مقایسه پایداری پویا درناهنجاری پای چرخیده به داخل و خارج در حرکت پرش– فرود

سید صدرالدین شجاع‌الدین*، حیدر صادقی**، مهدی خالقی تازجی***، علی عباسی****

* استادیار دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تربیت معلم
** دانشیار دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تربیت معلم تهران
*** کارشناس ارشد آسیب شناسی و حرکات اصلاحی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تربیت معلم
**** کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تربیت معلم

تاریخ دریافت مقاله: ۸۶/۷ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۶/۹

چکیده

هدف از این مطالعه مقایسه پایداری پویا در ناهنجاری پای چرخیده به داخل و خارج در حرکت پرش-فرود بود. تعداد ۲۷ نفر از دانشجویان پسر دانشکده تربیت بدنی دانشگاه تربیت معلم(سن ۱/۶۵± ۲۳/۲۹سال، وزن ۷/۷۷±۷۰/۱۷ کیلوگرم) که هیچ‌گونه آسیب دیدگی در اندام تحتانی و آسیب دیدگی مربوط به سر نداشتند، در این مطالعه شرکت کردند. با استفاده از آزمون شاخص افتادگی استخوان ناوی آزمودنی‌ها در سه گروه پای چرخیده به داخل(۹ نفر)، پای چرخیده به خارج(۹ نفر) و پای معمولی(۹ نفر) قرار گرفتند. پایداری پویا آزمودنی‌ها با استفاده از آزمون زمان رسیدن به پایداری کسب شد که پایداری ورزشکار را در حرکت پرش- فرود(که از حرکات آسیب‌زا ورزشی می باشد) ارزیابی می‌کند. زمان رسیدن به پایداری آزمودنی در دو راستای جانبی(ML) و قدامی- خلفی(AP) محاسبه شد. پس از محاسبه زمان رسیدن به پایداری مربوط به هر آزمودنی داده‌های مربوطه با استفاده از روش آماری تحلیل واریانس چند متغیری (MANOVA) و تحلیل واریانس یک‌راهه(ANOVA) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. در راستای جانبی میانگین زمان رسیدن به پایداری در گروه پای چرخیده به داخل با گروه پای چرخیده به خارج تفاوت معنی‌دار مشاهده شد. در حالی‌که اختلاف میانگین زمان رسیدن به پایداری بین گروه پای چرخیده به داخل با پای معمولی و همچنین پای چرخیده به خارج با پای معمولی معنی‌دار نبود. از بین سه گروه پا، گروه پای چرخیده به خارج در مقایسه با دو گروه دیگر دیرتر به پایداری رسیدند. کاهش پایداری در آزمودنی‌های با پای چرخیده به خارج ممکن است به علت ساختار مکانیکی و

ساختمان خاص پای چرخیده به خارج و همچنین نقص در گیرنده‌های عمقی مفصل و استراتژی‌های عضلانی این نوع پا باشد. اختلال در پایداری افراد دارای پای چرخیده به خارج ممکن است احتمال آسیب‌های مچپا مانند اسپرین مچپا و همچنین آسیب‌های مربوط به زانو را افزایش دهد.

واژه‌های کلیدی: پای چرخیده به داخل و خارج، پایداری پویا، حرکت پرش- فرود

مقدمه

پایداری پویا که به عنوان توانایی فرد جهت حفظ تعادل از وضعیت پویا به وضعیت ایستا تعریف و اندازه‌گیری می‌شود(۱) به هماهنگی پیچیده دستگاه پردازش مرکزی با دستگاه بصری، دهلیزی، راههای حسی- بدنی[1] و همچنین پاسخ‌های آوران مرتبط شده است(۲). پایداری پویا در ورزشهایی که در آنها حرکات پرشی و برشی[2] وجود دارد و ورزشکار مجبور به پایداری بدن پس از فرود می باشد، به دلیل ارتباط با بروز آسیب‌های ناشی از اجرای پرش- فرود از اهمیت ویژه‌ای برخوردار می‌باشد(۳). از این رو شناسایی عوامل موثر در بهبود پایداری پویا مورد توجه محققان قرار گرفته است.

ناهنجاری‌های اسکلتی- عضلانی بر بیومکانیک بدن انسان تاثیر می‌گذارند. بویژه ناهنجاری‌های اسکلتی- عضلانی در اندام تحتانی که بر بیومکانیک راه رفتن و دویدن اثر منفی دارند(۱۲-٤). چرخش بیش از حد پا به خارج[3] که با قوس زیاد و کم تحرکی میان پا تعریف می‌شود، ممکن است به اندازه کافی با سطح زمین منطبق نباشد که در نتیجه استفاده از ساختارهای اسکلتی- عضلانی اطراف مفصل را جهت حفظ پایداری پاسچر و تعادل افزایش می‌دهد (۱۳). چنین عنوان می‌شود که پای گود دارای اطلاعات حسی کمتری نسبت به پای معمولی یا پای چرخیده به داخل می‌باشد(۱۱). برعکس، چرخش بیش از حد پا به داخل[4] که با صافی قوس داخلی و تحرک پذیری زیاد میان پا تعریف می شود نیز ممکن است تقاضا را در استفاده از سیستم عصبی- عضلانی جهت پایداری و ثبات پا و حفظ وضعیت ایستادن ثابت روی پا افزایش دهد(۱۲).

