
مقایسه زاویه Q و تعادل ایستا و پویا در دختران ورزشکار دارای کف پای صاف و طبیعی

مریم بهمنی^۱، دکتر سید صدرالدین شجاع الدین^۲، دکتر مهدی کهنند^۳

ص ص:

تاریخ دریافت:

تاریخ تصویب:

چکیده

تحقیق حاضر با هدف مقایسه زاویه Q و تعادل ایستا و پویا در دختران ورزشکار دارای کف پای صاف و طبیعی انجام گردید. آزمودنی‌های پژوهش حاضر شامل ۳۰ نفر دختران ورزشکار دانشگاه خوارزمی بوده که به طور تصادفی و هدفمند انتخاب و به دو گروه (۱) ۱۵ نفر ورزشکار دارای کف پای صاف (با میانگین قد $۱۶۲/۲۰ \pm ۱/۳۳۴$ سانتی متر، سن $۲۰/۲۶۶ \pm ۱/۳۳۴$ سال، وزن $۵۳/۰۹۳ \pm ۹/۶۳۲$ کیلوگرم) و (۲) ۱۵ نفر ورزشکار دارای کف پای طبیعی (با میانگین قد $۱۶۳/۳۷ \pm ۴/۶۳۸$ سانتی متر، سن $۱/۳۴۵ \pm ۲۰/۳۳۳$ سال، وزن $۵۷/۳۸۶ \pm ۷/۸۶۱$ کیلوگرم) تقسیم گردیدند. به منظور ارزیابی قوس کف پا از روش اندازه‌گیری افتادگی استخوان ناوی، جهت اندازه‌گیری زاویه Q از گونیامتر، به منظور ارزیابی تعادل ایستاز دستگاه سکوی نیرو (Force Plate) و جهت ارزیابی تعادل پویا از آزمون ستاره (SEBT) استفاده گردید. در تعادل ایستا از نرم افزار مت لب، به منظور تجزیه و تحلیل داده‌ها و در هر سه اندازه‌گیری از آزمون t مستقل، استفاده شد. نتایج تحقیق نشان داد که بین زاویه Q در دو گروه آزمودنی‌های دارای کف پای صاف و کف پای طبیعی تفاوت معنی داری وجود دارد ($p=۰/۰۴۶$)، و میانگین زاویه Q در افراد دارای کف پای صاف بیشتر است. بدین معنی که زاویه Q در آنها بیشتر از آزمودنی‌های دارای کف پای طبیعی می‌باشد. همچنین بین تعادل ایستا در دو گروه آزمودنی‌های دارای کف پای صاف و کف پای طبیعی تفاوت معنی داری مشاهده نشد و نیز بین مولفه‌های تعادل پویا در بین دو گروه تفاوت معنی داری وجود ندارد. بدین معنا که بین افراد دارای کف پای صاف و دارای کف پای طبیعی در هیچ یک از مولفه‌های تعادل پویای بررسی شده تفاوت معنی داری وجود ندارد ($p < ۰/۰۵$).

واژه‌های کلیدی: زاویه Q، تعادل ایستا، تعادل پویا، کف پای صاف، کف پای طبیعی، دختران ورزشکار

۱ - کارشناس ارشد تربیت بدنی و علوم ورزشی.

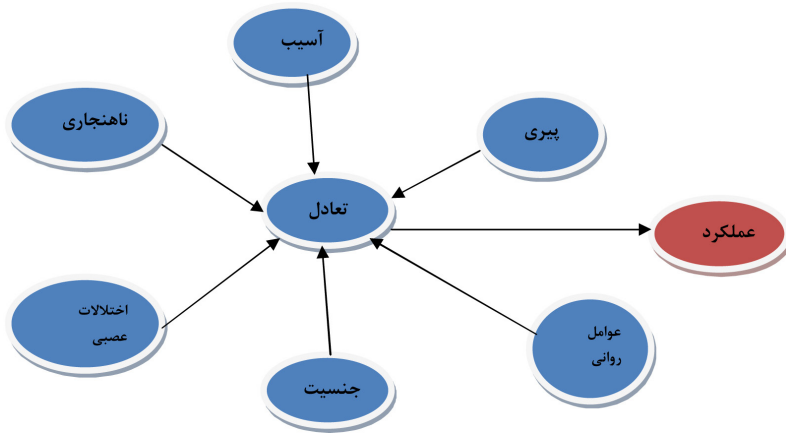
۲- عضو هیات علمی دانشگاه تربیت معلم.

۳- عضو هیات علمی دانشگاه آزاد اسلامی واحد کرج.

* نویسنده مسئول: Email: azadibato@yahoo.com

مقدمه

در بسیاری از موارد وجود ناهنجاری‌های وضعیتی، مانعی برای شرکت افراد در فعالیت‌هاست. ناهنجاری‌های عضلانی - اسکلتی شرایط نامطلوبی است که بر اثر عوامل محیطی چون فقر حرکتی و کارکرد نامناسب عضلات و مفاصل به وجود می‌آیند و امکان بهبود و اصلاح آن‌ها از طریق حذف عوامل مربوطه وجود دارد (۱۰). از جمله این ناهنجاری‌ها صافی کف پا است که از دلایل عمده بروز آن ضعف و ناتوانی عضلات و ساختارهای ایجاد کننده قوس‌های کف پا می‌باشد. هم چنین افزایش زاویه Q در رابطه با کف پای صاف مد نظر می‌باشد که به نظر می‌رسد وجود این ناهنجاری‌ها بر عوامل آمادگی جسمانی از جمله تعادل افراد تاثیر گذار باشد. حفظ تعادل دینامیک در فعالیت‌های روزمره زندگی و عملکردهای مطلوب ورزشی ضروری است (۱۹). اهمیت تعادل در فعالیت‌های بدنی روزمره مانند نشستن، ایستادن، راه رفتن و فعالیت‌های ورزشی در کسب امتیاز در مهارت ورزشی چون ژیمناستیک و برای جلوگیری از آسیب در ورزش‌هایی چون بسکتبال ضروری به نظر می‌رسد (۴۷). تعادل به عنوان فرآیند حفظ تصویر مرکز ثقل بدن در محدوده سطح اتکا تعریف می‌شود (۲۹). تعادل یک مهارت حرکتی پیچیده ای است که پویایی پاسخ بدن را در پیشگیری از سقوط توصیف می‌کند. از نظر فیزیولوژیکی تعادل، تعامل میان سطوح مختلف مکانیسم‌های کنترل تعادل و از حفظ نظر بیومکانیکی به عنوان توانایی یا برگشت مرکز ثقل بدن (COG) در محدوده پایداری که توسط سطح اتکا تعیین می‌شود تعریف می‌گردد (۴۳). متغیرهایی که کنترل تعادل را تحت تاثیر قرار می‌دهند در شکل ۱- به خوبی نشان داده شده‌اند.



