functional Reach Test (FRT)
2. Functional Reach Right Test (FRRT)
3. Functional Reach Left Test (FRLT)

آزمون OLST استفاده شد. در این آزمون، بیشترین زمانی که آزمودنی بتواند روی یک پا تعادل خود را حفظ کند مورد نظر است (۱۳-۱۴).

به منظور بالا بردن دقت ارزیابی‌ها و اطمینان از نتیجه، هر آزمون سه مرتبه انجام و نمره اصلی، میانگین سه نتیجه ثبت شده بود. به منظور پیش‌گیری از خستگی به آزمودنی‌ها استراحت داده می‌شد. از آمار توصیفی و آزمون t همبسته برای مقایسه نتایج قبل و بعد از دوره تمرینی، در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ و از نرم‌افزار SPSS برای تجزیه و تحلیل اطلاعات استفاده شد.

یافته‌های پژوهش

نتایج (جدول ۲) نشان می‌دهد که در آزمون‌های FRLT، LERT، FRT، FRRT بین میانگین‌ها در ابتدا و انتهای دوره تمرینی اختلاف معنی‌دار وجود دارد، اما در داده‌های مربوط به OLST بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد.

جدول ۲. میانگین و انحراف استاندارد داده‌ها قبل و بعد از دوره تمرینی

مرحله	FRT (سانتی‌متر)*	FRRT (سانتی‌متر)*	FRLT (سانتی‌متر)*	LERT (سانتی‌متر)*	OLST (ثانیه)
پیش‌آزمون	۳۳/۶۸±۴/۱	۳۰/۱۹±۴/۱	۲۶/۸۸±۶/۸	۶۶/۸۸±۷/۶	۳۰/۰۶±۱۵/۲
پس‌آزمون	۳۶/۴۶±۳/۹	۳۵/۴۶±۷/۸	۲۸/۶۹±۷/۳	۶۹/۹۲±۵/۷	۳۱/۵۶±۸/۶

(* P≤۰/۰۵)

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از انجام این تحقیق بررسی تأثیر تمرینات قدرتی بر کنترل پوسچر پویا و ایستا در زنان سالمند بود. یافته‌های این تحقیق، اهمیت تمرینات قدرتی را در بهبود تعادل سالمندانی که فعالیت منظم ورزشی ندارند، تأیید می‌کند. صادقی و همکاران (۲۰۰۱) نشان دادند در افراد سالمند، با افزایش سن تغییراتی در عملکرد عضلانی اندام تحتانی رخ می‌دهد، به‌ویژه در توان عضلات ساجیتالی ران که در تعادل نقش مهمی ایفا می‌کند (۶). با توجه به ارتباط مستقیم قدرت عضلانی و حفظ تعادل و همچنین کاهش قدرت عضلانی در دوره سالمندی، طبیعی به نظر می‌رسد که رفع مشکل کاهش قدرت، بتواند بر کنترل تعادل مؤثر واقع شود. از آنجا که ضعف عضلانی، عدم انعطاف‌پذیری، افت سازوکارهای سینرژی عضلانی و برنامه‌ریزی و مشکلات کنترل حرکتی، در افتادن نقش دارند، برنامه آمادگی جسمانی می‌تواند راه‌بردی مؤثر در جلوگیری از افتادن باشد؛ زیرا به افزایش قدرت عضلانی، انعطاف‌پذیری و کنترل حرکتی منجر می‌شود (۳). تغییرات ترکیب بدنی که با برنامه موفقیت‌آمیز تمرینی‌ای همراه باشد (کاهش در

جرم یا وزن بدن) نیز می‌تواند از طریق تسهیل امر برای سیستم عصبی-عضلانی در حفظ تعادل مؤثر باشد (۱۰). همچنین نشان داده شده است که سالمندان فعال در کنترل تعادل خود در حین اجرای آزمون‌های عملکردی یا آزمایشگاهی بهتر از همتایان غیرفعال خود بوده‌اند (۳)، به طوری که اسپریداسو و همکارانش (۱۹۹۵) مشاهده کردند که افراد سالمند آماده، هنگام اعمال آشفستگی و بر هم خوردن تعادل، الگوی فعال‌سازی عضلانی مشابهی با افراد جوان داشتند (۳). کنترل تعادل نیازمند مشارکت در سه حیطه اطلاعاتی است و به وسیله حواس درگیر در تعادل (بینایی، دهلیزی و حسی پیکری)، یکپارچگی مرکزی در مغز و پاسخ حرکتی به وجود می‌آید. هر گونه نقص در کنترل پوسچر، به دلیل عوامل محیطی و همراه با تغییر و فرسایش مرتبط با سن در سه سیستم فوق، می‌تواند از عوامل مهم افتادن باشد. این کاهش در تعادل، با فعالیت نداشتن تشدید می‌شود و چندین ژوهش گزارش داده‌اند که تمرینات بدنی به هر شکل، باعث بهبود کنترل پوسچر و کاهش زمین خوردن می‌شود (۱۵). ترکیب تکرار و سرعت حرکات ممکن است باعث افزایش قدرت و استقامت و نیز بهبود انعطاف‌پذیری و زمان عکس‌العمل باشد. بیلو و همکارانش (۲۰۰۳) معتقدند عامل اصلی بهبود تعادل در سالمندان، تحریک سیستم دهلیزی (اصل ویژگی تمرین) است (۱۶)؛ از این رو اجرای تمرینات قدرتی، به دلیل افزایش قدرت و برطرف کردن برخی مشکلات اسکلتی-عضلانی در سالمندان می‌تواند در حفظ تعادل پویای زنان سالمند سالم مؤثر باشد. با توجه به اینکه بسیاری از افراد سالمند توانایی ندارند تعادل خود را به مدت طولانی روی یک پا حفظ کنند، با وجود افزایش قدرت عضلانی، اختلاف معنی‌داری در نتیجه آزمون OLSST (شاخص ارزیابی تعادل ایستا) یافت نشد. تحقیقات نشان می‌دهند تعادل پویا در سالمندان، بیش از تعادل ایستا تحت تأثیر فرآیند سالمندی قرار می‌گیرد؛ بنابراین با توجه به اینکه تأثیر تمرین جسمانی در بهبود تعادل سالمندان امری مستند است (۱۷)، به نظر می‌رسد بهبود در تعادل پویا بیش از تعادل ایستا مشهود باشد. با توجه به اهمیت بهبود سطح کیفیت زندگی سالمندان، تصور می‌شود تحقیقات بیشتری در این زمینه مانند بررسی اثر دوره‌های تمرینی مختلف با تمرکز بر شاخص‌های دیگر آمادگی جسمانی از جمله انعطاف‌پذیری، استقامت عضلانی و ترکیب بدنی بر شاخص‌های حرکتی، تعادل ایستا و پویای سالمندان و همچنین بررسی اثر فرآیند سالمندی بر کنترل پوسچر بدن با تأکید بر جنسیت و نیز اثر بیماری‌های مختلف بر تعادل سالمندان در جهت پیشرفت و ارتقای سطح حرکتی سالمندان مفید باشد.

نتایج این تحقیق نشان می‌دهد استفاده از برنامه‌های تمرین قدرتی و فعالیت‌هایی که قدرت را در اندام تحتانی و عضلات تثبیت‌کننده بدن افزایش می‌دهد، تضمین‌کننده بهبود تعادل پویا و

کنترل پوسچر در زنان سالمند است و با وجود تفکرات منفی از جمله: بروز آسیب و هایپرتروفی عضلانی که باعث می‌شود زنان، به‌ویژه سالمندان کمتر به اجرای تمرینات قدرتی تمایل داشته باشند، اجرای این‌گونه تمرینات تضمین‌کننده بهبود تعادل و خطرات کاهش تعادل در دوره سالمندی است.

منابع:

۱. گزیده نتایج سرشماری عمومی نفوس و مسکن سال ۱۳۸۵. (اردیبهشت ۱۳۸۶). مرکز آمار ایران.
2. Nickens, H. (1985). Intrinsic factors in falling among the elderly. Arch Intern Med, 145:1089-1093.
3. Spiriduso, W. (1995). Physical dimension of aging. Champaign: Human Kinetics.
4. Hageman, P.A., Leibowitz, J.M., Blanke, D. (1995). Age and gender effects on postural control measures. Arch Phys Med Rehabil, 76: 961-965.
5. Macrae, P.G., Lacouse, M., Moldavon, R. (1992). Physical performance measures that predict faller status in community dwelling older adults. J Orthop Sport Phys Ther, 6: 123- 128.
6. Sadeghi, H., Prince, F., Zabjec, K.F., Allard, P. (2001). Sagittal hip muscle power during walking in old and young men. J Aging and physical activity, 9: 172- 183.
7. Costill, D.L. (1971). Energy requirements during exercise in water. J Sports Med Phys Fitness, 11: 87-92.
8. Douris, P., Southard, V., Varga, C., Schauss, W. (2003). The effect of land and aquatic exercise on balance scores in older adults. J Geri Physi Ther, 73: 3-6.
9. Duncan, P.W., Weiner. D.K., Chandler, J., Studenski, S. (1999). Functional Reach; a new clinical measure of balance. J Gerontology, 45: 192-19.
10. 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.
11. Lord, S.R, Sherington, C., Menze, H.B. (2001). Falls in older people: risk factors and strategies for prevention. Cambridge UK: Kammbridge Univercity Press.
12. Heyward, H.V. (1997). Advanced Fitness Assessment Exercise Prescription. Human Kinetics.

13. Bellew, J.W., Moore, R., Loren, D. (2003). Effect of a short term balance training program on healthy older people. *J Geriart Phys Ther*, 28:4-8.
14. Nitz, J.C., Choy, N.L. (2004). The efficacy of a specific balance- strategy training program for preventing falls among older: a pilot randomized controlled trial. *J Age and Aging*, 33: 52-58.
15. Shumway- cook, A., Woollacatt, M.H. (1995). *Motor control: Theory and practical applications*. 1st ed. Baltimore, MD: Williams & Willkins.
16. Bellew, J.W., Yates, J.W., Gater, D.R. (2003). The initial effect of low volume strength training on balance in untrained older men and women. *J Strength Con Res*, 17: 121-128.
17. Spiriduso, W. (1995). *Physical dimension of aging*. Champaign: Human Kinetics.

تغییرات الکترومیوگرافی عضلات تنه دانش‌آموزان پسر دوازده سال، متعاقب حمل کیف با وزن‌های مختلف

مرتضی جوادی پور^۱، دکتر عبدالحمید حبیبی^۲، *روح‌الله فاطمی^۳

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۳/۱۰ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۱۲/۱۴

چکیده

استفاده از تجهیزات غیراستاندارد موجب تغییر شکل عضلات و آسیب‌های جبران‌ناپذیر در دانش‌آموزان خواهد شد. عوارضی نظیر اسکولیوز، افتادگی شانه و لوردوز از عوارض ثانویه حمل کیف‌های سنگین در مدارس است. ارائه دستورالعمل‌های لازم برای قرار گرفتن پوسچرهای مناسب و استفاده از وسایل و تجهیزاتی که سبب فراهم شدن این امر می‌گردند مهم تلقی می‌شود و مانع از عوارض جسمانی بعدی در دانش‌آموزان خواهد شد. هدف از این پژوهش، مطالعه تغییرات الکترومیوگرافی (سطح فعالیت الکتریکی) عضلات راست شکمی، بخش فوقانی سینه‌ای بزرگ، بخش فوقانی دوزنقه و ارکترو اسپاین دانش‌آموزان پسر دوازده سال در حمل کیف با وزن‌های ۱۰، ۱۵ و ۲۰ درصد وزن فرد بود. جامعه آماری، دانش‌آموزان پسر دوازده ساله مقطع راهنمایی شهرستان اهواز و ۱۲ نفر که دست برتر آنها راست بود و از سلامت جسمانی برخوردار بودند به عنوان نمونه آماری انتخاب شدند. ابزارهای مورد استفاده، دستگاه الکترومیوگرافی و سیستم تله‌متریک بود. نتایج تحلیل فرضیه‌ها با استفاده از روش آزمون t مستقل نشان داد که در حمل کیف با وزن‌های مختلف، با افزایش وزن کیف بیشترین سطح فعالیت را به ترتیب بخش فوقانی عضله دوزنقه، عضله ارکترو اسپاین، بخش فوقانی عضله سینه‌ای بزرگ و عضله راست شکمی دارا هستند. این یافته‌ها پیشنهاد می‌کند که فشارهای فیزیولوژیکی وابسته به حمل کیف مدرسه بر روی عضلات تنه می‌تواند با کاهش بار کیف به ۱۰ تا ۱۵ درصد وزن بدن دانش‌آموز، به حداقل برسد.

کلیدواژه‌های فارسی: الکترومیوگرافی، سطح فعالیت الکتریکی، عضله راست شکمی، عضله ارکترو اسپاین، بخش فوقانی عضله دوزنقه و بخش فوقانی عضله سینه‌ای بزرگ.

مقدمه

ناهنجاری‌های اسکلتی مرتبط با حمل کیف ناشی از تأثیر هم‌زمان عواملی چون اضافه‌وزن، اندازه و شکل کیف و مدت‌زمان حمل کیف توسط دانش‌آموز می‌باشد (۱). بر طبق آمارهای موجود ۷۵ درصد از دانش‌آموزان ابتدایی و راهنمایی فرانسه و ایتالیا کیفی را حمل می‌کنند که از ۱۰ درصد وزن بدنشان سنگین‌تر است و استفاده از کیف مدرسه، به‌خصوص کیف سنگین، ارتباطی مستقیم با کمردرد دارد (۲-۴). تجهیزات غیراستاندارد و با بار اضافه ممکن است در اوج دوران رشد، ریسک آسیب‌پذیری عضلات و ستون فقرات را افزایش دهد. به‌علاوه، مشخص شده است که اگر بچه‌ها در سنین پایین درد کمر را گزارش دهند در دوران بزرگسالی به مراتب درد کمر را بیشتر تجربه خواهند کرد (۵، ۶). همچنین افتادگی شانه به‌علت ضعف عضله دوزنقه، نمونه‌ای شایع از این عوارض، متعاقب حمل کیف سنگین است (۵). یافته‌ها حاکی از افزایش فلکشن ستون فقرات، کاهش سطح فعالیت عضله ارکترو اسپاین و افزایش سطح فعالیت راست شکمی و افزایش ضربان قلب همگام با افزایش بار می‌باشد (۷). همچنین تکرار حرکات یا حفظ وضعیت‌های طولانی مدت خصوصاً در راستای غیرطبیعی و با نیروی خارج از توان، به‌عادات حرکتی غلط می‌انجامد که خود از عوامل ایجادکننده ناهنجاریهای اسکلتی است (۸). الکترومیوگرافی سطحی (EMG)، روشی غیرتهاجمی است که معمولاً در پژوهش‌های انسانی برای بررسی‌های عصبی-عضلانی و به‌منظور مطالعه خستگی موضعی عضلانی استفاده می‌شود (۹، ۱۰).

در طول فعالیت‌های طولانی مدت و دائمی بازو، بخش فوقانی دوزنقه نقش اصلی را در ثبات کمر بند شانه‌ای ایجاد می‌کند و به کرات افزایش در سیگنال‌های EMG مربوط به خستگی را نشان می‌دهد (۱۱، ۱۲). از سوی دیگر، تحقیقات نشان داده‌اند که هرچه محل قرارگیری بار بالاتر باشد سطح فعالیت الکتریکی این عضلات به‌طور برجسته‌ای بیشتر خواهد بود. تفاوت‌های موجود در EMG‌های دو نوع، اساساً به‌علت تفاوت‌های موجود در گشتاور و نیروهای برخاسته از شتاب خطی و زاویه‌ای بار و بالاتنه انسان است (۱۳).

عده‌ای تا ۱۰ درصد وزن فرد و بعضی تا ۲۰ درصد وزن فرد را پیشنهاد کرده‌اند و هر کدام توجیهاتی برای این مقدار بیان داشته‌اند (۹، ۱۳)، اما محدوده‌ای که اغلب پژوهش‌ها پیشنهاد کرده‌اند، بین ۱۰ تا ۱۵ درصد وزن فرد است (هونگ و همکاران (۲۰۷). پیشنهاد وزن کیف به اندازه ۱۰ درصد وزن بدن اولین بار توسط وول و کلیمت ارائه شد (۱۴)؛ بنابراین ارائه دستورالعمل‌های لازم برای قرار گرفتن پوسچرهای مناسب و استفاده از وسایل و تجهیزاتی که

سبب فراهم شدن این امر می‌شوند مهم تلقی می‌شود و مانع از عوارض جسمانی بعدی در دانش‌آموزان خواهد شد (۱۵).

مسئله اصلی پژوهش حاضر این است که وضعیت حمل کیف مدرسه - کوله‌پشتی - با وزن‌های متفاوت (۱۰، ۱۵ و ۲۰ درصد وزن فرد) که توسط دانش‌آموزان حمل می‌شود بر میزان تغییرات الکترومیوگرافی (سطح فعالیت الکتریکی) عضلات تنه دانش‌آموزان چه تأثیری دارد و بیشترین سطح فعالیت متوجه کدام گروه از عضلات می‌باشد؟

روش تحقیق

این تحقیق از نوع نیمه‌تجربی و کاربردی می‌باشد. جامعه آماری این تحقیق را کلیه دانش‌آموزان پسر ۱۲ تا ۱۳ سال مقطع راهنمایی ناحیه یک شهرستان اهواز تشکیل دادند که در سال تحصیلی ۸۸-۸۷ مشغول به تحصیل بودند. نمونه مقدماتی شامل ۱۰۰ نفر دانش‌آموز پسر بود که بر اساس فراخوان اولیه جهت شرکت در تحقیق داوطلب شدند. پرسشنامه محقق-ساخته نشان داد که آزمودنی‌ها هیچ‌گونه درد و ناراحتی و سابقه عمل جراحی ندارند و سلامت آنها محرز شد. در پایان، ۱۲ نفر از آنها (میانگین سن $12/58 \pm 1/4$ ، قد $146/83 \pm 11/3$ و وزن $40/91 \pm 7/7$) که دست برترشان راست بود و تمایل به همکاری داشتند از دانش‌آموزان مورد نظر بطور تصادفی نمونه‌گیری به عمل آمد و از بین دانش‌آموزان، ۱۲ نفر که دست برتر آنها راست بود و از والدین خود رضایت‌نامه دریافت کرده بودند، برای انجام آزمون انتخاب شدند.

ابزارهای اندازه‌گیری این تحقیق سیستم انتقال تله متریک^۱ بود که ساخت شرکت MIE^۲ و شامل یک دستگاه سیار جهت انتقال سیگنال‌های الکترومیوگرافی از راه دور است که انتقال‌دهنده امواج EMG یا ECG می‌باشد. این سیستم انتقال‌دهنده به کمربندی خاص متصل است که جهت استفاده به کمر فرد مورد مطالعه متصل می‌شود. به‌علت وزن سبک آن و شرایط قابل تنظیم کمربند، در حین حرکات سریع نیز مشکلی برای فرد ایجاد نمی‌کند. این وسیله برای مواردی که فرد در تحقیق باید در مسافتی خاص تحرک داشته باشد طراحی شده است. این سیستم انتقالی قادر است به‌طور هم‌زمان اطلاعات ۸ کانال مختلف را به سیستم دریافت‌کننده خود برساند. برد قابل استفاده از این سیستم ۱۰۰ متر است که در صورت استفاده از آنتن‌های خاص می‌توان آن را افزایش داد. منبع تغذیه این سیستم انتقال‌دهنده یک

1. MMT8 Biomedical Telemetry System

2. Medical research Ltd

باتری ۹ ولت می‌باشد. این سیستم انتقالی بی‌سیم MMT8 دارای ۸ سوکت درون‌ده برای هشت کانال ثبت سیگنال می‌باشد که سوکت‌های ۱ تا ۴ در سمت راست و سوکت‌های ۵ تا ۸ آن در سمت چپ قرار دارند. بعد از نصب سیستم انتقال بی‌سیم MMT8 به کمر فرد مورد آزمون و محکم کردن آن نوبت به اتصال کابل‌ها، سیستم پری آمپلی‌فایر و سیم‌های آن به الکترودها بود. دستگاه الکترومیوگرافی MRT8: این دستگاه دریافت‌کننده، قسمت اصلی عملگر و برگردان (Decoder) سیگنال‌های الکترومیوگرافی فرستاده‌شده توسط سیستم تله‌متریک محسوب می‌شود. این سیستم با یک پورت ۲۵ پین به سیستم کامپیوتری متصل و سیگنال‌های مربوط در نرم‌افزار مخصوص ثبت می‌شود. متر نواری با دقت ۰/۱ میلی‌متر برای اندازه‌گیری قد آزمودنی‌ها، ترازوی پزشکی SECA ساخت آلمان با دقت ۰/۱ گرم برای اندازه‌گیری وزن آزمودنی‌ها.

ابتدا لیدها به آمپلی‌فایر 4k متصل شد. الکترودها و سیم‌ها کاملاً با چسب ضد حساسیت بر روی سطح پوست ثابت شد تا بروز نویز و حرکت را به حداقل برساند. از لحاظ جهت نیز الکترودها را به موازات رشته‌های عضلانی قرار داده و برای هدایت بهتر از ژل الکترودها نیز استفاده شد. نحوه الکتروگذاری روی عضلات مورد مطالعه بر مبنای روش Deluca و Bassamajian روی محل عصبدهی عضله و تاندون انتهایی آن به‌طور موازی با فیبرهای عضله قرار می‌گرفت (۱۶). محل قرارگیری الکترودها برای عضلات فوق بدین صورت بود که:

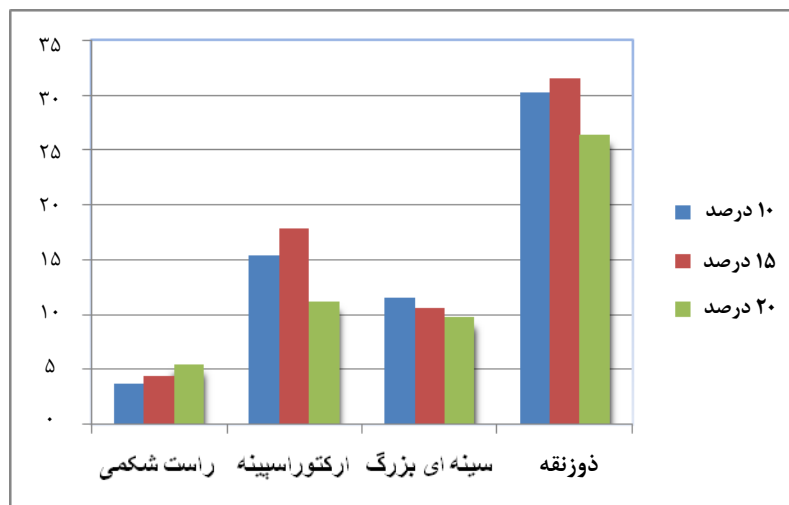
عضله ارکترو اسپاین: در محاذات مهره‌های L3 و L4 بخش فوقانی عضله دوزنقه، در وسط فاصله بین زائده خاری و هفتمین مهره گردنی و لبه خلفی زائده آکرومیون و در راستای خط دوزنقه‌ای قرار می‌گرفت. بخش میانی عضله راست شکمی، در محاذات ناف، الیاف میانی عضله راست شکمی، بخش فوقانی عضله سینه‌ای بزرگ، روی بخش استرنال و روی ۱/۳ فاصله بین توربوزیتی بزرگ زائده گزویفویید در وضعیت ۹۰ درجه ابداکشن بازو (۱۷).

آزمودنی‌ها برای انجام آزمون حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی در وضعیت‌های مختلف آماده شدند. ذکر این نکته ضروری است که آزمون انقباض ایزومتریک ارادی به‌عنوان داده مرجع برای مقایسه با وضعیت انقباض عضله در وضعیت حمل بار انجام می‌شد. به‌منظور انجام انقباضات ایزومتریک ارادی حداکثر یک روند مشخص در نظر گرفته شد به این صورت که قبل از گرفتن انقباض ایزومتریک، حداکثر ۳ ثانیه فعالیت عضله در سطح پایه حفظ می‌شد. سپس انقباض ایزومتریک حداکثر گرفته می‌شد که مدت زمان این انقباض ۵ ثانیه بود. پس از آن ۳ ثانیه زمان استراحت داده می‌شد تا عضله به سطح پایه برگردد (۶).

آزمون حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی به‌عنوان داده مرجع برای مقایسه با وضعیت انقباض عضله در وضعیت حمل بار انجام شد. از آمار توصیفی برای طبقه‌بندی و تنظیم داده‌ها و تعیین شاخص مرکزی (میانگین) و شاخص پراکندگی (انحراف معیار) استفاده گردید. در قسمت آمار استنباطی، برای تعیین تأثیر حمل کیف با وزن‌های مختلف بر روی تغییرات الکترومیوگرافی (سطح فعالیت) عضلات تنه از آزمون t همبسته استفاده شد. همچنین برای مقایسه عضلات برای تعیین بیشترین سطح فعالیت عضلات در حمل کیف با افزایش وزن، از آزمون t همبسته استفاده گردید.

نتایج و یافته‌ها

نمودار ۱ نشان می‌دهد که در حمل کیف با درصدهای مختلف وزن بدن، بخش فوقانی عضله دوزنقه بیشترین و عضله راست شکمی کمترین فعالیت را دارد. همچنین بیشترین فعالیت در حمل کیف با ۱۵ درصد وزن فرد در عضله دوزنقه اتفاق می‌افتد.



نمودار ۱. میزان فعالیت عضلات راست شکمی، ارکتور اسپاین، بخش فوقانی سینه‌ای بزرگ و بخش فوقانی عضله دوزنقه در حمل کیف با وزن‌های ۱۰، ۱۵ و ۲۰ درصد وزن فرد

با توجه به جدول ۱ می‌بینیم که بین میانگین سطح فعالیت عضله راست شکمی در حمل کیف با وزن‌های ۱۰ و ۱۵ درصد وزن و نیز ۱۵ و ۲۰ درصد وزن فرد در سطح خطای ۰/۰۵ تفاوتی معنی‌دار وجود ندارد، ولی بین میانگین سطح فعالیت این عضله در حمل کیف با وزن‌های ۱۰ و

۲۰ درصد وزن فرد تفاوتی معنی‌دار وجود دارد. همچنین در عضلات ارکترو اسپاین، بخش فوقانی سینه‌ای بزرگ و بخش فوقانی عضله دوزنقه با توجه به سطح معنی‌داری جدول ۱ می‌بینیم که بین میانگین سطح فعالیت این عضلات در هر سه حالت اختلافی معنی‌دار وجود دارد.

