ارتباط بین ناهنجاری کف پای صاف با زاویه Q و زانو درد

امیر لطافت‌کار*، شهرزاد زندی[1]، مجید خدایی[2]، جعفر بلالی وشمه‌سرا[3]، مریم مزیدی[4]

چکیده

مقدمه: طبق نظریه زنجیره حرکتی Janda (Janda's kinetic chain theory) اختلال به وجود آمده در یک مفصل می‌تواند مفاصل نزدیکتر را نیز متأثر سازد. هدف پژوهش حاضر، بررسی ارتباط بین ناهنجاری کف پای صاف با زاویه Q و زانو درد در کشتی‌گیران سبک آزاد ایران بود.

مواد و روش‌ها: برای اجرای این تحقیق ۲۰ کشتی‌گیر تیم ملی با میانگین سنی ۰/۸۶ ± ۱۹/۱۱ سال، وزن ۱۸/۴ ± ۷۰/۵ کیلوگرم و قد ۹/۱ ± ۱۷۳/۲ سانتی‌متر انتخاب شدند. برای اندازه‌گیری کف پای صاف از افت ناوی (افت استخوان ناویکولار- روش Brody و همکاران)، برای اندازه‌گیری زاویه Q زانو از گونیامتر و برای اندازه‌گیری درد زانو از خط‌کش درد VAS (Visual analog scale) استفاده گردید. برای تجزیه و تحلیل آماری از برنامه آماری $SPSS_{۱۸}$ و آزمون آماری Pearson در سطح معنی‌دار ۰/۰۵ استفاده شد. همچنین از آزمون ICC (Interclass correlation coefficient) برای بررسی تکرارپذیری داده‌های اندازه‌گیری شده، استفاده شد.

یافته‌ها: رابطه معنی‌داری بین ناهنجاری کف پای صاف و زانو درد در بین کشتی‌گیران یافت شد (r = ۰/۶۸۶). رابطه معنی‌دار بین افزایش زاویه Q در پای برتر و زانو درد مشاهده گردید (r = ۰/۹۴۹). همچنین رابطه معنی‌دار ضعیفی بین افزایش زاویه Q در پای برتر و کف پای صاف مشاهده شد (r = ۰/۲۷۸).

نتیجه‌گیری: با توجه به نتایج حاصل از این تحقیق می‌توان نتیجه‌گیری کرد که بر اساس سیستم زنجیره حرکتی، ناهنجاری کف پای صاف شاید باعث چرخش جانبی پاتلا و در نهایت افزایش زاویه Q شده و این عامل منجر به درد زانو در کشتی‌گیران سبک آزاد می‌شود.

کلید واژه‌ها: تئوری زنجیره حرکتی، زانو درد، ناهنجاری کف پای صاف

تاریخ دریافت: ۹۰/۶/۵
تاریخ پذیرش: ۹۱/۱/۲۷

مقدمه

بدن انسان شامل مکانیزم‌های سازگاری و تکاملی حیرت آوری است (۱). ساختار بدن انسان متشکل از عضلات، استخوان‌ها و اعصاب است که این ساختارها به طور کامل با یکدیگر در ارتباط می‌باشند (۲). ساختارهای بدن انسان شامل سیستم عضلانی، اسکلتی و عصبی است که در کل به این مجموعه سیستم عصبی- عضلانی- اسکلتی (Neuromusculoskeletal system یا NMS) گفته می‌شود و سیستم قلبی- عروقی (Cardiovascular system) به عنوان سیستم حمایت کننده این سیستم نامگذاری شده است و برای عملکرد آن ضروری می‌باشد (۶-۱). این مجموعه متشکل از صدها عضله و استخوان و میلیون‌ها عصب است که درمجموع به عنوان یک واحد یا زنجیره (Chain) برای تولید یک حرکت و جابجایی (Movement and motion)

* دکتری، گروه طب ورزشی و بهداشت، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران
Email: kh_letafat@yahoo.com
۱- دکتری، گروه طب ورزشی و بهداشت، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران
۲- دکتری، گروه مدیریت ورزشی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران
۳- عضو هیأت علمی، گروه طب ورزشی، دانشکده تربیت بدنی، دانشگاه تهران، تهران، ایران
۴- کارشناسی ارشد، گروه طب ورزشی، دانشگاه علوم پزشکی هرمزگان، هرمزگان، ایران

هماهنگ می‌شوند (۷).

سیستم عصبی- عضلانی- اسکلتی موتوری است که بدن را در سطوح فرونتال، ساجیتال و عرضی (Frontal, sagittal and transverse planes) حرکت داده و همزمان باعث افزایش و کاهش سرعت و ثبات (Stabilization) و پایداری در بدن می‌شود. برای ایجاد حرکت، بدن انسان باید به صورت یک زنجیره حرکتی مدنظر قرار گیرد، در غیر این صورت دردهای مزمن و تیر کشنده و آسیب‌ها و ناهنجاری‌های مختلف گریبانگیر فرد خواهد شد، که همین مورد منجر به ضعف در عملکرد بهینه فرد خواهد گردید. در واقع برای ایجاد حرکات یا مهارت‌ها، ساختارهای بدن انسان به صورت یک زنجیره هماهنگ حرکتی عمل کرده و با استفاده از مکانیزم‌های سازشی (Adaptive mechanism) هماهنگ می‌شوند (۸).

برای این که به نقش زنجیره‌ای بدن پی ببریم لازم است تا منطقه عمقی بدن و سیستم‌های ثبات دهنده بدن تشریح شوند (۹، ۱).