شکل ۱-۱. رابطه بین تعادل و اجرا و عوامل تاثیر گذار

متغیرهای دیگری که ممکن است روی تعادل و بالطبع اندازه‌گیری تعادل اثر بگذارند عبارتند از پای غالب، خستگی یا اثر یادگیری (۴۲) سن، قد، وزن (۳۸)، طول پا (۲۴)، ویژگی و سطح فعالیت بدنی (۲۷). از آنجا که تعادل در زنجیره حرکتی بسته حفظ می‌شود و به بازخورد ادغام شده حرکات مفاصل لگن، زانو و مچ پا متکی است، ممکن است در اثر اختلال در ارسال اطلاعات حسی آوران یا اختلال در قدرت و استحکام مکانیکی هر یک از مفاصل یا ساختار متعلق به اندام تحتانی مختل شود و استقامت مکانیکی به این ترتیب با توجه به اینکه پا پایین‌ترین قسمت این زنجیره را تشکیل می‌دهد و محدوده کوچکی از سطح اتکا را جهت حفظ تعادل فراهم می‌کند (به ویژه در حالت ایستادن روی یک پا)، این موضوع منطقی به نظر می‌رسد که حتی تغییرات بیومکانیکی کوچک در محدوده سطح اتکا ممکن است کنترل پاسچر را تحت تاثیر قرار دهد به خصوص ناهنجاریهایی چون کف پای صاف و گود ممکن است درون داده‌های محیطی ارسال شده از طریق حس‌های عمقی را مختل کند. این عارضه ممکن است با پرونیشن بیش حد مفصل ساب تالار^۱ مرتبط باشد. پرونیشن جبرانی غیر طبیعی

1- subtalar

ممکن است باعث عدم ثبات و بیش حرکتی مفاصل پا شود (۲۹). بنابراین پای صاف ممکن است حین تحمل وزن ناپایدار باشد و کنترل پاسچر را مختل کند (۱۷). هرتل و همکاران^۱ (۲۰۰۲) اطلاعاتی ارائه دادند که نشان می‌دهد آزمودنی‌هایی که دارای پای صاف بودند، اختلاف معنی داری را در سرعت جابه جایی مرکز فشار در مقایسه با افراد دارای پای نرمال نشان ندادند (۲۹). گریبل و هرتل^۲ (۲۰۰۳) نیز در مطالعه‌ای نقش نوع پا، قد، طول پا و اندازه دامنه حرکتی را روی فواصل اجرای تست تعادلی ستاره بررسی کردند. آن‌ها تفاوت معنی داری بین نوع پا با دامنه حرکتی و فواصل اجرایی تست تعادلی نیافتند، ولی رابطه معنی داری بین قد و طول پا با مسافت‌های دسترسی وجود داشت (۲۴). کاب و همکاران^۳ (۲۰۰۴) گزارش کردند آزمودنی‌هایی که پای چرخیده به خارج بیش از ۷ درجه داشتند به طور معنی داری استحکام پاسچر ضعیف تری داشتند (۱۷). کارن کات و همکاران^۴ (۲۰۰۵)، اثرات پای چرخیده به خارج و داخل را روی ثبات پاسچر استاتیک و دینامیک بررسی کردند، در این تحقیق اختلاف معنی داری بین گروه‌ها در حالت استاتیک مشاهده نشده است (۳۱). لین چین تی سای و همکاران^۵ (۲۰۰۶) گزارش داده اند افراد دارای کف پای صاف یا گود کنترل پاسچر ضعیف تری نسبت به افراد طبیعی داشتند (۴۸). از طرفی زاویه Q نیز یک واحد بالینی به منظور هم ترازوی عضله چهار سر در ساختمان اسکلتی از استخوان خاصه - فمور - تیبیا می‌باشد که یک برآورد منطقی راز نیروهای جانبی که بر روی استخوان کشکک با انقباض عضله چهار سر وارد می‌شود را مشخص می‌سازد (۳۵). به نظر می‌رسد زاویه Q زیاد بر بیومکانیک مفصل زانو و به ویژه سطح مفصلی

1- Hertel et al

2- Gribble & Hertel

3- Cob et al

4- Cote et al

5- L Ch Tsai

کشکی رانی اثر گذار باشد و زانوی ضربداری غیر طبیعی ایجاد کند. از طرفی نیز زاویه Q بزرگ تر، کشش جانبی عضله چهار سر را روی کشکک افزایش می دهد و اختلالات کشکی رانی را تقویت می کند (۱). زمانی که زانوی پراتنزی یا ضربداری وجود دارد، توانایی گروه عضلات چهار سر ران در فراهم آوردن ثبات دینامیکی پاسچر در هر دو صفحه ساجیتال و فرونتال به مخاطره می افتد (۳۷). تحقیقات اندکی در باره اثر زانوی ضربداری و سندرم درد کشکی رانی بر تعادل پویا انجام شده است. نیلند و همکاران^۱ (۲۰۰۲) بیان کردند زاویه زانو در صفحه فرونتال بر کنترل پاسچر پویای افراد اثر گذار است (۳۷). ایرل و همکاران^۲ (۲۰۰۱) فعالیت عضلات اندام تحتانی را در حین آزمون تعادلی ستاره^۳ (SEBT) بررسی کردند و نشان دادند عضله پهن داخلی^۴ (گروه عضلات چهار سر) بیشترین فعالیت را در جهات قدامی، قدامی میانی، قدامی جانبی دارد و عملکرد متفاوت آزمون از تفاوت در الگوهای فعالیت عضلانی اندام تحتانی ناشی میشود (۲۱). همچنین ضعف عضله پهن داخلی با کاهش عملکرد در جهت قدامی آزمون ارتباط دارد. با توجه به این که بسیاری از تحقیقات در این خصوص عمدتاً بر روی افراد عادی جامعه انجام شده و اندک تحقیقی روی دختران ورزشکار صورت گرفته است، تحقیق حاضر سعی دارد تا با انجام یک پروتکل کامل روی دختران ورزشکار به بررسی اثر ساختار کف پا روی کنترل پاسچر بپردازد، در واقع تحقیق حاضر در پی پاسخگویی به این سوال است که بین دختران دارای کف پای صاف و طبیعی در تعادل ایستا و پویا و زاویه Q آنها تفاوت وجود دارد؟ از جمله مهمترین و ناشناخته ترین حیطه های فعالیت رشته تربیت بدنی و علوم ورزشی بخش درمانی و اصلاحی آن می باشد که هدف اصلی آن شناسایی، پیشگیری، اصلاح ناهنجاری ها و بیماری ها می باشد که در

1- Nyland et al

2- Earl et al

3- Star excursion balance test

4- Vastus medialis obliquus

اثر عادات غلط در طرز نگهداری بدن وضعف‌های عضلانی بوجود آمده است. از دیر باز موضوع ناهنجاری‌ها در ورزش نه تنها برای ورزشکاران بلکه برای مربیان مشکلاتی را به همراه داشته است و از این رو بسیاری از کارشناسان و محققان علوم ورزشی را بر آن داشته تا در جستجوی راه‌ها و روش‌هایی برای کاهش درد و آسیب‌های ورزشی باشند (۴). در ورزشکاران ناهنجاری‌های ساختاری باعث به هم خوردن وضعیت بیومکانیکی بدن شده و عامل بازدارنده در کسب موفقیت ورزشکاران محسوب می‌گردد (۷). اکثر ورزشکاران به منظور پیشگیری از وقوع ناهنجاری‌های وضعیتی جزئی بایستی یک برنامه تمرینی همسو با فعالیت را که برای کمک به حفظ وضعیت بدنی خوب طرح ریزی گردیده است به عنوان بخشی از برنامه‌های تمرینات قدرتی و انعطاف پذیری شان انجام دهند. بسیاری از ناهنجاری‌ها ی وضعیتی می‌تواند در نتیجه استفاده زیاد از یک یا چند ناحیه از بدن توسعه یافته و سرانجام موجب بروز ناراحتی جسمانی و آسیب دیدگی در ورزشکاران بالغ تر شوند. چنانچه مربیان و متخصصان طب ورزش از خطر افزایش آسیب دیدگی در میان ورزشکارانی که ناهنجاری‌های وضعیتی فوق را دارند آگاهی بیشتری کسب نمایند می‌توان این صدمات را تا حدی از میان برداشت اغلب اوقات مشاهده دقیق می‌تواند ورزشکار را از گسترش آسیبی تضعیف کننده و مزمن که امکان اجتناب از آن وجود دارد را نجات دهد (۳). شناخت هرچه بهتر و جامع تر عوامل تاثیرگذار بر کیفیت تعادل و نحوه اثر گذاری آن‌ها این فرصت را فراهم می‌آورد که به بهبود این عامل پایه حرکتی در تمام طول زندگی کمک کرد و از عواملی که بر آن تاثیر منفی دارند جلوگیری به عمل آورد. تعادل در زندگی روزمره عاملی اساسی در اجرای تمامی حرکات محسوب می‌شود به نظر می‌رسد و جود ناهنجاری‌های آناتومیکی از قبیل کف پای صاف و گود و ویژگی‌های مورفولوژیکی پا بر آمادگی حرکتی واز جمله تعادل افراد تاثیرگذار باشد. بنابراین با توجه به اینکه تعادل یکی از عامل‌هایی است