جدول ۱. نتایج آزمون t برای مقایسه تغییرات الکترومیوگرافی (سطح فعالیت) عضلات راست شکمی، ارکترو اسپاین، بخش فوقانی سینه‌ای بزرگ و بخش فوقانی عضله دوزنقه در حمل کیف با وزن‌های ۱۰، ۱۵ و ۲۰ درصد وزن فرد.

عضله	درصد فعالیت	میانگین	انحراف معیار	مقدار آماره t	درجه آزادی	سطح معنی‌داری
راست شکمی	۱۰ و ۱۵	-۰/۶۵	۱/۸۳	-۱/۲۴	۱۱	*۰/۲۴۰
	۲۰ و ۱۵	-۱/۰۸	۲/۳۰	-۱/۶۲	۱۱	۰/۱۳۲
	۲۰ و ۱۰	-۱/۷۴	۱/۸۸	-۳/۲۰	۱۱	۰/۰۰۸
ارکترو اسپاین	۱۰ و ۱۵	-۲/۴۸	۰/۶۶	-۱۲/۸۸	۱۱	<۰/۰۰۱
	۲۰ و ۱۵	۶/۶۰	۱/۵۸	۱۴/۴۵	۱۱	<۰/۰۰۱
	۲۰ و ۱۰	۴/۱۲	۲/۰۱	۷/۰۸	۱۱	<۰/۰۰۱
بخش فوقانی سینه‌ای بزرگ	۱۰ و ۱۵	۰/۹۴	۰/۷۷	۴/۲۵	۱۱	۰/۰۰۱
	۲۰ و ۱۵	۰/۸۰	۰/۴۶	۶/۰۵	۱۱	<۰/۰۰۱
	۲۰ و ۱۰	۱/۷۵	۰/۹۹	۶/۱۳	۱۱	<۰/۰۰۱
بخش فوقانی دوزنقه	۱۰ و ۱۵	-۱/۳۶	۱/۹۲	-۲/۴۴	۱۱	۰/۰۳۲
	۲۰ و ۱۵	۵/۱۵	۲/۲۳	۷/۹۷	۱۱	<۰/۰۰۱
	۲۰ و ۱۰	۳/۷۹	۲/۶۴	۴/۹۶	۱۱	<۰/۰۰۱

* داده‌ها در سطح آلفای ۰/۰۵ آنالیز شده‌اند.

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از پژوهش حاضر، مطالعه تغییرات الکترومیوگرافی (سطح فعالیت الکتریکی) عضلات راست شکمی، بخش فوقانی سینه‌ای بزرگ، بخش فوقانی دوزنقه و ارکترو اسپاین دانش‌آموزان پسر دوازده سال در حمل کیف با وزن‌های ۱۰، ۱۵ و ۲۰ درصد وزن فرد بود. به‌طور کلی تغییرات الکترومیوگرافی عضلات و از جمله عضله سینه‌ای بزرگ به الگوی حرکتی عضله وابسته است (۱۸). یافته‌های این پژوهش نشان داد که در مقایسه سطح فعالیت عضلات با سه وزن ۱۰، ۱۵ و ۲۰ درصد، به ترتیب بیشترین فعالیت را عضلات دوزنقه، ارکتوراسپینه، بخش فوقانی سینه‌ای بزرگ و راست شکمی دارا هستند که بیشترین میزان این فعالیت در عضله دوزنقه و هنگام حمل با ۱۵٪ وزن فرد اتفاق می‌افتد. چون آزمون در حالت ایستا انجام گرفت در تمام طول آزمون (۱۵ ثانیه) تنه در وضعیتی قرار گرفت که وزن کیف موجب تمایل تنه به سمت

جلو شده که این وضعیت در مقابل حرکت اکستنشن مقاومت ایجاد می‌کند و در نتیجه عضلات اکستنسور بیشتر در معرض فعالیت قرار می‌گیرند (۱۹).

نتایج حاصل از این پژوهش تغییرات الکترومیوگرافی را نشان داد و در این تغییرات با افزایش بار از ۱۰ درصد به ۲۰ درصد، سطح فعالیت الکتریکی عضله سینه‌ای بزرگ کاهش پیدا می‌کند. از دلایلی که می‌توان برای این کاهش برشمرد این است که با افزایش بار به وزن کیفی که در حالت کوله‌پشتی حمل شده، انحنای کمر نیز افزایش پیدا می‌کند که به نوبه خود موجب برداشته شدن فشار از روی عضله سینه‌ای بزرگ خواهد شد و فعالیت این عضله را در بارهای بیشتر کاهش می‌دهد (۱۹، ۲۰). اما داده‌های به‌دست آمده بین حمل کیف با ۱۰ و ۲۰ درصد وزن فرد تفاوتی معنی‌دار را نشان داد که در تبیین این نتیجه می‌توان گفت که انقباض ناچیز عضله شکمی در پاسخ به تمایل شیب تنه به سمت عقب و ناشی از بار زیاد کیف است (۲۱). از آنجا که حمل کیف در وضعیت ایستا و زانوها نیز در حالت صاف بود، به‌عنوان عکس‌العمل طبیعی بدن، انحنای کمر از کیفوز به لوردوز تبدیل می‌شود که موجب بالا رفتن فعالیت عضله ارکترو اسپاین می‌شود (۱۹).

در طول آزمون، فعالیت عضله شکمی به‌طور پیش‌رونده‌ای افزایش پیدا می‌کند و این افزایش بدون تناسب با افزایش بار اتفاق می‌افتاد. بیشترین افزایش در فعالیت الکتریکی عضلات هنگامی اتفاق می‌افتاد که وزن کیف ۲۰ درصد وزن فرد باشد (۹، ۱۳، ۲۱، ۲۲). با توجه به نتایج به‌دست آمده می‌توانیم افزایشی در سطح فعالیت بخش فوقانی دوزنقه تا افزایش ۱۵ درصدی وزن کیف مشاهده کنیم، ولی هنگامی که وزن کیف به ۲۰ درصد وزن فرد رسید، شاهد کاهش این فعالیت هستیم. یکی از دلایل این افزایش‌ها این است که سیستم‌های بند کیف عملاً فشاری بر کتف‌ها وارد می‌کند که باعث مقاومت کتف‌ها در مقابل پایین کشیدن آن است و همان‌طور که می‌دانیم بخش فوقانی عضله دوزنقه در بالا کشیدن کتف نقش اساسی دارد (۲۲).

همچنین مشاهده شد که با افزایش وزن کیف، فشار وارده از بخش ۱ دوزنقه به بخش‌های پایین‌تر آن منتقل و موجب فعالیت عضلات پایین‌تر تنه می‌شود و این امر نیز به نوبه خود فعالیت این عضله را کاهش می‌دهد (۲۲). علت دیگر برای این کاهش فعالیت، مقاوت تنه در مقابل حرکت اکستنشن است و چون عضله ارکترو اسپاین نقشی مهم در اکستنشن تنه دارد سطح فعالیت آن در هنگام حمل کیف در وضعیت کوله‌پشتی بالا می‌رود. از دیگر احتمالات می‌توان به فعال شدن عضله جناغی چنبری برای تعدیل فعالیت عضلات گردن اشاره کرد (۲۳). از موضوعات دیگری که باید به آن اشاره کرد این است که پژوهش‌ها تمایل سر به جلو را هنگام

حمل کوله‌پشتی در کودکان نشان می‌دهد. از آنجا که عضله ذوزنقه علاوه بر کتف در حرکات گردن نیز فعال است و نقش اکستنسور گردن را ایفا می‌کند دچار انقباض می‌شود، در حالی که عارضه سر به جلو به هنگام حمل کوله‌پشتی شایع است (۲۲).

اگرچه مطالعات حاکی از آن است که حالت دوپل و حالت آویزان از جلو و کوله‌پشتی تغییری معنی‌دار در سطح فعالیت عضلات در مقایسه با حمل ۱۵ درصد وزن فرد در حالت ایستاده نشان نداد، فعالیت عضله ارکترو اسپاین در حالت حمل با کوله‌پشتی در مقایسه با حمل با حالت آویزان از جلو و آویزان بر شانه کاهش پیدا کرد. در حالتی که کیف به صورت کوله‌پشتی حمل می‌شد عضله راست شکمی سطح فعالیت بیشتری از عضله ارکترو اسپاین نشان داد. این پژوهش بهترین حالت حمل کیف را حمل به صورت کوله‌پشتی توصیه می‌کند. باری که به صورت کوله‌پشتی است، حداکثر EMG نرمال‌سازی شده از ماهیچه ارکترو اسپاین را به طور میانگین ۳٪ در حین فشار بار متقارن کاهش می‌دهد (۲۴، ۲۵).

به‌عنوان یک نتیجه‌گیری کلی می‌توانیم بیان کنیم که در حمل کیف به صورت دوطرفه بر دوش، چون سیستم‌های بند کیف موجب فشار بر روی کتف‌ها به سمت پایین می‌شوند، مقاومت در مقابل این پایین رفتن به عهده عضلات اکستنسور تنه و فعالیت بیشتر متوجه این عضلات خواهد شد. برآیند تمامی این فعالیت‌ها این است که با افزایش وزن کیف، فعالیت فلکسورها کمتر از اکستنسورها افزایش پیدا می‌کند (۲۶) که اختلال در عمل کرد این عضلات نقش اصلی را در بروز ناهنجاری‌های اسکلتی، به‌خصوص افتادگی شانه‌ها و لوردوز دارد، بنابراین می‌توان با تقویت صحیح و تمرینات ویژه برای این عضلات از عوارض بعدی جلوگیری کرد. همچنین نتایج تحقیق، حداکثر وزن مناسب کیف مدرسه را در حدود ۱۵ درصد وزن دانش‌آموز پیشنهاد می‌کند.

منابع:

1. Chansirinukor W, Wilson, D Grimmer K, and Dansie B. (2001). Effects of backpacks on students: measurement of cervical and shoulder posture. Australian Aust J Physiother 47; 110-116.
2. Sahrman S.A. (2002). Diagnosis and treatment of movement impairment syndrome. mosby, Missouri 194; 3-12.
3. Pincat, W. W. (2005). Www. Spinal Colum & school bag.com.
4. Haselgrove C, Straker L, Smith A, O'Sullivan P.P, Nick S. (2008). Perceived school bag load, duration of carriage, and method of transport to school are

- associated with spinal pain in adolescents: an observational study. *Aust J Physiother* 54: 193–200.
5. McCarthy B, and Vaishnav A. (2003). Legislature takes up issue of student loads: Bill filed to limit weight of public schools' books, *The Boston Globe* Retrieved January 24, 2006, legislature takes up issue of student loads.
 6. Lueder R and Rice V. (2007). Physical development in children and adolescents and age related risks, in: *Ergonomics for Children: Designing Products and Places for Toddler to Teens*, R. Lueder and V.J. Berg Rice, eds, New York: Taylor & Francis, , pp. 499–507.
 7. Devroey C. (2007). Evaluation of the effect of backpack load and position during standing and walking using biomechanical, physiological and subjective measures. *Lab of Occup Biomech and Ergonom, Kinesiol Depart, K.U.-Leuven, Belgium*,; pages 728 – 742.
 8. Sahrman S.H. (2002). Diagnosis and treatment of movement impairment syndrome. *mosby* , Missouri; pp3-12-194.
 9. Madeleine P, Farina D, Merletti R, Arendt-Nielsen L. (2002). Upper trapezius muscle mechanomyographic and electromyographic activity in humans during low force fatiguing and non-fatiguing contractions. *Eur J Appl Physiol* 87;327–336.
 10. Bobet J, Norman R.W. (2005). Effects of load placement on back muscle activity in load carriage. *University of Waterloo Biomechanics Laboratories, Depart of Kinesiol N2L 3G1 Waterloo Ontario Canada.*
 11. Piscione J, Didier G. (2006). Effect of mechanical compression due to load carrying on shoulder muscle fatigue during sustained isometric arm abduction: an electromyographic study. *Eur J Appl Physiol* 97: 573–581.
 12. Hagg G.M, Luttmann A, Jager M. (2000). Methodologies for evaluating electromyographic data in ergonomics. *J Electromyogr Kinesiol* 10:301–312
 13. Denise H.B. (2008). Backpack load limit recommendation middle school students based on physiological and psychophysical measurements. *The Harold and Inge Marcus Department of Industrial and Manufacturing Engineering, The Pennsylvania State University, University Park, PA, USA.*
 14. Voll H, Klimt F. (1977). Strain in children caused by schoolbags. *Offentliche Gesundheitswesen* 39; 369-378.
 15. Jacobs K, R. Lockhart H.Y, O'Hara M. (2007). Book bags for children, in: *Ergonomics for Children: Designing Products and Places for Toddler to Teens*, R. Lueder and V.J. Berg Rice, eds, Taylor & Francis, New York, pp. 499– 507.
 16. DeLuca C.J. (1997). The use of surface electromyography in biomechanic: *J Appl Biomechanic* 13; 135-63.

17. Winters J.M, Stark L. (1998). Estimated mechanical properties of synergistic muscle joint. *J Biomech* 21: 1027-42.
۱۸. لاسجوری، غلامحسین (۱۳۸۱). مقایسه سه آزمون بارفیکس، شنای سوئدی و بارفیکس اصلاح شده و مطالع عملکرد عضلات موثر در آنها به روش الکترومیوگرافی، پایان نامه کارشناسی ارشد، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه گیلان.
۱۹. کهریزی، صدیقه (۱۳۸۳). بررسی بومکانیکی تأثیر وزن بار خارجی و وضعیت تنه و زانو بر روی الگوی برانگیختگی عضلات تنه، وضعیت انحنای کمر، بارهای فشاری و برشی، گشتاور خارجی روی کمر در وضعیت استاتیک. پایان نامه دکتری، دانشکده فیزیوتراپی، دانشگاه تربیت مدرس.
20. Steven G.W, Peter J.M. (2006). Abdominal and erector spine muscle activity during gait: the use of cluster analysis to identify patterns of activity. *Physical Rehabilitation Research Unit, School of Physiotherapy, Auckland University of Technology, Private Bag. Auckland, New Zealand.*
21. Tomoaki S, Masashi H, Yusuf S.S.M. (2008). The effect of backpack heaviness on trunk-lower extremity muscle activities and trunk posture. *Department of Occupational Therapy, Kansai Sougou Rehabilitation Colleague, Awaji, Japan.*
22. Patrick C. (2006). "Spinal conditions", in: Campbell S.K., Linden D.W.V. and Palisano R.J.(Eds), *Physical Therapy For Children*, pp. 337 – 338, 3rd ed., Saunders, Philadelphia, PA.
23. Haselgrove C, Straker L, Smith A, O'Sullivan P, Perry M, Nick Sloan. (2008). Perceived school bag load, duration of carriage, and method of transport to school are associated with spinal pain in adolescents: an observational study. *Aust J Physiother* 54: 193–200.
24. Motmans R.R., Tomlow S.D.V. (2006). Trunk muscle activity in different modes of carrying schoolbags. *Product Ergonomics Research Centre, Katholieke Hogeschool Limburg, Belgium Department of Health Care, Hogeschool Antwerpen, Belgium.*
25. James S.T. (1999). Effect of Lifting Belts on Trunk Muscle Activation during a Suddenly Applied Load. *Human Factors: The J Hum Fact Ergonom Soci*, 41(4): 670-676.
26. Patrick C. (2006). Spinal conditions. *Campbell S.K., Linden D.W.V. and Palisano R.J, Physic Therap for Child*; pp. 337 – 338.

اثر تقویت عضلات ابداکتور و چرخاننده خارجی ران بر عملکرد زنان مبتلا به سندرم درد کشکی رانی

* زینب محمدخانی^۱، دکتر خلیل خیام باشی^۲، دکتر کوروش غزنوی^۳، جواد بهارلوئی^۴

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۵/۲۰ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۱/۱۵

چکیده

با در نظر گرفتن این فرض که عضلات ابداکتور و چرخاننده خارجی ران با کنترل چرخش داخلی و اداکشن ران، کاهش زاویه Q و کاهش کشش رتیناکولوم خارجی کشکی در قرار گرفتن کشکک در مسیر مناسب خود نقش مهمی ایفا می‌کنند و از این طریق، تماس کشکک را با سطوح مفصلی کاهش می‌دهند، هدف پژوهش حاضر بررسی تأثیر تمرینات تقویتی عضلات ابداکتور و چرخاننده خارجی ران بر بیماران زن مبتلا به سندرم درد کشکی رانی است. ۳۰ بیمار زن مبتلا به سندرم درد کشکی رانی (سن ۳۰/۷۷±۶/۶۳ سال، قد ۱۵۹/۳۳±۵/۲ سانتی‌متر، وزن ۶۱/۹۵±۱۰/۰۷ کیلوگرم) به عنوان نمونه انتخاب و به صورت تصادفی در دو گروه مساوی تجربی و کنترل قرار گرفتند. اعضای گروه تجربی به مدت هشت هفته، هفته‌ای سه جلسه و هر جلسه نیم ساعت تمرینات تقویتی عضلات ابداکتور و چرخاننده خارجی ران را انجام دادند و گروه کنترل نیز در مدت زمان مشابه، تحت دارودرمانی قرار گرفتند. از آزمودنی‌ها، قبل و بعد از سپری کردن دوره درمانی، آزمون به عمل آمد. متغیر عملکرد، با استفاده از پرسشنامه عملکردی (WOMAC) و قدرت ایزومتریک عضلات ابداکتور و چرخاننده خارجی ران، با استفاده از دینامومتر دستی اندازه‌گیری شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از آزمون تحلیل واریانس برای اندازه‌های تکرار شده در سطح $\alpha \leq 0.05$ استفاده شد. پس از هشت هفته درمان، میانگین عملکرد گروه تجربی، در مقایسه با پیش‌آزمون و گروه کنترل بهبود معنی‌دار ($p < 0.001$) و میانگین قدرت عضلات ابداکتور و چرخاننده خارجی ران گروه تجربی، در مقایسه با پیش‌آزمون و گروه کنترل افزایش معنی‌داری نشان داد ($p < 0.001$). با توجه به یافته‌های پژوهش، می‌توان نتیجه گرفت که تمرینات تقویتی عضلات ابداکتور و چرخاننده خارجی ران برای بیماران مبتلا به سندرم درد کشکی رانی مفید است و باعث بهبود عملکرد مبتلایان به سندرم درد کشکی رانی می‌شود.

کلید واژه‌های فارسی: تقویت، عضلات ابداکتور و چرخاننده خارجی ران، سندرم درد کشکی رانی.

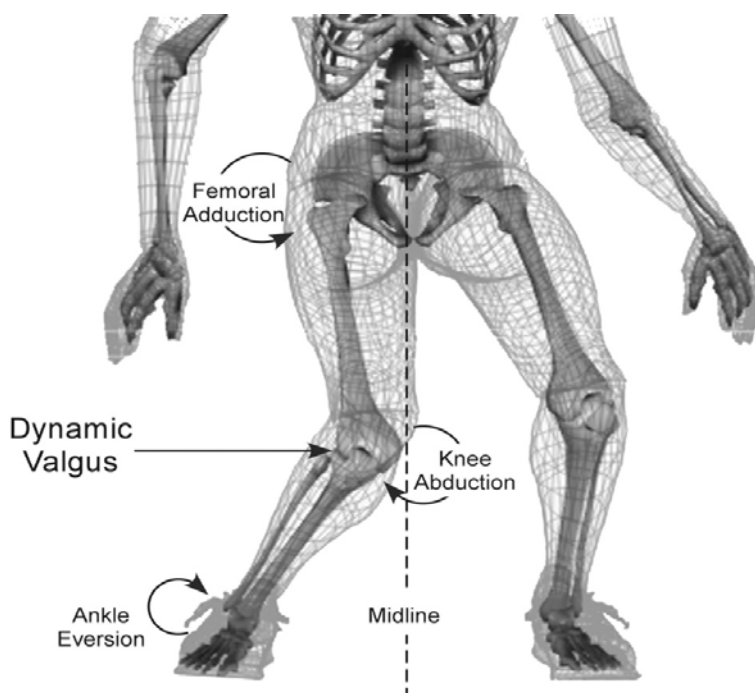
مقدمه

سندرم درد کشککی رانی حدود ۲۰ درصد از مشکلات ارتوپدی زانو را به خود اختصاص می‌دهد. این بیماری فعالیت‌های روزمره افراد را تحت تأثیر قرار داده، به ناتوانی‌های عملکردی منجر می‌شود. سندرم درد کشککی رانی از شایع‌ترین شکایت‌های درد مفصلی در میان ورزشکاران زن جوان است و تشخیص و درمان آن همواره با مشکل همراه بوده است (۱). افزایش شرکت زنان در رقابت‌های ورزش‌های نمایشی، احتمال ابتلای آنها را به بیماری‌های عضلانی اسکلتی افزایش می‌دهد. دلیل اصلی این بیماری هنوز شناخته شده نیست، اما هر عاملی که زاویه Q را افزایش دهد، زمینه را برای ایجاد و گسترش سندرم درد کشککی رانی فراهم می‌کند؛ در نتیجه زنان به دلیل داشتن لگن پهن‌تر و افزایش آنتروورژن ران، زاویه Q بزرگ‌تری دارند و برای ابتلا به این بیماری مستعدترند (۲، ۳). سندرم درد کشککی رانی دلایل مختلفی دارد. کاهش انعطاف‌پذیری عضله چهارسر، سفتی ایلئوتیبیال باند^۱، کاهش شدید قدرت و کوتاه شدن زمان رفلکس عضله پهن داخلی مورب^۲، کاهش قدرت عضلات ابداکتور^۳ و چرخاننده خارجی ران^۴، عدم تعادل در لیگامنت کشکی رانی و پرتحرکی یا کم‌تحرکی رتیناکولوم^۵ جانب خارجی کشکک از عوامل سندرم درد کشککی رانی می‌باشند (۵-۸). ایرلند و همکاران (۲۰۰۳)، رابینسون و نی (۲۰۰۷) سیچانوسکی و همکاران (۲۰۰۷) بولگا و همکاران (۲۰۰۸) همگی ضعف معنی‌داری در قدرت عضلات ابداکتور و چرخاننده خارجی افراد مبتلا به سندرم درد کشککی رانی گزارش کرده‌اند.

در نگاه اول، عضلات ابداکتور و چرخاننده خارجی ران به دلیل عدم ارتباط مستقیم با کشکک نمی‌توانند بر حرکات آن اثری داشته باشند، اما از طریق عضله تنسورفاشیالاتا^۶ و نیز کنترل چرخش داخلی و اداکشن ران بر جابه‌جایی کشکک مؤثرند (۹، ۱۳، ۱۴). اگر عضلات ابداکتور ران، به‌ویژه عضله گلوتوس مدیوس^۷ به درستی فعالیت کنند، عضله تنسورفاشیالاتا کمتر فعال می‌شود و در نتیجه، کشش خارجی روی کشکک، از طریق رتیناکولوم خارجی متصل به فیبرهای تنسورفاشیالاتا کاهش پیدا می‌کند (۱۳). اگر عضلات ابداکتور ران ضعیف باشند،

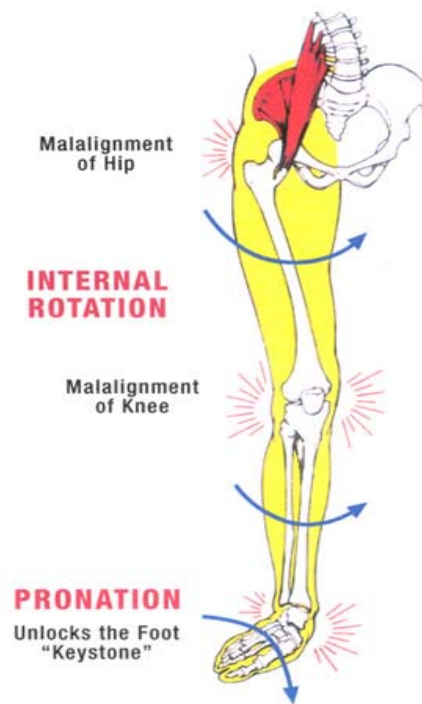
-
1. Iliotibial band
 2. Vastus medialis oblique
 3. Hip abductor muscle
 4. Hip external rotator muscle
 5. Retinaculum
 6. Tensor fascia latae
 7. Gluteus medius

عضله تنسورفاشیالاتا مجبور است کار این عضلات را به دوش بکشد. این کار اضافه، موجب سفتی تنسورفاشیالاتا می‌شود و کشش این عضلات، از طریق ایلئوتیبیال باند به رتیناکولوم جانب خارجی کشکک منتقل می‌شود. در تأیید این نکته باید اشاره کرد که سفتی ایلئوتیبیال باند در مبتلایان به سندرم درد کشککی رانی گزارش شده است (۱۵، ۱۶). که می‌تواند به تیلت خارجی کشکک کمک کند و فشار زیادی روی بخش خارجی مفصل کشککی رانی اعمال کند (۵، ۱۷). در بخش پروکسیمال، ضعف عضله گلوئوس مدیوس به چرخش داخلی ران و جابه‌جایی خارجی کشکک در طول فعالیت‌های مختلف منجر می‌شود (۱۵، ۱۸، ۱۹). ضعف عضلات ابداکتور و چرخاننده خارجی ران ممکن است توانایی افراد مبتلا به سندرم درد کشککی رانی را برای مقابله با اداکشن و چرخش داخلی ران (که از افزایش زاویه Q ایجاد می‌شود) کاهش دهد (۹). فربر، دیویس و ویلیامز (۲۰۰۳)، هوت و همکاران (۲۰۰۶)، راسل و همکاران (۲۰۰۶) و سوزا و پاورز (۲۰۰۸) نشان دادند که اداکشن و چرخش داخلی ران هنگام دویدن، در زنان مبتلا به سندرم درد کشککی رانی بیشتر از مردان است (تصویر ۱).