بسیاری از ورزشکاران حرکت پرش- فرود را در طول فعالیت‌های ورزشی و رقابتها اجرا می‌کنند. گزارش شده است که بیشترین شیوع آسیب های مچپا و زانو در ورزشهایی است که در آنها حرکات برشی و پرشی وجود دارد. به عنوان مثال گری و همکاران[5] گزارش کردند که ۵۸ درصد از تمام آسیب‌های زنان بسکتبالیست به دنبال فرود ناشی از پرش اتفاق می‌افتد (۱٤). در تحقیقی دیگر گودوین- گربیریچ و همکاران[6]، ٦۳ درصد آسیب‌های مچپا و زانو در رقابتهای والیبال را به عامل پرش- فرود مرتبط دانستند (۱۵). فرود موفق پس از پرش به

1. Somatosensory
2. Cutting
3. Supinated foot
4. Pronated foot
5. Gray et al.
6. Goodwin-Gerberich et al.

قدرت، پایداری و تعادل جهت محافظت اساسی در برابر آسیب مفصل نیاز دارد. از این رو توانایی رسیدن سریع به پایداری یکی از عوامل مهم در جلوگیری از آسیب معرفی شده است(۳). این امکان وجود دارد که درصد بالای آسیب در مچپا و زانو در نتیجه اختلال در قدرت یا تعادل و نقص در پایداری باشد.

زمان رسیدن به پایداری که شکلی از نوسان پاسچر می‌باشد، به عنوان مدت زمانی که لازم است تا فرد پس از فرود به پایداری و ثبات برسد، تعریف می‌شود (۱۶،۱۷). افزایش نوسان پاسچر یک عامل منفی بوده که می‌تواند منجر به افزایش شیوع آسیب به‌علت اختلال در فاکتورهای کنترل عصبی- عضلانی و یا تعادل گردد (۱۸،۱۹). ریمان و لفارت[1](۲۰) گیرنده‌های عمقی را به عنوان توانایی یک مفصل جهت تعیین موقعیت خود در فضا، پیش بینی حرکت، حس حرکت و احساس فشار بار وارده بر آن تعریف کردند. گیرنده‌های حس عمقی[2] و حس حرکت[3] در هنگام رقابت ورزشی جهت پیشگیری از آسیب بسیار مهم و حیاتی می‌باشد. بدون آگاهی کافی حس حرکت و گیرنده‌های عمقی بدن قادر به پاسخ در مقابل تغییرات زوایای مفصل نمی‌باشد، بنابراین توانایی مفصل جهت محافظت از خود در برابر نیرو یا حرکت بیش از حد که منجر به آسیب بافت نرم می‌گردد، متوقف می‌شود.

آوران‌هایی که مسئول پاسخ زمان فعال‌سازی عضله جهت حفظ مرکز جرم بدن هستند، گیرنده‌های مکانیکی[4]می‌باشند (۲۴-۲۱). این گیرنده‌های مکانیکی در مفاصل و عضلات بدن قرار دارند (۲۷-۲۵). گیرنده‌های مکانیکی مفصل شامل پایانه‌های رافینی[5]، اجسام پاچینی[6] و پایانه‌های آزاد عصبی[7] می‌باشند (۲۱،۲۳،۲۸). گیرنده‌های مکانیکی موقعیت مفصل را تفسیر کرده و حرکت فعال یا غیرفعال مفصل را در زنجیره حرکتی بسته و باز شناسایی می‌کنند. کاهش کارایی این گیرنده‌های مکانیکی، دوره تاخیری (نهفتگی)[8] واکنش عضلات ناحیه مفصل را افزایش می‌دهد (۲۰،۲۳،۲۹،۳۰،۳۱). افزایش در زمان عکس‌العمل انقباض عضلانی به‌علت عملکرد بد گیرنده‌های مکانیکی سبب می‌گردد که مفصل فراتر از دامنه حرکتی معمولی باز شود. عضلات اطراف مفصل مچپا(دوقلو، نازک نئی) نمی‌توانند به سرعت فعال شوند، لذا مرکز تعادل بدن اصلاح نمی‌شود. این احتمال وجود دارد که عامل مهارکننده اختلالات گیرنده‌های مکانیکی با ناهنجاری‌های پا دچار مشکل گردد (۳۲).