که همه افراد جامعه اعم از ورزشکار و غیر ورزشکار در طول زندگی خود به آن نیاز دارند، شناسایی عواملی که بر تعادل تاثیر گذارند، ضروری است. در کنار زندگی روزمره، پرداختن به فعالیت‌های ورزشی با کیفیت ضعیف تعادل، خطر آسیب دیدگی را به عنوان یک عامل پیش بین هشدار می‌دهد. تعادل به عنوان عامل محافظتی در پیشگیری از آسیب عمل می‌کند. این در حالی است که کاهش تعادل، به افت عملکرد منجر می‌شود و زمینه آسیب دیدگی را فراهم می‌کند (۴۵). با توجه به مواردی که ذکر شد تحقیق حاضر درصدد بررسی ارتباط بین یک ناهنجاری از اندام تحتانی مانند کف پای صاف با برخی دیگر از ناهنجاری‌های مفاصل بالاتر بر اساس سیستم زنجیره حرکتی و تاثیر آن بر تعادل ایستا و پویا می‌باشد.

روش شناسی تحقیق

تحقیق حاضر نیمه تجربی از نوع علی-مقایسه‌ای است که به بررسی تعادل ایستا و پویا در دختران ورزشکار دارای کف پای صاف و طبیعی و رابطه کف پای صاف با زاویه Q می‌پردازد. جامعه آماری، دانشجویان ورزشکار دانشگاه خوارزمی بودند که از بین آن‌ها ۱۵ نفر دارای کف پای صاف و ۱۵ نفر دارای کف پای طبیعی به صورت تصادفی و هدفمند انتخاب شدند. محقق بعد از انتخاب آزمودنی‌ها به روش افت ناوی، یک جلسه توجیهی برای داوطلبان گذاشت تا از نحوه انجام کار آگاه شوند، علاوه بر آن فرمی که اطلاعات فردی مربوط به هر آزمودنی شامل نام و نام خانوادگی، قد، وزن و... به همراه فرم رضایت نامه تهیه و در اختیار آزمودنی‌ها قرار گرفت که در هنگام اجرای آزمون موارد در آن ثبت شد و با استفاده از داده‌های به دست آمده از آن، تجزیه و تحلیل آماری انجام گرفت. به منظور تعیین میزان ناهنجاری پا از اندازه‌گیری درجه پرونیشین مفصل تحت قاپی توسط آزمون شاخص افتادگی استخوان ناوی استفاده شد (۱۹). با

استفاده از روش توصیف شده توسط برادی (۱۵) افتادگی استخوان ناوی مورد ارزیابی قرار گرفت. اعتبار و پایایی تست شاخص افتادگی ناوی بین متوسط تا خوب گزارش شده است (۴۰، ۵۰). از آزمودنی خواسته شده تا پای برهنه روی صندلی نشسته، پای خود را روی جعبه‌ای به ارتفاع چندین سانتی متر قرار داده به طوری که زاویه ران وزانو در حالت ۹۰ درجه قرار گیرد. مفصل ران در این حالت هیچگونه اداکشن و اداکشن نداشت و در حالت معمولی قرار داشت. آزمونگر سمت داخلی و خارجی کام (قله) مچ پا را در حالی که انگشت شست و اشاره در بخش قدامی استخوان نازک نئی و بخش تحتانی قوزک داخلی قرار داده می‌شد، لمس می‌کرد. آزمودنی اندکی به مچ پا حرکت اینورشن و اورشن می‌داد تا برآمدگی استخوانی در زیر انگشتان در ارتفاع یکسان قرار گیرند و آزمونگر مطمئن می‌شد که مفصل تحت قابی در حالت معمولی قرار دارد در این حالت پای مورد ارزیابی به استثنا وزن خود هیچ گونه وزن دیگری تحمل نمی‌کرد. سپس برآمدگی استخوان ناوی که در زیر قوزک داخلی قرار دارد مشخص و علامت گذاری شد. با استفاده از کولیس فاصله برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه در واحد میلی متر اندازه‌گیری شد. سپس از آزمودنی خواسته شد که در حالت ایستاده به گونه‌ای که تمام وزن روی پای مورد آزمایش باشد قرار گیرد. بدین جهت که آزمودنی بتواند در حالت ایستاده تعادل خود را حفظ کند به او اجازه داده شد تا نوک انگشت پای دیگر را روی زمین قرار دهد. در این حالت نیز فاصله برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه را در حالت تحمل وزن (ایستاده) از میزان فاصله استخوان ناوی تا سطح جعبه در حالت بدون تحمل وزن (نشسته روی صندلی) کسر گردد که عدد به دست آمده به عنوان میزان افتادگی استخوان ناوی ثبت می‌شد.

فاصله برجستگی ناوی در حالت ایستاده - فاصله برجستگی ناوی در حالت نشسته = میزان افتادگی استخوان ناوی

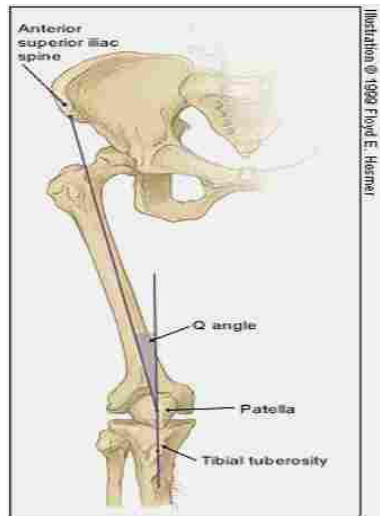
اندازه‌گیری میزان افتادگی ناوی در هر آزمودنی سه بار انجام گردید و میانگین



آن‌ها به منظور طبقه بندی افراد به صورت آزمودنی‌هایی که میزان افتادگی آن‌ها بین ۵ تا ۹ میلی متر بود در گروه پای معمولی بیشتر از ۱۰ میلی متر در گروه کف پای صاف و کمتر از ۴ میلی متر در گروه کف پای گود قرار می‌گرفتند. پای غالب آزمودنی‌ها جهت قرار گیری افراد در گروه‌های مختلف مورد استفاده قرار می‌گرفت (۱۹، ۳۴). با توجه به استاندارد بودن، این آزمون دارای اعتبار لازم برای سنجش مقدار پرونیشن پاست. ضریب پایایی آن توسط مولر و همکاران (۱۹۹۳) ۸۵٪ - r ، شالتر و همکاران (۲۰۰۶) ۸۰٪ - r ، وایوانز و همکاران (۲۰۰۳)، ۷۶٪ - r و جی هرتل و همکاران (۲۰۰۴)، ۷۰٪ - r گزارش شده است (واکر وفان ۱۹۹۸).

روش اندازه‌گیری زاویه Q

عمده منابع، پرتونگاری وسی تی اسکن را بهترین راه برای اندازه‌گیری زاویه Q بیان کرده اند (کیشالی ۲۰۰۴)، اما با توجه به هزینه بالای شیوه مورد نظر، از این روش استفاده نشد. در این پژوهش زاویه Q آزمودنی‌ها در وضعیت ایستاده در حالی که زانو ولگن آزمودنی در وضعیت طبیعی واکستنشن قرار دارد به وسیله گونیامتر اندازه‌گیری می‌شود (دانشمندی، علیزاده، مقدسی ۱۳۸۵). قبل از اندازه‌گیری مرکز کشکک، برجستگی درشت نی و خار خاصه قدامی فوقانی با لمس دقیق و با ماژیک علامت گذاری می‌شود.