تصویر ۱. تأثیر اداکشن ران بر مسیر کشکک

در بخش دیستال، پرونیشن^۱ زیاد یا کنترل نشده، چرخش داخلی اندام تحتانی را افزایش می‌دهد و تأثیراتی مشابه سفتی ایلیوتیبیال باند بر کشکک دارد (۱۷). ارتباط بین پرونیشن بیش از حد پا و سندرم درد کشکی رانی را در طول فعالیت‌های عملکردی، با مکانیسم «چرخش در خانه»^۲ مفصل درشت‌نی رانی توضیح می‌دهند. بر اساس این مکانیزم، برای اینکه زانو طی مراحل سکون میانی و پایانی راه رفتن به اکستنشن^۳ برسد، درشت‌نی باید نسبت به ران، چرخش خارجی داشته باشد. بر این اساس، افرادی که پرونیشن پا دارند، به محض اینکه اکستنشن زانو در زنجیره بسته شروع می‌شود، درشت‌نی در چرخش داخلی باقی می‌ماند و برای جبران چرخش داخلی درشت‌نی، ران باید چرخش داخلی بیش از حدی داشته باشد و این سازگاری باعث بزرگ‌تر شدن زاویه Q می‌شود (۲۴-۲۶)، (تصویر ۲).



تصویر ۲. تأثیر پرونیشن پا بر مسیر کشکک

1. Pronation
2. Home screw mechanism
3. Extension

با وجود اینکه ضعف عضلات ابداکتور و چرخاننده خارجی ران در بین بیماران مبتلا به سندرم درد کشکی رانی گزارش شده است و محققان تقویت این گروه عضلات را برای بیماران مبتلا به سندرم درد کشکی رانی مفید دانسته‌اند، در جستجوهای به عمل آمده، پژوهشی مشاهده نشد که تأثیر تقویت عضلات ابداکتور و چرخاننده خارجی ران را در زنان مبتلا به سندرم درد کشکی رانی، به تنهایی بررسی کرده باشد و مطالعات، اغلب با تقویت سایر گروه‌های عضلانی همراه بوده است؛ بنابراین هدف از این تحقیق، تعیین تأثیر تقویت عضلات ابداکتور و چرخاننده خارجی ران بر عملکرد زنان مبتلا به سندرم درد کشکی رانی است.

روش‌شناسی پژوهش

شرکت‌کنندگان در این تحقیق، ۳۰ زن مبتلا به سندرم درد کشکی رانی - با تشخیص پزشک فوق تخصص روماتولوژی - بودند که برای درمان به کلینیک فیزیوتراپی ارجاع داده شدند. نمونه‌ها در دامنه سنی ۱۸ تا ۵۰ سال قرار داشتند و بیش از شش ماه سابقه زانو درد داشتند که به‌طور تصادفی و مساوی به دو گروه تجربی و کنترل تقسیم شدند. بیماران، طی مدت تحقیق در هیچ‌گونه فعالیت ورزشی شرکت نداشتند. قبل از شروع برنامه توان‌بخشی و بعد از هشت هفته تمرین، همه بیماران، با استفاده از ابزارهای معتبر ارزیابی شدند. عملکرد آنها نیز با استفاده از پرسشنامه عملکردی WOMAC ارزیابی شد. روایی این پرسشنامه در تحقیقات گذشته تأیید شده و برابر با ۰/۷۲ است (۲۷، ۲۸). قدرت ایزومتریک عضلات ابداکتور و چرخاننده خارجی ران، با استفاده از دینامومتر دستی اندازه‌گیری شد.

گروه کنترل به مدت هشت هفته تحت دارودرمانی قرار گرفتند و گروه تجربی، تمرینات تقویتی عضلات ابداکتور و چرخاننده خارجی ران را دریافت کردند. گروه تجربی به مدت هشت هفته و سه بار در هفته، تمرینات را زیر نظر آزمونگر در کلینیک فیزیوتراپی انجام دادند. تمرینات تقویتی با استفاده از کش‌های ورزشی^۱ ساخت کشور آمریکا در چهار رنگ قرمز، سبز، آبی و مشکی اجرا شد. ست‌های تمرینی بر اساس برنامه‌های تمرین درمانی و توان‌بخشی برای بیماران طراحی شده و به روش چند تکرار بیشینه اجرا شد (۲۹).

پیش از شروع برنامه تمرینی، تمام بیماران گروه تجربی به‌منظور تعیین شدت تمرین و مناسب بودن کش تمرینی ارزیابی شدند و روش چند تکرار بیشینه تا حد خستگی را اجرا کردند. سپس، هر بیمار بر اساس ارزیابی اولیه، با کش رنگی متناسب با قدرت خود تمرینات را آغاز کرد.

تمرین تقویتی عضلات ابداکتور ران در حالت ایستاده اجرا می‌شود؛ بدین صورت که آزمودنی روی هر دو پا می‌ایستاد، سپس، یک انتهای کش ورزشی به مچ پای او بسته می‌شد و انتهای دیگر آن در نقطه‌ای ثابت می‌شد و آزمودنی حرکت ابداکشن ران را در طول دامنه حرکتی انجام می‌داد (تصویر ۳).



تصویر ۳. تمرین تقویتی عضلات ابداکتور ران

تمرین تقویتی عضلات چرخاننده خارجی ران در حالت نشسته روی تخت درمان، با زانوی ۹۰ درجه فلکشن اجرا می‌شود؛ به صورتی که یک انتهای کش ورزشی به مچ پای آزمودنی بسته شده، انتهای دیگر کش در نقطه‌ای ثابت می‌شد و آزمودنی حرکت اکسترنال روتیشن ران را در طول دامنه حرکتی انجام می‌داد (تصویر ۴).



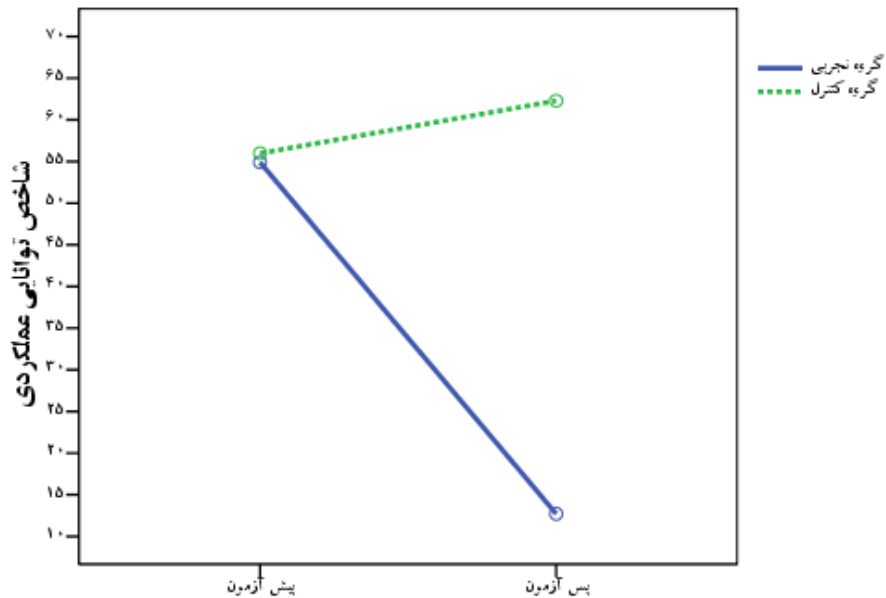
تصویر ۴. تمرین تقویتی عضلات چرخاننده خارجی ران

ویژگی‌های آنتروپومتریک و اندازه‌گیری‌های اولیه آزمودنی‌ها با استفاده از آزمون t با یکدیگر مقایسه شدند. به‌منظور مقایسه آزمودنی‌های دو گروه، قبل و پس از درمان، از تحلیل واریانس برای داده‌های تکرار شده در سطح معنی‌داری $p < 0/05$ استفاده شد. برای آنالیز داده‌ها، اندازه‌گیری قدرت به نیوتن ثبت و سپس نسبت به وزن بدن طبیعی شد.

یافته‌های پژوهش

ارزیابی اندازه‌های اولیه، در ویژگی‌های آنتروپومتریک، امتیاز WOMAC و قدرت ایزومتریک عضلات ابدکتور و چرخاننده خارجی ران دو گروه تفاوت معنی‌داری نشان نداد ($P < 0/05$)، (جدول ۱). در امتیاز WOMAC گروه تجربی، بین پیش و پس‌آزمون، تفاوت معنی‌داری ($p < 0/01$) مشاهده شد، ولی در گروه کنترل تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد (تصویر ۵ و جدول ۲).

جدول ۱. مشخصات فیزیکی گروه تجربی و کنترل				
متغیر	گروه تجربی	گروه کنترل	t	سطح معنی‌داری
سن (سال)	۳۰/۲±۷/۶۵	۳۱/۳۳±۵/۶۴	۰/۴۶	۰/۵۱
قد (سانتی‌متر)	۱۵۸/۱۳±۵/۶	۱۶۰/۵۳±۴/۶۳	۱/۲۸	۰/۲۳
وزن (کیلوگرم)	۶۰/۸۲±۹/۹۸	۶۳/۰۷±۱۰/۳۸	۰/۶۱	۰/۸۶
عملکرد (صفر تا ۱۰۰ درصد در طیف لیکرت)	۵۴/۹±۱۹/۳۶	۵۵/۹۸±۱۶/۶۵	۰/۱۶	۰/۵۱
قدرت ایزومتریک عضلات ابدکتور ران راست (نیوتن/نیوتن*۱۰۰ (درصد وزن بدن))	۱۱/۳۴±۲/۵۶	۱۲/۴۱±۳/۱۳	۱/۰۳	۰/۲۸
قدرت ایزومتریک عضلات ابدکتور ران چپ (نیوتن/نیوتن*۱۰۰ (درصد وزن بدن))	۱۰/۹۵±۲/۸۱	۱۲/۴۱±۳/۹۲	۱/۱۸	۰/۱۷
قدرت ایزومتریک عضلات چرخاننده خارجی ران راست (نیوتن/نیوتن*۱۰۰ (درصد وزن بدن))	۸/۳۵±۲/۳۵	۸/۶۶±۲/۴۸	۰/۳۵	۰/۸۲
قدرت ایزومتریک عضلات چرخاننده خارجی ران چپ (نیوتن/نیوتن*۱۰۰ (درصد وزن بدن))	۶/۸۵±۱/۸۶	۷/۱۱±۱/۸۵	۰/۳۹	۰/۹۵

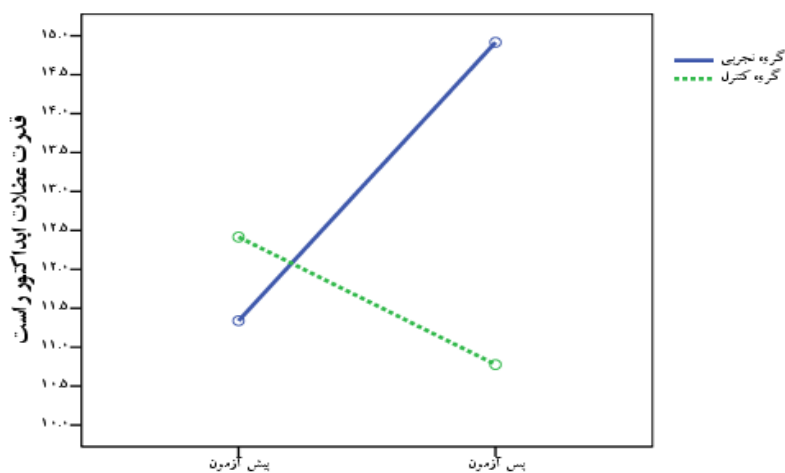


تصویر ۵. میانگین عملکرد گروه تجربی و کنترل قبل و بعد از هشت هفته تمرین درمانی

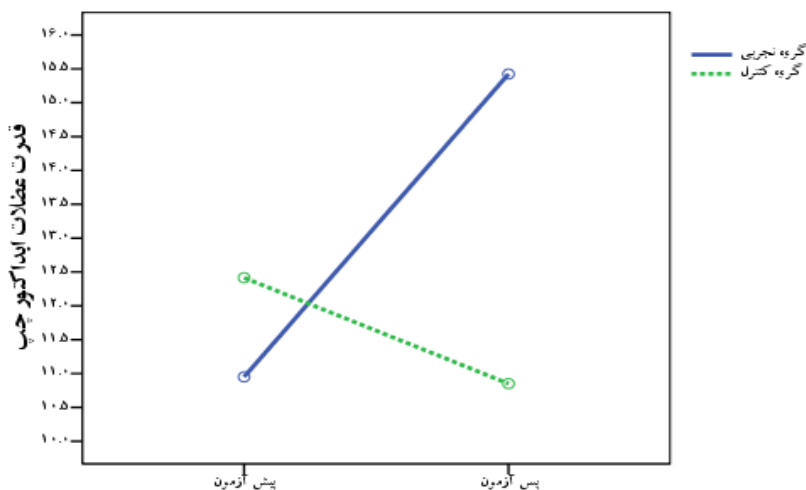
جدول ۲. خلاصه نتایج تحلیل واریانس

متغیر	منابع تغییرات	مجموع مجذورات	درجه آزادی	میانگین مجذورات	F	سطح معنی داری
عملکرد	بین گروهی	۱۲۹۵۷۳/۲۳	۱	۱۲۹۵۷۳/۲۳	۳۳۷/۷۴۷	۰/۰۰۰
	درون گروهی	۴۸۲۸/۳۷۲	۲۸	۴۸۲۸/۳۷۲	۲۸/۶۰۱	۰/۰۰۰
	مجموع	۱۳۴۴۰/۱/۶۰۲	۲۹	۱۳۴۴۰/۱/۶۰۲		
قدرت ایزومتریک عضلات ابدکتور راست	بین گروهی	۹۱۶۸/۸۹۲	۱	۹۱۶۸/۸۹۲	۹۱۶۸/۸۹۲	۰/۰۰۰
	درون گروهی	۱۴/۰۹۶	۲۸	۱۴/۰۹۶	۱۱/۵۶۱	۰/۰۰۲
	مجموع	۹۱۸۲/۹۸۸	۲۹	۹۱۸۲/۹۸۸		
قدرت ایزومتریک عضلات ابدکتور چپ	بین گروهی	۹۲۴۰/۰۹۲	۱	۹۲۴۰/۰۹۲	۴۳۱/۶۰۴	۰/۰۰۰
	درون گروهی	۳۱/۷۴	۲۸	۳۱/۷۴	۱۸/۶۲۵	۰/۰۰۰
	مجموع	۹۲۷۱/۸۳۲	۲۹	۹۲۷۱/۸۳۲		
قدرت ایزومتریک عضلات چرخاننده خارجی راست	بین گروهی	۴۸۹۰/۱۶۶	۱	۴۸۹۰/۱۶۶	۴۶۴/۹۷۹	۰/۰۰۰
	درون گروهی	۱۶/۲۳۶	۲۸	۱۶/۲۳۶	۲۴/۷۶۳	۰/۰۰۰
	مجموع	۴۹۰۶/۴۰۲	۲۹	۴۹۰۶/۴۰۲		
قدرت ایزومتریک عضلات چرخاننده خارجی چپ	بین گروهی	۳۶۲۳/۹۰۸	۱	۳۶۲۳/۹۰۸	۴۷۲/۱۴	۰/۰۰۰
	درون گروهی	۳۷/۴۸۴	۲۸	۳۷/۴۸۴	۳۳/۳۷۲	۰/۰۰۰
	مجموع	۳۶۶۱/۳۹۲	۲۹	۳۶۶۱/۳۹۲		

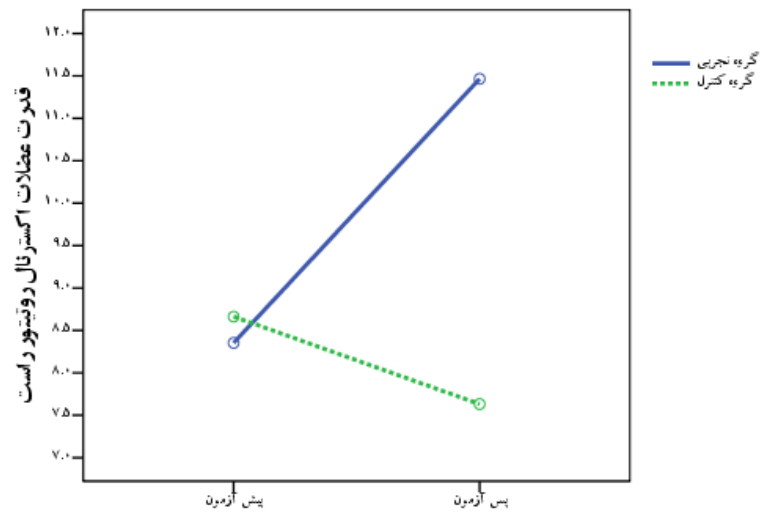
قدرت ایزومتریک عضلات ابداکتور ران راست و چپ در گروه تجربی افزایش معنی‌داری ($p < 0/01$) یافت، ولی در گروه کنترل تفاوت معنی‌داری بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون مشاهده نشد (تصویر ۶ و ۷، جدول ۲). قدرت ایزومتریک عضلات چرخاننده خارجی ران راست و چپ نیز در گروه تجربی افزایش معنی‌داری ($p < 0/01$) نشان داد، ولی در گروه کنترل تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد (تصویر ۸ و ۹، جدول ۲).



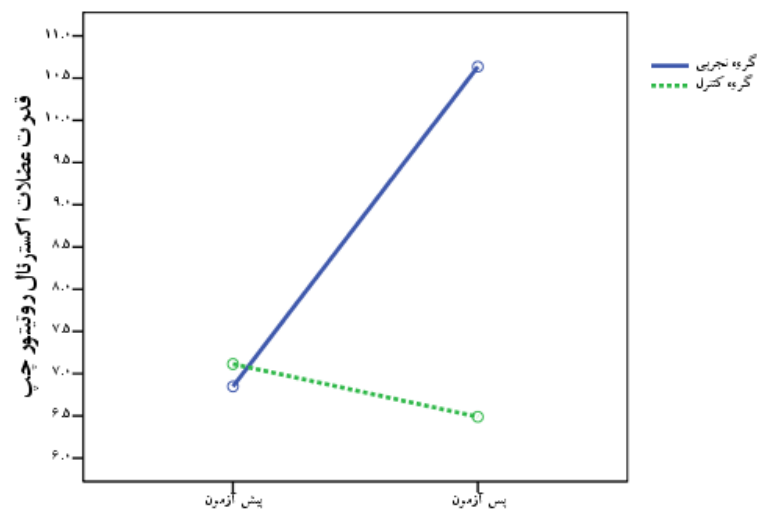
تصویر ۶. میانگین قدرت ایزومتریک عضلات ابداکتور ران راست گروه تجربی و کنترل قبل و بعد از هشت هفته تمرین درمانی



تصویر ۷. میانگین قدرت ایزومتریک عضلات ابداکتور ران چپ گروه تجربی و کنترل قبل و بعد از هشت هفته تمرین درمانی



تصویر ۸. میانگین قدرت ایزومتریک عضلات چرخاننده خارجی ران راست گروه تجربی و کنترل قبل و بعد از هشت هفته تمرین درمانی



تصویر ۹. میانگین قدرت ایزومتریک عضلات چرخاننده خارجی ران چپ گروه تجربی و کنترل قبل و بعد از هشت هفته تمرین درمانی

بحث و نتیجه گیری

پس از هشت هفته، بهبود عملکرد و افزایش قدرت عضلات ابدکتور و چرخاننده خارجی ران در

گروه تمرین‌درمانی مشاهده شد و در مقابل، گروه کنترل در هیچ‌کدام از موارد فوق تغییری نشان نداد. کاهش توانایی‌های عملکردی در انجام فعالیت‌های روزانه از مشکلاتی است که افراد مبتلا به بیماری‌های ارتوپدی با آن روبرو می‌باشند. افراد مبتلا به سندرم درد کشککی رانی نیز از گروه‌هایی هستند که به دلیل درد مفصل زانو، در انجام فعالیت‌های عملکردی با مشکل مواجه‌اند. اغلب، ناتوانی در انجام فعالیت‌های روزانه به دنبال احساس درد در اندام‌های مختلف به‌وجود می‌آید. به جرأت می‌توان گفت که مفصل زانو، مهم‌ترین مفصل بدن در انجام فعالیت‌های عملکردی است که به تحمل وزن نیاز دارند. اگر این مفصل دردناک باشد، افراد قادر نیستند فعالیت‌های روزانه خود را به‌طور طبیعی انجام دهند. در تحقیق حاضر، بهبود معنی‌دار عملکرد در گروه تجربی مشاهده شد و به نظر می‌رسد این بهبود به دلیل کاهش درد ایجاد شده باشد.

به نظر می‌رسد تقویت عضلات ابداکتور و چرخاننده خارجی ران سبب شده است چرخش داخلی و اداکت شدن ران کنترل شود و کشکک، در مقایسه با زمان قبل از تمرین‌درمانی، در مسیر مناسب‌تری قرار گیرد و تماس آن با سطوح مفصلی ران کاهش یابد که این کاهش تماس به کاهش درد و در نتیجه، بهبود عملکرد منجر می‌شود. تیلت کشکک و افزایش سطح تماس کشکک با سطوح مفصلی استخوان ران از دلایل ایجاد درد در اطراف کشکک است. تقویت عضلات ابداکتور و چرخاننده خارجی ران می‌تواند با کاهش فعالیت عضله تنسورفاشیالاتا و به دنبال آن، کاهش کشش رتیناکولوم جانب خارجی کشکک از طریق ایلیوتیبیال باند، به قرار گرفتن کشکک در مسیر مناسب کمک کند و از این طریق، تماس کشکک با اپی‌کندیل خارجی ران را کاهش دهد. اگرچه در این تحقیق تغییرات کینماتیک ران و اندازه زاویه Q بررسی نشده است، اما تحقیق ماسکال و همکاران (۲۰۰۳) روی عضلات لگن و ران نشان داد با تقویت عضلات ابداکتور ران، اداکشن و چرخش داخلی ران در حین فعالیت‌های عملکردی کاهش می‌یابد (۱۹).

مطالعات اخیر، ضعف معنی‌داری را در عضلات ابداکتور و چرخاننده خارجی ران نشان دادند و افزایش قدرت عضلات ران را به عنوان بخشی از برنامه‌های توان‌بخشی پیشنهاد کردند (۹-۱۲). تحقیق حاضر نیز مشخص کرد که تقویت عضلات ابداکتور و چرخاننده خارجی ران در بهبود عملکرد بیماران زن مبتلا به سندرم درد کشککی رانی مؤثر است. پس از هشت هفته تمرین‌درمانی، عملکرد افراد بهبود یافت و قدرت ایزومتریک عضلات ابداکتور و چرخاننده خارجی ران نیز افزایش یافت. سیبولکا و واتکینز (۲۰۰۵) با مطالعه روی دختری جوان، قدرت عضلات ابداکتور و چرخاننده خارجی ران وی را تقویت و بهبود عملکرد را مشاهده کردند.

بولینگ و همکاران (۲۰۰۶) تأثیر شش هفته برنامه توان بخشی افزایش قدرت عضلات چهارسر و ابداکتور ران را بر بیماران مبتلا به سندرم درد کشکی رانی سنجیدند. پس از شش هفته تمرین درمانی، بهبود معنی دار عملکرد در بیماران مشاهده شد. در تحقیق حاضر، همه نمونه‌ها زن بودند و تفاوت‌های حاصل از عوامل آناتومیکی در ساختار لگن و زانو، در مقایسه با نمونه‌های مختلط زنان و مردان به حداقل رسیده است که از نقاط قوت آن به‌شمار می‌رود. تعداد نمونه‌های زیاد، کنترل دقیق برنامه درمانی و داشتن گروه کنترل از مزایای تحقیق حاضر است که امکان تعمیم‌پذیری نتایج را افزایش می‌دهد. در مجموع، نتایج این تحقیق، تأثیر هشت هفته تمرین درمانی با تأکید بر تقویت عضلات ابداکتور و چرخاننده خارجی ران را بر بهبود عملکرد بیماران مبتلا به سندرم درد کشکی رانی تأیید کرد؛ از این رو پیشنهاد می‌شود مراکز فیزیوتراپی، تقویت عضلات ابداکتور و چرخاننده خارجی را در برنامه‌های توان بخشی بگنجانند.

منابع:

1. Besier, T.F., Fredericson, M., Gold, G.E., Beaupre', G.S., Delp, S. (2009). Knee muscle forces during walking and running in patellofemoral pain patients and pain-free controls. *J Biomech*, 42: 898-905.
2. Heng, R.C., Haw, C.S. (1996). Patello-femoral pain syndrome: Diagnosis and management from an anatomical and biomechanical perspective. *Current Orthopaed*, 10: 256-266.
3. Blazer, K. (2005). Diagnosis and Treatment of Patellofemoral Pain Syndrome in the Female Adolescent. *Physician Assistant*, 27(9): 23-30.
4. Green, S.T. (2005). Clinical management: Patellofemoral syndrome. *J Bodywork & Mov Ther*, 9: 16-26
5. Miller, D., Tumia, N., Maffula, N. (2005). Anterior knee pain. *Trauma*, 7: 11-18.
6. Witvrouw, E., Lysens, R., Bellemans, J., Cambier, D., Vanderstraeten, G. (2000). Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population. *Am J Sports Med* 2000, 28 (4): 480-489.
7. Dixit, S., Difiori, J.P., Burton, M., Mines, B. (2007). Management of patellofemoral pain syndrome. *Am Family Physician*, 75 (2): 194-202.
8. Fredericson, M., Yoon, K. (2006). Physical examination and patellofemoral pain syndrome. *Am J Phys Med Rehabil*, 85 (3): 234-243.
9. Ireland, M.L., Willson, J.D., Ballantyne, B.T., Davis, I.M. 2003. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther*, 33 (11): 671-676.