منطقه عمقی بدن به عنوان جعبه‌ای عضلانی در نظر گرفته می‌شود که عضلات شکم در جلو، عضلات پارا اسپاینال و گلوتئال در خلف، دیافراگم در سقف و عضلات کف لگن و عضلات کمربند لگنی در کف قرار دارند. در این جعبه ۲۹ جفت عضله وجود دارد که به ثبات ستون فقرات، لگن و زنجیره حرکتی سطحی و حرکات عملکردی کمک می‌کند. بدون وجود این عضلات، ستون فقرات و کل بدن فرد از لحاظ مکانیکی بی ثبات می‌شوند و زیر بارهای بسیار کوچک یعنی کمتر از وزن، اندام فوقانی فشرده می‌گردد. هنگامی که این سیستم به درستی کار کند، منجر به توزیع مناسب و تولید حداکثر نیرو با حداقل نیروهای فشاری، انتقالی و برشی در مفاصل زنجیره حرکتی می‌گردد. ثبات مرکزی از این لحاظ در ورزش مهم است که ثبات پروگزیمال را برای حرکت دیستال فراهم می‌کند (۱۲-۸).

عضلات مرکزی یا Core شامل دو نوع فیبر عضلانی؛ فیبرهای کند انقباض و فیبرهای تند انقباض می‌باشند (۴، ۱).

فیبرهای کند انقباض، سیستم عضلانی موضعی (Local) را تشکیل می‌دهند که به آن لایه عضلانی عمقی (Inner units) گفته می‌شود. این عضلات از لحاظ طول کوتاهتر بوده و برای کنترل حرکات بین سگمانی مناسب می‌باشند و به تغییرات وضعیت، نیروهای خارجی و اختلالات سیستم زنجیره‌ای بدن پاسخ می‌دهند. عضلات اصلی موضعی شامل عضلات عرضی شکم، مولتی فیدوس، مایل داخلی و عضلات کف لگن هستند. از سوی دیگر فیبرهای تند انقباض، سیستم عضلانی عمومی (Global) را تشکیل می‌دهند که به آن لایه عضلانی سطحی (Outer units) می‌گویند. این عضلات بلند و بازوی محرکه بزرگی هستند که اجازه تولید گشتاور و حرکات بزرگ را فراهم می‌کنند. عضلات عمومی کلیدی شامل ارکتوراسپاینه، مایل خارجی، رکتوس شکمی و مربع کمری می‌باشند. عضلات سطحی با سیستم‌های زنجیره‌ای بدن در ارتباط بوده و به حرکت و عملکرد مناسب کمک می‌کند (۱۳، ۴، ۱).

سیستم زنجیره‌ای بدن شامل سیستم طولی عمقی (عضلات ارکتور اسپاینه، تیغه عمقی فاشیای توراکولومبار، لیگامان ساکروتوبروس و عضله دو سر رانی)، سیستم خارجی (عضلات سرینی میانی و کوچک، اداکتورهای ران طرف مقابل)، سیستم مایل قدامی (عضلات مایل داخلی و خارجی شکمی، اداکتورهای ران طرف مقابل و فاشیای شکمی قدامی) و سیستم مایل خلفی (عضله پشتی بزرگ، سرینی بزرگ و فاشیای توراکولومبار) می‌باشد. برای این که سیستم‌های زنجیره‌ای بدن به درستی ایفای نقش کنند، باید سیستم‌های ثبات دهنده بدن به طور صحیحی فعال سازی شوند (۱۴، ۴).

سیستم ثبات دهنده بدن شامل سیستم کنترل عصبی- عضلانی، زیر سیستم غیر فعال (عناصر استخوانی و لیگامانی) و زیر سیستم فعال (عناصر عضلانی) می‌باشد. به بیان دیگر ثبات بدن تنها به قدرت عضلانی وابسته نمی‌باشد، بلکه ورودی‌های حسی خاص که سیستم عصبی مرکزی را در مورد تعامل بین بدن و محیط آگاه می‌کنند، بازخوردهای دایمی را فراهم می‌کنند و اجازه حفظ تعادل را حین اجرای حرکات می‌دهند. اگر سیستم‌های ثبات دهنده بدن به درستی

هماهنگ شوند، عضلات عمقی قادر خواهند بود تا حرکات خود را درست اجرا کنند. از حرکات اصلی عضلات عمقی می‌توان به فعال شدن زود هنگام این عضلات قبل از فعال شدن بخش‌های مختلف بدن اشاره کرد. به دلیل فعالیت زود هنگام، به این گروه عضلانی عضلات پیشگو (Anticipatory muscles) لقب داده‌اند (۱۵، ۴، ۱).

اختلال در سیستم زنجیره حرکتی طی مکانیزم‌هایی هم چون وضعیت بدنی ضعیف (Poor posture)، الگوهای حرکتی تکراری (Repetitive movement patterns)، آسیب دیدگی، فقدان ثبات مرکزی (Lack of core stability)، برنامه‌های تمرینی نامناسب (Poor training practices) و کاهش انعطاف پذیری و غیره به وجود می‌آید. بر اساس سیستم زنجیره حرکتی، اختلال ارتوپدیکی و یا ناهنجاری به وجود آمده در یک بخش از بدن فرد به بخش‌های دیگر منتقل می‌شود و آن‌ها را نیز متأثر می‌سازد. به طور مثال هنگامی که مچ پای فرد دچار آسیب دیدگی شود، الگوی گام برداری و گام گذاری فرد طی راه رفتن و دیگر حرکات مختل می‌شود و این عامل منجر به ایجاد اختلال در عملکرد عضلات پشت ساق پا شده و به دنبال آن الگوهای حرکتی زانو، ران، کمر و در نهایت اندام‌های فوقانی و شانه نیز متأثر می‌شوند. در واقع مشکل به وجود آمده در یک بخش از اندام تحتانی منجر به بهم ریختگی وضعیت بدنی فرد و بروز ناهنجاری‌ها و دردهای اسکلتی- عضلانی می‌شود (۱۶، ۴).