شکل ۱- روش اندازه‌گیری زاویه Q

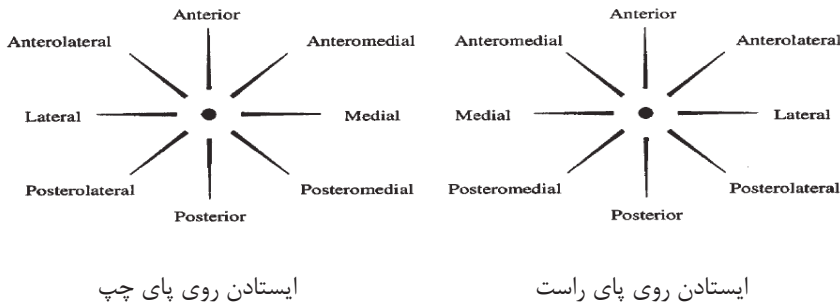
از نقاط علامت گذاری شده، خار خاصره قدامی فوقانی خطی به وسط کشکک و از برجستگی درشت نی خطی به وسط کشکک رسم می‌گردد این دو خط با هم زاویه ای ایجاد میکنند که مرکز گونیا متر در مرکز کشکک و یک بازو در توبرزیته تیبیال (محور آناتومیکی پا) و بازوی دیگر در خار خاصره ای فوقانی قدامی (محور مکانیکی پا) قرار می‌گیرد سپس زاویه ای که گونیا متر نشان می‌دهد زاویه Q است (شکل - ۱). طبق تحقیقات آگلیتیس و همکاران^۱ (۱۹۸۳) میزان آن در خانم‌ها ۱۷ درجه با تغییرات (۳ ±) و در آقایان ۱۴ درجه با تغییرات (۳ ±) می‌باشد. در خانم‌ها به دلیل پهن تر بودن لگن مقدار این زاویه بیشتر است.

نحوه ارزیابی تعادل پویا

در تحقیق حاضر از آزمون SEBT جهت ارزیابی تعادل پویا استفاده شد در این آزمون ۸ جهت که به صورت ستاره روی زمین رسم می‌شوند با زاویه ۴۵ درجه نسبت

1- Agliettis et al

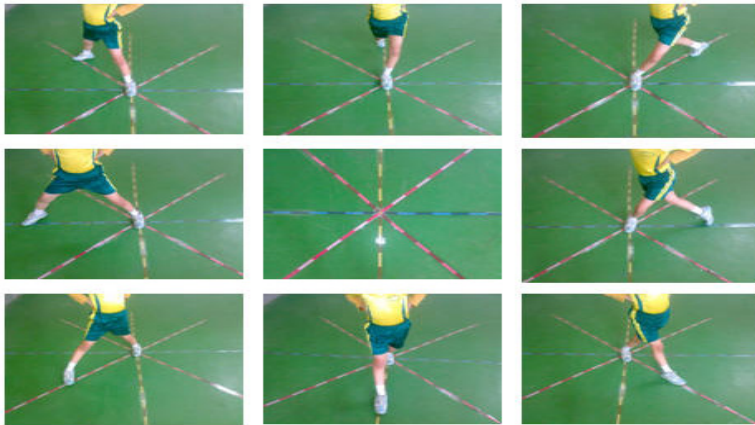
به یکدیگر قرار می‌گیرند. به منظور اجرای این تست ونیز نرمال کردن اطلاعات، طول واقعی پا یعنی از خار خاصره فوقانی قدامی تا قوزک داخلی اندازه‌گیری می‌شود. پس از توضیحات لازم درخصوص نحوه اجرای تست توسط آزمونگر، هر آزمودنی شش بار این آزمون را تمرین نموده تا روش اجرای آزمون را فرا گیرد. ضمناً قبل از شروع آزمون، پای برتر آزمودنی‌ها تعیین می‌شود تا در صورتی که پای راست اندام برتر باشد، تست در خلاف جهت عقربه‌های ساعت انجام شود و پای چپ اگر برتر بود تست در جهت عقربه‌های ساعت انجام شود (گریبل ۲۰۰۳، گریبل و هرتل ۲۰۰۳، کینزی و آرمسترانگ ۱۹۹۸). آزمودنی قبل از اجرای آزمون بدن خود را به مدت ۵ دقیقه گرم می‌کند که شامل دوی نرم و حرکات کششی عضلات چهار سر، همسترینگ، سیرینی، دوقلو، نعلی و فلکسورهای ران می‌باشد.



شکل ۳-۲ نمای کلی SEBT

آزمودنی در مرکز ستاره می‌ایستد، بر روی پای برتر (تک پا) قرار می‌گیرد و با پای دیگر در جهتی که آزمونگر به صورت تصادفی تعیین می‌کند تا آن جا که خطا نکند (پای اتکا از مرکز ستاره حرکت نکند یعنی حفظ سطح اتکا حین عمل دستیابی، روی پای غیر برتر که عمل دستیابی انجام می‌دهد هنگام تماس بخش دیستال آن

با زمین تکیه نکند یا شخص نیفتد بدین معنا که شخص بتواند تعادل خود را حفظ کند) هر آزمودنی هر یک از جهتها را سه بار انجام می‌دهد و در نهایت میانگین آنها محاسبه، بر اندازه طول پا (بر حسب cm) تقسیم و سپس در عدد ۱۰۰ ضرب می‌شود تا فاصله دستیابی بر حسب در صدی از اندازه طول پا به دست آید (گریبل و همکاران ۲۰۰۴). هرتل و همکارانش (۲۰۰۰) پایایی درون آزمونگری (۹۶٪ - ۷۸٪) و درون آزمونگری (۹۳٪ - ۸۱٪) را بالایی را اثرات معنی داری را گزارش کرده‌اند. کینزی و آرمسترونگ (۱۹۹۸)، هرتل و همکاران (۲۰۰۰) و المستد (۲۰۰۲) روایی SEBT را ۷۹٪ تا ۹۱٪ گزارش کرده‌اند.



شکل ۲- ارزیابی تعادل پویا در ۸ جهت

۳ - ۷ نحوه ارزیابی تعادل ایستا

به منظور ارزیابی تعادل ایستا از دستگاه سکوی نیرو (Force plate) استفاده شده دستگاه شامل یک صفحه نیروی (۴۰×۶۰) amplifier، (۶ cm² کاناله، یک دستگاه کامپیوتر و نرم افزار Bioware است داده‌های خروجی دستگاه شامل مولفه‌های سه



بعدی نیروی عکس العمل زمین، گشتاور چرخشی و مراکز فشار (cop) در صفحه افقی است. موقعی که تعادل به حالت ایستاده و در وضعیت تحمل وزن حفظ می‌شود، کنترل پوسچر ایستاده را می‌توان به عنوان توانایی به حداقل رساندن حرکات مرکز ثقل در محدوده سطح اتکا تعریف کرد (کات و همکاران ۲۰۰۵). به علت وجود مشکلات در تعیین مرکز ثقل بدن، متداول ترین روش آزمایشگاهی جهت ارزیابی کنترل پاسچر ایستا، استفاده از دستگاه سکوی نیرو است. این دستگاه مراکز فشار پای فرد را حین وضعیت ایستاده در یک بازه زمانی ثبت می‌کند (کاب و همکاران ۲۰۰۴). جابجایی مرکز فشار تلاش‌های بدن فرد را نشان می‌دهد که سعی می‌کند مرکز ثقل بدن را در محدوده سطح اتکا حفظ نماید. به این ترتیب فردی با میزان جابجایی مراکز فشار بیشتر حین یک عمل خاص ممکن است کنترل پاسچر ضعیف تری نسبت به فردی با جابجایی مرکز فشار کمتر داشته باشد. از نمونه‌ها خواسته شد تا با پای برهنه به راحتی روی دو پای خود روی صفحه نیرو بایستند سپس آزمودنی دو دست خود را به کمر زده و با همان پای که تعادل پویا را انجام داده است و با اعلام آزمونگر به مدت ۳۰ ثانیه روی یک پا می‌ایستد و نگاهش رو به جلو می‌باشد این عمل را دو بار انجام می‌دهد. داده‌ها از طریق اکسل و نرم افزار مت لب به صورت یک عدد استخراج می‌شود.