کانرادسن و همکاران[9] (۲۷) گزارش کردند که در هنگام فعالیت، مفصل مچپا و عضلات مربوطه، اطلاعاتی را از گیرنده‌های نزدیک مچپا و پا (کف پا)، در مقایسه با اطلاعات بصری یا دهلیزی دریافت می‌کنند. بنابراین نقش مچپا در ایجاد تعادل هنگام فعالیت‌های پویا مهم می‌باشد. در ناهنجاری‌ها بعلت کوتاهی، سفتی، طویل شدن و ضعف عضلات اطراف مفصل، انقباض عضلانی دچار اختلال می‌گردد. بنابراین این احتمال وجود دارد که اختلال

1. Reimann and Lephart
2. Proprioception
3. Kinesthesia
4. Mechanoreceptors
5. Ruffini,s endings
6. Pacinian corpuscles
7. Nerve endings
8. Latency period
9. Kanradsen et al.

در انقباض عضلانی منجر به افزایش دوره تاخیری و افزایش زمان عکس‌العمل گردد که این حالت اختلال در پایداری را به دنبال دارد.

اخیرا چنین بیان می‌شود که زمان رسیدن به پایداری، به عنوان جنبه‌ای از کنترل حرکتی اندام تحتانی، به بازخورد گیرنده‌های عمقی و حس حرکت و نیز پاسخ‌های رفلکسی و اختیاری عضلات وابسته می‌باشد (۲۲). اختلال در فعال‌سازی گیرنده‌های مکانیکی، دوره تاخیری واکنش عضله را افزایش و مدت زمان اصلاح و بازسازی مرکز تعادل را طولانی می‌سازد (۱۷،۲۷،۳۳). از آنجا که تعادل در زنجیره حرکتی بسته (حالتی که پا در زیر سطح اتکاء قرا می‌گیرد) حفظ می‌شود و بر بازخورد یکپارچه و استراتژی‌های حرکت بین مفصل ران، زانو و مچ پا متکی می باشد بنابراین تعادل می‌تواند از طریق نقصان در بازخورد آوران یا نقص در قدرت و پایداری مکانیکی مفصل یا ساختار در طول زنجیره حرکتی اندام تحتانی دچار اختلال گردد (۳٤،۳۵).

با توجه به ساختار آناتومیکی پا و موقعیت قرارگیری آن در پایین‌ترین بخش زنجیره حرکتی اندام تحتانی و سطح اتکاء نسبتا کوچکی که بدن روی آن تعادل خود را حفظ می‌کند، منطقی به نظر می‌رسد که کوچک‌ترین تغییرات بیومکانیکی در سطح اتکاء بر کنترل پاسچر تاثیر گذارد (۱۲). چرخش بیش از حد پا به سمت داخل یا خارج ممکن است بر ورودی‌های حس بدنی از طریق تغییر در تحرک پذیری مفصل یا مساحت سطح تماس (۱۱) یا بطور ثانویه از طریق تغییر در استراتژی های عضلانی (۱۳) جهت حفظ یک سطح اتکاء استوار و مطمئن تاثیر بگذارد. حس وضعیتی ضعیف پا مانع از انطباق بین کف پا و سطح اتکاء می‌گردد، بنابراین تعدیل پاسچر بیشتر به اندام فوقانی جهت حفظ پاسچر حالت ایستاده و تعادل متمرکز می‌شود (۳٦).

در دهه گذشته، علیرغم استفاده فزاینده از آزمون‌های تعادل جهت ارزیابی و بازتوانی کنترل پاسچر در ورزشکاران آسیب‌دیده، مطالعات محدودی جهت ارزیابی بی نظمی‌های رایج در اندام تحتانی، مانند نوع و نقش پا در اجرای آزمون‌های مستند کنترل پاسچر انجام شده است (۱۱،۳۷،۳۸). اکثر این تحقیقات بر ارزیابی کنترل پاسچر در حالت ایستا تاکید داشته و کمتر به ارزیابی پویای پاسچر پرداخته شده است. فهم و درک ارتباط پایداری پویا با ناهنجاری به دو دلیل مهم است: ۱. این اطلاعات به شناسایی فاکتورهای ذاتی افراد که ارزیابی تعادل را در هنگام بررسی اختلالات احتمالی مربوط به مکانیسم های آسیب تحت تاثیر قرار می‌دهد یا منجر به اشتباه در محاسبه تعادل می‌گردد، کمک می‌کند. ۲. این اطلاعات می‌تواند تاثیر احتمالی بی‌نظمی‌های آناتومیکی بر عملکرد عصبی- عضلانی و بیومکانیکی اندام تحتانی را بیشتر توضیح دهد. شناسایی عواملی که در پایداری ورزشکار نقش دارند، می‌تواند به پیشگویی بروز صدمات و آسیبهای ناشی از پرش- فرود که در نتیجه پایداری ضعیف رخ می‌دهد، کمک کند. ضمن اینکه اطلاع از پایداری پویا ورزشکار می‌تواند به درمانگران ورزشی در زمینه‌های کلینیکی و تحقیقی و همچنین به برنامه بازتوانی ورزشکار پس از آسیب و بازگشت سریع‌تر ورزشکار به ادامه فعالیت‌های ورزشی کمک کند. با توجه به اهمیت پایداری پویا و نقش آن در آسیب، در این تحقیق قصد