هماهنگی سیستم زنجیره‌ای بدن انسان در ورزشکاران و طی اجرای حرکات مختلف ورزشی به وضوح ملاحظه می‌شود. حال آن که اگر بخشی از ساختار عصبی- عضلانی- اسکلتی دچار نقص شود، شاید سیستم‌های دیگر به کار افتاده و درصدد جبران نقص به وجود آمده برآیند؛ در حالی که فشارهای طولانی مدت ممکن است باعث ضعف و اختلال در زنجیره حرکتی شده و منجر به بروز دردهای عضلانی- اسکلتی خواهد شد (۴).

به کاهش یا از بین رفتن درجاتی از قوس طولی داخلی، کف پای صاف گفته می‌شود (۱۷). کف پای صاف به دو دسته کف پای صاف منعطف و کف پای صاف سخت تقسیم‌بندی می‌شود. کف پای صاف منعطف می‌تواند به علت افزایش شلی لیگامنت‌ها باشد. این حالت تا سن ۶-۴ سالگی نرمال است. این وضعیت اغلب فامیلی است یا قسمتی از یک سندروم ژنرالیزه مثل مارفان، داون یا اسئوژنزیس ایمپرفکتا است و می‌تواند به علت، ضعف حرکتی و اختلالات عضلاتی باشد، مثل آن چه در هیپوتونی، دیستروفی عضلانی، ضایعات اعصاب محیطی و میلودیسپلازی و پولیومیلیت و فلج مغزی دیده می‌شود. این حالت همچنین می‌تواند به علت ناهنجاری استخوان پاشنه و یا مادرزادی باشد که فرم مادرزادی آن در بیشتر موارد هنگام تولد تشخیص داده نمی‌شود. کف پای صاف سخت همچنین می‌تواند به علل اکتسابی باشد، مانند وضعیت‌های التهابی که مفاصل میدتارسال و ساب‌تالار را درگیر می‌کند مانند آرتریت روماتوئید و آرتریت تروماتیک که به دنبال شکستگی‌های مفاصل ساب‌تالار ایجاد می‌شود (۱۹، ۱۸). علل کف پای صاف شامل اضافه وزن، بستری شدن، عدم تحرک بدنی به مدت طولانی، افزایش سن، مشاغل سرپایی نظیر آرایشگری و دندانپزشکی و نانوایی، وراثت، ضعف عضلات ناحیه ساق پا و کف پا، کوتاهی عضلات ناحیه ساق، پوشیدن کفش‌های نامناسب به مدت طولانی مانند کفش‌های تنگ، پنجه باریک و پاشنه بلند، شکستگی شدید ناحیه پا و بد جوش خوردن استخوان‌های ناحیه پا است (۱۱). کف پای صاف نرم شیوع بیشتری دارد (۲۰).

با توجه به مواردی که ذکر شد، محققان در صدد بررسی ارتباط بین یک ناهنجاری از اندام تحتانی مانند کف پای صاف با برخی دیگر از ناهنجاری‌های مفاصل بالاتر بر اساس سیستم زنجیره حرکتی هستند تا در صورت وجود ارتباط مشخص، پیشنهادات لازم جهت رفع این گونه ناهنجاری‌ها را ارایه دهند. بنابراین هدف اصلی این پژوهش بررسی ارتباط بین ناهنجاری کف پای صاف با زاویه Q و زانو درد در کشتی‌گیران سبک آزاد ایران بود. علت انتخاب کشتی‌گیران در تحقیق حاضر این بود که به دلیل تحمل وزن مداوم کشتی‌گیران در اجرای فنون مختلف بر روی کف پا و احتمال ورود ضربه‌های مختلف به پای آن‌ها در اجرای فنون، به نظر می‌رسد برخوردار بودن از قوس طبیعی در کف پا برای تحمل

وزن بهتر بتواند یکی از راهبردهای کمکی مهم برای کاهش اختلالات زنجیره‌ای متعاقب در این گروه از ورزشکاران باشد.

مواد و روش‌ها

نوع مطالعه حاضر از نوع توصیفی- همبستگی بود. آزمودنی‌های پژوهش حاضر کشتی‌گیران سبک آزاد تیم ملی ایران بودند که تعداد آن‌ها ۲۰ نفر و در رده سنی جوانان ایران عضویت داشتند و در اسفندماه سال ۱۳۸۸ برای اعزام به مسابقات سیراکوف بلغارستان در اردو به سر می‌بردند. اندازه‌گیری‌های مربوط به تحقیق حاضر در خانه کشتی جمهوری اسلامی ایران و زیر نظر مربی تیم ملی انجام گردید.

با توجه به غربالگری اولیه‌ای که انجام شد، از افراد تیم ملی کشتی سبک آزاد اعزامی به مسابقات سیراکوف بلغارستان ۱۰ نفر (۵۰ درصد) دارای ناهنجاری کف پای صاف در پای برتر (پای گارد) بودند که این افراد به عنوان گروه دارای ناهنجاری (دارای اختلال کف پای صاف) و افراد بدون ناهنجاری کف پای صاف به عنوان گروه سالم (بدون ناهنجاری) وارد این تحقیق شدند.

آزمودنی‌ها هیچ نوع دارویی که بر سیستم عصبی- عضلانی مؤثر باشد را مصرف نمی‌کردند و ۲۴ ساعت قبل از انجام اندازه‌گیری‌ها فعالیت بدنی سنگینی نداشتند. اندازه‌گیری‌ها ۲ الی ۳ ساعت بعد از صرف غذا انجام شد.