تحلیل آماری

به منظور نمایش داده‌هایی از قبیل سن، وزن، قد افراد نمونه از روش آماری توصیفی استفاده می‌شود و جهت بررسی میزان معنی داری فرضیه‌های تحقیق از روش‌های آمار استنباطی به شرح ذیل بهره گرفته می‌شود. اطلاعات پس از بررسی توصیفی، از طریق روش آماری t مستقل برای مقایسه گروهها تجزیه و تحلیل می‌شود.

نتایج و یافته‌های تحقیق

برخی آماره‌های توصیفی ویژگی‌های فردی شرکت کنندگان در جدول ۱ توصیف شده است.

جدول ۱- برخی آماره‌های توصیفی ویژگی‌های فردی آزمودنی‌ها

آماره شرح	سن		قد		وزن	
	میانگین	انحراف استاندارد	میانگین	انحراف استاندارد	میانگین	انحراف استاندارد
کف پای طبیعی	۲۰/۳۳۳	۱/۳۴۵	۱۶۳/۳۷	۴/۶۳۸	۵۷/۳۸۶	۷/۸۶۱
کف پای صاف	۲۰/۲۶۶	۱/۳۳۴	۱۶۲/۲۰	۶/۶۰۳	۵۳/۰۹۳	۹/۶۳۲
کل	۲۰/۳۰۰	۱/۳۱۷	۱۶۲/۷۸	۵/۶۳۸	۵۵/۲۴۰	۸/۹۱۰

جدول ۲- توصیف آماره‌های متغیرهای تحقیق در دو گروه

کف پای صاف	کف پای طبیعی	میانگین	تعداد ایستا برحسب سانتی متر مربع	تفاوت
۵/۳۷۷	۵/۸۲۱	میانگین	زاویه Q	
۲/۹۵۰	۲/۶۴۶	انحراف استاندارد		
۱۸/۱۳۳	۱۵/۷۳۳	میانگین	قدami	
۲/۳۸۶	۳/۷۰۷	انحراف استاندارد		
۸۸/۹۲۰	۸۹/۴۰۶	میانگین	قدami داخلی	
۱۱/۳۹۶	۱۰/۱۵۶	انحراف استاندارد		
۹۳/۱۹۳	۹۵/۶۳۳	میانگین	داخلی	
۱۲/۱۳۵	۱۰/۴۲۶	انحراف استاندارد		
۹۵/۳۲۰	۹۵/۲۷۳	میانگین	خلفی داخلی	
۱۳/۹۰۶	۱۳/۳۱۵	انحراف استاندارد		
۸۹/۷۸۶	۹۳/۸۸۶	میانگین	خلفی	
۱۷/۳۸۴	۱۱/۰۰۷	انحراف استاندارد		
۸۱/۵۶۶	۸۵/۳۳۳	میانگین	خلفی خارجی	
۱۴/۳۹۳	۱۴/۸۵۵	انحراف استاندارد		
۷۶/۷۶۶	۸۱/۱۹۳	میانگین	خارجی	
۱۲/۹۲۸	۱۱/۵۷۸	انحراف استاندارد		
۶۹/۶۲۶	۷۰/۷۰۰	میانگین	قدami خارجی	
۹/۹۲۴	۱۰/۲۴۱	انحراف استاندارد		
۸۱/۳۵۳	۸۵/۳۴۰	میانگین		
۸/۴۰۶	۹/۳۶۴	انحراف استاندارد		

یافته‌های ارائه شده در جدول بالا نشان می‌دهد که میانگین تعادل ایستا در ورزشکاران دارای کف پای طبیعی بیشتر از ورزشکاران دارای کف پای صاف است.

میانگین زاویه Q نیز در ورزشکاران دارای کف پای صاف بیشتر از ورزشکاران دارای کف پای طبیعی است. در تعادل پویا ورزشکاران دارای کف پای طبیعی در همه مولفه‌ها به جز مولفه داخلی از میانگین بیشتری در مقایسه با ورزشکاران دارای کف پای صاف برخوردارند. برای درک بهتر از اوضاع تعادل پویا به شکل ۱- مراجعه شود.



نمودار ۱- میانگین مولفه‌های تعادل پویا در دو گروه

مشاهده نمودار مذکور نشان می‌دهد که تعادل پویای ورزشکاران دارای کف پای طبیعی در همه مولفه‌ها به جز مولفه داخلی از میانگین بیشتری در مقایسه با ورزشکاران دارای کف پای صاف برخوردار است.

جدول ۳- نتایج تی مستقل زاویه Q در دو گروه

معنی داری دو دامنه	ارزش تی	درجه آزادی	تفاوت میانگین	انحراف استاندارد	آماره متغیر	
					میانگین	کف پای طبیعی / کف پای صاف
۰/۰۴۶	-۲/۱۰۸ *	۲۸	-۲/۴۰۰۰	۳/۷۰۷۴	۱۵/۷۲۳	کف پای طبیعی
				۲/۳۸۶۴	۱۸/۱۳۳۳	کف پای صاف

* در سطح کوچکتر از ۰/۰۵ معنی دار است.

یافته‌های جدول بالا نشان می‌دهد که آزمون مستقل در سطح آلفا کمتر از ۰/۰۵

معنی دار می‌باشد ($p=0/046$). می‌توان دریافت که بین زوایه Q در دو گروه آزمودنی‌های دارای کف پای صاف و کف پای طبیعی تفاوت معنی داری وجود دارد. مقایسه میانگین‌ها نشان داد که آزمودنی‌های دارای کف پای صاف از میانگین بالاتری برخوردارند. بدین معنی که زوایه Q در آنها بیشتر از آزمودنی‌های دارای کف پای طبیعی می‌باشد ($P < 0/05$).

جدول ۴- نتایج تی مستقل تعادل ایستا در دو گروه

معنی داری دو دامنه	ارزش تی	درجه آزادی	تفاوت میانگین	انحراف استاندارد	میانگین	آماره
						متغیر
۰/۶۶۷	۰/۴۳۵	۲۸	۰/۴۴۴۶	۲/۶۴۶۲	۵/۸۲۱۶	کف پای طبیعی
				۲/۹۵۰۲	۵/۳۷۷۰	کف پای صاف

اطلاعات جدول فوق نشان می‌دهد که آزمون t مستقل در سطح آلفا کمتر از ۰/۰۵ معنی دار نمی‌باشد. می‌توان دریافت که بین تعادل ایستا در دو گروه آزمودنی‌های دارای کف پای صاف و کف پای طبیعی تفاوت معنی داری مشاهده نشد ($p < 0/05$).

جدول ۵- نتایج آزمون تی مستقل تعادل پویا در دو گروه

معنی داری دو دامنه	ارزش تی	درجه آزادی	تفاوت میانگین	انحراف استاندارد	میانگین	آماره
						متغیر
۰/۹۰۳	۰/۱۲۳	۲۸	۰/۴۸۶	۱۰/۱۵۶	۸۹/۴۰۶	کف پای طبیعی
				۱۱/۳۹۶	۸۸/۹۲۰	کف پای صاف
۰/۵۵۹	۰/۵۹۱	۲۸	۲/۴۴۰	۱۰/۴۲۶	۹۵/۶۳۳	کف پای طبیعی
				۱۲/۱۳۵	۹۳/۱۹۳	کف پای صاف
۰/۹۹۳	-۰/۰۰۹	۲۸	-۰/۰۴۶	۱۳/۳۱۵	۹۵/۲۷۳	کف پای طبیعی
				۱۳/۹۰۶	۹۵/۳۲۰	کف پای صاف
۰/۴۴۸	-۰/۷۷۲	۲۳/۶۷۲	۴/۱۰۰	۱۱/۰۰۷	۹۳/۸۸۶	کف پای طبیعی
				۱۷/۳۸۴	۸۹/۷۸۶	کف پای صاف
۰/۴۸۶	-۰/۷۰۵	۲۸	۳/۷۶۶	۱۴/۸۵۵	۸۵/۳۳۳	کف پای طبیعی
				۱۴/۳۹۳	۸۱/۵۶۶	کف پای صاف
۰/۳۳۲	۰/۹۸۸	۲۸	۴/۴۲۶	۱۱/۵۷۸	۸۱/۱۹۳	کف پای طبیعی
				۱۲/۹۲۸	۷۶/۷۶۶	کف پای صاف
۰/۷۷۳	۰/۲۹۱	۲۸	۱/۰۷۳	۱۰/۲۴۱	۷۰/۷۰۰	کف پای طبیعی
				۹/۹۲۴	۶۹/۶۲۶	کف پای صاف
۰/۲۳۰	۱/۲۲۷	۲۸	۳/۹۸۶	۹/۳۶۴	۸۵/۳۴۰	کف پای طبیعی
				۸/۴۰۶	۸۱/۳۵۳	کف پای صاف