10. Robinson, R.L., Nee, R.J. (2007). Analysis of strength in females seeking physical therapy treatment for unilateral patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*, 37 (5): 232-238.
11. Cichanowski, H.R., Schmitt, J.S., Johnson, R.J. (2007). Niemuth PE. Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain. *Med Sci Sports & Exerc*, 39: 1227-1232.
12. Bolga, L.A., Malone, T.R., Umberger, B.R., Uhi, T.L. (2008). Hip strength and hip and knee kinematics during stair descent in females with and without patellofemoral pain syndrome. *J Orthop Sports Phys Ther*, 38 (1): 12-18.
13. Thein-Nissenbaum, J., Orzechoski, J.C. (2003). Lower extremity exercises with elastic resistance. [book auth.] Phillip Page and Todd S. Ellenbecker. The scientific and clinical application of elastic resistance. New York: Human Kinetics.
14. Willson, J.D., Davis, I.S. (2008). Lower Extremity Mechanics of Females with and without Patellofemoral Pain Across Activities with Progressively Greater Task Demands. *Clin Biomech*, 23: 203-211.
15. Hudson, Z., Darthuy, E. (2009). Iliotibial band tightness and patellofemoral pain syndrome: A case-control study. *Manual Therapy*, 14: 147-151.
16. Winslow, J., Yoder, E. (1995). Patellofemoral pain in female ballet dancers: correlation with iliotibial band tightness and iliotibial external rotation. *J Orthop Sports Phys Ther*, 22 (1): 18-21.
17. Fredericson, M., Powers, C. (2000). Practical management of patellofemoral pain. *Clin J Sports Med*, 12: 36-38.
18. Cibulka, M.T., Threlkeld, W.J. (2005). Patellofemoral pain and asymmetrical hip rotation. *Phys Ther*, 85 (11): 1201-7.
19. Mascal, C.L., Landel, R., Powers, C. (2003). Management of patellofemoral pain targeting hip, pelvis, and trunk muscle function: 2 case reports. *J Orthopaed Sports Phys Ther*, 33(11): 647-660.
20. Ferber, R., Davis, I.M., Williams, D.S. (2003). Gender differences in lower extremity mechanics during running. *Clin Biomech*, 18: 350-357.
21. Hewett, T.E., Ford, K.R., Myer, G.D., Wanstrath, K., Scheper, M. (2006). Gender differences in hip adduction motion and torque during a single-leg agility maneuver. *J Orthopaed Res* 2006, 24: 416-421.
22. Russell, K.A., Palmieri, R.M., Zinder, S.M., Ingersoll, C.D. (2006). Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump. *J Athl Train*, 41: 166-171.
23. Souza, R.B., Powers, C.M. (2008). Predictor of Hip Internal Rotation During Running. *Am J Sports Med*, 37 (3): 579-87.

24. Powers, C.M., Chen, P.Y., Reischl, S.F., Perry, J. (2002). Comparison of Foot Pronation and Lower Extremity Rotation in Persons with and without Patellofemoral Pain. *Foot ankle Int*, 23: 634-640.
25. Reischl, S.F., Powers, C.M., Rao, S., Perry, J. (1999). Relationship between Foot Pronation and Rotation of the Tibia and Femur during Walking. *Foot Ankle Int*, 20: 513-520.
26. Tiberio, D. (1998). The Effect of Excessive Subtalar Joint Pronation on Patellar Pain, Position, and Function. *Med Sci Sports Exer*, 30: 665-670.
27. Bellamy, N., Buchanan, W.W. (1988). Validation study of WOMAC: A health status instrument for measuring clinically important patient-relevant outcomes following total hip or knee arthroplasty in osteoarthritis. *J Orth Rheum*, 1: 95-108.
28. Laprade, J.A., Culham, E.G. (2002). A self-administered pain severity scale for patellofemoral pain syndrome. *Clinical Rehabilitation*, 16: 780-88.
29. Page, P., Ellenbecker, T. (2003). *The Scientific and Clinical Application of Elastic Resistance*. New York: Human Kinetic.
30. Boling, M.C., Bolga, L(2006)..A., Mattacola, C.G., Uhi, T.L., Hosey, R.G. Outcome of a weight-bearing rehabilitation program for patients diagnosed with patellifemoral pain syndrome. *Arch Phys Med Rehabil*, 87 (11): 1428-35.

ارتباط فشار وارد بر سر با برخی پارامترهای آنترپومتریکی، کینماتیکی و کینتیکی در هدینگ فوتبال‌های نیمه حرفه‌ای

*دکتر حیدر صادقی^۱، مقداد تیموری^۲، محمد حیدری^۳

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۷/۴

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۱/۱۵

چکیده

فوتبال در گروه ورزش‌های برخوردی قرار دارد؛ از این رو بازیکنان آن مستعد آسیب‌های بیشتری هستند. بر اساس گزارش‌های ارائه شده، حدود ۴ تا ۲۲ درصد از کل آسیب‌های فوتبال در سر و گردن اتفاق می‌افتد که علت اصلی آن، برخورد سر با بازیکنان و توپ ذکر شده است. با این فرض که فشار حاصل از هد زدن می‌تواند از علل بروز آسیب‌ها باشد، هدف این تحقیق، ارتباط بین فشار وارد بر سر با برخی پارامترهای آنترپومتریکی، کینماتیکی و کینتیکی در هدینگ توپ‌های ارسالی از منطقه کرنر و آزاد مستقیم فوتبال است. ۱۶ فوتبالیست نیمه حرفه‌ای با میانگین و انحراف استاندارد سن ($17/5 \pm 1/93$ سال)، قد ($177/08 \pm 6/54$ سانتی‌متر) و وزن ($63/88 \pm 4/95$ کیلوگرم) در این تحقیق شرکت کردند. دوربین کدک با سرعت ۱۵۰ فریم در ثانیه از آزمودنی‌ها در لحظه هدینگ فیلم برداری کردند. هنگام ضربه هدینگ، سرعت توپ و سر افراد بر حسب m/s و تغییر زوایای بدن بر حسب درجه، به ترتیب با نرم‌افزارهای «متلب» و «اتوكد» محاسبه و اندازه‌گیری شد. برای اندازه‌گیری فشار وارد بر سر در زمان هد زدن، از دستگاه فشارسنجی استفاده شد که روی پیشانی نصب شده بود. به منظور توصیف اطلاعات، از میانگین و انحراف معیار و از روش همبستگی «پیرسون» برای تعیین رابطه بین متغیرها، در سطح اطمینان ۹۵٪ استفاده شد. نتایج نشان داد بین فشار وارد بر سر در ضربات کرنر راست با متغیرهای تحقیق ارتباط معنی‌داری وجود ندارد ($p > 0/05$)، در حالی که بین فشار وارد بر سر در ضربات کرنر چپ با متغیرهای محیط سر، زاویه سر و فلکشن تنه و در ضربات مستقیم با متغیرهای سن، وزن، درصد چربی و محیط سر همبستگی معنی‌داری مشاهده شد ($p < 0/05$). نتایج تحقیق مؤید آن است که برای جلوگیری از شدت آسیب در زمان هدینگ، توجه خاص به متغیرهای

آنتروپومتریکی، به‌ویژه سن و محیط سر ضروری است. ضمن اینکه با کاهش زاویه سر و تنه در هنگام هدینگ، می‌توان در کاهش فشار وارد بر سر و به تبع آن، کاهش پتانسیل بروز آسیب اقدام کرد. بر اساس نتایج تحقیق به مریبان و بازیکنان توصیه می‌شود به ضربات هدینگ چرخشی، به‌ویژه ضربات چرخشی سر از سمت راست به چپ، توجه بیشتری نمایند.

کلیدواژه‌های فارسی: فوتبال، هدینگ، فشار وارد بر سر، پارامترهای آنتروپومتریکی، کینتیکی و کینماتیکی.

مقدمه

فوتبال یکی از پرطرفدارترین ورزش‌های جهان است. بر اساس گزارش فدراسیون جهانی فوتبال، حدود ۲۵۰ میلیون نفر در جهان، به‌طور منظم فوتبال بازی می‌کنند و هر روز بر تعداد علاقه‌مندان این رشته افزوده می‌شود (۱). یکی از عوامل زیبایی این رشته، وجود تکنیک‌های مختلف استفاده از اندام‌های بدن برای حمل یا ضربه به توپ در محیطی رقابتی است. ضربه سر به توپ (هدینگ) یکی از این مهارت‌هاست که بازیکنان در طول بازی، چه در موضع حمله و چه در دفاع، هنگام دویدن، پرش عمودی یا شیرجه زدن آن را اجرا می‌کنند. اجرای مهارت هدینگ مستلزم تمرین مناسب و هماهنگی کل بدن در زمان تماس توپ با جلوی سر (استخوان پیشانی) است. هدینگ معمولاً با حرکت فعال اولیه اکستنشن پشتی تنه همراه است. طی این حرکت، بالاتنه رو به جلو قرار می‌گیرد. بالاتنه (سر، گردن و تنه) در حالی که چانه جلوی قفسه سینه واقع شده است، به صورت یک واحد عمل می‌کند (۲). حرکت بدن به عقب این توانایی را به بازیکن می‌دهد که حرکت رو به جلوی وی - هنگام سر زدن - با سرعت بیشتری صورت گیرد. در واقع، قدرت ضربه سر به وسیله حرکت تنه و خم‌کننده‌های ران به‌وجود می‌آید (۳)، در حالی که دست و پای بازیکنان با توجه به تکنیک فرد، نقش حمایتی از سر و صورت را بر عهده می‌گیرد.

با توجه به مطالعات انجام شده درباره آسیب‌های تمرینات ورزشی، اهمیت نقش هدینگ در آسیب‌های مغزی بیش از گذشته روشن شده است. فرنگتولی^۱ (۱۹۹۱) در بررسی آسیب‌های سر و گردن افرادی که بین سال‌های ۱۹۸۰ تا ۱۹۸۸ تحت درمان قرار گرفته بودند، نتیجه‌گیری کرد که از ۲۰۸ مصدوم ورزشی، ۲۲/۷٪ دچار آسیب‌های سر و گردن بودند که ۶۵٪ آنها در فوتبال روی داده بود (۴). تیسور^۲ (۱۹۹۲) در تحقیقی دامنه آسیب‌های سر و

1. Frenguelli
2. Tysvaer

گردن در فوتبال ۴ تا ۲۲ درصد بیان شد (۵) که در مورد علت اصلی بروز آن اتفاق نظر وجود ندارد (۶).

در بیشترین موقعیت‌های هدینگ در فوتبال، سرعت $18/05 \text{ m/s}$ است که اگر چنین توپی به مدت $10/23 \text{ msec}$ به سر بازیکنی برخورد کند، نیرویی برابر $815 - 912 \text{ N}$ و شتاب $30 - 55 \text{ g}$ تولید می‌کند (۷). بروهل^۱ (۱۹۹۷) این فشار را برای بازیکنان جوانی که به توپ‌هایی با سرعت $8/93 - 22/34 \text{ m/s}$ ضربه می‌زنند، ۱۰۰ پوند (۴۴۴ نیوتن) اعلام کرد (۸)، در حالی که مونتو^۲ (۲۰۰۲) این میزان فشار را بین $500 - 1200$ نیوتن گزارش کرد (۹). زیوجسکی^۳، با استفاده از مدل کامپیوتری طراحی شده نتیجه گرفت که برخورد توپ $150 - 200$ پوند ($666 - 888$ نیوتن) نیرو به سر وارد می‌کند که این مقدار نیرو، کمتر از مقدار واقعی آن در فوتبال است (۱۰)، در حالی که نانهم^۴ و همکارانش (۲۰۰۰) حداقل نیرویی را که باعث تصادم مغزی می‌شود، $400 - 600$ نیوتن گزارش کردند (۱۱). دلانی^۵ (۲۰۰۴) آسیب‌های سر در فوتبال را بازبینی و متغیر سن افراد را از عوامل مهم در کاهش آسیب ذکر کرد؛ زیرا با افزایش سن، علاوه بر بلوغ، آناتومی سر و ضخیم شدن جمجمه، عضلات گردن نیز قوی‌تر شده و در پراکندگی نیروی وارد بر سر بیشتر سهیم می‌شوند (۱۲). مهنرت^۶ و همکارانش (۲۰۰۵) به بررسی عمل هدینگ از جنبه‌های مختلف پرداخته، اشاره کردند که اگر نسبت جرم سر به توپ کم شود، خطر آسیب در هدینگ افزایش می‌یابد؛ در نتیجه جرم سر بازیکنان را از عوامل مهم در کاهش نیروی وارد بر سر ذکر کردند (۱۳). تایرنی^۷ (۲۰۰۸) در مطالعه‌ای شتاب سر را در ضربه هدینگ بررسی کرد و به این نتیجه رسید که در میان متغیرهای محیط گردن، قدرت عضلات خم‌کننده و بازکننده، جرم و طول سر و گردن، جرم مهم‌ترین نقش را در کاهش شتاب سر دارد (۱۴). سونامی و ماریاما^۸ (۲۰۰۸) تحقیقی روی شش فوتبالیست انجام دادند که دست کم ۱۰ سال سابقه بازی داشتند. در این پژوهش حرکت سر، تنه، فعالیت عضلات و زوایای مفصلی آزمودنی‌ها در ضربات هدینگ قدامی و جانبی تجزیه و تحلیل شد. وسایل اندازه‌گیری دوربین فیلم‌برداری و دستگاه الکترومایوگراف بود. نتایج نشان داد عضلات جناغی-چنبری-پستانی در حالت قبل از تماس،

1. Bruhl
2. Monto
3. Ziejewski
4. Naunheim
5. Delaney
6. Mehnert
7. Tierney
8. Sunami & Maruyama

به میزان بیشینه فعالیت خود رسیدند و میزان فعالیت آنها در تماس جانبی بیشتر از قدامی بود. عضله ذوذنقه نیز قبل از تماس به اوج بیشینه رسید، ولی در تماس قدامی سر فعالیتش بیشتر بود. زاویه سر در تماس مستقیم و جانبی به ترتیب $۱۶/۷۹ \pm ۶/۱۷$ و $۲/۸۷ \pm ۱/۹۴$ درجه و زاویه تنه در این دو حالت، به ترتیب $۶/۲۴ \pm ۸/۰۲$ و $۱۰/۴۷ \pm ۰/۹۱$ درجه تغییر داشت (۱۵).

همواره، این سؤال وجود داشته که دلیل آسیب‌های سر و گردن، اثر فشار ناشی از هدینگ با تکنیک صحیح است یا برخوردهای تصادفی و سقوطها. با قبول فرض اول، هدف از انجام پژوهش حاضر تعیین ارتباط فشار وارد بر سر با برخی شاخص‌های آنتروپومتریکی، کینماتیکی و کینتیکی فوتبالیست‌های نیمه حرفه‌ای در هدینگ توپ‌های ارسالی از منطقه کرنر و آزاد مستقیم فوتبال است.

روش‌شناسی پژوهش

۱۶ فوتبالیست، با سابقه شش سال بازی باشگاهی و عضو تیم‌های منطقه‌ای که سه تا پنج جلسه در هفته، تمرین اختصاصی داشتند، با میانگین و انحراف معیار سن $۱۷/۵ \pm ۱/۹۳$ سال، قد $۱۷۷/۰۸ \pm ۶/۵۴$ سانتی‌متر، وزن $۶۳/۸۸ \pm ۴/۹۵$ کیلوگرم به عنوان آزمودنی در این تحقیق شرکت کردند.

بعد از هماهنگی با مسئولان تیم‌های مربوط، مراجعه به محل تمرینات و توضیح درباره هدف تحقیق، آزمودنی‌ها فرم حاوی اطلاعات شخصی و رضایت‌نامه را تکمیل کردند. اندازه‌گیری‌های آنتروپومتریک شامل، قد، وزن، محیط سر، چربی زیرپوستی بود. حداکثر قدرت عضلات گردن آزمودنی‌ها، به وسیله ترازوی دیجیتالی با دقت ۱۰ گرم اندازه‌گیری شد که با توجه به قد افراد به دیوار رختکن متصل بود. برای اندازه‌گیری درصد چربی بدن از روش چهارنقطه‌ای (جلوبازو، پشت بازو، پشت کتفی و شکمی) و فرمول‌های مندرج در کتابچه همراه کالیپر استفاده شد (۱۶). وزن سر افراد با فرمول ذیل، بر حسب نیوتن محاسبه شد (۱۷):

$$۱۸/۷۰ + (\text{وزن افراد به نیوتن}) \times ۰/۰۲۳ = \text{وزن سر افراد}$$

دو دوربین فیلم‌برداری هندی کم در محوطه جریمه زمین چمن روباز در ارتفاع ۲/۵ متری و فاصله ۱۰ متری آزمودنی‌ها قرار گرفت. زاویه قرارگیری دوربین‌ها نسبت به مسیر حرکت توپ، تقریباً ۹۰ درجه در نظر گرفته شد، به نحوی که بتواند از حرکت توپ‌های ارسالی فیلم‌برداری کند. دستگاه فشارسنج به پیشانی آزمودنی‌ها وصل شد. فشار هوای داخل دستگاه به گونه‌ای تنظیم شد که در هنگام تماس با توپ، فقط فشار وارد به دستگاه، اندازه‌گیری شود و از تماس مستقیم توپ با پیشانی جلوگیری کند. دستگاه فشارسنج فرستنده‌ای داشت که اطلاعات را به

کامپیوتر انتقال می‌داد و نرم‌افزار مربوط این اطلاعات را ذخیره می‌کرد. اطلاعاتی مورد قبول قرار گرفت که عدد فشار آن در کامپیوتر ثبت و صحنه مورد نظر فیلم برداری شده باشد. از بازیکن سانتر خواسته شد سه بار از نقطه کرنر راست و چپ، توپ را به درون محوطه ۶×۶ مشخص شده، ارسال کند و از آزمودنی‌ها خواسته شد توپ ارسالی را با ضربه سر وارد دروازه کنند (جهت راست و چپ بودن کرنرها بر اساس موقعیت قرارگیری آزمودنی‌ها مشخص شد). سپس، بازیکن سانتر سه بار دیگر توپ را با ضربه آزاد مستقیم، به همان محوطه سانتر کرد و آزمودنی‌ها توپ را با سر دفع کردند.

اطلاعات به دست آمده از دستگاه فشار سنج توسط یک گیج فشارسنج کالیبره شد تا تناسب بین اعداد ثبت شده توسط کامپیوتر و فشار داخل کیسه هوا به دست آید. با استفاده از این روش، در کنار کالیبره کردن دستگاه، به نوعی اعتبارسنجی دستگاه نیز انجام شد. ضریب همبستگی بین اعداد به دست آمده از فشارسنج و ارتباط آن با نتایج حاصل از گیج فشارسنج برابر با ۰/۹ بود که بالا بودن اعتبار دستگاه اندازه‌گیری را نشان می‌دهد. پایایی دستگاه اندازه‌گیری فشارسنج با روش آزمون و آزمون مجدد و بهره‌گیری از روش آماری پیرسون برای تعیین میزان همبستگی بین نتایج آزمون‌ها محاسبه شد. میانگین ضریب همبستگی به دست آمده برای ارتباط نتایج آزمون بار سری اول با سری دوم، سری دوم با سوم و سری اول با سوم برابر با ۰/۶ بود که بیانگر پایایی خوب نتایج است. برای تبدیل اطلاعات مربوط به فشار وارد بر سر به واحد نیوتن، ابتدا حسگر در حالت غیرفعال روی ترازو قرار داده شد. سپس با توپ فوتبالی به دستگاه، فشار وارد شد و به ازای بالا رفتن هر واحد در حسگر، وزن به دست آمده (بر حسب کیلوگرم) یادداشت شد. با چندین بار تکرار، فرمول زیر به دست آمد و سپس اعداد به دست آمده از دستگاه فشارسنج (x)، به واحد نیوتن تبدیل شد.

$$P (\text{Newton}) = (- ۶۲ + [(۰/۱ \times x) \times ۸]) \times ۱۰$$

اطلاعات جمع‌آوری شده توسط دوربین‌ها با پسوند mov در نرم‌افزار متلب^۱ پردازش شد. سپس، با توجه به برنامه نوشته شده، دو نقطه نزدیک به برخورد توپ با سر در فیلم ثابت شده و مختصات آنها ثبت شد. برای تبدیل پیکسل (واحد اندازه‌گیری نرم‌افزار متلب) به متر، اندازه توپ بر حسب پیکسل در تصویر ثابت شده محاسبه شد، سپس با داشتن اندازه واقعی توپ، پیکسل به متر تبدیل شد. از مختصات دو نقطه، میزان جابه‌جایی بر حسب متر حساب شد. سپس با داشتن زمان آن فاصله، سرعت لحظه‌ای بر اساس فرمول $v = x/t$ محاسبه گردید.

عکس‌های لحظه‌ای برخورد توپ با سر به محیط نرم‌افزار اتوکد^۱ منتقل شد. با استفاده از آیکن‌های مربوطه، نقاط آناتومیکی بدن شامل: لاله گوش، زائده آخرمی، ستیغ خاصره، برجستگی بزرگ ران، کندیل خارجی زانو، قوزک خارجی پا و انگشت پنجم کف پای مشخص و به هم متصل شد. سپس، با استفاده از قابلیت محاسباتی زوایا در نرم‌افزار اتوکد، زوایای سر (زاویه بین خط ایجاد شده توسط نقاط لاله گوش زائده آخرمی کتف و خط عمود بر آن)، تنه (زاویه بین خط ایجاد شده توسط زائده آخرمی کتف، ستیغ خاصره و خط عمود بر آن)، ران (زاویه بین خط ایجاد شده توسط برجستگی بزرگ ران، کندیل داخلی زانو و خط عمود بر آن) اندازه‌گیری شد.

از آمار توصیفی برای طبقه‌بندی و تنظیم داده‌ها، تعیین شاخص مرکزی (میانگین) و شاخص پراکندگی (انحراف معیار) و ضریب همبستگی پیرسون برای تعیین میزان ارتباط بین متغیرها در سطح اطمینان ۹۵٪ استفاده شد.

یافته‌های پژوهش

در جدول ۱ میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای مربوط به سرعت سر و توپ، در دو حالت قبل و بعد از هدینگ ضربات مستقیم آورده شده است. اطلاعات مربوط به ضربات کرنر، به دلیل محاسبه نشدن در مرحله بعد از هدینگ، حذف شد. نتایج نشان داد سرعت توپ و سر، بعد از ضربه هدینگ، به ترتیب ۶/۰۷٪ و ۳۸/۸۵٪ کاهش یافت.

جدول ۱. میانگین (انحراف استاندارد) متغیرهای مربوط به سرعت، قبل و بعد از ضربه هدینگ مستقیم

پارامتر	سرعت توپ (m/s)	اندازه حرکت توپ (kg.m/s)	سرعت سر (m/s)	اندازه حرکت سر (kg.m/s)	وضعیت ضربه
	۱۷/۹۹ (۲/۳۶)	۵/۴۰ (۰/۷۱)	۳/۶۱ (۱/۵۱)	۷/۴۰ (۴/۹۷)	قبل از ضربه
	۱۵/۹۳ (۳/۱۴)	۴/۵۹ (۱/۳۵)	۱/۵۹ (۰/۸۲)	۵/۹۵ (۳/۰۳)	بعد از ضربه

نتایج تحقیق در ضربات کرنر نشان داد ۸۵/۳۷٪ ضربات با جلوی پیشانی صورت گرفت، در حالی که توپ‌ها از دو طرف به روی دروازه سانتر می‌شد. ۶۳/۶۴٪ ضربات در کرنر چپ و ۶۶/۶۶٪ ضربات در کرنر راست، با قسمت قدامی پیشانی زده شد که بیانگر این است که اغلب

آزمودنی‌ها با چرخش یا بدون چرخش سر، با قسمت قدامی پیشانی ضربه می‌زدند با کناره سر به توپ ضربه نزدند.

میانگین، انحراف استاندارد و ضرایب همبستگی فشارهای وارد بر سر با شاخص‌های آنتروپومتریکی، کینماتیکی و کینتیکی آزمودنی‌ها در ضربات کرنر راست و چپ و مستقیم، در جدول ۲ آمده است. همان‌طور که ملاحظه می‌شود، بین تمام متغیرهای تحقیق با فشار وارد در ضربات کرنر راست ارتباطی دیده نشد ($p > 0.05$)، در صورتی که در ضربات کرنر چپ و آزاد مستقیم روابط معنی‌داری دیده شد ($p < 0.05$). نتایج مشخص کرد فشار وارد بر سر آزمودنی‌ها در مجموع ضربات کرنر چپ، بیشتر از طرف راست ($0.3/26$) بود. همچنین این میزان فشار در ضربات مستقیم، در مقایسه با کرنر چپ و راست، به ترتیب $0.6/50$ و $0.9/74$ بیشتر بود. همچنین نتایج نشان داد میزان فشار در ضربات کرنر چپ و راست دوم، در مقایسه با کرنر اول، به ترتیب، $0.4/01$ و $0.3/56$ و سوم نسبت به دوم $0.6/18$ و $0.1/26$ افزایش داشت، در صورتی که میزان فشار در ضربات آزاد مستقیم دوم، نسبت به اول $0.1/95$ و سوم نسبت به دوم 0.15 کاهش داشت.

نتایج نشان داد میانگین سرعت توپ‌های ارسالی از سمت کرنر راست، در مقایسه با کرنر چپ و آزاد مستقیم، به ترتیب $0.1/47$ و $0.2/97$ و سرعت توپ‌های ارسالی در ضربات آزاد مستقیم، در مقایسه با کرنر چپ $0.1/52$ بیشتر بود. همچنین سرعت سر افراد در برخورد با توپ‌های ارسالی در ضربات مستقیم، نسبت به کرنر راست و چپ، به ترتیب $0.7/60$ و $0.11/08$ و در کرنر راست نسبت به چپ، $0.3/51$ افزایش داشت.