داریم نقش ناهنجاری پای چرخیده به داخل و خارج را در پایداری پویا با استفاده از شیوه‌ای که مشابه حرکت پرش- فرود در ورزش و فعالیتهای ورزشی می‌باشد، مورد بررسی قرار دهیم.

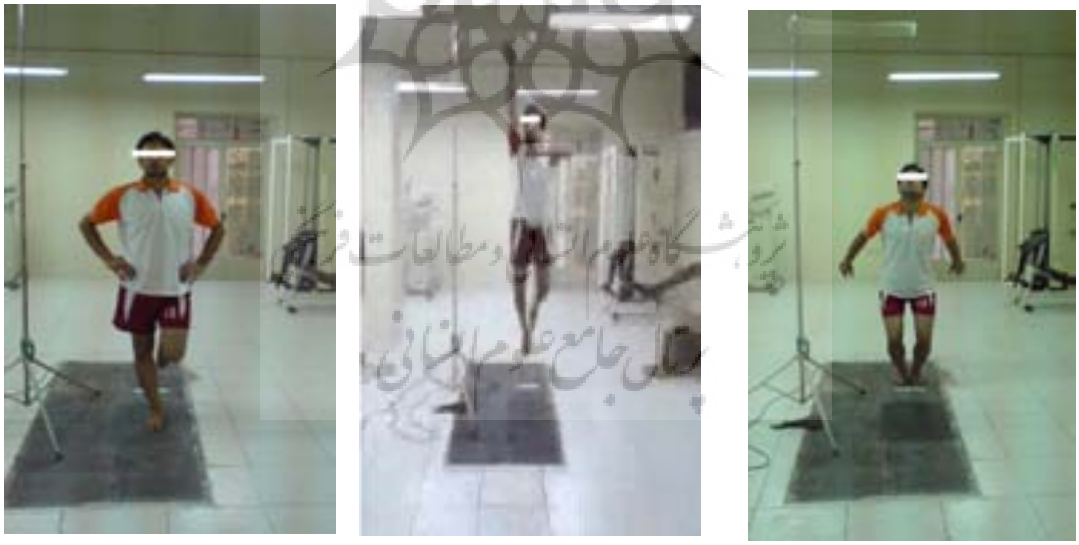
روش شناسی

به منظور تعیین نوع ناهنجاری پا، از اندازه‌گیری درجه پرونیشن مفصل تحت‌قاپی توسط آزمون شاخص افتادگی استخوان ناوی استفاده شد (۱۲). با استفاده از روش توصیف شده توسط برادی (۳۹)، افتادگی استخوان ناوی مورد ارزیابی قرار گرفت. از آزمودنی خواسته شد تا با پای برهنه روی صندلی نشسته، پای خود را روی جعبه‌ای به ارتفاع چندین سانتی‌متر قرار داده بطوری که زاویه ران و زانو در حالت ۹۰ درجه قرار گیرد. مفصل ران در این حالت هیچگونه ابداکشن و اداکشن نداشت و در حالت معمولی قرار داشت. سپس برآمدگی استخوان ناوی مشخص و علامت‌گذاری شد. با استفاده از کولیس فاصله برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه در واحد میلی‌متر اندازه‌گیری شد. سپس از آزمودنی خواسته شد که در حالت ایستاده به‌گونه‌ای که تمام وزن روی پای مورد آزمایش باشد قرار گیرد. در این حالت نیز فاصله برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه اندازه‌گیری و ثبت شد. آزمون‌گر 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 می‌کرد که عدد بدست آمده به عنوان میزان افتادگی استخوان ناوی ثبت می‌شد. اندازه‌گیری میزان افتادگی ناوی در هر آزمودنی سه بار انجام و میانگین آن‌ها به‌منظور طبقه‌بندی افراد در سه گروه پای معمولی، پای چرخیده به داخل و پای چرخیده به خارج استفاده گردید. آزمودنی‌هایی که میزان افتادگی ناوی آنها بین ۵ تا ۹ میلی‌متر بود در گروه پای معمولی، بیشتر از ۱۰ میلی‌متر در گروه پای چرخیده به داخل و کمتر از ٤ میلی‌متر در گروه پای چرخیده به خارج، قرار می‌گرفتند. در پایان ۲۷ نفر آزمودنی با میانگین سنی ۱/٦٥±۲۹/ ۲۳ سال و وزن۷/۷۷ ±۷۰/۱۷ کیلوگرم (۹ نفر پای چرخیده به داخل، ۹ نفر پای چرخیده به خارج و ۹ نفر پای معمولی) بصورت نمونه‌گیری در دسترس از بین دانشجویان پسر دانشکده تربیت‌بدنی دانشکده تربیت‌معلم انتخاب و جهت انجام مطالعه دعوت شدند.