جدول فوق نشان داد که بین مولفه‌های تعادل پویا در بین دو گروه تفاوت معنی‌داری وجود ندارد. بدین معنا که بین افراد دارای کف پای صاف و دارای کف پای طبیعی در هیچ یک از مولفه‌های تعادل پویای بررسی شده در تحقیق کنونی تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد. گرچه مقایسه همه میانگین‌های ارائه شده در جدول ۲- که بیشتر در بخش آمار توصیفی آورده شده است حاکی از برتری دانشجویان دختر دارای کف پای طبیعی در مقایسه با دختران دارای کف پای صاف می‌باشد ($p < 0/05$).

نتیجه‌گیری

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که بین زاویه Q در دو گروه آزمودنی‌های دارای کف پای صاف و کف پای طبیعی تفاوت معنی‌داری وجود دارد ($p = 0/046$)، و میانگین زاویه Q در افراد دارای کف پای صاف بیشتر است. بدین معنی که زاویه Q در آنها بیشتر از آزمودنی‌های دارای کف پای طبیعی می‌باشد. نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیق لطافت کار و همکاران (۱۳۹۱) همخوانی دارد. آنها رابطه معنی‌داری بین افزایش زاویه Q در پای برتر و کف پای صاف کشتی‌گیران مشاهده کردند. با توجه به نتیجه تحقیق حاضر می‌توان نتیجه‌گیری کرد که بر اساس سیستم زنجیره حرکتی، ناهنجاری کف پای صاف باعث چرخش جانبی پاتلا و در نهایت افزایش زاویه Q شده است. پیرانی و نورسته (۱۳۸۹)، تفاوت معنی‌داری را در دو گروه با زاویه ($Q > 18$) و زاویه Q طبیعی ($13 < Q < 18$) در تعادل پویا مشاهده کردند. البته تحقیق حاضر در افراد دارای کف پای طبیعی زاویه Q با میانگین $15 / 733 = Q$ و در افراد دارای کف پای صاف زاویه Q با میانگین $18 / 1333 = Q$ بوده است و در تعادل پویای دو گروه تفاوت معنی‌داری مشاهده نشده است. از این نظر با تحقیق مذکور هم خوانی نداشته و عدم همخوانی شاید در میزان زاویه Q آنها بوده که خیلی بالاتر از ۱۸ درجه

بوده در صورتی که در تحقیق حاضر زاویه Q خیلی افزایش نداشته است. نتایج تحقیق دانشمندی وساکی (۱۳۸۹) نشان داد بین افت ناوی، ها پیر اکستنشن زانو، پیچش درشت نی و سستی عمومی مفصلی با آسیب ACL ارتباط معنی داری وجود دارد. ولی بین زاویه Q و آسیب ACL ارتباط معنی داری مشاهده نشد. عدم همخوانی تحقیق حاضر با تحقیق مذکور را می توان احتمالاً به حرفه ای بودن ورزشکاران و نوع مکانیک بدنی آنان نسبت داد. البته هوبرتی (۱۹۸۴) یکی از دلایل افزایش این زاویه را، زانوی ضربداری می داند و زانوی ضربداری می تواند منجر به صافی کف پا شود. در مورد نقش اندام تحتانی در زنجیره حرکتی تمام اجزای آن در ارتباط با یکدیگر بوده و علاوه بر نقش حمایتی، هر کدام از این اجزا بر روی اجزای دیگر اثر میگذارند. وضعف هر کدام از آنها نیز منجر به تاثیر منفی در کل زنجیره حرکتی و تضعیف آنها می شود. پست و همکاران (۲۰۰۲) عقیده دارند، عوامل موثر بروز اختلالات اسکلتی - عضلانی زانو را می توان در زنجیره حرکتی پایین همانند مچ پا جستجو کرد این امر می تواند منجر به بر هم خوردن عواملی چون راستای طبیعی استخوانها، خصوصیات فیزیکی مفصل، کنترل عصبی - عضلانی و عملکرد حمایتی مناسب بافت های نرم باشد.

در مقایسه تعادل ایستای دختران ورزشکار دارای کف پای صاف و طبیعی در یافته های تحقیق حاضر از طریق آمار استنباطی تفاوت معنی داری مشاهده نشد. البته آزمودنی ها با پای برتر بر روی صفحه نیرو به مدت ۳۰ ثانیه با چشمان باز با یک پا ایستاده (هر آزمودنی دو بار) و دستگاه تعادل ایستا بر حسب سانتی متر مربع محاسبه شد فردی که جابجایی مرکز فشار کمتری داشت تعادل ایستای بهتری داشت. تحقیق حاضر با تحقیق رئیسی (۱۳۸۷)، موسوی و همکاران (۱۳۸۸)، هرتل و همکاران (۲۰۰۲)، کارن و همکاران (۲۰۰۵) همخوانی دارد. در تحقیق لینگ چین تی سای

و همکاران^۱ (۲۰۰۶)، افراد دارای پای طبیعی از کنترل پاسچر بهتر است نسبت به افراد دارای کف پای صاف برخوردارند. نتایج این تحقیق حاضر با یافته‌های تحقیق مذکور همخوانی ندارد. عدم همخوانی، می‌تواند احتمالاً ورزشکار بودن نمونه‌های تحقیق حاضر باشد. در تحقیق آدریک بری سل و همکاران (۲۰۰۷) نتایج نشان داد که ورزشکاران بسکتبالیست تعادل ایستای ضعیف تری را نسبت به افراد ژیمناست اجرا کردند. به استناد این تحقیق در ورزشکاران، نوع رشته ورزشی می‌تواند از عوامل تاثیر گذار بر تعادل باشد، پرش‌ها، فرودها، فشارهای جانبی بر اندام تحتانی در رشته‌های مختلف می‌تواند تاثیر متفاوتی داشته باشد.