نتایج نشان داد آزمودنی‌ها 0.25 ضربات کرنر را بدون پرش، $0.32/5$ ضربات را به صورت پرش درجا، $0.41/3$ ضربات را به صورت پرش رو به جلو و تنها $0.1/2$ ضربات را به صورت شیرجه‌ای انجام دادند. همچنین آزمودنی‌ها، $0.17/90$ ضربات مستقیم را بدون پرش، $0.43/60$ ضربات را به صورت پرش درجا و $0.38/50$ ضربات را به صورت پرش رو به جلو انجام دادند.

جدول ۲. ضریب همبستگی متغیرهای تحقیق در ضربات کرنر چپ، راست و آزاد مستقیم

آزاد مستقیم		کرنر از سمت راست				کرنر از سمت چپ			
فشار ۸۹۳/۰۵ (۲۰۸/۸۶)		میانگین (انحراف استاندارد)	فشار ۷۳۴/۴۴ (۲۲۰/۶۱)		میانگین (انحراف استاندارد)	فشار ۷۸۳/۹۴ (۱۹۸/۴۸)		میانگین (انحراف استاندارد)	
سطح معنی داری	ضریب		سطح معنی داری	ضریب		سطح معنی داری	ضریب		
۰/۰۱	۰/۴۳*** -	۲۰ (۵/۱۷)	۰/۶۱	-۰/۰۹	۲۰ (۵/۱۷)	۰/۱۴	-۰/۲۵	۲۰ (۵/۱۷)	سن (سال)
۰/۰۲	-۰/۳۸*	۶۷/۶۶ (۸/۴۹)	۳۰ ۰	-۰/۱۹	۶۷/۶۶ (۸/۴۹)	۰/۲۵	-۰/۲۰	۶۷/۶۶ (۸/۴۹)	جرم بدن (kg)
۰/۰۰	۰/۵۰*** -	۵۶/۳۷ (۱/۸۷)	۱۱۸ ۰	-۰/۲۳	۵۶/۳۷ (۱/۸۷)	۰/۰۳	-۰/۳۶*	۵۶/۳۷ (۱/۸۷)	محیط سر (cm)
۰/۰۲	-۰/۳۹*	۱۲/۲۹ (۳/۳۴)	۱۹۷ ۰	-۰/۰۱	۱۲/۲۹ (۳/۳۴)	۰/۲۱	-۰/۲۱	۱۲/۲۹ (۳/۳۴)	درصد چربی (%)
۰/۲۹	۰/۱۸	۱۷/۹۹ (۲/۳۶)	۱۸۲ ۰	-۰/۰۴	۱۸/۵۲ (۲/۱۷)	۰/۷۷	-۰/۰۵	۱۷/۴۶ (۲/۵۲)	سرعت توپ (m/s)
۰/۶۵	۰/۰۸	۳/۶۱ (۱/۵۱)	۱۴۴ ۰	۰/۱۴	۳/۱۰ (۱/۴۵)	۰/۱۵	۰/۲۷	۲/۸۹ (۱/۵۳)	سرعت سر (m/s)
۰/۱۱	-۰/۲۹	۵۹/۹۴ (۲۰/۱۷)	۱۴۹ ۰	-۰/۱۳	۲۶/۶۶ (۱۸/۷۱)	۰/۰۳	۰/۳۸*	۶۶/۳۷ (۲۳/۰۱)	زاویه سر (درجه)
۰/۴۳	-۰/۱۷	۱۴/۳۲ (۱۲/۰۱)	۱۱۵ ۰	-۰/۲۷	۱۵/۹۰ (۱۳/۸۱)	۰/۰۲	۰/۴۲*	۱۹/۴۳ (۱۴/۹۲)	زاویه تنه (درجه) فلکشن
۰/۶۲	-۰/۱۹	۲۲/۶۷ (۹/۴۱)	۳۸ ۰	۰/۳۱	۱۳/۰۸ (۹/۰۱)	***	***	***	زاویه تنه (درجه) اکستنشن
۰/۱۶	۰/۳۳	۳۳/۱۸ (۱۹/۲۸)	۱۷۸ ۰	-۰/۰۸	۲۶/۳۰ (۲۳/۹۷)	۰/۲۸	۰/۲۴	۲۵/۵۷ (۱۸/۲۷)	زاویه ران (درجه) فلکشن
***	***	***	۰/۴۶	-۰/۳۰	۱۰/۷۵ (۱۱/۴۴)	***	***	***	زاویه ران (درجه) اکستنشن
۰/۵۱	-۰/۱۱	۱۲/۴۱ (۲/۹۵)	۱۵۲ ۰	-۰/۱۱	۱۲/۴۱ (۲/۹۵)	۰/۱۴	-۰/۲۵	۱۲/۴۱ (۲/۹۵)	قدرت عضلات بازکننده گردن (kg)

همبستگی معنی دار در سطح ۰/۰۵، * همبستگی معنی دار در سطح ۰/۰۱، **** حذف داده‌ها به علت تعداد کم

بحث و نتیجه گیری

هدف این پژوهش، تعیین ارتباط فشار وارد بر سر با برخی متغیرهای آنتروپومتریکی (سن، جرم بدن، محیط سر و درصد چربی بدن)، کینماتیکی (سرعت توپ و سر، زوایای مفصلی

آزمودنی‌ها) و کینتیکی (قدرت عضلات بازکننده گردن) فوتبالیست‌های نیمه حرفه‌ای در هدینگ ضربات کرنر و آزاد مستقیم فوتبال بود.

نتایج نشان داد بین فشار وارد بر سر با سن آزمودنی‌ها، فقط در ضربات آزاد مستقیم، همبستگی منفی و بسیار بالایی وجود دارد ($P = -0/43$) که با یافته‌های دلانی و همکاران (۲۰۰۴) و مهنرت و همکاران (۲۰۰۵) هم‌خوانی دارد (۱۲، ۱۳)؛ زیرا با افزایش سن، علاوه بر بلوغ آناتومی سر و ضخیم شدن جمجمه، عضلات گردن نیز قوی‌تر شده و در پراکندگی نیروی وارد بر سر بیشتر سهیم می‌شوند. همچنین می‌توان احتمال داد که هر چه سن فوتبالیست‌ها بالاتر می‌رود، تجربه و سطح مهارت آنها نیز پیشرفت می‌کند؛ در نتیجه نیروی وارد بر سر کاهش می‌یابد.

در مورد ارتباط فشار وارد بر سر با وزن کل بدن، در ضربات مستقیم همبستگی منفی بالایی مشاهده شد ($P = -0/38$). این یافته‌ها با نتایج دلانی و همکاران (۲۰۰۴)، مهنرت و همکاران (۲۰۰۵) و تایرنی و همکاران (۲۰۰۸) هم‌خوانی دارد (۱۲-۱۴)؛ بنابراین می‌توان نتیجه‌گیری کرد که چون جرم توپ تقریباً ثابت است؛ هرچه وزن افراد بیشتر باشد، وزن سر افراد و اندازه حرکت آن بیشتر می‌شود و در برخورد با توپ، کمتر از توپ تأثیر می‌گیرد.

نتایج نشان داد ارتباط منفی بالایی بین فشار وارد بر سر با محیط سر در ضربات کرنر چپ ($P = -0/36$) و آزاد مستقیم ($P = -0/50$) وجود دارد. در این مورد، تحقیقی یافت نشد تا نتایج تحقیق با آن مقایسه شود، ولی با توجه به فرمول‌های ریاضی می‌توان این ارتباط را توجیه کرد؛ زیرا طبق فرمول فشار، هرچه محیط سر یا سطح مقطع برخورد بیشتر باشد، فشار کمتری بر سر وارد می‌شود؛ در نتیجه هر چه افراد سطح پیشانی وسیع‌تری داشته باشند، هنگام ضربه هدینگ نیروی کمتری بر سر آنها وارد می‌شود.

بر اساس نتایج، فشار وارد بر سر با درصد چربی زیر پوستی، فقط در ضربات مستقیم، همبستگی منفی دارد. در این مورد نیز پژوهشی یافت نشد تا نتایج با آن مقایسه شود. با توجه به این یافته‌ها می‌توان احتمال داد که چربی زیر پوستی علاوه بر اینکه عایق حرارتی بدن (۱۸) است، نقش ضربه‌گیری دارد؛ بنابراین در فوتبالیست‌هایی که چربی زیر پوستی بیشتری دارند، احتمال اثر نیرو و در پی آن، آسیب‌های سر و گردن کمتر است.

بین سرعت توپ با فشار وارد بر سر، در ضربات کرنر چپ و مستقیم ارتباط معنی‌داری مشاهده نشد ($P > 0/05$). نتایج این تحقیق با نتایج نانهیم و همکاران (۲۰۰۳) هم‌خوانی نداشت (۱۹)؛ زیرا وی نتیجه‌گیری کرده بود که هرچه سرعت توپ بالاتر باشد، اندازه حرکت آن بیشتر و در هنگام ضربه، فشار بیشتری بر سر وارد می‌شود. دو احتمال برای معنی‌دار نبودن این ارتباط

وجود دارد: اول اینکه متغیر سرعت، در مقایسه با عوامل دیگر، عامل تأثیرگذاری در فشار وارد بر سر نمی‌باشد. این احتمال از نتایج تحقیق حاضر برداشت می‌شود و باید در آزمایش‌های بعدی مورد توجه محققان قرار گیرد، احتمال دوم زاویه قرارگیری دوربین‌ها است؛ زیرا برای سنجیدن متغیر سرعت توپ یا هر جسم دیگر با این روش، باید دوربین‌ها دقیقاً عمود بر حرکت توپ یا هر جسم دیگر باشد. از آنجا که آزمودنی‌های این تحقیق در ضربه توپ به سر محدودیت نداشتند، مهارت هدینگ را با زوایای گوناگونی انجام می‌دادند؛ در نتیجه، زاویه ۹۰ درجه در بیشتر موقعیت‌ها رعایت نشد، اما این زاویه در ضربات مستقیم رعایت شد؛ بنابراین اگر این متغیر در فشار ناشی از هدینگ اهمیت داشت، باید در ضربات مستقیم، ارتباطی مشاهده می‌شد. نتایج نشان داد بین سرعت سر و فشار وارد بر سر در ضربات کرنر چپ و مستقیم هیچ ارتباط معنی‌داری وجود ندارد ($P > 0/05$). پژوهشی یافت نشد تا نتایج تحقیق با آن مقایسه شود. در مورد علت معنی‌دار نبودن داده‌ها می‌توان توضیحات قبلی در مورد سرعت توپ را بیان کرد.

نتایج تحقیق در مورد زوایای مفصلی اندام فوقانی با تحقیق سونامی و ماریاما (۲۰۰۸) هم‌خوانی نداشت (۱۵). علت ناهم‌خوانی را احتمالاً می‌توان متفاوت بودن شیوه اندازه‌گیری و تعیین زوایای مفصلی بیان کرد. اگرچه نقاط مفصلی مشخص شده در این دو تحقیق یکسان بود، ولی در تحقیق حاضر نقاط یک سمت بدن ارزیابی شد، در حالی که در تحقیق سونامی، نقاط دو سمت بدن مشخص و به هم متصل شد؛ بنابراین همخوان نبودن نتایج قابل پیش‌بینی است. همچنین آزمون آماری مشخص کرد که فقط در ضربات کرنر چپ، بین فشار وارد بر سر با زاویه سر و فلکشن تنه، ارتباط مثبت و معنی‌داری وجود دارد (به ترتیب، $P = 0/38$ ، $P = 0/42$) و در ضربات دیگر رابطه معنی‌داری وجود نداشت ($P > 0/05$). بر اساس نتایج ضربه کرنر، هرچه زاویه سر و فلکشن تنه بیشتر باشد، فشار وارد بر سر افزایش می‌یابد و احتمال آسیب‌دیدگی سر بیشتر می‌شود، اما بر اساس نتایج ضربات دیگر، می‌توان به این تفسیر احتمالی اشاره کرد که شیوه و تکنیک هد زدن در کم شدن فشار وارد بر سر بی‌اهمیت است، در حالی که در اغلب تحقیقات قبلی که دونالد و همکاران (۲۰۰۱) و دلانی و همکاران (۲۰۰۴) گزارش کرده‌اند، خلاف این موضوع ثابت و تکنیک هد زدن از عوامل مهم کاهنده نیروی وارد بر سر و مغز اعلام شده است. این تفاوت را می‌توان با مهارت نداشتن آزمودنی‌های این تحقیق توجیه کرد؛ زیرا در ارزیابی انجام شده توسط سه مربی سطح بالا، میانگین نمرات آزمودنی‌ها در مهارت هدینگ، کمتر از متوسط بود؛ در نتیجه ارتباط نداشتن این دو متغیر (زوایای مفصلی و فشار) قابل توجیه می‌باشد.

نتایج تحقیق مشخص کرد بین فشار وارد بر سر با قدرت عضلات بازکننده گردن ارتباط معنی‌داری وجود ندارد ($P < 0/05$) اگرچه این ارتباط منفی بود. این یافته با نتایج تحقیق دلانی و همکاران (۲۰۰۴) و مهنرت و همکاران (۲۰۰۵) هم‌خوانی نداشت؛ زیرا آنها اعلام کردند که هر چه قدرت عضلانی بازیکنان بیشتر باشد، فشار وارد کمتر می‌شود و آسیب‌های رایج کاهش می‌یابد. در مورد نتایج تحقیق این احتمال وجود دارد که آزمودنی‌ها قدرت عضلات زیادی نداشتند تا فشار هدینگ را کاهش دهند. قدرت عضلانی ۱۵ آزمودنی تحقیق تایرنی و همکارانش (۲۰۰۸) $15/88 \pm 3/05$ کیلوگرم بود، در حالی که قدرت عضلات گردن آزمودنی‌های تحقیق حاضر $12/41 \pm 2/95$ کیلوگرم بود. برای بررسی احتمال تأثیر کم بودن قدرت عضلانی بر کاهش فشار وارد بر سر، مشاهده‌ای موردی در آزمودنی‌ها انجام شد و نتایج نشان داد یکی از آزمودنی‌های تحقیق با قدرت عضلات ۱۷ کیلوگرم، فشاری کمتر از ۶۰۰ نیوتن را در تمام ضربات تحمل کرد؛ بنابراین به نظر می‌رسد، ارزیابی نقش قدرت عضلات و فشار وارد بر سر نیازمند تحقیقات دیگری باشد.

نتایج آماری در ضربات کرنر چپ نشان داد درصد چربی، وزن و سن با فشار، همبستگی منفی و غیرمعنی‌دار دارند. از آنجا که فشار وارد بر سر در ضربات کرنر چپ کمتر از ضربات آزاد مستقیم است، به نظر می‌رسد علت بروز این نتایج، کم اهمیت بودن این عوامل در فشار حاصل از هدینگ باشد؛ بنابراین احتمالاً، متغیرهای محیط سر و سن بازیکنان، از مهم‌ترین شاخص‌های آنتروپومتریکی کاهنده فشار وارد بر سر باشد.

نتایج آماری در ضربات کرنر راست مشخص کرد بین متغیرهای تحقیق با فشار حاصل از هدینگ رابطه معنی‌داری وجود ندارد، در حالی که در کرنر چپ، متغیرهای زاویه سر، تنه و محیط سر و در ضربات آزاد مستقیم، متغیرهای محیط سر، درصد چربی زیر پوستی، جرم و سن آزمودنی‌ها رابطه معنی‌داری با فشار داشتند. در کرنر راست، توپ از سمت راست آزمودنی سانتر شد و افراد برای ضربه زدن به توپ با جلوی پیشانی، سر خود را از سمت راست به چپ می‌چرخاندند. به همین ترتیب، افراد در ضربات کرنر چپ، این عمل را از چپ به راست انجام دادند. پس می‌توان این احتمال را داد که عدم مشاهده ارتباط معنی‌دار در ضربات کرنر، به ضعف افراد در انتقال نیرو از سمت راست به چپ یا به‌عکس مربوط است؛ بنابراین می‌توان بیان کرد که افراد در ضربات هدینگ چرخشی، به‌ویژه در چرخش سمت راست به چپ سر، مشکل دارند و باید در تمرینات به این مورد توجه خاص شود.

نتایج نشان داد فشار وارد بر سر فوتبالیست‌ها در ضربات کرنر ۵۱۵-۹۸۰ نیوتن و در ضربات مستقیم ۶۸۵-۱۱۰ نیوتن است که با تحقیقات بروهل (۱۹۹۷)، زیوجسکی (۲۰۰۰)، دونالد

(۲۰۰۱) و مونتو (۲۰۰۲) هم‌خوانی دارد (۷-۱۰). به نظر می‌رسد این تحقیق، اولین تحقیقی باشد که تمام اطلاعات آن در شرایط نزدیک به مسابقه انجام شد؛ از این رو ضمن تایید نتایج گذشته، احتمالاً نتایج تحقیق رایج به واقعیت نزدیک‌تر است. همچنین با مشاهده تحقیقات گذشته مشخص شد نیروی ایجادکننده آسیب و تصادم مغزی ۴۰۰-۶۰۰ نیوتن یا ۸۰۰-۱۰۰۰ نیوتن است؛ بنابراین به نظر می‌رسد تماس توپ با سر در ضربات فوتبال، می‌تواند آسیب‌زا باشد و تحقیقات دیگری لازم است تا با تمرکز بر عوامل مهم، فشار ناشی از هدینگ را کاهش دهد.

نتایج تحقیق بیانگر آن بود که برای جلوگیری از شدت آسیب در زمان هدینگ، توجه خاص به متغیرهای آنتروپومتریکی در مقایسه با متغیرهای دیگر، به‌ویژه سن و محیط سر ضروری است. ضمن اینکه با کاهش زاویه سر و تنه در هنگام هدینگ، می‌توان فشار وارد بر سر و به تبع آن احتمال بروز آسیب را کاهش داد. بر اساس نتایج تحقیق، به مربیان و بازیکنان توصیه می‌شود به ضربات هدینگ چرخشی، به‌ویژه ضربات چرخشی سر از راست به چپ توجه بیشتری نمایند.

منابع:

1. FIFA- Survey: BigCount. nfoplu. FIFA2000. Zurich. http://www.image.fifa.com/images/pdf/Ip-1999_01E_big-count.pdf
2. Lynch, J.M., Bauer, J.A. (1996). Acute head and neck injuries. In Garrett, W.E. Jr, Kirkendall, D.T., Coniguglia, SR (eds). The U.S Soccer Sports Medicine Book. Baltimore: Williams & Wilkins.
3. Mawdsley, H. (1978). A biomechanical analysis of heading. *Momentum*, 3:30-40.
4. Frenguelli, A., Ruscito P, Bicciolo G, Rizzo S, Massarelli M. (1991). Head and neck trauma in sporting activities. *J Crani-Maxillo-Fac Surg*, 19: 178-181.
5. Tysvaer, A.T. (1992). Head and neck injury in soccer: Impact of minor trauma. *Sports Med*, 14: 200-213.
6. Rosanne, S.N. (2003). Cumulative effects of soccer heading are not fully known. *BMJ*, 327:1168.
7. Donald, T., Kirkendall, A., Sheldon, E., Jordan, William, E., Garrett, R. (2001). Heading and Head Injuries in Soccer. *Sports Med*, 31 (5): 369-386.

8. Bruhl W. (1997). A position statement on heading in soccer for youth. *J Sports Med*, 113-114.
9. Ziejewski, M. (2000). Researchers Split on Soccer Risks. <http://www.wsyacy.com:80/soccer.htm>
10. Monto R. (2002). The hazard of heading Headball Inc: <http://www.headbal.com>
11. Naunheim, R.S., Standeven, J., Richter, C., Lewis, L.M. (2000). Comparison of impact data in hockey, football and soccer. *J Trauma*, 48: 938-41.
12. Delaney, J., Frankovich, R. (2004). Head injuries and concussion in soccer. *J Can Academy Sport Med*, 1-11.
13. Mehnert, M., Agesen, T., Malanga, M. (2005). Heading and neck injuries in soccer. *Pain Physician*, 8: 391-397.
14. Tierney, R., Higgins, M., Caswell, S., Brady, J., McHardy, M., Driban, J., Darvish, K. (2008). Sex Differences in Head Acceleration During Heading While Wearing Soccer Headgear. *J Athl Train*, 43(6):578-584.
15. Sunami, S., Maruyama, T. (2008). Motion and EMG analysis of soccer-ball heading for the lateral direction. *Football Sci*, 5: 7-17.
16. Harpenden Skinfold Caliper. (1998). *Quality Measurement LTD*: 12-13.
۱۷. صادقی، حیدر، (۱۳۸۸). «مقدمات بیومکانیک ورزشی». چاپ پنجم، تهران: سازمان مطالعه و تدوین کتب درسی (سمت).
۱۸. گریسه‌ایمر و ویدمن، (۱۳۸۱). «فیزیولوژی انسان». ترجمه فرخ شادمان، ابوالحسن حکیمیان. تهران: انتشارات پیام.
19. Naunheim, R., Bayly, P.V., Standeven, J., Neubauer, J.S., Lewis, L.M., Genin, G.M. (2003). Linear and angular head acceleration during heading of a soccer ball. *Med Sci Sport Exerc*, 35: 1406-1412.

بررسی همه‌گیرشناسی آسیب‌های تنه و ستون فقرات در کشتی

*دکتر محمد حسین علیزاده^۱، هومن مینونزاد^۲، فؤاد صیدی^۳

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۷/۱۸ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۱۲/۱۷

چکیده

هدف از پژوهش حاضر بررسی همه‌گیرشناسی آسیب‌های سر، ستون فقرات و تنه در ورزش کشتی، در مقالات چاپ شده مجلات معتبر است. بدین منظور، مقالات چاپ شده از سال ۱۹۵۱ تا ۲۰۰۸، در زمینه آسیب‌های کشتی بررسی شدند. نتایج نشان داد حدود ۱۹-۴۷/۶ درصد کل آسیب‌ها در کشتی مربوط به نواحی سر، ستون فقرات و تنه است. این پژوهش مشخص کرد که اسپرین/استرین شایع‌ترین آسیب‌ها در کشتی می‌باشند. همچنین مشخص شد که برخورد با حریف مهم‌ترین سازوکار آسیب و حرکت به زمین زدن حریف، مهم‌ترین حرکت آسیب‌زا به نواحی سر، ستون فقرات و تنه است، به‌علاوه، شیوع آسیب‌ها در زمان تمرین بیشتر از زمان مسابقات است. علاوه بر این موارد، بررسی مقالات نشان داد میزان آسیب‌های فاجعه‌آمیز در کشتی بیشتر از ورزش‌های دیگر است و اکثریت قریب به اتفاق آنها به آسیب سر و گردن منجر شده‌اند.

کلیدواژه‌های فارسی: کشتی، همه‌گیرشناسی، آسیب، تنه، ستون فقرات.

مقدمه

کشتی از قدیمی‌ترین ورزش‌ها در جهان است که سابقه آن به مسابقات المپیک یونان باستان در سال ۷۷۶ قبل از میلاد مسیح می‌رسد. کشتی از پرطرفدارترین ورزش‌های حال حاضر دنیاست، به‌طوری که در آمریکا طی سال تحصیلی ۲۰۰۵-۲۰۰۶، بیش از دویست و پنجاه‌هزار پسر دبیرستانی در مسابقات رسمی این ورزش شرکت (۱) و آن را به ششمین ورزش پرطرفدار در دبیرستان‌های ایالات متحده تبدیل کرده‌اند (۲).

۱. دانشیار دانشگاه تهران
Email:mhalizadeh47@yahoo.com

۲ و ۳. دانشجوی دکترای آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشگاه تهران

کشتی به دلیل ماهیت خود، با آسیب‌های فراوانی همراه است و در میان ورزش‌ها، پس از فوتبال، بیشترین میزان آسیب در کشتی مشاهده می‌شود (۳، ۴). هدف اصلی در کشتی، به زمین زدن حریف و خاک کردن او است؛ در نتیجه، به زمین زدن و زمین خوردن اجزای جدایی‌ناپذیر کشتی می‌باشند و هنگام اجرای بسیاری از فنون مانند کول‌انداز، سالتو و ... این امر مشهود است. هنگام اجرای این فنون، اولین ناحیه بدن که به زمین برخورد می‌کند، تنه و ستون فقرات است؛ به همین دلیل آمار آسیب‌های تنه و ستون فقرات در کشتی بیشتر از ورزش‌های دیگر است (۵). علاوه بر این، میزان آسیب‌های فاجعه‌بار و خطرناک نیز در ورزش کشتی زیاد است و حتی در برخی موارد، آسیب‌های سر و گردن در این ورزش، به فوت یا فلج ورزشکار آسیب‌دیده منجر شده‌است (۶)؛ از این رو در این پژوهش، سعی محقق بر آن است تا مروری کلی بر مطالعات مرتبط با آسیب‌های سر و ستون فقرات در ورزش کشتی داشته باشد و آسیب‌های این نواحی را از جوانب مختلف بررسی کند.

میزان کلی آسیب‌های سر و ستون فقرات

خلاصه‌ای از مقالاتی که در آنها به میزان آسیب‌های سر و ستون فقرات اشاره شده، در جدول ۱ گزارش شده‌است. بر اساس داده‌های این جدول، دامنه آسیب‌های سر و ستون فقرات در تحقیقات مختلف، ۱۹-۴۷/۶ درصد کل آسیب‌ها را در بر می‌گیرد که نشان می‌دهد میزان شیوع آسیب‌های سر و ستون فقرات در مقالات مختلف، مقادیر متفاوت و دامنه بسیار گسترده‌ای دارد؛ به عنوان مثال جارت^۱ و همکاران (۱۹۹۸) میزان شیوع آسیب‌های این نواحی را ۱۹٪ کل آسیب‌های بدن اعلام کرده‌اند (۱۴)، در حالی که یارد^۲ و کامستاک^۳ (۲۰۰۸) میزان آسیب‌های سر و ستون فقرات را در بین کشتی‌گیران آزاد و فرنگی ۴۷/۶٪ اعلام کرده‌اند (۱۹). این تفاوت در گزارش میزان شیوع آسیب‌ها به حدی است که حتی محققان یکسان نیز در تحقیقات مختلف خود نیز به نتایج یکسانی نرسیده‌اند؛ به عنوان مثال یارد و همکاران در دو تحقیق جداگانه که در سال ۲۰۰۸ منتشر شده‌اند، به نتایج متفاوتی دست یافته‌اند، بدین صورت که در یکی از تحقیقات میزان آسیب‌های سر و ستون فقرات در کشتی‌گیران آزاد و فرنگی، به ترتیب، ۳۷/۸٪ و ۵۷/۴٪ بیان شده (۱۹)، در حالی که در تحقیق دیگر میزان آسیب‌های همین نواحی در کشتی‌گیران دبیرستانی و دانشگاهی آمریکا، به ترتیب، ۳۱/۴٪ و

-
1. Jarret
 2. Yard
 3. Comstock

۳۰/۲٪ گزارش شده است (۱۸)؛ از این رو نمی‌توان با قاطعیت در مورد میزان آسیب‌های سر و ستون فقرات در کشتی صحبت کرد، اما بررسی نتایج تحقیقات مختلف در جدول ۱ و محاسبه میانگین کل آسیب‌های این نواحی، می‌توان نتیجه گرفت که حدود ۳۴/۵٪ آسیب‌های کشتی مربوط به نواحی سر و ستون فقرات است. این عدد نشان‌دهنده شیوع بالای آسیب‌های این نواحی در کشتی است که با توجه به ماهیت این ورزش، چندان دور از انتظار نیست.