روش اجرای پژوهش

برای اجرای این تحقیق ابتدا هدف از اجرای تحقیق برای آزمودنی‌ها شرح داده شد و رضایت‌نامه کتبی شرکت در تحقیق از آزمودنی‌ها به عمل آمد. مشخصات افراد قبل از اجرای تست، در برگه مشخصات ثبت شد و سپس اندازه‌گیری‌های افت ناوی، زاویه Q و زانو درد (در هر دو پای آزمودنی‌ها) توسط گروه تحقیق انجام پذیرفت که روش اندازه‌گیری مربوط به هر کدام از موارد در بخش بعدی تحقیق ذکر شده است. همه اندازه‌گیری‌ها توسط یک محقق به عمل آمد تا این که موارد اندازه‌گیری شده دقیق باشد. افت ناوی (Navicular drop)، زاویه Q زانو و زانو درد (در هر دو پای آزمودنی‌ها) هر کدام سه بار پشت سر هم توسط محقق اندازه‌گیری شد و میانگین سه بار اندازه‌گیری به عنوان نمره فرد ثبت گردید. میزان تکرارپذیری نمره‌های مربوط به افت ناوی، زاویه Q زانو و زانو درد (در هر دو پای آزمودنی‌ها) طبق جدول ۱ به دست آمد. از آزمون ICC (Interclass correlation coefficient) برای بررسی تکرارپذیری داده‌های اندازه‌گیری شده در سه مرحله استفاده شد. در نهایت داده‌های اندازه‌گیری شده از این تحقیق بر اساس آزمون‌های آماری مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت.

جدول ۱. نتایج تکرارپذیری اندازه‌گیری با استفاده از آزمون ICC* برای افت ناوی، زاویه Q زانو و زانو درد (در هر دو پای آزمودنی‌ها)

متغیرها اندام	افت ناوی (میلی‌متر)	زاویه Q زانو (درجه)	زانو درد (میلی‌متر)
پای راست	۰/۷۷۹	۰/۸۱۲	۰/۸۹۸
پای چپ	۰/۷۱۸	۰/۸۲۳	۰/۸۹۰

* Interclass correlation coefficient

میزان تکرارپذیری‌های گزارش شده در جدول ۱ بیانگر این است که اندازه‌گیری‌های انجام شده توسط محققان در سه مرحله اندازه‌گیری افت ناوی، زاویه Q زانو و زانو درد (در هر دو پای آزمودنی‌ها) بسیار نزدیک به هم بوده و در حد قابل قبولی می‌باشد.

روش اندازه‌گیری ناهنجاری کف پای صاف

برای اندازه‌گیری ناهنجاری کف پای صاف از روش افت استخوان ناویکولار استفاده شد. افتادگی ناویکولار به وسیله روش Brody اندازه‌گیری شد. برای اندازه‌گیری میزان افت ناوی، ابتدا از آزمودنی‌ها خواسته شد روی یک صندلی قرار گرفته و پای خود را در حالت بی وزنی قرار دهند و سپس پای فرد در حالت طبیعی مفصل ساب‌تالار (Subtalar) قرار داده می‌شد، به طوری که محقق انگشت اشاره را در قسمت برجسته (گنبد) استخوان تالار و انگشت شست را در قسمت جلو و زیر قوزک داخلی پا قرار می‌داد و فرد به آرامی پا را به سمت داخل و خارج می‌چرخاند تا انگشت اشاره و شست محقق در یک راستا قرار بگیرد. در این حالت ابتدا زائده استخوان ناوی علامت زده می‌شد و سپس فاصله بین برجستگی استخوان ناوی با سطح زمین به وسیله خط‌کش

اندازه‌گیری می‌گردید. در انتها از آزمودنی خواسته می‌شد که بایستد و در این حالت فاصله برجستگی استخوان ناوی با سطح زمین اندازه‌گیری می‌شد. در صورتی که اختلاف این دو حالت بین ۵ تا ۹ میلی‌متر بود، کف پای فرد نرمال و اگر اختلاف بین دو حالت بیشتر از ۱۰ میلی‌متر به ثبت می‌رسید، کف پای فرد صاف در نظر گرفته می‌شد و چنان چه اختلاف دو حالت کمتر از ۴ میلی‌متر بود کف پای فرد گود فرض می‌گردید (۲۰-۱۸).

روش اندازه‌گیری زاویه Q

بیشتر منابع، پرتونگاری و سی تی اسکن را بهترین راه برای اندازه‌گیری زاویه Q زانو بیان کرده‌اند (۲۱)، اما با توجه به هدف پژوهش و نیز به دلیل رعایت اصول اخلاقی، نارضایتی آزمودنی‌ها و هزینه بالای شیوه مورد نظر، از این روش استفاده نشد. در این پژوهش، زاویه Q زانو به وسیله گونیامتر اندازه‌گیری شد (۲۲).

زاویه Q پای راست و چپ آزمودنی‌ها زمانی که ایستاده بودند و زانو و لگن به طور کامل در وضعیت اکستنشن بود، بدون کفش اندازه‌گیری شد. قبل از اندازه‌گیری مرکز کشکک توسط متخصص فیزیوتراپی، برجستگی درشت نی و خار خاصره قدامی فوقانی، با لمس دقیق مشخص و با ماژیک علامت‌گذاری شد. مرکز گونیامتر روی مرکز کشکک، بازوی بزرگ آن در جهت خار خاصره قدامی فوقانی (محور مکانیکی پا) و بازوی کوچک آن روی برجستگی درشت نی (محور آناتومیکی پا) قرار داده شد (۲۲). در صورتی که عضلات چهار سر آزمودنی‌ها به صورت شل و آزاد قرار می‌گرفت، زاویه Q پای راست و چپ اندازه‌گیری و ثبت می‌شد. زاویه Q متوسط در مردان ۱۴ درجه و این زاویه در زنان به دلیل افزایش نسبی در پهنای لگن آن‌ها نسبت به پهنای لگن در مردان نزدیک به ۱۷ درجه است (۲۱).