در مقایسه تعادل پویا در دختران ورزشکار دارای کف پای صاف و طبیعی دریافته‌های تحقیق حاضر از طریق آمار استنباطی تفاوت معنی داری مشاهده نشد. خالقی (۱۳۸۶) در تحقیق خود به این نتیجه رسید که گروه پای چرخیده به داخل در مقایسه با گروه پای چرخیده به خارج سریع تر به پایداری رسیدند. تحقیق حاضر با تحقیق مذکور همخوانی ندارد، که می‌توان به جنسیت، نحوه ارزیابی تعادل پویا که از صفحه نیرو استفاده شده و نحوه اجرای آزمون نسبت داد. خداویسی و همکاران (۱۳۸۸) اختلاف معنی داری را روی سطح پایدار تعادل پویا در بین افراد با کف پای صاف و طبیعی، مشاهده کردند. عدم همخوانی تحقیق حاضر، ورزشکار بودن آزمودنی‌ها، نحوه اجرای آزمون آنها که ثبت نوسانات وضعیتی آزمودنی‌ها به مدت ۲۰ ثانیه روی دو سطح پایدار و ناپایدار دستگاه تعادل سنج بود، می‌تواند باشد. موسوی و همکاران (۱۳۸۸) در تحقیقی که انجام دادند، به این نتیجه رسیدند که بین میزان قوس کف پا با تعادل پویای پسران دانش آموز در مورد کف پای صاف و طبیعی ارتباط معنی داری وجود نداشت. تحقیق حاضر با یافته‌های این تحقیق در مورد نتیجه کف پای صاف و طبیعی همخوانی

دارد. در تحقیق قاسمی و همکاران (۱۳۸۹) بررسی‌ها نشان داد که دسترسی‌های داخلی و خلفی خارجی در متمایز کردن گروه‌ها نقش بیشتری داشتند. به طور خاص دسترسی داخلی به طور معنی داری در متمایز کردن گروه کف پای صاف از دو گروه دیگر، و دسترسی خلفی خارجی در متمایز کردن گروه کف پای گود از دو گروه دیگر نقش داشتند. تحقیق حاضر بانیجه تحقیق قاسمی همخوانی ندارد، که می‌توان به تعداد آزمودنی‌ها، جنسیت، آزمون آماری استفاده شده، قدرت نسبت داد. گریبل و هرتل^۱ (۲۰۰۳)، در تحقیق خود اثر معنی دار نوع پا^۲ را پیدا نکردند، اما قد و طول اندام تحتانی عوامل اثر گذار حین اجرای آزمون عملکردی تعادل ستاره بودند. در این مطالعه، تفاوت معنی داری در دسترسی جهات آزمون تعادلی ستاره بین افراد دارای کف پای صاف، گود و طبیعی دیده نشد. تحقیق حاضر با نتیجه این تحقیق همخوانی دارد. نتایج تحقیق حاضر با نتیجه تحقیق کات و همکارانش^۳ (۲۰۰۵) همخوانی ندارد. این احتمال دارد عوامل دیگری نظیر قدرت عضلات پا، انعطاف پذیری عضلات اندام تحتانی نقش داشته باشند. آدریک بری سل و همکاران (۲۰۰۷) نتایج نشان دادند که ورزشکاران بسکتبالیست تعادل پویای ضعیف تری را نسبت به ورزشکاران فوتبالیست اجرا کردند. به استناد این تحقیق در ورزشکاران، نوع رشته ورزشی می‌تواند از عوامل تاثیر گذار بر تعادل باشد.

بحث

اندام تحتانی با مجموعه ای مفاصل، یک واحد حرکتی را تشکیل می‌دهد که تامین کننده ثبات، جذبکننده نیرو و واردکننده فشار است (پری و بوم فید، ۲۰۱۰). عملکرد

1- Grebble & et al

2- Foot Tape

3- Cot & et al

این بخش‌ها در ارتباط با هم بوده و باز توانی هر کدام نیز همراه با عملکرد بخش‌های دیگر است (چین و هرتل ۲۰۱۰). این زنجیره شامل ران، زانو، مچ و انگشتان و مفاصل مربوط با مکانیک صحیح، فرد را با شرایط استاتیکی و دینامیکی در هنگام عملکردهای ورزشی سازگار، و سلامت فرد را تامین می‌کند (ریجر کاو ۱۹۹۶). به عنوان مثال به گفته (پست و همکاران ۲۰۰۲) عوامل بروز اختلالات اسکلتی - عضلانی در ران را می‌توان در اختلالات مچ پای تاثیر گذار بر اجزای بالاتر زنجیره حرکتی جستجو کرد. ساختار و عملکرد مچ پا به هنگام جذب نیرو و اعمال فشار، تاثیر زیادی روی بخش‌های بالاتر اندام تحتانی دارند (دیویس ۲۰۰۴) و اولین اجزایی هستند که جذب نیرو را انجام می‌دهند (لی اوید، آکلند، کوچرن ۲۰۰۹). در صورت کارایی این مفاصل قابلیت انجام روان و به موقع حرکات در دامنه حرکتی مورد نیاز تامین می‌شود می‌تواند از آسیب‌های اندام تحتانی جلوگیری کند (کافمن و همکاران ۱۹۹۹). اما تغییر در ساختار و وضعیت قوس پا، عملکرد موثر پا را در تامین این دامنه حرکتی مورد نیاز تا حد زیادی مخدوش می‌کند. حفظ تعادل در زنجیره حرکتی بسته متکی به راهبردهای حرکتی و بازخوردی هماهنگ در بین ران، زانو و مچ پا است که بازخوردهای آوران یا کاهش قدرت و ثبات مکانیکی هر مفصل، به تنهایی و یا کل ساختار در زنجیره حرکتی اندام تحتانی تعادل را به هم می‌زند (کات و همکاران ۲۰۰۵). در پژوهش حاضر محقق ساختار نوع کف پا و ارتباط آن با زاویه Q و تاثیر آن بر تعادل ایستا و پویا را مورد بررسی قرار داد، که نتایج با برخی از یافته‌های تحقیق‌های انجام شده همخوانی داشت و با برخی نداشت که می‌تواند عوامل دیگری هم در این میان دخالت داشته باشد از جمله عواملی که باعث افزایش زاویه Q می‌شود: زانوی ضربداری، شکل غیر طبیعی کشکک، کوتاهی لیگامان جانب خارجی، ضعف عضله پهن داخلی، عدم ثبات مفصل کشکی رانی و چرخش

خارجی درشت نی می‌تواند موثر باشد. در تعادل ایستا با اکثر تحقیقات انجام شده هم خوانی داشت از این نظر که آنها هم تفاوت معنی داری را مشاهده نکردند به غیر از لینگ چین تی سای که زمان ایستادن روی یک پارا مد نظر داشتند که به نتیجه رسید که افراد دارای کف پای طبیعی کنترل پاسچر بهتری داشتند. در تعادل پویا در تحقیق حاضر بین افراد دارای کف پای صاف و طبیعی تفاوت معنی داری یافت نشد که این مورد با اکثر تحقیق‌های انجام شده هم خوانی نداشت، محقق با استناد به یافته‌های موجود و پژوهش‌های انجام شده توسط محققین دیگر علت عدم هم خوانی را این گونه بیان می‌کند: نمونه‌ها دختران ورزشکار بودند شاید سطح آمادگی پایه بالاتری نسبت به غیر ورزشکاران داشتند و حتی عوامل دیگری به غیر از ساختار کف پا، مانند قدرت عضلات، انعطاف پذیری، سن، جنس، نوع روش تحقیق، نوع روش آماری، کنترل پاسچر را تحت تاثیر قرار دهد.

منابع

۱. امامی م. قهرمانی. عبدی نژاد. نمازی، (۱۳۸۶). زاویه Q یک پارامتر غیر قابل تخمین در ارزیابی دردهای قدامی زانو. مقاله علمی پژوهشی ص ۲۴-۲۶.
۲. پیرانی مهدیه. نورسته علی اصغر. (۱۳۸۸) اثر زیاد زاویه کیو بر کنترل پاسچر پویا در زنان ورزشکار.
۳. جی، بلوم، فیلد، تی اراتلند، بی سی، الیوت، (۱۳۸۲). بیومکانیک و آناتومی کاربردی در ورزش. ترجمه سعید ارشم، انتشارات فرزانش پژوهان چاپ اول.
۴. حاج میر فتح، فاطمه. (۱۳۷۰). فیزیوتراپی در ورزش. نشر سازمان تربیت بدنی.
۵. خالقی تازجی. (۱۳۸۶). مقایسه پایداری پویا در ناهنجاری پای چرخیده به داخل و خارج در حرکت پرش - فرود.
۶. خداویسی حمیده. عنبریان مهرداد. فرهپور نادر. (۱۳۸۸). سازو کار اکبر. جلالوند علی. تاثیر ناهنجاری ساختاری کف پای صاف و گود بر تعادل پویا در دختران نوجوان.
۷. رلف ویرهو، (۱۳۷۰). آناتومی حرکت، ترجمه نورالدین انصاری، آذر معزی، نشر آستان قدس رضوی.
۸. رئیسی. جلیل. (۱۳۸۷). مقایسه تعادل ایستای افراد فعال و غیر فعال دارای کف پای صاف طبیعی. پایان نامه کارشناسی ارشد دانشگاه تهران.
۹. دانشمندی، حسن، علیزاده، محمدحسین، مقدسی، مهرداد. (۱۳۸۵) بررسی راستای طبیعی زانوها و ارتباط آن با برخی عامل‌های موثر در ورزشکاران حرفه ای، المپیک (۳۳): ۴۱-۵۰
۱۰. دانشمندی حسن. علیزاده محمد حسین. قراخانلو رضا. (۱۳۸۳). حرکات اصلاحی و درمانی انتشارات سمت، ص ۸۷-۱۱۸.
۱۱. دانشمندی حسن. ساکی فرزانه. (۱۳۸۹). ارتباط آسیب‌های ACL زنان ورزشکار نخبه با مکانیک بدنی آنها. مجله علوم توانبخشی.
۱۲. قاسمی وحید. رجبی رضا. علیزاده محمد حسین. دشتی رستمی کمیل. (۱۳۹۰). مقایسه تعادل پویا در مردان دارای کف پای متفاوت. طب ورزشی.