جدول ۱. میزان آسیب‌های سر، تنه و ستون فقرات در تحقیقات مختلف

Study	Head/Trunk/Spine
Konrad (7)	39.5 %
Patacsil (8)	47.2 %
Acksel (9)	43.3 %
Lok & Yuceturk (10)	25.7 %
Estwanik, et al. (11)	24.5 %
Requa & Garrick (12)	37.5 %
Strauss & Lanese (13)	48 %
Jarret et al (14)	19 %
Powell & Barber-Foss (15)	28.4 %
Pasque & Hewett (16)	27 %
Agel et al (17)	27.4 %
Yard et al (18)	30.8 %
Yard & Comstock (19)	47.6 %
Alizadeh et al (20)	41.4 %
Powell & Barber-Foss (21)	21.4 %
Lorish et al (22)	43.9 %

آسیب‌های سر و ستون فقرات گردنی

درباره آسیب‌های سر و گردن باید به نکته‌ای مهم اشاره کرد که شیوه گزارش آسیب‌های این نواحی در مقالات مختلف است. شیوه گزارش آسیب‌های سر و گردن در تحقیقات مختلف با یکدیگر متفاوت است. در برخی تحقیقات آسیب‌های سر و گردن، به‌طور مجزا گزارش شده‌اند (۸، ۹، ۱۴، ۲۲)، اما در برخی دیگر، آسیب‌های سر و گردن به‌صورت واحد^۱ گزارش شده‌اند (۱۷-۱۹)؛ از این رو، جدا کردن آسیب‌های سر و گردن از یکدیگر در برخی تحقیقات امکان‌پذیر نمی‌باشد.

در جدول ۲ میزان آسیب‌های سر و گردن در تحقیقات مختلف گزارش شده است. دامنه آسیب‌های سر و گردن در این تحقیقات ۷/۳-۳۶ درصد کل آسیب‌های بدن را تشکیل می‌دهد.

1. Head/Neck

همچنین میانگین آسیب‌های سر و گردن در این تحقیقات، ۱۸/۶۵٪ کل آسیب‌های بدن است. از میان تحقیقات فوق، تنها در یک تحقیق به میزان آسیب‌های سر و گردن در کشتی آزاد و فرنگی به صورت مجزا اشاره شده است. یارد و کامستاک میزان آسیب‌های کشتی فرنگی و آزاد را در مسابقات ملی جوانان سال ۲۰۰۶ آمریکا مقایسه کرده و به این نتیجه رسیده‌اند که شیوع آسیب‌های سر و گردن در کشتی فرنگی (۴۸٪) به میزان قابل توجهی بیشتر از کشتی آزاد (۲۸/۱٪) است (۱۹).

جدول ۲. میزان آسیب‌های سر و گردن در تحقیقات مختلف

Study	Head/Neck
Patacsil (8)	9.9 %
Acksel (9)	7.3 %
Agel et al (17)	14.5 %
Yard et al (18)	13 %
Yard & Comstock (19)	36 %
Alizadeh et al (20)	28.6 %
Lorish et al (22)	21.2 %

آسیب‌های سر

در جدول ۳ میزان آسیب‌های سر در تحقیقات مختلف بیان شده است. دامنه آسیب‌های سر در این تحقیقات، ۱/۲-۱۳ درصد کل آسیب‌های بدن است. به‌علاوه، میانگین آسیب‌های سر در این تحقیقات ۵/۴٪ کل آسیب‌های بدن است. البته باید به این نکته اشاره کرد که در تحقیق یارد و همکاران (۲۰۰۸) آسیب‌های سر و صورت با هم گزارش شده‌اند و شاید علت زیاد بودن آسیب‌های سر در تحقیق فوق نیز همین امر باشد (۱۸).

جدول ۳. میزان آسیب‌های سر در تحقیقات مختلف

Study	Head
Patacsil (8)	1.2 %
Acksel (9)	3.8 %
Requa & Garrick (12)	3.6 %
Jarret et al (14)	4 %
Pasque & Hewett (16)	8 %
Agel et al (17)	3.6 %
Yard et al (18)	13 %
Lorish et al (22)	6.3 %

آسیب‌های ستون فقرات گردنی

در جدول ۴ میزان آسیب‌های گردن در تحقیقات مختلف گزارش شده است. دامنه آسیب‌های گردن

در این تحقیقات ۳/۴ - ۱۴/۹ درصد کل آسیب‌های بدن گزارش شده است. همچنین میانگین آسیب‌های گردن در تحقیقات مختلف ۶/۴٪ است که تقریباً برابر با میانگین آسیب‌های سر می‌باشد و شاید نشان‌دهنده این نکته باشد که سر و گردن در ورزش کشتی به یک میزان در خطر آسیب هستند.

جدول ۴. میزان آسیب‌های ستون فقرات گردنی در تحقیقات مختلف

Study	Neck
Konrad (7)	3.6 %
Patacsil (8)	8.7 %
Acksel (9)	3.5 %
Lok & Yuceturk (10)	6.4 %
Jarret et al (14)	6 %
Agel et al (17)	3.4 %
Yard et al (18)	5.3 %
Lorish et al (22)	14.9 %

آسیب‌های تنه

در بسیاری از تحقیقاتی که در مورد آسیب‌های کشتی انجام شده‌اند، تقسیم‌بندی خاصی برای آسیب‌های تنه صورت نگرفته است؛ بدین معنی که در بیشتر تحقیقات، میزانی کلی از آسیب‌های تنه ارائه شده که شامل آسیب‌های ناحیه سینه، کمر، قفسه سینه و دنده‌هاست (۱۶ - ۱۹)؛ به این دلیل، ابتدا آسیب‌های تنه بیان شده و سپس به صورت مجزا به آسیب‌های ستون فقرات سینه‌ای، قفسه سینه و دنده‌ها و در نهایت ستون فقرات کمری اشاره شده است. در جدول ۵ به میزان آسیب‌های تنه در تحقیقات مختلف اشاره شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود دامنه آسیب‌های تنه در این تحقیقات ۸ - ۱۶/۶ درصد کل آسیب‌های بدن است. همچنین میانگین آسیب‌های تنه در این تحقیقات ۱۱/۵٪ کل آسیب‌هاست.

جدول ۵. میزان آسیب‌های تنه در تحقیقات مختلف

Study	Trunk
Patacsil (8)	9.9 %
Acksel (9)	16.6 %
Agel et al (17)	10.5 %
Yard et al (18)	12.8 %
Yard & Comstock (19)	9.5 %
Powell & Barber-Foss (21)	11.9 %
Lorish et al (22)	13.2 %

آسیب‌های ستون فقرات سینه‌ای، قفسه سینه و دنده‌ها

در میان تحقیقات بررسی شده، در دو تحقیق به میزان آسیب‌های ستون فقرات سینه‌ای اشاره

شده است. پاتاکسیل^۱ میزان آسیب‌های ستون فقرات سینه‌ای را ۲/۵٪ (۸) و لوریش^۲ و همکاران میزان آسیب‌های این ناحیه را ۱/۴٪ کل آسیب‌ها در کشتی اعلام کرده‌اند (۲۲). اطلاعات مربوط به میزان آسیب‌های دنده‌ها^۳ و قفسه سینه^۴ در جدول ۶ آمده است. دامنه آسیب‌های قفسه سینه و دنده‌ها در تحقیقات مختلف ۲/۵ - ۱۶/۱ درصد کل آسیب‌هاست. همچنین میانگین آسیب‌های قفسه سینه و دنده‌ها در این تحقیقات ۶/۷٪ کل آسیب‌هاست.

جدول ۶. میزان آسیب‌های قفسه سینه و دنده‌ها در تحقیقات مختلف

Study	Chest/Ribs
Konrad (7)	6.6 %
Patacsil (8)	6.2 %
Acksel (9)	8.3 %
Lok & Yuceturk (10)	16.1 %
Estwanik et al (11)	5 %
Jarret et al (14)	5 %
Agel et al (17)	2.5 %
Lorish et al (22)	4.1 %

آسیب‌های ستون فقرات کمری

خلاصه‌ای از تحقیقاتی که به میزان آسیب‌های ستون فقرات کمری اشاره کرده‌اند، در جدول ۷ آمده است. دامنه آسیب‌های ستون فقرات کمری در این تحقیقات ۱/۲ - ۱۸/۶ درصد کل آسیب‌ها و میانگین کل آسیب‌های ستون فقرات کمری در این تحقیقات ۶/۵٪ کل آسیب‌هاست.

جدول ۷. میزان آسیب‌های ستون فقرات کمری در تحقیقات مختلف

Study	Lumbar
Konrad (7)	4.7 %
Patacsil (8)	1.2 %
Acksel (9)	8.3 %
Estwanik et al (11)	6.2 %
Strauss & Lanese (13)	18.6 %
Jarret et al (14)	4 %
Agel et al (17)	1.8 %
Lorish et al (22)	7.7 %

-
1. Patacsil
 2. Lorish
 3. ribs
 4. chest

آسیب‌های ساکروم

در تمامی تحقیقات، ناحیه ساکروم به عنوان بخشی از کل ستون فقرات مد نظر قرار گرفته و در هیچ‌یک از آنها به‌طور جداگانه به شیوع آسیب‌های ساکروم اشاره نشده است؛ بنابراین در این زمینه اطلاعاتی در دست نیست.

نوع آسیب^۱

شایع‌ترین آسیب‌هایی که در تحقیقات مرتبط با کشتی بیان شده‌اند شامل استرین^۲، اسپرین^۳، تکان مغزی^۴، کبودی^۵، خراشیدگی^۶، پارگی^۷ و شکستگی^۸ می‌باشند.

در اکثریت قریب به اتفاق تحقیقات، نوع آسیب‌ها به تفکیک مناطق بدن بیان نشده است، اما با بررسی تحقیقات مختلف می‌توان نتیجه گرفت که استرین‌های عضلانی و اسپرین‌های مفصلی با دامنه ۲۳-۴۸٪ شایع‌ترین آسیب‌ها در کشتی هستند (۱۴، ۱۶، ۱۸، ۱۹). به‌جز این دو، در مورد شیوع انواع آسیب‌ها در تحقیقات مختلف اتفاق نظری وجود ندارد و در هر تحقیق، بر حسب جامعه ورزشکار و چگونگی جمع‌آوری اطلاعات، نتایج متفاوتی بیان شده است و آسیب‌هایی مانند تکان مغزی، کبودی، شکستگی، خراشیدگی و پارگی پوستی میزان بالاتری دارند.

تحقیقات اندکی نوع آسیب را به تفکیک نواحی بدن مشخص کرده‌اند. یارد و کامستاک شیوع و انواع آسیب‌ها را در کشتی‌گیران آزاد و فرنگی شرکت‌کننده در مسابقات قهرمانی جوانان و دانشجویان آمریکا در سال ۲۰۰۶ بررسی کردند (۱۹). این محققان ۴۵/۷٪ آسیب‌های کشتی آزاد و ۳۳/۳٪ آسیب‌های کشتی فرنگی را از نوع اسپرین/استرین دانسته‌اند. در تحقیق فوق، در کشتی آزاد ۱۸/۹٪ و در کشتی فرنگی ۱۶/۷٪ اسپرین/استرین‌ها مربوط به تنه و ۲۲/۲٪ آنها مربوط به نواحی سر، گردن و صورت بوده است. همچنین این محققان بیان کردند که در کشتی فرنگی ۲۰٪ کل شکستگی‌ها مربوط به تنه و ۴۰٪ مربوط به سر، گردن و صورت بوده است. در کشتی آزاد نیز ۲۰٪ کل شکستگی‌ها مربوط به سر، گردن و صورت بوده است.

یارد و همکاران نیز بیان کردند که ۶٪ کل آسیب‌های کشتی‌گیران دبیرستانی و ۵٪ کل

-
1. Type of injury
 2. Strain
 3. Sprain
 4. Concussion
 5. Contusion
 6. Laceration
 7. Abrasion
 8. Fracture

آسیب‌های کشتی‌گیران دانشگاهی آمریکا مربوط به اسپرین و استرین تنه است (۱۸). علاوه بر تحقیقات فوق، آگل^۱ و همکاران در تحقیقی که در مورد مسابقات مدارس آمریکا، بین فصول ۱۹۸۸-۸۹ تا ۲۰۰۳-۲۰۰۴ انجام دادند، اطلاعاتی در مورد نوع آسیب‌های مناطق مختلف بدن گزارش کرده‌اند (۱۷). این محققان ۱/۵٪ کل آسیب‌های حین مسابقه را مربوط به آسیب عصبی گردن، ۲/۳٪ را مربوط به استرین گردن و ۴/۸٪ آسیب‌ها را از نوع تکان مغزی دانسته‌اند. همچنین در این تحقیق ۱/۳٪ کل آسیب‌های حین تمرین، آسیب‌های عصبی گردن، ۱/۷٪ استرین گردنی و ۲/۵٪ تکان مغزی بیان شده است. در همین تحقیق، ۱/۵٪ آسیب‌های حین مسابقه مربوط به پارگی غضروف‌های دنده‌ای، ۱/۴٪ استرین عضلات بین دنده‌ای و ۱/۲٪ کبودی دنده‌ها اعلام شده است (۱۷). همچنین، محققان ۱٪ آسیب‌های حین تمرین را کبودی دنده‌ها دانسته‌اند. در مطالعه‌ای دیگر نیز پاسکه و هیوئیت ۲۰٪ کل کبودی‌ها را مربوط به ناحیه قفسه سینه دانسته‌اند (۱۶).

زمان آسیب^۲

در برخی تحقیقات درباره زمان آسیب بحث شده است و معمولاً دو نوع تقسیم‌بندی در این مورد مشاهده می‌شود:

۱- زمان آسیب بر حسب آسیب‌دیدگی در حین مسابقه یا تمرین
 ۲- زمان آسیب بر حسب آسیب‌دیدگی قبل از فصل مسابقات، در فصل مسابقات و پس از فصل مسابقات.
 در میان تحقیقات مختلف، در دو مطالعه زمان آسیب‌های بدن به تفکیک موضع آسیب‌دیده مشخص شده است و در تحقیقات دیگر هیچ‌گونه تقسیم‌بندی زمانی صورت نگرفته یا اگر تقسیم‌بندی زمانی ارائه شده است، به تفکیک موضع آسیب‌دیده بیان نشده و به‌طور کلی در مورد زمان آن صحبت شده است؛ برای مثال پاسکه^۳ و هیوئیت^۴ ۶۳٪ کل آسیب‌های کشتی را مربوط به زمان تمرین و ۳۷٪ را مربوط به زمان مسابقه دانسته‌اند (۱۶)، اما در دو تحقیق، تا حدودی درباره زمان آسیب‌ها و نواحی آسیب‌دیده، به تفکیک بحث شده و اطلاعاتی در مورد زمان آسیب‌های سر، گردن و ستون فقرات ارائه شده است.

در تحقیق اول، جارت و همکاران در تحقیقی به‌نام «آسیب‌های ورزشی در کشتی‌گیران دانشگاهی» که در یک دوره زمانی ۱۱ ساله (۱۹۹۶-۱۹۸۵) انجام شده است، ۵/۵٪ آسیب‌های گردن و ۶/۵٪ آسیب‌های صورت را مربوط به زمان تمرین و ۵/۷٪ آسیب‌های گردن را مربوط

-
1. Agel
 2. Time of injury
 3. Pasque
 4. Hewett

به زمان مسابقه دانسته‌اند (۱۴). همچنین این محققان اعلام کرده‌اند ۵/۵٪ آسیب‌های گردن قبل از فصل مسابقات، ۵/۵٪ در فصل مسابقات و ۶/۲٪ پس از فصل مسابقات رخ داده است. همچنین در این تحقیق میزان آسیب‌های سر، قبل و حین فصل مسابقات، صفر و پس از فصل مسابقات ۶/۲٪ بیان شده است.

در تحقیق دوم، آگل و همکاران در پژوهش خود اطلاعاتی در زمینه زمان آسیب‌دیدگی کشتی-گیران ارائه کرده‌اند (۱۷). بر اساس نتایج این تحقیق، ۱۶/۶٪ آسیب‌های حین مسابقه مربوط به سر و گردن، ۱۰/۲٪ مربوط به تنه و ۱٪ مربوط به دنده‌هاست. به‌علاوه، در بین آسیب‌های حین تمرین، ۱۲/۵٪ مربوط به نواحی سر و گردن، ۱۰/۸٪ مربوط به تنه و ۴/۱٪ مربوط به دنده‌ها اعلام شدند. در تحقیق فوق، اطلاعات مربوط به آسیب‌های قبل، حین و بعد از فصل مسابقات، به تفکیک موضع‌های مختلف بدن بیان نشده است.

سازوکار آسیب‌ها در ورزش کشتی

سازوکار آسیب‌ها در ورزش کشتی، در تحقیقات مختلفی که در این زمینه موجودند، تقسیم-بندی تقریباً یکسانی دارند و بین سازوکارهای ایجاد آسیب، توافق نظر وجود دارد. در مطالعات مربوط به آسیب‌شناسی در کشتی سازوکار آسیب به انواع برخورد با حریف^۱، کوبیده شدن به تشک^۲، آسیب‌های بدون برخورد^۳ و برخوردهای دیگر^۴ تقسیم‌بندی می‌شوند.

آگل و همکاران برخورد با حریف را هم در زمان مسابقه (۵۵٪) و هم در زمان تمرین (۶۳/۶٪) اصلی‌ترین سازوکار آسیب دانسته‌اند (۱۷). این محققان برخورد با تشک کشتی را در زمان مسابقه (۲۲/۹٪) و تمرین (۲۳/۹٪) دومین سازوکار آسیب کشتی‌گیران بیان کرده‌اند.

یارد و کامستاک نیز به ارائه اطلاعاتی در این زمینه پرداخته‌اند (۱۹). آنها مهم‌ترین سازوکار آسیب در ورزش کشتی را به ترتیب برخوردهای دیگر (۳۳/۹٪)، کوبیده شدن به تشک کشتی (۳۱/۴٪)، برخورد با حریف (۲۲/۹٪) و آسیب‌های غیربرخوردی (۱۱٪) دانسته‌اند. به‌علاوه، این محققان به مقایسه سازوکارهای آسیب در کشتی آزاد و فرنگی پرداخته‌اند. با توجه به نتایج تحقیق فوق، مشخص شد سازوکار اصلی آسیب در کشتی آزاد برخوردهای دیگر (۴۰/۸٪) و در کشتی فرنگی کوبیده شدن به تشک کشتی (۵۴/۸٪) است.

جارت و همکاران، ۶۴/۴٪ از آسیب‌های حین مسابقه و ۵۳/۶٪ از آسیب‌های حین تمرین را به

-
1. Player contact
 2. Driven into mat
 3. Non-contact
 4. Other contact

دلیل برخورد با حریف دانسته‌اند (۱۴). آنها دومین سازوکار آسیب در کشتی را برخورد با تشک کشتی تشخیص داده و در نتایج تحقیق خود بیان کرده‌اند که ۴٪ از آسیب‌های حین مسابقه و ۲۲/۳٪ از آسیب‌های حین تمرین به دلیل برخورد با تشک کشتی است. این محققان آسیب‌های بدون برخورد را سومین سازوکار آسیب در ورزش کشتی دانسته‌اند (۳/۹٪ آسیب‌های حین مسابقه و ۴٪ آسیب‌های حین تمرین).

یارد و کامستاک تنها محققانی بوده‌اند که در مورد سازوکار آسیب، به تفکیک نواحی بدن مطالبی بیان کرده‌اند (۱۹). این دو در تحقیق خود اظهار داشته‌اند که ۷۸/۳٪ آسیب‌های سر و گردن در کشتی آزاد به دلیل برخورد با حریف و ۲۱/۷٪ به علت برخورد با تشک است، اما در کشتی فرنگی سازوکارهای آسیب سر و گردن، متفاوت است؛ به این ترتیب که ۵۷٪ آسیب‌های سر و گردن به دلیل برخورد با تشک کشتی و ۳۳/۳٪ به دلیل برخورد با حریف است. در پایان، باید به این نکته اشاره کرد که به جز تحقیق یارد و کامستاک در تحقیق دیگری سازوکار آسیب قسمت‌های مختلف بدن به‌طور مجزا بیان نشده و به سازوکار آسیب، به صورت کلی توجه شده است.

حرکات منجر به آسیب در کشتی^۱

منظور از حرکات منجر به آسیب فعالیت‌ها، حرکات یا تکنیک‌هایی است که دو کشتی‌گیر حین کشتی برای گرفتن امتیاز روی یکدیگر اجرا می‌کنند. این حرکات ممکن است هم موجب آسیب‌دیدگی حریف و هم آسیب‌دیدگی خود کشتی‌گیر مجری فن شوند. عزیزاده و همکاران نیز در تحقیقی که روی آسیب‌های ۱۰ رشته ورزشی انجام دادند به این نتیجه رسیدند که سازوکار اصلی آسیب‌های کشتی، تکنیک غلط حریف یا خود کشتی‌گیر است (۲۰). در اکثریت قریب به اتفاق تحقیقاتی که به بررسی آسیب‌های ورزش کشتی پرداخته‌اند، در مورد حرکات آسیب‌زا اتفاق نظر وجود دارد. در بیشتر تحقیقات به چند حرکت خاص اشاره شده که به آسیب منجر می‌شوند. این حرکات عبارتند از: به زمین زدن حریف^۲، پیچ و تاب خوردن در خاک^۳، سوار حریف شدن^۴، واژگون کردن^۵، فرار از فن^۶ و افتادن^۷.

1. Activity at time of injury

۲. Takedown: حرکتی که در آن حریف از حالت ایستاده با نیروی تمام به زمین کوبیده می‌شود.
۳. Sparring: هنگامی که دو حریف در خاک به یکدیگر می‌پیچند تا فنون را بر روی هم اجرا کنند.
۴. Riding: قرار گرفتن روی حریف در خاک برای اجرای فن
۵. Reversal: از پشت بر زمین افتادن

6. Scape

7. Fall

آگل و همکاران بیان کردند که ۴۲/۳٪ آسیب‌های کشتی به دلیل انجام حرکت به زمین زدن حریف، ۱۳/۹٪ به دلیل حرکت پیچ و تاب خوردن در خاک و ۱۲/۹٪ به دلیل سوار حریف شدن می‌باشند (۱۷).

جارت و همکاران نیز حرکت اصلی آسیب‌زا را به زمین زدن حریف (۳۸٪) دانسته‌اند و پس از آن، حرکات پیچ و تاب خوردن در خاک (۱۷٪) و سوار حریف شدن را اصلی‌ترین حرکات منجر به آسیب اعلام کرده‌اند (۱۴).

یارد و همکاران در کشتی گیران دبیرستانی و دانشگاهی حرکات به زمین زدن حریف (به ترتیب ۳۹٪ و ۴۱/۹٪) و پیچ و تاب خوردن در خاک (به ترتیب ۱۴/۷٪ و ۲۷/۱٪) را شایع‌ترین حرکات منجر به آسیب دانسته‌اند (۱۸).

پاسکه و هیوئیت نیز به زمین زدن حریف (۶۸٪) را مهم‌ترین حرکت منجر به آسیب بیان کرده‌اند (۱۶). آنها پس از به زمین زدن حریف، دو حرکت سوار حریف شدن (۲۰٪) و فرار از فن (۱۱٪) را مهم‌ترین حرکات آسیب‌زا دانسته‌اند.

هافمن^۱ و همکاران نیز در تحقیق خود به زمین زدن حریف را معمول‌ترین حرکتی دانسته‌اند که به آسیب‌های سر و گردن منجر شده است (۳۴/۶٪) (۲۳). آنها همچنین بیان کرده‌اند که در ۵۰٪ موارد همین حرکت در کشتی‌گیرانی که سه هفته یا بیشتر به دلیل آسیب‌دیدگی از ورزش دور بوده‌اند، علت آسیب بوده است. میسنیک^۲ نیز مهم‌ترین حرکت آسیب‌زا را در کشتی به زمین زدن حریف معرفی می‌کند (۲۴).

با توجه به مباحث فوق می‌توان به این نکته پی برد که به زمین زدن حریف اصلی‌ترین حرکت آسیب‌زا در کشتی است.

آسیب‌های فاجعه‌آمیز^۳ در کشتی

آسیب‌های فاجعه‌آمیز، آسیب‌هایی هستند که احتمال وقوع آنها در کشتی وجود دارد (۲۵) - (۲۷). این آسیب‌ها در اثر چرخش‌ها یا ضربات محوری شدید به سر و گردن ایجاد می‌شود که به شکستگی یا دررفتگی مهره‌های گردنی منجر می‌شوند (۲۵).

آسیب فاجعه‌آمیز طبق تعریف NCCSIR^۴ عبارت است از: هر گونه آسیب ورزشی که به آسیب مغز، نخاع، شکستگی ستون فقرات یا جمجمه منجر شود (۲۸).