زمان رسیدن به پایداری

محاسبه زمان رسیدن به پایداری با استفاده از پروتکل پرش- فرود صورت گرفت. جهت اجرای پروتکل پرش- فرود روی صفحه نیرو در ابتدا لازم است که ۵۰٪ حداکثر پرش ارتفاع آزمودنی محاسبه گردد. حداکثر پرش عمودی آزمودنی‌ها، با استفاده از دستگاه دیجیتالی پرش سارجنت اندازه‌گیری شد. از هر آزمودنی خواسته شد که پرش عمودی را سه بار انجام دهد و پس از ثبت نمرات هر سه بار، بیشترین ارتفاع به عنوان حداکثر پرش عمودی آزمودنی ثبت‌شد. در ابتدا حداکثر پرش ارتفاع آزمودنی را بر عدد دو تقسیم نموده، که عدد بدست آمده معادل نقطه ۵۰ درصدی حداکثر پرش عمودی آزمودنی بود. در کنار صفحه نیرو میله مدرجی قرار داده شد که در

بالای آن علامتی به سمت صفحه نیرو کشیده می‌شد. ارتفاع این علامت معادل نقطه ۵۰درصدی حداکثر پرش ارتفاع آزمودنی بود. سپس در فاصله۷۰ سانتی‌متری مرکز صفحه نیرو روی سطح زمین نقطه‌ای مشخص و علامت‌گذاری شد. از آزمودنی خواسته شد تا از پشت فاصله ۷۰ سانتی‌متری علامت‌گذاری شده، با دو پا پرش کرده و پس از لمس علامت بالای صفحه نیرو (که نشانگر ۵۰ درصد حداکثر ارتفاع آزمودنی می‌باشد) با یک پا (پای غالب) در مرکز صفحه نیرو فرود آمده و به محض استقرار، دست‌ها را در ناحیه لگن قرار داده، سر را بالا نگه داشته و روبرو را نگاه کند و سعی کند که تعادلش را حفظ نماید (شکل ۱). قبل از این‌که از آزمودنی آزمون پرش- فرود به عمل آید از وی خواسته شد تا حرکت پرش- فرود را چند بار انجام داده تا با شرایط و نحوه اجرای آزمون آشنا گردد. آزمون‌گر نیز در این حالت نحوه حرکت پرش را به آزمودنی آموزش می‌داد و هنگامی که آزمودنی اعلام آمادگی می‌کرد از وی آزمون به عمل می‌آمد. هر آزمودنی مانور پرش- فرود را سه مرتبه اجرا نمود. اطلاعات نیروهای عکس‌العمل زمین توسط صفحه نیرو از لحظه‌ای که پای فرد با صفحه نیرو تماس می‌یافت به مدت ۲۰ ثانیه ثبت شد. اطلاعات نیروی عکس العمل در دو راستای جانبی و قدامی- خلفی توسط صفحه نیرو با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰HZ ثبت شد. این اطلاعات روی دستگاه رایانه ذخیره شد تا جهت تجزیه و تحلیل بعدی مورد استفاده قرار گیرد (۳،۴۱،۴۲).