اندازه‌گیری درد زانو

برای اندازه‌گیری میزان درد زانو از خط کش اندازه گیری درد VAS (Visual analog scale) استفاده شد. این خط کش دارای ۱۰۰ میلی‌متر طول است. خط کش مورد نظر از ۰ (کم رنگترین منطقه یا کمترین درد) تا ۱۰ سانتی‌متر (پر رنگترین منطقه یا بیشترین درد) میزان درد را نشان می‌دهد که بعد از توضیحات لازم جهت آشنایی آزمودنی‌ها، از آن‌ها خواسته شد تا میزان درد خود را بر اساس رنگ موجود بر روی خط کش با فرض قرار دادن بیشترین درد و کمترین رنگ بیان کنند (۲۳).

تجزیه و تحلیل آماری: نرمال بودن داده‌ها با استفاده از آزمونKolmogorov-Smirnov بررسی شد. برای تجزیه و تحلیل آماری و بررسی همبستگی بین متغیرهای افت ناوی، زاویه Q زانو و درد زانو از آزمون آماری ضریب همبستگی موجود در نرم افزار آماری $SPSS_{۱۸}$ و سطح معنی‌دار ۰/۰۵ استفاده شد. همچنین از ICC برای بررسی تکرارپذیری داده‌ها استفاده شد.

یافته‌ها

مشخصات عمومی آزمودنی‌ها در جدول ۲ آورده شده است.

با توجه به نتایج موجود در جدول ۲ اختلافی بین متغیرهای عمومی گروه‌های دارای قوس کف پای صاف و طبیعی وجود ندارد.

میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای افت ناوی، زاویه Q زانو و درد زانو در پای راست و چپ دو گروه دارای کف پای صاف و طبیعی در جدول ۳ ذکر شده است.

جدول ۲. مشخصات دموگرافیک آزمودنی‌ها

گروه	متغیر / تعداد آزمودنی‌ها	سن (سال)	قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)	سابقه ورزش (سال)
گروه دارای کف پای صاف	۱۰	۱۹/۲۰ ± ۰/۷۸	۱۷۲/۲ ± ۱۰/۶۳	۷۱/۹ ± ۱۹/۶	۷/۱ ± ۱/۹
گروه دارای کف پای طبیعی	۱۰	۱۹/۲ ± ۱	۱۷۵/۱ ± ۷/۶۸	۶۹/۱ ± ۱۷/۲۵	۷/۳ ± ۱/۹۴
میزان معنی‌داری	-	۰/۴۴	۰/۳۱	۰/۲۶	۰/۴۳

جدول ۳. میانگین و انحراف استاندارد (M ± SD) متغیرهای افت ناوی، زاویه Q زانو و درد زانو در پای راست و چپ دو گروه دارای کف پای صاف و طبیعی

متغیر	افت ناوی (سانتی‌متر)		زاویه Q (درجه)		درد (میلی‌متر)	
گروه	پای راست	پای چپ	پای راست	پای چپ	پای راست	پای چپ
گروه دارای کف پای صاف	۱/۲۵ ± ۰/۱۵	۰/۷۹ ± ۰/۳۹	۱۲/۴ ± ۱/۲۶	۸/۱ ± ۱/۶۶	۶/۴ ± ۱/۵	۳/۶ ± ۰/۹۶
گروه دارای کف پای طبیعی	۰/۶۱ ± ۰/۱۱	۰/۶۲ ± ۰/۲۲	۹/۵ ± ۰/۸۴	۸/۱ ± ۱/۱	۲/۸ ± ۱	۳ ± ۱/۱۵

با توجه به توضیحات ارایه شده در بخش روش شناسی تحقیق در مورد اندازه‌گیری میزان افت ناوی و وجود ناهنجاری کف پای صاف، در تحقیق حاضر دو نفر از آزمودنی‌ها دارای ناهنجاری کف پای صاف در پای راست (پای گارد) بودند که این دو نفر برای بررسی همبستگی از تحقیق حذف شدند.

همچنین نتایج مربوط به بررسی میزان همبستگی بین افت ناوی، زاویه Q زانو و درد زانو در پای گارد گروه دارای ناهنجاری کف پای صاف در جدول ۴ ذکر شده است.

جدول ۴. بررسی میزان همبستگی بین افت ناوی، زاویه Q زانو و درد زانو در پای گارد گروه دارای ناهنجاری کف پای صاف

میزان همبستگی بین متغیرها	زاویه Q پای گارد	افت ناوی
زاویه Q پای گارد	-	r = ۰/۲۷۸
درد پای گارد	r = ۰/۹۴۹	r = ۰/۶۸۶

با توجه به نتایج جدول ۴، بین افت ناوی، زاویه Q زانو و درد زانو در پای راست (پای گارد) آزمودنی‌ها همبستگی بالایی مشاهده شد، در حالی که در پای چپ همبستگی قابل قبولی یافت نشد.

بحث

در مورد بروز اختلالات اسکلتی- عضلانی در ورزشکاران بر اساس تئوری Janda تا آن جا که محققین حاضر اطلاع دارند، تحقیقی به ثبت نرسیده است و این مورد شاید مقایسه نتایج تحقیق حاضر را با تحقیقات دیگر مشکل کند. در عین حال تحقیق حاضر گامی جدید در بررسی‌های زنجیره‌ای کل بدن به حساب می‌آید. چندین مکانیزم جهت ایجاد اختلالات اسکلتی- عضلانی بر اساس سیستم زنجیره حرکتی شناخته شده است که عبارتند از؛ (۴، ۱)

بخش‌های دورتر از قسمت آسیب دیده بدن جهت جبران اختلال به وجود آمده وارد کار شده و همین عامل شاید به دلیل اختلال در الگوی تحمل وزن و توزیع نامناسب فشار، منجر به آسیب دیدگی بیشتر در آن‌ها می‌شود.