1. Huffman
2. Mysnyk
3. Catastrophic injuries
4. National center for catastrophic sport injury research

آسیب‌های فاجعه‌آمیز به سه دسته تقسیم می‌شوند (۲۹):

۱. آسیب‌های مرگبار^۱
۲. آسیب‌های غیرمرگبار^۲
۳. آسیب‌های جدی^۳

آسیب‌های مرگبار، آسیب‌هایی هستند که به فوت ورزشکار آسیب دیده منجر می‌شوند. آسیب‌های غیرمرگبار، آسیب‌هایی هستند که در آنها ورزشکار به دلیل آسیب ورزشی دچار نقصان عملکردی شدید و دائمی می‌شود. آسیب‌های جدی، آسیب‌های شدیدی هستند که به نقصان و ناتوانی دائمی منجر نمی‌شوند؛ برای مثال شکستگی مهره‌های گردنی، بدون آسیب دائمی به نخاع که هیچ‌گونه فلج یا نشانه‌های مشابهی نداشته باشند، در این دسته از آسیب‌ها قرار می‌گیرد (۲۹).

لادرمیلک^۴ در مطالعه‌ای به بررسی اطلاعات NCCSIR کشتی‌گیران دبیرستانی آمریکا بین سال‌های ۱۹۸۲-۸۷ پرداخت (۳۰). وی وقوع ۲۴ آسیب فاجعه‌آمیز را در مدت زمان یاد شده در کشتی‌گیران گزارش کرد. در گزارش وی ۵۰٪ آسیب‌های یاد شده مربوط به نواحی سر و گردن و نخاع بودند. ۴۲٪ کل آسیب‌ها در حرکت به زمین زدن حریف و ۷۱٪ آسیب‌ها در زمان مسابقه رخ داده بودند.

بایلس^۵ در مطالعه‌ای جامع به بررسی و درمان آسیب‌های نخاعی پرداخت (۳۱). او در دوره‌ای ۱۲ ساله و بین سال‌های ۱۹۷۵-۱۹۸۷، ۳۲۰۰ آسیب‌های نخاعی را بررسی کرد. ۲٪ کل آسیب‌ها (۶۴ آسیب) هنگام ورزش رخ داده بودند که در میان آنها ۱۳ آسیب به کشتی مربوط می‌شدند. از میان ۱۳ آسیب کشتی، ۱۰ آسیب به آسیب‌های نخاعی مربوط می‌شد و سه مورد، دررفتگی یا شکستگی مهره‌های گردنی بدون ضایعات نورولوژیک بودند. در ضمن، پنج مورد از آسیب‌های جدی نخاعی به‌طور کامل درمان شده و پنج مورد نیز به ضایعه نخاعی و فلج کشتی‌گیر (آسیب غیرمرگبار) منجر شدند.

بادن^۶ و همکاران نیز به بررسی اطلاعات NCCSIR، بین سال‌های ۱۹۸۱-۹۹ در ورزشکاران آمریکا پرداختند (۲۹) و ۵۴ آسیب فاجعه‌آمیز را طی این مدت در کشتی‌گیران مشاهده کردند

-
1. Fatal
 2. Non - fatal
 3. Ferious
 4. Lauder milk
 5. Bailes
 6. Boden

که این تعداد، معادل یک آسیب فاجعه‌آمیز به ازای هر ۱۰۰/۰۰۰ کشتی‌گیر بود. ۱۵ آسیب از این تعداد مربوط به آسیب‌های غیرمستقیم در کشتی است مانند: آسیب‌های ناشی از کاهش وزن و مشکلات قلبی ناشی از تمرینات می‌شدند. ۳۵ آسیب از کل آسیب‌ها تروماتیک بوده، به‌طور مستقیم در اثر کشتی به وقوع پیوسته بودند. در این میان، ۱۷ آسیب فاجعه‌آمیز از نوع غیرمرگبار، ۱۷ آسیب جدی و یک آسیب مرگبار بودند. در ۲۷ مورد، آسیب‌دیدگی (۷۷٪) به دلیل شکستگی ستون فقرات گردن یا اسپرین شدید لیگامان‌های گردن ایجاد شده بود. ۳ مورد (۹٪) از کل آسیب‌های فاجعه‌آمیز به آسیب‌های سر مربوط می‌شدند و یک کشتی‌گیر نیز به علت هموراژ مغزی فوت کرده بود. علت این سانحه برخورد سر دو کشتی‌گیر، حین حرکت به زمین زدن حریف بیان شد.

بدان و همکاران، به‌طور کلی دو سازوکار را عامل اصلی وقوع آسیب‌های فاجعه‌آمیز دانستند (۲۹). سازوکار اول عبارت است از اینکه کشتی‌گیر مجری فن چنان حریف و دستان او را محکم در آغوش می‌گیرد که وی هنگام برخورد با زمین توان استفاده از دست‌ها را ندارد و با شدت زیاد، با سر و گردن به زمین برخورد می‌کند. در سازوکار دوم کشتی‌گیر مهاجم تلاش می‌کند حریف را خاک کند، اما خودش - در حالی که تمام وزن حریف روی او افتاده - روی سر و گردن سقوط می‌کند و سر و گردن به چرخش و هاپپر فلکشن یا اکستنشن می‌روند که باعث آسیب‌دیدگی کشتی‌گیر می‌شود.

کردی و همکاران در تحقیقی به بررسی آسیب‌های فاجعه‌آمیز در میان کشتی‌گیران المپیک ایران پرداختند (۶). اطلاعات این تحقیق به سال‌های ۱۹۹۸-۲۰۰۵ مربوط می‌شدند. این محققان در مجموع، ۴۲ آسیب فاجعه‌آمیز را در کشتی‌گیران المپیک ایران شناسایی کردند. ۱۳ مورد از آسیب‌ها که به‌طور مستقیم در کشتی روی نداده بودند، از تحقیق کنار گذاشته شدند، ۲۹ مورد باقی‌مانده آسیب‌هایی بودند که به‌طور مستقیم در اثر کشتی به وقوع پیوسته بودند. نرخ شیوع آسیب در این تحقیق ۱/۹۹ به ازای هر ۱۰۰/۰۰۰ کشتی‌گیر در سال گزارش شد. در این میان، ۱۲ آسیب (۴۱٪) از نوع آسیب مرگبار، ۶ آسیب (۲۱٪) آسیب از نوع جدی و ۱۱ آسیب (۳۸٪) از نوع آسیب غیرمرگبار بودند. ۷۶٪ آسیب‌ها در جلسات تمرین و ۲۴٪ آسیب‌ها هنگام مسابقات رخ داده بودند. ۳۸٪ آسیب‌ها مربوط به کشتی آزاد و ۶۲٪ آسیب مربوط به کشتی فرنگی بودند. ۲۸ مورد از آسیب‌ها روی تشک کشتی و تنها یک مورد خارج از تشک و روی زمین اتفاق افتاده بود.

سازوکار آسیب‌های فاجعه‌آمیز در این تحقیق تقریباً مشابه سازوکارهای آسیب در تحقیق بدان و همکاران بود. از میان ۲۹ مورد آسیب فاجعه‌آمیز گزارش شده در این مطالعه، در ۲۵ مورد

یکی از کشتی‌گیران حریف خود را به سختی در آغوش گرفته، به‌طوری که اجازه دفاع و محافظت را از وی سلب کرده بود و در این زمان با شدت وی را به زمین کوبیده بود. در ۱۴ مورد از موارد فوق، آسیب در حالت ایستاده، در حرکت به زمین زدن حریف و در ۱۱ مورد دیگر در خاک حادث شده بود. در میان کشتی‌گیرانی که در حالت ایستاده آسیب دیده بودند، در سه مورد، کشتی‌گیر مجری فن در حرکت به زمین زدن حریف، پایش لیز خورده و در حالی که حریف نیز روی سر و سینه وی قرار داشت، روی سر و گردن خود سقوط کرده بود. در پنج مورد از آسیب‌ها کشتی‌گیر مدافع آسیب دیده بود، به این نحو که حریف، وی را بلند کرده و با سر و گردن بر زمین کوبیده بود. همین حرکت به هاپیر اکستنشن یا فلکشن ستون فقرات گردنی منجر شده، در نهایت باعث آسیب کشتی‌گیر شده بود. در ۱۰ مورد از ۱۱ موردی که آسیب در خاک به وجود آمده بود، کشتی‌گیر مهاجم در حین خاک کردن حریف سر و گردن وی را با نیروی زیاد به زمین فشار داده بود که همین حرکت منجر به آسیب کشتی‌گیر مدافع شده بود.

در این تحقیق، در میان ۲۹ آسیب فاجعه‌آمیز گزارش شده یک مورد مربوط به ناحیه کمری بود. این آسیب از نوع آسیب‌های جدی و به شکستگی یکی از مهره‌های کمری مربوط بود. سازوکار این آسیب بدین صورت بود که کشتی‌گیر مهاجم هنگام انجام فن سالتو عقب، ناگهان با بدل حریف مواجه شده بود و در حالی که ستون فقرات کمری وی در حالت هاپیر اکستنشن و تمام وزن حریف بر روی تنه او قرار داشت، روی ناحیه کمر سقوط کرده بود. با توجه به مطالب بیان شده در تحقیقات مختلف می‌توان استنباط کرد که میزان آسیب‌های فاجعه‌آمیز در کشتی زیاد است و در اغلب موارد، نواحی سر و ستون فقرات گردنی آسیب دیده‌اند. همچنین می‌توان گفت مهم‌ترین حرکتی که به آسیب فاجعه‌آمیز در بین کشتی‌گیران منجر شده، حرکت به زمین زدن حریف است.

کشتی و کمردرد

هر چند نمی‌توان کمردرد را آسیب مستقیم ناشی از کشتی دانست، اما برخی تحقیقات نشان داده‌اند که شیوع کمردرد در میان کشتی‌گیران بیشتر از افراد غیرورزشکار جامعه است. گرانهد^۱ و مورلی^۲ میزان شیوع کمردرد را در میان کشتی‌گیران بازنشسته ۵۹٪ اعلام کردند که

-
1. Granhed
 2. Morelli

بیشتر از گروه کنترل (۳۱٪) بود (۳۲). لوندین^۱ و همکاران میزان شیوع کمردرد را در میان کشتی‌گیران ۵۴٪ اعلام کردند که در مقایسه با ورزشکاران رشته‌هایی مانند فوتبال (۳۲٪) و تنیس (۳۷٪) در رتبه بالاتری قرار داشت (۳۳).

در برخی مطالعات، از رابطه کمردرد ورزشکاران با اسپوندیلولیز و یا اسپوندیلولیس‌تیز صحبت به میان آمده است؛ برای مثال استوانیک^۲ و همکاران بیان کردند که ۲۵٪ از کشتی‌گیران حاضر در تحقیق آنها که کمردرد داشتند، مبتلا به اسپوندیلولیز و یا اسپوندیلولیس‌تیز نیز بوده‌اند (۱۱). آنها همچنین اعلام کردند که ۵۸٪ کشتی‌گیران مبتلا به کمردرد، استرین کمر نیز دارند. روسی^۳ و دراگونی^۴ نیز در تحقیقی که روی ۳۱۳۲ ورزشکار انجام دادند، نتیجه گرفتند که ۳۰٪ کشتی‌گیران مبتلا به کمردرد، اسپوندیلولیز نیز دارند (۳۴). بونو^۵ نیز شیوع فراوان اسپوندیلولیز در ورزش‌هایی مانند کشتی و ژیمناستیک را به دلیل حرکات تکراری هایپر اکستنشن کمر دانست که در این ورزش‌ها رایج است (۳۵).

در پایان باید گفت که اگرچه شیوع کمردرد و اسپوندیلولیز در برخی از ورزش‌ها مانند کشتی زیاد است، وجود رابطه‌ای میان این دو در ورزشکاران به مطالعات بیشتری نیاز دارد.

بحث و نتیجه‌گیری

در پایان با توجه به تمام مقالات مرور شده می‌توان گفت که آسیب‌های سر و ستون فقرات حدود ۳۴/۵٪ کل آسیب‌های کشتی را شامل می‌شوند. اگر آسیب‌ها را به تفکیک نواحی مختلف بدن بررسی کنیم، سر ۵/۴٪، ستون فقرات گردنی ۶/۴٪، ستون فقرات سینه‌ای ۲٪، قفسه سینه و دنده‌ها ۶/۷٪ و ستون فقرات کمری ۶/۵٪ کل آسیب‌های کشتی را تشکیل می‌دهند. همان‌طور که مشاهده می‌شود، مجموع آسیب‌های سر و ستون فقرات، حدود ۷/۵٪ بیشتر از آسیب‌های مجزای قسمت‌های مختلف است که این امر به علت روش‌های متفاوت جمع‌آوری اطلاعات در تحقیقات است.

شایع‌ترین انواع آسیب‌ها در کشتی به ترتیب عبارتند از: اسپرین/استرین، تکان مغزی و کبودی. بیشترین آسیب ناحیه سر تکان مغزی و شایع‌ترین نوع آسیب‌های ستون فقرات اسپرین/استرین است. مهم‌ترین سازوکار آسیب، آسیب‌های برخوردی (به‌ویژه برخورد با تشک) و

-
1. Lundin
 2. Estwanik
 3. Rossi
 4. Dragoni
 5. Bono

شایع‌ترین حرکت منجر به آسیب در کشتی حرکت به زمین زدن حریف است. به علت ماهیت کشتی، گاهی آسیب‌های فاجعه‌آمیز در این رشته رخ می‌دهد که در بیشتر موارد در محدوده سر و گردن اتفاق می‌افتند و در برخی موارد حتی به مرگ یا فلج اندام‌ها در کشتی‌گیران نیز منجر شده‌اند.

در برخی مقالات به شیوع بالای کمردرد در بین کشتی‌گیران، در مقایسه با ورزشکاران سایر رشته‌های ورزشی و افراد غیرورزشکار اشاره شده است، اگرچه شاید نتوان کمردرد را جزء آسیب‌های مستقیم در اثر کشتی دانست.

با مروری بر مقاله حاضر می‌توان دریافت که هنوز در بسیاری از زمینه‌های آسیب‌شناسی کشتی کمبود اطلاعات به وضوح به چشم می‌خورد. در بسیاری از تحقیقات، تقسیم‌بندی یکسانی در مورد نواحی آسیب‌دیده بدن وجود ندارد؛ برای مثال در برخی تحقیقات، آسیب‌های گردن را همراه با سر و در برخی دیگر آسیب‌های گردن را همراه با قسمت‌های دیگر ستون فقرات گزارش کرده‌اند و در نتیجه، جدا کردن مشکل است. به‌علاوه، در هیچ مقاله‌ای به میزان آسیب‌های ساکروم اشاره نشده است؛ بنابراین هیچ اطلاعی در مورد آسیب‌های این ناحیه وجود ندارد.

در مورد مقایسه آسیب‌های کشتی آزاد و فرنگی فقط یک تحقیق صورت گرفته است و به همین علت شاید نتوان شیوع آسیب‌ها در این دو رشته را به‌درستی با یکدیگر مقایسه کرد. سازوکار آسیب‌ها نیز در مورد ناحیه سر و گردن در مقالات به خوبی تشریح شده‌اند، اما در مورد سازوکار آسیب‌های ستون فقرات سینه‌ای، کمر و ساکروم اطلاع چندانی در دست نیست. با توجه به این مطالب و خلأهای موجود باید گفت که در زمینه همه‌گیرشناسی آسیب‌ها در کشتی آزاد و فرنگی، شیوع آسیب‌ها به تفکیک نواحی مختلف بدن، سازوکار آسیب‌ها، به‌ویژه در مورد ستون فقرات سینه‌ای و کمری و همچنین پیش‌گیری از آسیب‌ها به تحقیقاتی جامع نیاز است.

منابع:

1. National Federation of State High School Associations. NFHS participation figures search. Available at: http://www.nfhs.org/custom/participation_figures/default.aspx. Accessed August 2007.
2. National Federation of State High School Associations. 2005-06 High School Athletics Participation Survey. Available at: http://nfhs.org/core/contentmanager/uploads/2005_06NFHSparticipationsurvey.pdf. Accessed August 2007.

3. Requa, R., Garrick, J. (1981). Injuries in interscholastic wrestling. *Physician Sports Med*, 9:44–51.
4. Halloran, L. (2008). Wrestling Injuries. *Orthopaedic Nursing*, 27(3):189-194
5. Powell, J.W., Barber-Foss, K.D. (1999). Injury Patterns in Selected High School Sports: A Review of the 1995-1997 Seasons. *J Athl Train*, 34(3):277-284
6. Kordi, R, Akbarnejad, A, Wallace, A.W. (2008). Catastrophic Injuries in the Olympic styles of wrestling in Iran. *Br J Sports Med*. 4
7. Konrad, I. (1951). A study of wrestling injuries in high schools throughout seven midwest states. Michigan State College.
8. Patacsil, J. (1955). An analytical survey of the incidents of injuries sustained in intercollegiate and interscholastic wrestling. West Lafayette, Purdue University.
9. Acksel, J. (1966). A study of interscholastic wrestling injuries in the state of Missouri during the 1965–1966 season. Eastern Illinois University.
10. Lok, V., Yuceturk, G. (1974). Injuries of wrestling. *J Sports Med*, 2:324–328.
11. Estwanik, J.J. III, Bergfeld, J.A. (1980). Collins HR, et al. Injuries in interscholastic wrestling. *Physician Sports Med*, 8:111–121.
12. Requa, R., Garrick, J. (1981). Injuries in interscholastic wrestling. *Physician Sports Med*, 9:44–51.
13. Strauss, R.H., Lanese, R.R. (1982). Injuries among wrestlers in school and college tournaments. *JAMA*, 248:2016–2019.
14. Jarret, G.J., Orwin, J.F., Dick, R.W. (1998). Injuries in Collegiate Wrestling. *Am J Sports Med*, 26(5):674-80
15. Powell, J.W., Barber-Foss, K.D. (1999). Traumatic brain injury in high school athletes. *JAMA*, 282:958–963.
16. Pasque, C.B., Hewett, T.E. (2000). A prospective study of high school wrestling injuries. *Am J Sports Med*, 28:509–515.
17. Agel, J., Ransone, J., Dick, R., Oppliger, R., Marshall, S.W. (2007). Descriptive Epidemiology of Collegiate Men's Wrestling Injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988-1989 through 2003-2004. *J Athl Train*, 42(2):303-10.
18. Yard, E.E., Collins, C.L., Dick, R.W., Comstock, R.D. (2008). An Epidemiologic Comparison of High School and College Wrestling Injuries. *Am J Sports Med*, 36(1):57-64.
19. Yard, E.E., Comstock, R.D. (2008). A comparison of pediatric freestyle and Greco-Roman wrestling injuries sustained during a 2006 US national tournament. *Scand J Med Sci Sports*, 18(4):491-7

۲۰. علیزاده و همکاران. آسیب‌ها در ۱۰ رشته ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تهران.

21. Powell, J.W., Barber-Foss, K.D. (1999). Injury Patterns in Selected High School Sports: A Review of the 1995-1997 Seasons. *J Athl Train*, 34(3):277-284
22. Lorish, T.R., Rizzo, T.D. Jr, Ilstrup, D.M., Scott, S.G. (1992). Injuries in adolescent and preadolescent boys at two large wrestling tournaments. *Am J Sports Med*, 20:199-202.
23. Huffman, E.A., Yard, E.E., Fields, S.K., Collins, C.L., Comstock, R.D. (2008). Epidemiology of Rare Injuries and Conditions Among United States High School Athletes During the 2005-2006 and 2006-2007 School Years. *J Athl Train*, 43(6):624-30
24. Fu. F.H., Stone, D.A. (2001). *Sports Injuries: Mechanisms, Prevention & Treatment*. 2nd Edition. Lippincott Williams & Wilkins.
25. Hewett, T.E., Pasque, C., Heyl, R., Wroble, R. (2005). Wrestling Injuries. In *Epidemiology of Pediatric Sports Injuries*. (eds): Caine, D.J., Maffulli, N. *Med Sport Sci*. Basel, Karger, 2005, vol 48, pp 152-178
26. Nakagawa, Y., Minami, K., Arai, T., Okamura, Y., Nakamura, T. (2004). Cervical spinal cord injury in sumo wrestling: a case report. *Am J Sports Med*, 32(4):1054-8
27. Mueller, F.O., Cantu, R.C. (1990). Catastrophic injuries and fatalities in high school and college sports, fall 1982-spring 1988. *Med Sci Sports Exerc*, 22:737-741.
28. The National Center for Catastrophic Sports Injury Research. Twenty-fourth Annual Report: Fall of 1982- Spring of 2006. Available from: <http://www.unc.edu/depts/nccsi/> (accessed 10 Dec 2007)
29. Boden, B.P., Lin, W., Young, M., Mueller, F.O. (2002). Catastrophic injuries in wrestlers. *Am J Sports Med*, 30:791-795.
30. Lauder milk, J. (1988). *Catastrophic injuries in junior high school and high school wrestling: A five seaso study*. Chapel Hill, University of North Carolina.
31. Bailes, J.E., Hadley, M.N., Quigley, M.R., Sonntag, V.K., Cerullo, L.J. (1991). Management of athletic injuries of the cervical spine and spinal cord. *Neurosurgery*, 29:491-497.
32. Granhed, H., Morelli, B. (1988). Low back pain among retired wrestlers and heavyweight lifters. *Am J Sports Med*, 16:530-3.

33. Lundin, O., Hellstrom, M., Nilsson, I., Sward, L. (2001). Back pain and radiological changes in the thoraco-lumbar spine of athletes. A long-term follow-up. *Scand J Med Sci Sports*, 11:103-9.
34. Rossi, F., Dragoni, S. (1990). Lumbar spondylolysis: occurrence in competitive athletes. Updated achievements in a series of 390 cases. *J Sports Med Phys Fitness*, 30:450-2.
35. Bono, C.M. (2004). Low-Back Pain in Athletes. *J Bone Joint Surg Am*, 86:382-396

ارتباط بین انحنای صفحه ساجیتال ستون فقرات و کنترل وضعیت بدنی پویا

*دکتر فریبرز هوانلو^۱، هادی اکبری^۲، سوسن خادمی نژاد^۳

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۰/۱/۱۵

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۸/۱

چکیده

با توجه به نقش مهم تعادل در جنبه‌های مختلف زندگی و لزوم بررسی عوامل مؤثر بر آن، پژوهش حاضر، با هدف بررسی ارتباط بین انحنای ستون فقرات در صفحه ساجیتال و کنترل وضعیت بدنی پویا انجام شد. در این پژوهش که از نوع همبستگی است، ۴۵ پسر (سن 13 ± 1 سال، وزن 56 ± 6 کیلوگرم و قد 161 ± 9 سانتی‌متر) از طریق نمونه‌گیری ساده و در دسترس شرکت کردند. وضعیت ستون فقرات آزمودنی‌ها، با استفاده از دستگاه اسپاینال موس^۴ بررسی شد و از آزمون استاراکسکورژن (SEBT)^۵ نیز برای ارزیابی کنترل وضعیت بدنی پویا استفاده شد. داده‌ها با استفاده از آمار توصیفی و رگرسیون چندمتغیره در سطح معنی‌داری $0.05 \leq \alpha$ تجزیه و تحلیل شدند. نتایج نشان داد دو متغیر لوردوز و کایفوز، با هم می‌توانند ۱۱٪ از تغییرات میزان دست‌یابی در جهت قدمی را تبیین کنند که این میزان از نظر آماری معنی‌دار بوده است ($R^2_{adjusted} = 0.11$). $(F_{2,42} = 3.60, P_{value} = 0.036)$ و با توجه به ضریب β مثبت و بزرگ‌تر متغیر پیش‌گویی لوردوز دارد، اما انحنای ستون فقرات در صفحه ساجیتال رابطه معنی‌داری با میزان فاصله دست‌یابی در جهت‌های خلفی، داخلی و خارجی نداشتند. بر اساس نتایج می‌توان گفت، با وجود اثرات منفی افزایش میزان طبیعی انحراف‌های ستون فقرات در صفحه ساجیتال، این مسئله توانسته است بر اجرای فعالیت‌هایی که نیاز به کنترل وضعیت بدنی پویا دارند اثر گذاشته و در بعضی موارد، حتی به حفظ تعادل پویای فرد کمک کند.

کلید واژه‌های فارسی: کایفوز، لوردوز، کنترل وضعیت بدنی پویا.

E-mail: fhovanloo@yahoo.com

۱. استادیار دانشگاه شهید بهشتی

۲. مربی دانشگاه زابل

۳. کارشناس تربیت بدنی و علوم ورزشی

4. Spinal mouse

5. Star excursion balance test

مقدمه

ستون فقرات به عنوان محور بدن، برای برآوردن نیازهای مکانیکی متضاد چون ثبات و تحرک ویژگی‌های ساختاری خاصی دارد (۱)؛ از جمله این ویژگی‌ها، قوس‌هایی است که در استحکام ستون فقرات نقش بسیار مهمی ایفا می‌کنند. این قوس‌ها نه تنها باعث افزایش جذب فشار توسط ستون فقرات می‌شوند، بلکه به کارایی عضلات مرتبط با ستون فقرات نیز کمک می‌کنند (۲). ساختار بدنی، نشان‌دهنده نحوه قرارگیری قسمت‌های مختلف بدن در ارتباط با یکدیگر و نیز چگونگی قرارگیری آنها نسبت به سطح اتکاست. وضعیت بدنی ایده‌آل توسط نشانگرهای خاص تعیین می‌شود که هم‌راستا با نیروی ثقل‌اند و تا حد امکان آن را نزدیک به تعادل فیزیولوژیکی نگاه می‌دارد. برخی اختلالات در راستای وضعیت بدن می‌تواند موجب تغییراتی در هم‌راستایی قسمتی از بدن نسبت به بخش دیگر شود یا تغییراتی در راستای مرکز ثقل بدن نسبت به سطح اتکا ایجاد کند که به نوبه خود، حرکات لازم برای حفظ وضعیت بدنی مناسب و تعادل را محدود کرده، با تغییر نحوه توزیع وزن بدن بر ساختارهای بیولوژیک مانند مفاصل و بافت‌های اطراف آن، تغییراتی در این ساختارها ایجاد می‌کند. این فشار غیرطبیعی می‌تواند بر انحناهای ستون فقرات اثر بگذارد و باعث تشدید ناهنجاری در آنها شود (۳).