شکل ۱: پروتکل پرش- فرود: از سمت راست قبل از پرش، حین پرش و فرود

تجزیه و تحلیل اطلاعات نیروی عکس العمل

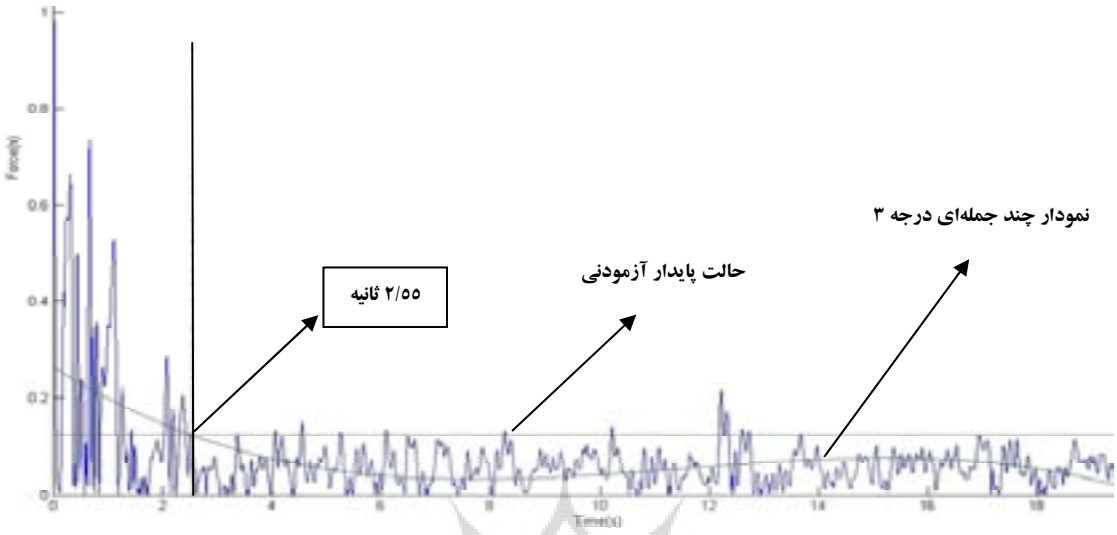
تجزیه و تحلیل اطلاعات مولفه‌های نیروی عکس‌العمل جهت محاسبه زمان رسیدن به پایداری بر اساس یافته‌های گلدی و همکاران[1](۴۳) می‌باشد که دریافتند نوسان در مولفه‌های نیروی عکس‌العمل در هنگام ایستادن روی یک

1. Goldie et al

پا به علت تغییرات در پایداری پاسچر ناشی از تغییر سطح اتکاء می‌باشد. از آنجائی‌که نوسانات مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل به عنوان بهترین شاخص جهت محاسبه پایداری پاسچر در هنگام ایستادن روی یک پا می‌باشد، مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل با حداقل نوسان در هنگام ایستادن روی یک پا می‌تواند نشان‌دهنده پایداری مطلوب باشد. پایداری پویای پاسچر به عنوان مدت زمانی که به طول می‌انجامد تا مؤلفه‌های ابتدائی ناشی از پرش- فرود مشابه مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل در حالت ایستادن ثابت شود، تعریف شده است (۳).

با استفاده از فیلتر پایین گذر، باتر ورث[1](۴۲) نویزهای اطلاعات حذف و سپس مؤلفه‌های قدامی- خلفی[2](AP) و جانبی[3](ML) اطلاعات نیروهای عکس‌العمل بطور جداگانه توسط نرم افزار ریاضیاتی متلب[4] مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. دو فاصله زمانی ۱۰ تا ۱۵ و ۱۵ تا ۲۰ ثانیه در نظر گرفته شد. سپس دامنه این دو بازه زمانی که شامل تغییرات نیروی عکس‌العمل بود، محاسبه و بازه‌ای که دامنه آن کوچکتر بود به عنوان بازه زمانی، که در آن آزمودنی پایداری مطلوب را دارد، انتخاب شد. بزرگترین عدد این بازه زمانی معادل خط افقی است که روی نیروهای عکس‌العمل قرار داده می‌شود. در واقع این خط افقی نشان‌دهنده حالت پایدار آزمودنی می‌باشد. سپس اطلاعات نیروی عکس‌العمل هر دو جهت یکسویه شد و از نقطه حداکثر نیروی عکس‌العمل یک نمودار چند جمله‌ای درجه ۳[5] بر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل قرار داده شد. زمان رسیدن به پایداری در هریک از مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل نقطه‌ای است که نمودار چند جمله‌ای درجه ۳ خط افقی را قطع می‌کند. شکل ۲ نحوه محاسبه زمان رسیدن به پایداری را در حرکت پرش- فرود یک آزمودنی در راستای جانبی(ML) را نشان می‌دهد. محور افقی نشان‌دهنده زمان و محور عمودی نشان‌دهنده نیرو می‌باشد. از آنجایی‌که وزن فاکتوری است که بر میزان نیروی عکس‌العمل تاثیر می‌گذارد و به عنوان یک متغیر مخل در نظر گرفته می‌شود بنابراین جهت همسان‌سازی و کنترل متغیر مخل وزن، نیروی عکس‌العمل در هر دو راستا بر وزن آزمودنی تقسیم شد. زمان رسیدن به پایداری در هر سه مرتبه اجرای آزمودنی محاسبه و سپس میانگین زمان در سه اجرا به عنوان زمان رسیدن به پایداری آزمودنی ثبت شد. زمان رسیدن به پایداری برای هر آزمودنی در دو راستای قدامی- خلفی(AP) و جانبی(ML) محاسبه و به عنوان زمانی که آزمودنی در آن راستا به پایداری می رسد، در نظر گرفته‌شد. از روش آماری تحلیل واریانس چند متغیری[6](MANOVA) و تحلیل واریانس یک راهه[7](ANOVA) جهت تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده گردید.