به دلیل ایجاد آسیب دیدگی در یک بخش از بدن، عدم تعادل عضلانی (Muscular imbalances) در اطراف مفاصل مرتبط به وجود آمده، به دنبال آن منجر به ایجاد اختلالات آن می‌شود. این عامل در آسیب دیدگی‌های ناحیه شانه، زانو و ران به طور فراوان گزارش شده است. در واقع عدم تعادل عضلانی کل بدن فرد را متأثر ساخته و منجر به بهم ریختگی زنجیره حرکتی می‌شود.

بافت اسکار (Scar tissue) و چسبندگی‌های (Adhesions) به وجود آمده در اثر آسیب دیدگی قبلی نیز می‌تواند یکی دیگر از دلایل به وجود آمدن اختلال در زنجیره حرکتی باشد. بافت اسکار منجر به اختلال در دامنه حرکتی و مکانیزم حرکتی مفاصل می‌شود و همین عامل فرد را در معرض اختلالات بعدی قرار می‌دهد.

الگوهای حرکتی نامناسب (Improper movement patterns) مانند الگوی راه رفتن، اکستنشن و فلکشن زانو، ابداکشن و اکستنشن ران و Curl up و غیره به طور مشخصی دیگر الگوهای حرکتی افراد را دچار اختلال ساخته و منجر به ایجاد بد راستایی (Misalignment) و یا اختلالات اسکلتی- عضلانی می‌شوند. اختلال در یک الگوی حرکتی، الگوی فعال سازی واحدهای حرکتی عصبی و عضلانی را متأثر می‌سازد و منجر به ایجاد اختلالات متعاقب خواهد شد. برای مشخص کردن ضعف الگوهای حرکتی باید تست عضلانی انجام شود.

ژنتیک

وراثت نیز یکی از بحث‌های اولیه در ایجاد اختلالات حرکت و زنجیره حرکتی مورد نظر می‌باشد که بر اساس تیپ‌های بدنی متفاوت افراد و ساختارهای ژنتیکی مخصوص آن‌ها، باعث به وجود آمدن اختلال سیستم زنجیره‌ای می‌شوند.

در مورد نقش اندام تحتانی در زنجیره حرکتی باید عنوان کرد که اندام تحتانی با مجموعه‌ای از مفاصل فیزیولوژیک و عملکردی، به عنوان یک واحد حرکتی تأمین کننده ثبات، جذب کننده نیرو و وارد کننده فشار عمل می‌کند (۲۴) و در قالب یک زنجیره حرکتی فعالیت می‌نماید که تمام اجزای آن در ارتباط با یکدیگر بوده و علاوه بر نقش حمایتی، هر کدام از این اجزا بر روی اجزای دیگر اثر می‌گذارند (۲۵) و ضعف هر کدام از آن‌ها نیز منجر به تأثیر منفی در کل زنجیره حرکتی و تضعیف آن‌ها می‌شود.

Post و همکاران عقیده دارند، عوامل مؤثر بروز اختلالات اسکلتی- عضلانی زانو را می‌توان در زنجیره حرکتی پایین تر همانند مچ پا جستجو کرد. این امر می‌تواند منجر به بر هم خوردن عواملی چون راستای طبیعی استخوان‌ها، خصوصیات فیزیکی مفصل، کنترل عصبی- عضلانی و عملکرد حمایتی مناسب بافت‌های نرم موضع گردد (۲۶).

ساختار و عملکرد مچ پا و پا به هنگام جذب نیرو و اعمال فشار، تأثیر زیادی بر روی بخش‌های بالاتر اندام تحتانی دارند (۲۷) و اولین اجزایی هستند که در هنگام برخورد پا با زمین از نیروی عکس‌العمل زمین می‌کاهند و از انتقال قسمت اعظمی از فشار به سایر اجزای زنجیره حرکتی جلوگیری می‌کنند.

انجام حرکت پرونیشن در مفصل ساب‌تالار و مید تارسال در سه محور به هنگام تماس پا با زمین، با تغییر گشتاور چرخشی ران و درشت نی، از آن‌ها در مقابل نیروی وارد شده حمایت می‌کند (۲۸). این حمایت در صورت کارایی این مفاصل و قابلیت انجام روان و به موقع حرکات در دامنه حرکتی مورد نیاز تأمین شده و از آسیب‌های اندام تحتانی جلوگیری می‌کند (۲۹)؛ در حالی که تغییر در ساختار و وضعیت قوس‌های پا، عملکرد مؤثر پا در تأمین این دامنه حرکتی مورد نیاز را تا حد زیادی مخدوش می‌کند (۳۰).

با توجه به نتایج جدول ۴؛ بین افت ناوی، زاویه Q زانو و درد زانو در پای راست (پای گارد) آزمودنی‌ها همبستگی بالایی مشاهده شد. در حالی که در پای چپ همبستگی قابل قبولی یافت نشد. کف پای صاف یا پرونیشن پا وضعیتی است که در آن قوس طولی داخلی دچار افت نسبی شده و با چرخش خارجی پاشنه (Eversion) افت ناوی، نزدیک شدن سر قاپ به خط میانی بدن و در نتیجه چرخش داخلی جسم قاپ در صفحه افقی همراه است و به دلیل انتقال این نیروی چرخشی از مفصل ساب‌تالار به مفصل قاپ و درشت نی، منجر به چرخش داخلی درشت نی و خم شدن زانو می‌شود (۳۱، ۲۸). این تغییرات در مکانیک اندام تحتانی منجر به اعمال نیروهای مکرر و نامناسب به آن‌ها شده و می‌تواند به صورت اختلالاتی چون سندروم باند ایلیوتیبیال، اختلال عملکرد مفصل کشککی- رانی و فشارهای کششی مکرر به لیگامان‌های مفصل زانو ظاهر شود (۳۴-۳۲).