کایفوز سینه‌ای به‌طور طبیعی در هر فردی وجود دارد، اما افزایش آن به عارضه‌های پیرکایفوز منجر می‌شود. هایپرکایفوز، اغلب به علت افزایش لوردوز در ناحیه کمر یا در اثر عادت‌های وضعیتی نامناسب به‌وجود می‌آید (۴). از آنجا که قوس‌های ستون فقرات روی هم تأثیر می‌گذارند و یکدیگر را جبران می‌کنند، افزایش کایفوز می‌تواند با تأثیر بر قوس‌های دیگر مانند لوردوز کمری، موجب تغییرات بیومکانیکی ستون فقرات شود (۱). بر این اساس، با کاهش قوس‌ها (مانند پشت صاف^۱) و یا افزایش آنها (مانند پشت تاب‌دار^۲) ستون فقرات از لحاظ بیومکانیکی به سمت بی‌ثباتی پیش خواهد رفت (۵).

کنترل وضعیت بدنی پویا به معنی کنترل وضعیت بدن در فضا با حفظ دو عامل ثبات و جهت‌دهی، در شرایطی است که علاوه بر نیروی وزن، نیروهای درونی یا بیرونی برهم‌زننده تعادل نیز وجود دارد (۶). این شکل از کنترل وضعیت بدنی تقریباً در هر نوع از فعالیت ورزشی مثل پرتاب پنالتهی در بسکتبال، ضربه بک هند در تنیس یا شوت در فوتبال حائز اهمیت است (۷)؛ برای مثال، کنترل مناسب بدن امکان تمرکز کامل بر وظیفه حرکتی را برای دست فراهم

1. Flat back
2. Sway back

می‌کند. ورزشکار در تمام جهات به کنترل وضعیت بدنی پویا نیاز دارد و این عامل بخش بسیار مهمی از قابلیت‌های ورزشی و فعالیت‌های روزمره مانند راه رفتن، دویدن، بالا رفتن و ... را تشکیل می‌دهد (۷). شناسایی عواملی که در پایداری نقش دارند، می‌تواند به پیش‌بینی بروز آسیب‌های ناشی از ضعف پایداری وضعیت بدنی کمک کند.

تحقیقات متعددی، انحناهای ستون فقرات در صفحه ساجیتال را در افراد مسن بررسی کرده‌اند و اشاره می‌کنند که کایفوز با کاهش تراکم استخوان، به هم خوردن تناسب بدنی، کاهش قدرت عضلات (۸، ۹)، کاهش توانایی‌های تعادلی (۸-۱۳) و اختلال در شیوه گام برداری^۱ (۱۴) همراه است. در این مورد، ارتباط ثبات ایستا و شاخص‌های وضعیت بدنی در اسکولیوسیس نوجوانی ایدئوپاتیک (۱۵) نیز گزارش شده است، اما با وجود اهمیت فراوان این موضوع، در مورد ارتباط انحناهای ستون فقرات در صفحه ساجیتال با کنترل وضعیت بدنی، هنوز اطلاعات دقیقی در دسترس نیست و تحقیقات انجام شده، کنترل وضعیت بدنی را در افراد مسن استئوپروتیک هایپرکایفوتیک ارزیابی کرده‌اند که با توجه به اثر شناخته شده سن بر کنترل وضعیت بدنی و وجود تغییرات استئوپروتیک، تعمیم نتایج آنها با مشکل مواجه می‌شود. از سوی دیگر، به علت ارتباط کایفوز با لوردوز (۱، ۱۶) هنوز مشخص نیست که آیا لوردوز بر تعادل بیشتر تأثیر می‌گذارد یا کایفوز، بر این اساس، هدف از انجام این تحقیق بررسی ارتباط بین انحناهای ستون فقرات در صفحه ساجیتال و کنترل وضعیت بدنی پویاست.

روش‌شناسی پژوهش

این پژوهش از نوع همبستگی است و نمونه‌های تحقیق به روش نمونه‌گیری در دسترس، از بین دانش‌آموزان مدارس راهنمایی منطقه ۳ تهران انتخاب شدند. در این بررسی، ۴۵ پسر با میانگین سن 13 ± 1 سال، وزن 56 ± 6 کیلوگرم و قد 161 ± 9 سانتیمتر شرکت کردند. افرادی که سابقه آسیب‌دیدگی در اندام تحتانی، بیماری‌های عصبی-عضلانی-اسکلتی، جراحی ستون فقرات، تروما و بی‌نظمی‌های تعادلی داشتند، از تحقیق خارج شدند. همچنین افرادی که هنگام تحقیق کمردرد داشتند از تحقیق حذف شدند؛ چون احتمال می‌رفت که درد روی وضعیت بدنی آنها اثر بگذارد.

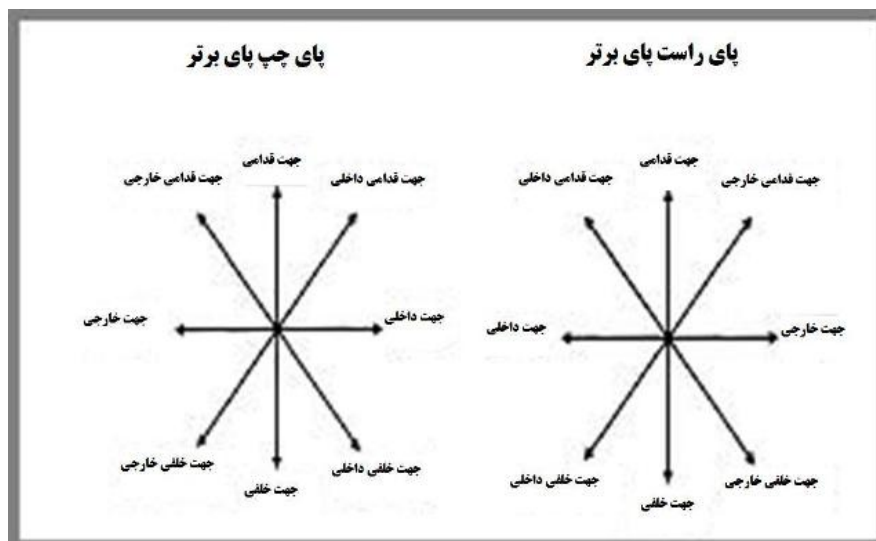
پس از مشخص شدن نمونه‌های تحقیق و کسب رضایت نامه از والدین، آزمودنی‌ها به منظور گردآوری اطلاعات لازم، پرسشنامه‌ای حاوی مشخصات عمومی تکمیل کردند. به منظور سهولت در اندازه‌گیری، آزمودنی‌ها پوشش مناسبی به تن می‌کردند، به نحوی که تمام ستون فقرات از

گردن تا بالای ناحیه سرینی در معرض دید باشد. وضعیت ستون فقرات توسط دستگاه اسپینال موس (محصول کمپانی iddiag کشور سوئیس) بررسی شد که اعتبار و روایی خوبی دارد (۱۷-۱۹). برای بررسی ستون فقرات آزمودنی به حالت راحت و معمولی می‌ایستادند و برای به‌دست آوردن وضعیتی نسبتاً طبیعی از ستون فقرات از آنها خواسته می‌شد تا به ترتیب این حرکات را انجام دهند: ۱۰ بار راه رفتن در طول محل آزمون، ۳ بار چرخاندن شانه به سمت جلو و عقب، ۵ بار حرکت دادن سر و گردن به سمت جلو و عقب و انجام دم و بازدم عمیق (۳).

وضعیت ستون فقرات در سطح ساجیتال و فرونتال (در سطح فرونتال، به‌منظور اطمینان از نبود اسکولیوز)، با استفاده از دستگاه اسپینال موس به این صورت ارزیابی شد: پس از قرارگیری آزمودنی در حالت ایستاده و کسب وضعیتی نسبتاً طبیعی، مهره هفتم گردنی توسط محقق مشخص و سپس، دستگاه اسپینال موس فعال می‌شد و غلتک‌های موشواره، بالا و پایین مهره هفتم گردن قرار می‌گرفتند. حرکت موشواره در امتداد ستون مهره‌ها رو به پایین تا لبه بالایی مهره S۲ کشیده می‌شد. هم‌زمان با آن، مسیر حرکت و شکل ستون مهره‌ها روی صفحه نمایش ثبت می‌شد. اندازه‌گیری قوس‌های ستون فقرات، دو بار تکرار و میانگین آن به عنوان مقادیر لوردوز و کیفوز ثبت می‌شد. افراد دارای ناهنجاری اسکولیوز از تحقیق کنار گذاشته شدند.

پس از ۱۰ دقیقه گرم کردن عمومی و ۵ دقیقه حرکات کششی، کنترل وضعیت بدنی پویا، با استفاده از آزمون استاراکسکورژن^۱ ارزیابی شد که تکرار پذیری خوبی دارد (۲۰-۲۳). در این آزمون، هشت جهت، با زاویه ۴۵ درجه نسبت به یکدیگر، به شکل ستاره روی زمین رسم می‌شود. گفتنی است، در این پژوهش فقط از چهار جهت قدامی، خلفی، داخلی و خارجی کنترل وضعیت بدنی پویا بررسی شد. به‌منظور نرمال و قابل مقایسه بودن اطلاعات به‌دست آمده از این آزمون، طول واقعی پا از خار خاصره‌ای فوقانی قدامی تا قوزک داخلی اندازه‌گیری شد (۲۰، ۲۲). پس از توضیحات لازم در خصوص نحوه اجرای آزمون توسط آزمونگر، هر یک از آزمودنی‌ها، ابتدا هر جهت را شش مرتبه با فاصله ۱۵ ثانیه استراحت، تمرین می‌کردند تا روش اجرای آزمون را فرا گیرند. ضمناً قبل از شروع آزمون، پای برتر آزمودنی‌ها نیز تعیین شد (با این سؤال که آزمودنی در فوتبال، بیشتر تمایل دارد با کدام پا شوت بزند) تا در صورتی که پای راست اندام برتر باشد، آزمون، خلاف جهت عقربه‌های ساعت و اگر پای چپ پای برتر بود، در جهت عقربه‌های ساعت انجام شود (شکل ۱). در این آزمون، آزمودنی در مرکز ستاره می‌ایستد، روی پای برتر قرار می‌گیرد و با پای دیگر، تا آنجا که خطا نکند (یعنی پا از مرکز ستاره حرکت نکند، روی پایي که عمل دستیابی انجام می‌دهد تکیه نکند یا شخص نیفتد) در جهتی که

آزمونگر به صورت تصادفی تعیین می‌کند، عمل دست‌یابی را انجام می‌دهد و آن‌گاه به حالت طبیعی روی دو پا برمی‌گردد. فاصله محل تماس پای آزاد تا مرکز ستاره، فاصله دست‌یابی است. برای همسان سازی داده‌های این آزمون، فاصله به دست آمده در هر جهت، بر اندازه طول پای فرد (بر حسب سانتی‌متر) تقسیم و سپس در عدد ۱۰۰ ضرب می‌شود تا فاصله دست‌یابی بر حسب درصدی از اندازه طول پا به دست آید (۲۰، ۲۲). آزمودنی‌ها هر یک از جهت‌ها را سه بار انجام داد و در نهایت، میانگین آنها برای ارزیابی کنترل وضعیت بدنی پویا محاسبه شد. برای تجزیه و تحلیل اطلاعات و بررسی رابطه انحنای ستون فقرات در صفحه ساجیتال؛ یعنی کایفوز و لوردوز و چهار جهت قدامی، خلفی، داخلی و خارجی از آمار توصیفی و رگرسیون چندمتغیره در سطح معنی‌داری $\alpha \leq 0/05$ ، توسط نرم افزار SPSS استفاده شد. شکل ۱ تصویر آزمون استار اکسکورژن را برای ارزیابی کنترل وضعیت بدنی پویا نشان می‌دهد.



شکل ۱. تصویر آزمون استار اکسکورژن برای ارزیابی کنترل وضعیت بدنی پویا

نتایج

نتایج رگرسیون چند متغیری مربوط به رابطه انحنای ستون فقرات در صفحه ساجیتال با جهت قدامی (جدول ۱) نشان داد در مجموع، دو متغیر لوردوز و کایفوز، می‌توانند با هم ۱۱٪ از تغییرات میزان دست‌یابی در جهت قدامی را تبیین کنند و این مقدار از نظر آماری (در سطح $0/05$) معنی‌دار است ($F_{2,42}=3/60$, $P_{value}=0/036$, $R^2_{adjusted}=0/11$) و از طرفی ضریب β متغیر

پیش‌گویی‌کننده لوردوز در جهت قدامی، مثبت و بزرگ‌تر از کایفوز است، اما انحنای ستون فقرات در صفحه ساجیتال با میزان فاصله دست‌یابی در جهت‌های خلفی، داخلی و خارجی رابطه معنی‌داری ندارد؛ در نتیجه، انحنای ستون فقرات در صفحه ساجیتال فقط می‌توانند در جهت قدامی پیش‌گویی‌کننده مهمی برای تعادل باشند که در این میان، نقش لوردوز بیشتر از کایفوز بیشتر است.

جدول ۱. نتایج رگرسیون چندمتغیری مربوط به همبستگی انحنای ستون فقرات در نمای ساجیتال با جهت‌های قدامی، خلفی، داخلی و خارجی SEBT

متغیر ملاک	متغیر پیش‌بینی شده	r	p	r ²	r ² تنظیم شده	P	B
جهت قدامی (A)	لوردوز	۰/۳۷*	۰/۰۰	۰/۱۵	۰/۱۱	۰/۰۳	۰/۳۹
	کایفوز	۰/۰۲	۰/۴۲				-۰/۰۷
جهت خلفی (P)	لوردوز	۰/۱۰	۰/۲۵	۰/۰۱	-۰/۰۳	۰/۷۶	۰/۰۹
	کایفوز	۰/۰۷	۰/۳۲				۰/۰۴
جهت داخلی (M)	لوردوز	-۰/۲۰	۰/۰۸	۰/۰۴	-۰/۰۲	۰/۳۹	۰/۲۰
	کایفوز	۰/۰۷	۰/۳۲				۰/۰۱
جهت خارجی (L)	لوردوز	۰/۲۱	۰/۰۷	۰/۰۵	۰/۰۰	۰/۳۳	۰/۲۰
	کایفوز	۰/۱۰	۰/۲۴				۰/۰۵

بحث و نتیجه‌گیری

هدف این پژوهش بررسی ارتباط بین انحنای ستون فقرات در صفحه ساجیتال و کنترل وضعیت بدنی پویا بود. همان‌طور که نتایج نشان داد، انحنای ستون فقرات در صفحه ساجیتال فقط توانستند پیش‌گویی‌کننده مهمی در جهت قدامی باشند. با توجه به ضریب β مثبت و بزرگ‌تر متغیر پیش‌گویی‌کننده لوردوز، می‌توان احتمال داد که نقش لوردوز در تعادل در جهت قدامی مهم‌تر از کایفوز است. همچنین نتایج نشان داد انحنای ستون فقرات در صفحه ساجیتال، با جهت‌های خلفی، داخلی و خارجی رابطه‌ای نداشتند. پژوهش مشابهی یافت نشد که ارتباط بین انحنای ستون فقرات در صفحه ساجیتال و کنترل وضعیت بدنی پویا را در نوجوانی بررسی کرده باشد و تحقیقات موجود اغلب، گروه سنی بالاتر را شامل می‌شود؛ به عنوان مثال لین و سیناکی (۱۹۹۷) افزایش نوسان در وضعیت بدنی پویای زنان مسن کایفوتیک را گزارش کردند (۸). سیناکی (۲۰۰۵) با مقایسه افراد استئوپروتیک کایفوتیک با افراد سالم در گروه کنترل، به این نتیجه رسید که افراد کایفوتیک، در مقایسه با افراد سالم،

در جهت قدامی خلفی نوسان کمتر و در جهت طرفی نوسان بیشتری دارند (۱۱). آرنولد (۲۰۰۵) بین میزان کایفوز زنان مسن و سابقه سقوط و اختلال تعادل رابطه معنی‌داری مشاهده کردند (۱۳)، اما، در این سری مطالعات، کاهش توانایی‌های تعادلی (۹-، ۱۰، ۱۲) در افراد استئوپروتیک هایپرکایفوتیک وجود داشته است؛ بنابراین به دلیل اثر شناخته‌شده سن بر کنترل وضعیت بدنی و وجود تغییرات استئوپروتیک نمی‌توانیم یافته‌های این پژوهش را با پژوهش‌های گذشته مقایسه کنیم.

قوس کمر به دلیل تحمل وزن بالاتنه و ارتباط مستقیم آن با لگن خاصره اهمیت ویژه‌ای دارد، به طوری که هرگونه افزایش یا کاهش آن می‌تواند بر تعادل بدن تأثیر گذاشته، سبب ناهنجاری‌های مختلفی در ناحیه کمری- لگنی شود (۲۴). عضلات خم‌کننده و بازکننده ران نقش مهمی در وضعیت قوس کمر دارند (۲۴).

در جریان اجرای آزمون SEBT، برای کسب موقعیت مناسب مفصل و قدرت عضلات حمایت‌کننده آن به کنترل عصبی- عضلانی نیاز است (۲۱). اولمستد و همکارانش (۲۰۰۳) در مطالعات خود دریافتند که پای اتکا حین انجام آزمون، حرکات دورسی فلکشن مچ پا، فلکشن زانو و فلکشن ران دارد؛ بنابراین اندام تحتانی به دامنه حرکتی کافی، قدرت و فعالیت گیرنده‌های عمقی مناسب و کنترل عصبی- عضلانی نیاز دارد (۲۵). ارل و هرتل (۲۰۰۱) نشان دادند که SEBT به‌طور مستقیم به فعالیت اندام تحتانی به‌جز عضله دوقلو وابسته است (۲۳). افزایش درجه طبیعی انحنای ستون فقرات در صفحه ساجیتال و بهبود تعادل در جهت قدامی ممکن است به این علت باشد که انحراف وضعیتی که موجب تغییر در راستای استخوان‌ها و عضلات در برگرفته آنها می‌شود، در برخی موارد می‌تواند مزیتی مکانیکی برای بهبود سرعت یا تعادل باشد (۲۶-۲۷). عضله چهارسرانی در زمان اجرای آزمون استاراکسکورژن، بیشترین فعالیت را در جهت قدامی دارد؛ بدین دلیل که برای انجام این آزمون در جهت قدامی، فرد باید به عقب تکیه دهد و تنه در حالت اکستنشن باشد تا بتواند تعادل خود را حفظ کند (۲۳). در این وضعیت، نیروی جاذبه عمل‌کننده بر بالاتنه باعث گشتاور زیاد فلکشن زانو می‌شود که باید توسط گشتاور اکستنشن (انقباض اکسنتریک) تولیدشده توسط عضله چهارسر ران کنترل شود (۲۳). احتمالاً به دلیل وجود ارتباط بین درجه قوس کمر (لوردوز) با عضلات همسترینگ و چهارسر، عضلات فلکسور ران (از جمله راسترانی یکی از عضلات چهارسر) در کسانی که لوردوز کمری بیشتری دارند، کوتاه‌تر و قوی‌تری از کسانی است که لوردوز کمری کمتری دارند (۲۸)؛ بنابراین آزمودنی‌ها در جهت قدامی که عضلات چهارسر رانی نقش مهمی دارند، فاصله دست‌یابی بیشتری ایجاد می‌کنند و در نتیجه، تعادل آن‌ها در

جهت قدامی بهتر می‌شود. به دلیل تأثیر قوس‌های ستون فقرات بر یکدیگر (۱، ۱۶) لوردوز و کایفوز توانستند با هم ۱۱٪ از تغییرات میزان دست‌یابی در جهت قدامی را تبیین کنند که این مقدار از نظر آماری (در سطح ۰/۰۵) معنی‌دار بوده است، ولی به دلیل اینکه قوس کمر در ارتباط مستقیم با لگن خاصره است؛ سهم لوردوز در تعادل در جهت قدامی بیشتر از کایفوز بوده است. در این پژوهش، انحنای ستون فقرات در صفحه ساجیتال رابطه‌ای با جهت‌های داخلی و خارجی نداشتند که احتمالاً به این دلیل است که آزمودنی‌ها در نمای فرونتال ناهنجاری نداشته‌اند.

با توجه به نتایج تحقیق می‌توان گفت با وجود اثرات سوء افزایش میزان طبیعی انحراف‌های ستون فقرات در صفحه ساجیتال، این مسئله توانسته است بر اجرای فعالیت‌هایی که نیاز به کنترل وضعیت بدنی پویا دارند اثر گذارد و در بعضی جهات، به حفظ تعادل پویای فرد کمک کند.

منابع:

1. Kapandji, I.A. (1998). *The Physiology of the Joints: Annotated Diagrams of the Mechanics of the Human Joints*. 2nd ed. London: Churchill Livingstone.
2. Gelb, D.E., Lenke, L.G., Bridwell, K.H., Blanke, K., McEnery, K.W. (1995). An analysis of sagittal spinal alignment in 100 asymptomatic middle and older aged volunteers. *Spine*, 20(12):1351-1358.
3. Starkey, C., Rayan, J. (2002). Evaluation of orthopedic & athletic injuries. pp: 52-86.
4. Fon, G.T., Pitt, M.J., Theis, A.C. (1980) Thoracic Kyphosis: Range in normal subjects. *Am J Roent*, 134: 979-983.
5. Sinaki, M., Mikkelsen, B.A. (1984). Postmenopausal spinal osteoporosis: flexion versus extension exercises. *Arch Phys Med Rehabil*, 65:593-596.
6. Beighton, P., Grahame, R., Bird, H. (1999). *Hypermobility of joints*. 3rd ed. London: Springer-Verlag.
7. Gribble, P.A., Hertel, J., Denegar, C.R., Buckley, W.E. (2004). The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. *J Athl Train*, 39(4):321-329.
8. Lynn, S.G., Sinaki, M., Westerlind, K.C. (1997). Balance characteristics of persons with osteoporosis. *Arch Phys Med Rehabil*, 78:273-277.
9. Overstall, P.W., Exton-Smith, A.N., Imms, F.J., Johnson, A.L. (1977). Falls in the elderly related to postural imbalance. *Br Med J*, 1:261-264.

10. Kebaetse, M., McClure, P., Pratt N.E. (1999). Thoracic position effect on shoulder range of motion, strength and three-dimensional scapular kinematics. *Arch Phys Med Rehabil*, 80:945-950.
11. Sinaki, M., Brey, R.H., Hughes, C.A., Larson, D.R., Kaufman, K.R.(2005) Balance disorder and increased risk of falls in osteoporosis and kyphosis: significance of kyphotic posture and muscle strength. *J Osteoporos Int*, 16:1004–1010.
12. Horak, F.B., Shupert, C.L., Mirka, A. (1989). Components of postural dyscontrol in the elderly: a review. *Neurobiol Aging*, 10:727–738.
13. Arnold, C.M., Busch, A.J., Schachter, C.L., Olszynski, W. (2005). The relationship of intrinsic fall risk factors to a recent history of falling in older women with osteoporosis. *J Orthop Sports Phys Ther*, 7:452-460.
14. Sinaki, M., Brey, R.H., Hughes, C.A., Larson, D.R., Kaufman, K.R. (2004). Balance disorder and increased risk of falls in osteoporosis and kyphosis: significance of kyphosis posture and muscle strength. *Osteoporos Int*, 16:1004-1010.
15. Nault, M.L., Allard, P., Hinse, S., Blanc, R.L., Caron, O., Labelle, H., Sadeghi, H. (2002). Relation between stability and body posture parameters in adolescent idiopathic scoliosis. *J Spine*, 27: 1911-1017.
16. Willner, S., Johnson, B. (1983). Thoracic kyphosis and lumbar lordosis during the growth period in children. *Acta Pediatric Scand*, 72:873-878.
17. Green, D.M. (2004). Spinal mobility: Sagittal range of motion measured with the Spinal Mouse, a new non-invasive device. *Arch Orthopedic and Trauma Surgery*: [Epub ahead of print].
18. Mannion, A.F., Knecht, K., Balaban, G., Dvorak, J., Grob, D. (2004). A New Skin-Surface Device for Measuring the Curvature and Global and Segmental Ranges of Motion of the Spine: Reliability of the Measurements and Comparison with Data Reviewed from the Literature. *Euro Spine J*, 13:122-136.
19. Schulz, S. (1999). Measurement of Shape and Mobility of the Spinal Column: Validation of the Spinal Mouse by Comparison with Functional Radiographs. Doctoral theses.
20. Gribble, P. (2003). The star excursion balance test as a measurement tool. *Athl Ther Today*, 8(2):46-47.
21. Gribble, P., Hertel, J. (2003). Considerations for the normalizing measures of the star excursion balance test. *Measurments Phys Educ Exer Sci*, 7:89-100.
22. Kinzey, S.J., Armstrong, C.W. (1998). The reliability of the star-excision test in assessing dynamic balance. *J Orthop Sports Phys Ther*, 27(5):356-360.

23. Earl, J.E., Hertel, J. (2001). Lower-extremity muscle activation during the star excursion balance tests. *J Sport Rehabil*, 10:93-104.
24. Kendall, F.P., McCreary, E.K., Provance, P. (2005). *Muscles Testing and Function: With Posture and Pain*. 5th ed. Williams & Wilkins.
25. Olmsted, L.C., Carcia, C.R., Hertel, J., Shultz, S.J. (2003). Efficiency of the star excursion balance test in detecting reach deficits in subjects with chronic ankle instability. *J Athl Train*, 3:501-506.
26. Bloomfield, J. (1989). Modifying human physical capacities and technique to improve performance. *Sports coach*, 3:19-25.
۲۷. بلومفیلد، آکلند، الیوت، (۱۳۸۲). «بیومکانیک و آناتومی کاربردی در ورزش». ترجمه سعید ارشم. تهران: انتشارات فر دانش پژوهان، پژوهشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی.
28. Lee, L.W., Kerrigan, D.C.(1997). Dynamic implications of hip flexion contractures. *Am J Phys Med & Rehabil*, 76:502-508.