1. Butter Worth, Low Pass Filter
2. Anterior Posterior(AP)
3. Medial Lateral(ML)
4. MatLab
5. Unbounded third-order polynomial
6. Multivariate analysis of variance
7. One-way ANOVA



شکل ۲: زمان رسیدن به پایداری، نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای جانبی در حرکت پرش- فرود

یافته‌های تحقیق

داده‌های مربوط به میزان افتادگی ناوی، حداکثر پرش ارتفاع و زمان رسیدن به پایداری آزمودنی‌ها در جدول ۱ ارائه شده است.

جدول ۱: میانگین افتادگی استخوان ناوی، حداکثر پرش عمودی و زمان رسیدن به پایداری آزمودنی‌ها

گروه	تعداد	افتادگی استخوان ناوی(میلی‌متر)	حداکثر پرش ارتفاع(سانتی‌متر)	زمان رسیدن به پایداری(ثانیه)
پای چرخیده به داخل	۹	۱۲/۲۲±۱/٤۸	٤۸/۸۸±٥/۱٥	۱/٤٥۰ ± ./٤٥٦
پای چرخیده به خارج	۹	۲/۱۱±./۹۲	٥۳/٥٥±٥/۳٦	۲/٤٥۱± ./٤٦۹
پای معمولی	۹	٦/۸۸±۱/۱٦	٥۲/۲۲±۳/۲۳	۱/۹٥۹ ± ./٤۹۱

نتایج حاصله از آزمون تحلیل واریانس چند متغیره به شرح زیر می‌باشد که در مورد هر کدام از آنها توضیحات مربوطه ارائه خواهد شد. اولین مرحله از آزمون تحلیل واریانس چند متغیره در جدول ۲ نشان داده شده است.

جدول ۲: آزمون‌های اثر تحلیل واریانس چند متغیره

اثر		مقدار	F	Sig.	مجذور اتا سهمی
گروه‌های ناهنجاری	آزمون لامبدای ویلکز	./٤۲٥	٦/۱۳٤	./۰۰۰	./۳٤۸

مقادیر آزمون لامبدای ویلکز در جدول بالا نشان دهنده این است که متغیر وابسته ترکیبی زمان رسیدن به پایداری (راستای جانبی و قدامی- خلفی) در سه گروه ناهنجاری (پای چرخیده به داخل، خارج و معمولی) متفاوت است. در واقع بین سطوح ناهنجاری پا (پای چرخیده به داخل، خارج و معمولی) در متغیر وابسته ترکیبی زمان رسیدن به پایداری تفاوت معنی‌دار مشاهده شد. در صورتی که مقدار مجذور اتا سهمی[1] بزرگتر از ۱٤/. باشد نشان‌دهنده اندازه اثر زیاد می‌باشد و همانطور که در جدول۲ مشاهده می‌شود این مقدار برای آزمون اثر لامبدای ویلکز ۳٤۸/. می‌باشد که نشان‌دهنده اثر زیاد گروه‌های ناهنجاری می‌باشد.

تحلیل هریک از متغیرهای وابسته به تنهایی با استفاده از آلفای میزان شده بن فرونی (۰۲۵/.) نشان داد که سه گروه پای چرخیده به داخل، خارج و معمولی از نظر زمان رسیدن به پایداری در راستای جانبی (TTSML) (P =/۰۰۱ و ۱۰/۰۸= F(۲و۲٤)) با یکدیگر متفاوت بودند. در حالی‌که زمان رسیدن به پایداری در راستای قدامی- خلفی(TTSAP) (P = ۰۵٤/. و ۳/۳۰ = F(۲و۲٤)) در گروه‌های مختلف ناهنجاری تفاوت معنی‌دار نداشته است. از آزمون تعقیبی توکی تحلیل واریانس یک راهه جهت این‌که در راستای جانبی(ML) بین کدام یک از گروه‌های ناهنجاری اختلاف معنی‌دار وجود دارد استفاده شد. نتایج مربوط به معنی‌داری این آزمون در جدول ۳ آورده شده است.