در ورزش کشتی اعمال فشارهای مکرر به زمین و انتقال نیرو و همراه شدن پرونیشن با چرخش داخلی ران و درشت نی، به وضعیت غالب زانوی پرانتزی در این ورزشکاران منجر می‌شود که به نوبه خود فشارهای زیادی را به مفاصل زانو وارد می‌کند. این وضعیت با تغییر در زاویه Q زانو، وضعیت مکانیکی مفصل را تحت تأثیر قرار داده و فرد را مستعد بروز اختلالات اسکلتی- عضلانی مفصل زانو می‌کند (۳۱).

از طرفی این تغییر در زاویه Q زانو و چرخش داخلی ران به مرور زمان منجر به ناکارایی مکانیکی مکانیسم اکستنسوری مفصل زانو و مهار و ضعف عضلات چهار سر ران می‌شود (۳۱). به دنبال این فرایند، تعادل بین نیروهای وارده از این عضلات به کشکک بر هم خورده و لغزش کشکک در شیار ران حین حرکات باز شدن و خم شدن قوی زانو در کشتی با فشار زیادی همراه می‌شود که در نهایت به شکل درد و اختلالات اسکلتی- عضلانی بروز می‌کند (۳۶، ۳۵).

علاوه بر این عوامل، پرونیشن پا می‌تواند با تأثیر بر جزء دیگر زنجیره حرکتی یعنی مفصل ران و ساکروایلیاک، منجر به افزایش زاویه قوس کمری این افراد شود (۳۷). به دنبال این وضعیت، توزیع فشارهای ناشی از وزن بر سطوح مفصلی درشت‌نی،

می‌تواند عامل دیگری در بروز درد در این ناحیه باشد (۳۷).

نتیجه‌گیری

شیوع اختلالات اسکلتی- عضلانی ناحیه زانو، در کشتی‌گیران مبتلا به کف پای صاف، به علت وارد آمدن فشارهای نامناسب به کلیه اجزای زنجیره حرکتی اندام تحتانی دور از انتظار نمی‌باشد.

پیشنهادها

برای جلوگیری از اختلالات و ناهنجاری‌های بیشتر کشتی‌گیران سبک آزاد، پیشنهاد می‌شود که پزشک‌یاران ورزشی و مربیان تیم‌ها درصدد رفع ناهنجاری‌های وضعیتی واضح قدم بردارند. از طرف دیگر به علت دشواری در رفع ناهنجاری کف پای صاف منعطف و همچنین احتمال عدم تأثیر اصلاح این ناهنجاری بر عملکرد حرفه‌ای ورزشکاران، به مربیان توصیه می‌شود اطلاعات لازم را در زمینه تأثیرات زنجیره‌ای این گونه اختلالات به ورزشکاران ارایه کنند تا آن‌ها با اتخاذ تدابیری، از ورود فشارهای بیش از حد بر مفاصل مرتبط تا حدودی خودداری کنند.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله نویسندگان مقاله مراتب سپاس خود را از مربی تیم ملی کشتی ایران جناب آقای بنا و تمامی کشتی‌گیران تیم ملی به دلیل همکاری در زمینه انجام این تحقیق اعلام می‌دارند.

References

1. Nordin M, Frankel VH. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. 3rd ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2001. p. 222.
2. Sapsford RR, Hodges PW, Richardson CA, Cooper DH, Markwell SJ, Jull GA. Co-activation of the abdominal and pelvic floor muscles during voluntary exercises. Neurourol Urodyn 2001; 20(1): 31-42.
3. Sapsford RR, Hodges PW. Contraction of the pelvic floor muscles during abdominal maneuvers. Arch Phys Med Rehabil 2001; 82(8): 1081-8.
4. Richardson C, Hodges P, Hides J. Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization: a motor control approach for the treatment and prevention of low back pain. 2nd ed. London, UK: Churchill Livingstone; 2004.
5. Richardson C, Jull G, Toppenburg R, Comeford M. Techniques for active lumbar stabilization for spinal protection: A pilot study. Ausl J Physiother 1992; 38(2): 105-12.
6. Richardson CA, Toppenberg R, Jull G. An initial evaluation of eight abdominal exercises for their ability to provide stabilisation for the lumbar spine. Aust J Physiotherapy 1990; 36(1): 6-11.
7. O'Brien TS, Hart TS, Shereff MJ, Stone J, Johnson J. Open versus arthroscopic ankle arthrodesis: a comparative study. Foot Ankle Int 1999; 20(6): 368-74.
8. O'Sullivan PB, Grahamslaw KM, Kendell M, Lapenskie SC, Moller NE, Richards KV. The effect of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain-free population. Spine (Phila Pa 1976) 2002; 27(11): 1238-44.
9. Moseley GL, Hodges PW, Gandevia SC. Deep and superficial fibers of the lumbar multifidus muscle are differentially active during voluntary arm movements. Spine (Phila Pa 1976) 2002; 27(2): E29-36.
10. Marcus M, Gerr F, Monteilh C, Ortiz DJ, Gentry E, Cohen S, et al. A prospective study of computer users: II. Postural risk factors for musculoskeletal symptoms and disorders. Am J Ind Med 2002; 41(4): 236-49.
11. Lattanza L, Gray GW, Kantner RM. Closed versus open kinematic chain measurements of subtalar joint eversion: implications for clinical practice. J Orthop Sports Phys Ther 1988; 9(9): 310-4.
12. Hodges PW, Richardson CA. Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. J Spinal Disord 1998; 11(1): 46-56.
13. Hodges PW, Richardson CA. Feedforward contraction of transversus abdominis is not influenced by the direction of arm movement. Exp Brain Res 1997; 114(2): 362-70.
14. Hodges PW, Richardson CA. Relationship between limb movement speed and associated contraction of the trunk muscles. Ergonomics 1997; 40(11): 1220-30.
15. Hodges PW, Richardson CA. Transversus abdominis and the superficial abdominal muscles are controlled independently in a postural task. Neurosci Lett 1999; 265(2): 91-4.

16. Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. J Neurophysiol 1986; 55(6): 1369-81.
17. Cobb SC, Tis LL, Johnson BF, Higbie EJ. The effect of forefoot varus on postural stability. J Orthop Sports Phys Ther 2004; 34(2): 79-85.
18. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. J Athl Train 2005; 40(1): 41-6.
19. Hertel J, Gay MR, Denegar CR. Differences in Postural Control During Single-Leg Stance Among Healthy Individuals With Different Foot Types. J Athl Train 2002; 37(2): 129-32.
20. Tsai LC, Yu B, Mercer VS, Gross MT. Comparison of different structural foot types for measures of standing postural control. J Orthop Sports Phys Ther 2006; 36(12): 942-53.
21. Kishali NF, Imamoglu O, Burmaoglu G, Atan T, Yildirim K. Q-angle values of elite soccer and taekwondo athletes. The Pain Clinic, 2004; 16(1): 27-34.
22. Valmassy RL. Clinical biomechanics of the lower extremities. 1st ed. Philadelphia, PA: Mosby; 1996. p. 166-7.
23. Wewers ME, Lowe NK. A critical review of visual analogue scales in the measurement of clinical phenomena. Res Nurs Health 1990; 13(4): 227-36.
24. Perry J. Gait analysis: normal and pathological function. 1st ed. Thorofare, NJ: Slack Incorporate; 1992.
25. Nicholas JA, Marino M. The relationship of injuries of the leg, foot, and ankle to proximal thigh strength in athletes. Foot Ankle 1987; 7(4): 218-28.
26. Post WR, Teitge R, Amis A. Patellofemoral malalignment: looking beyond the viewbox. Clin Sports Med 2002; 21(3): 521-46.
27. Davis IS. How do we accurately measure foot motion? J Orthop Sports Phys Ther 2004; 34(9): 502-3.
28. Donatelli RA. Normal anatomy and biomechanics. In: Donatelli RA, editor. Biomechanics of the foot and ankle. Philadelphia, PA: F.A. Davis Co; 1990.
29. Kaufman KR, Brodine SK, Shaffer RA, Johnson CW, Cullison TR. The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. Am J Sports Med 1999; 27(5): 585-93.
30. Williams DS, III, McClay IS, Hamill J. Arch structure and injury patterns in runners. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2001; 16(4): 341-7.
31. Levangie P, Norkin C. Joint structure and function: a comprehensive analysis. 4th ed. Philadelphia, PA: F.A. Davis Company; 2005.
32. Gross MT, Foxworth JL. The role of foot orthoses as an intervention for patellofemoral pain. J Orthop Sports Phys Ther 2003; 33(11): 661-70.
33. Craton N, McKenzie DC. Orthotics in injury prevention. In: Doral MN, editor. Sports injuries: prevention, diagnosis, treatment and rehabilitation. New York, NY: Springer; 2011. p. 417-28.
34. Nigg BM. Biomechanical aspects of running. In: Nigg BM, editor. Biomechanics of Running Shoes. Champaign, IL: Human Kinetics Pub; 1986. p. 1-26.
35. Powers CM, Ward SR, Fredericson M, Guillet M, Shellock FG. Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study. J Orthop Sports Phys Ther 2003; 33(11): 677-85.
36. Letafatkar A, Abdolvahabi Z. Corrective Exercise and related trainings. 1st ed. Tehran, Iran: Awaye Zohour Pub; 2010. p. 100-20. [In Persian].
37. Schamberger W, Samorodin FT, Webster C. The malalignment syndrome: implications for medicine and sport. London, UK: Elsevier Health Sciences; 2002.

Relationship between flat foot deformity, Q angle and knee pain

Amir Letafatkar[*], *Shahrzad Zandi*[1], *Majid Khodaei*[2], *Jafar Belali Voshmesara*[3], *Maryam Mazidi*[4]

Received date: 27/08/2011
Accept date: 15/04/2012

Abstract

Introduction: Based on Janda's theory of kinetic chain, dysfunction in one joint can affect other joints of body. The aim of the present study was to determine the relationship between flat foot deformities, Q angle and knee pain in Iranian freestyle wrestlers.

Materials and Methods: Twenty freestyle wrestlers (mean age, 19.11 ± 0.86 years; mean weight, 70.5 ± 18.4 kg; and mean height, 173.2 ± 9.1 cm) were recruited from Iranian national team. Navicular Drop (with Brody method), Goniometer, and either pain score or visual analogue scale (VAS) were respectively used for the assessment of flat foot, Q angle and knee pain measurement. Pearson correlation coefficient test was conducted for statistical analysis of data using SPSS software version 18. Significance level was set at $P \leq 0.05$. Also Inter Class Correlation Coefficient (ICC) used to evaluate the repeatability of measurements.

Results: Results indicated that there was significant relationship between flat foot deformity and knee pain in freestyle wrestlers ($r = 0.686$). Although Increased Q angle and knee pain had a significant correlation in dominant leg ($r = 0.949$), there was a weakly significant relationship between Increased Q angle and flat foot deformity in dominant leg ($r = 0.278$).

Conclusion: Considering the present study's results and based on kinetic chain theory, flat foot deformity may result in patella lateral rotation and increase of Q angle which, in turn, may eventually cause knee pain.

Keywords: Kinetic chain theory, Knee pain, Flat foot deformity

* PhD, Department of Sport Medicine and Hygiene, School of Physical Education, University of Tehran, Tehran, Iran Email: kh_letafat@yahoo.com
1. PhD, Department of Sport Medicine and Hygiene, School of Physical Education, University of Tehran, Tehran, Iran
2. PhD, Department of Sport Management, School of Physical Education, University of Tehran, Tehran, Iran
3. MSc, Academic Member, Department of Sport Medicine and Hygiene, School of Physical Education, University of Tehran, Tehran, Iran
4. MSc, Department of Sport Medicine and Hygiene, Hormozgan Medical University, Hormozgan, Iran