۱۳. لطافت کارامیر، زندی شهرزاد، خدایی مجید، بلالی جعفر، فریدی مریم. (۱۳۹۱). ارتباط بین ناهنجاری کف پای صاف با زاویه Q وزانو درد. پژوهش در علوم توانبخشی. فروردین و اردیبهشت.
۱۴. موسوی سید حامد، قاسمی بهنام، فرامرزی محمد. (۱۳۸۸). ارتباط میزان قوس طولی داخلی کف پا با تعادل ایستا و پویا در پسران دانش آموز ۱۲-۱۴ سال. مقاله علمی - پژوهشی.
15. Brody, D. M, (1982). Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *Orthop Clin North Am.* 13:541-558.
16. Chinn L, Hertel J. (2010). Rehabilitation of ankle and foot injuries in athletes. *Clin Sport Med*; 29(1):157-67.
17. Cobb SS, TISTT, Johnson BF, Higbie EJ. (2004). The effect of forefoot varus on postural stability *J orthop sports phys Ther* 3-4 79-35.
18. Cordo, P., Nashner, L.M. (1982). Properties of postural adjustments associated with rapid arm movements. *J Neurophysiol.* 73:287-302.
19. Cote, K.P.; Brunet, M.E.; Gansneder, B.M.; Shultz, S.J. (2005). "Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability", *J Ath train*, 40 (1): pp. 41-46.
20. Davis I S. How do we accurately measure foot motion? *J Or thop Sports Phys Ther* 2004; 34(9):502-20.
21. Earl, J.E.; Hertel, J. (2001). "Lower extremity muscle activation during the star excursion balance test", *J Sport Rehabil*, 10(2): pp. 93-104.
22. Eadric B; Joshua C Yonker; Johnk; Edvard M Heath. (2007). Static and dynamic Balance in Female collegiate soccer, basket..... *Jornal of Athletic Training*; Jan-Mar; 42,1; Pro Quest Nursing & Allied Healt Sourcepg. 42
23. Gribble, P. (2003). The star excursion balance test as a measurement tool. *Ather*



Today.8(2):46-47

24. Gribble P, Hertel J.(2003). “Considerations for the normalizing measures of the star excursion balance test, measure phys educ exer sci”. 7, PP:89-100.

25. Gribble, P., Hertel,J., Denegar, C., Bucklay,W.(2004). The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control., Athl Train. 39(4), 321-329..

26. Guskiewicz KM, Perrin DH. (1996). “Research and clinical applications of assessing balance”. J sport rehabil; 5:PP: 45-63.

27. Habib Z, Westcoot S. (1998). “Assessment of anthropometric factors on balance tests in children”. Pediatric physical therapy, 10: PP:101-109.

28. Hertel, J., Miller, S.J., Denegar, C.R.(2000). Intratester and intratester reliability during thee star excursion balance tests. J Sport Rehabil. 9,104-116.

29. Hertel J gay MR. Denegar CR. (2002). Difference , postural control during single leg stance Among Healthy In dividuals with different Foot types.J Ashl Train 37: 129-132.

30. Huberti.H.(1984).jornal of bone and joint surgery.66A.775-724.

31. Kaufman KR.Brodine SK,Shaffer RA,Johnson CW, Cullison TR.(1999). The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries. Am J sports Med ;27(5):585-93.

32. Kinzey,S., Armstrong, C. (1998). The reliability of the star excursion test in assessing dynamic balance. J Orthop Sports Phys Ther. 7(5), 356-360.

33. Kishali NF, Imamoglu O, Burmaoglu G, Atan T, Yildirim K.(2004). Q-angle values of elite soccer and taekwondo athletes. The Pain Clinic; 16(1): 27-34.

34. Kramer, L.C., (2004).The relationship of lower extremity malalignments in

- college students with a history of ACL injury. Thesis: Doctor of philosophy. The pennsylvania state university, college of Health and Human Development. p:35-36.
35. Levingstone, Tames, Brantingham, D. (2002). Comparison study of two chiropractic treatment protocols for knee pain due to patella femoral pain syndrome, Phd thesis. Cleveland chiropractic college los angeles.
36. Lloyd D. Ackland TR, Cochrane J. (2009). Balance and agility. In: Achl and TR. Elliott B, Bloomfield J. Editors. Applied anatomy and biomechanics in sport. New York: Human kinetics; P:211-7.
37. Nyland, J.; Smith, H.; Beickman, K.; Armsey, T.; David, N.; Caborn, M. (2002). "Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance", *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 1150-1157.
38. Olmstead LC, Carcia CR, Hertel J, Shultz. (2002). Efficacy of the star excursion balance tests in detecting reach deficits subjects with chronic ankle instability. *J Athl Train.* 37:501-506
39. Perry J. Bumfield J M. *Gait Analysis: Normal and pathological function* 2nd ed. New Jersey: Slack, 2010. p.353.
40. Poil Mc, T. G., Cornwall, M. W. (1996). The relationship between static lower extremity measurements and rearfoot motion during walking. *J Orthop Sports Phys Ther.* 24: 309-319.
41. Post WR, Teitge R, Amis A. (2002). Patellofemoral malalignment: looking beyond the viewbox. *Clin Sports Med;* 21(3): 521-46.
42. Princivero D, Lephart SM, Henry T. (1995). "Learning effects and reliability of the biodex stability system". *J Athl Train.*, 30: S 35.s
43. Punakallio, A. 2005. Balance abilities of workers in physically demanding jobs:



- with special refrence to firefighters of different ages. J sport SCi & Med.4,8,7-14.
44. Riegger-Kugh, C. (1996). "Skeletal malaligment of the lower Quarter: Correlated and Compensatory Motions and posture", JOSPT, 23:164-170.
45. Riemann BL, Myerse JB, Lephart SM. (2002). "Sensorimototr system measurment techniques". J Athl Train, 37(1): PP:78-85.
46. Tasi, L., Vicki, S., Mercer, Michael, T., Gross. (2006). "Comparison of different structural foot types for measures of standing postural control". J Orthop Sport Phys Ther". Vol.36, N.12. December.
47. Shumway Cook, A.; Woollacot, M. (2000). Motor control: theory and practical applications, Lippincot Williams & Wilkins, Maryland, USA.
48. Tasi L, Vicki, S , Merer, Michael T, cross. (2006). comparison of different foot types for measures of standing postural control " J orthap sport phys Ther ".vol. 36.N.December.
49. Walker M, Fan H. (1998). "Relation between foot pressure pattern and foot type". Foot and ankle international. Vol. 19, No. 6.
50. Williams, D. S., Mc C lay, I. S.(2000). Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal.Arch:reliability and validity. Phys Ther.80:864-871.