جدول ۳: جفت‌های مقایسه‌ای مربوط به آزمون‌های تعقیبی تحلیل واریانس یک‌راهه در راستای جانبی

گروه‌ها		اختلاف میانگین	معنی‌داری
پای چرخیده به داخل	پای چرخیده به خارج	-۱/۰۰۱*	/۰۰۰
	پای معمولی	-/۵۰۸	/۰۷۸
پای چرخیده به خارج	پای چرخیده به داخل	۱/۰۰۱*	/۰۰۰
	پای معمولی	/٤۹۲	/۰۹۰

** معنی‌داری در سطح ۰۵/.*

همان‌طور که در جدول ۳ مشاهده می‌شود اختلاف میانگین بین گروه پای چرخیده به داخل و خارج در سطح ۰۵/. معنی‌دار می‌باشد، در حالی‌که در میانگین بین دیگر جفت‌های گروه اختلاف معنی‌دار مشاهده نمی‌شود. آزمودنی‌های با پای چرخیده به داخل در مقایسه با گروه معمولی و گروه پای چرخیده به خارج سریعتر به پایداری رسیدند. اگرچه گروه پای چرخیده به داخل در مقایسه با گروه پای معمولی سریعتر به پایداری رسیدند، اما این اختلاف معنی‌دار نمی‌باشد (جدول ۳). گروه پای چرخیده به خارج در مقایسه با دو گروه دیگر دیرتر به پایداری رسیدند.

1. Partial Eta Squared

بحث و بررسی

هدف از این مطالعه مقایسه پایداری پویا در افراد با انواع مختلف ساختار یا ساختمان پا که شامل پای چرخیده به داخل، خارج و معمولی بود. بنابراین از روش زمان رسیدن به پایداری که شاخصی از پایداری پویا می‌باشد، جهت ارزیابی میزان پایداری آزمودنی‌ها استفاده شد. این روش پایداری را در حرکت پرش- فرود که در موقعیت‌های ورزشی اتفاق می‌افتد، مورد ارزیابی قرار می دهد. در هنگام فرود هرچه زمان رسیدن به پایداری ورزشکار کمتر باشد و ورزشکار سریع‌تر به پایداری برسد، نشان‌دهنده این است که پایدارتر است.

نتایج آزمون لامبدای ویلکز نشان داد که در مجموع، زمان رسیدن به پایداری در گروه‌های مختلف پا متفاوت می‌باشد و این تفاوت معنی‌دار می‌باشد. بنابراین مشاهده شد که پایداری پویا در گروه‌های مختلف پا متفاوت می‌باشد. در تحقیقی که کات و همکاران[1](۱۲) روی پایداری ایستا و پویا در افراد دارای ناهنجاری پای چرخیده به داخل و خارج انجام دادند، گزارش کردند که پایداری ایستا و پویا در افراد با انواع مختلف پا تحت تاثیر قرار می‌گیرد و در واقع نوع و ساختمان پا می‌تواند بر پایداری ایستا و پویا تاثیر بگذارد. روش اندازه‌گیری پایداری ایستا در مطالعه آنها با استفاده از آزمون ایستادن روی یک پا[2] و پایداری پویا با استفاده از آزمون تعادل ستاره‌ای[3] انجام شد. آنها چنین عنوان کردند که این اختلاف ناشی از تفاوت‌های ساختاری در پا می‌باشد نه به علت تفاوت در ورودی‌های محیطی[4].

در راستای جانبی(ML) تفاوت معنی‌داری در زمان رسیدن به پایداری بین سه گروه پای چرخیده به داخل، خارج و معمولی مشاهده شد. در حالی‌که در راستای قدامی- خلفی(AP) تفاوت زمان رسیدن به پایداری در سه گروه نوع پا معنی‌دار نبود. بنابراین مشاهده می‌شود که معنی‌دار بودن تفاوت زمان رسیدن به پایداری کل (هم راستای جانبی و هم راستای قدامی- خلفی) در بین سه گروه نوع پا به‌علت اختلاف در زمان رسیدن به پایداری در راستای جانبی می‌باشد. این یافته تا حدی با نتایج تحقیق کات و همکاران (۱۲) که با استفاده از آزمون تعادل ستاره‌ای انجام شد، همخوانی دارد. آنها گزارش کردند که مسافت دستیابی در راستای قدامی- خارجی، داخلی و خلفی- داخلی در بین گروه‌های پای چرخیده به داخل، خارج و معمولی یکسان بود با این تفاوت که در مطالعه حاضر این نتیجه حاصل شد که پایداری افراد با انواع مختلف نوع پا در راستای قدامی- خلفی یکسان می‌باشد اما در راستای جانبی این تفاوت مشاهده شد.

محور حرکتی مفصل تحت‌قاپی[5] خطی است که با صفحه عرضی[6] یک زاویه ۵۰ درجه می‌سازد (٤٤). حرکات سوپینیشن و پرونیشن نیز در مفصل تحت‌قاپی رخ می‌دهد. ناهنجاری پای چرخیده به داخل و خارج در مفصل

1. Cote et al.
2. Single-leg balance test
3. Star Excursion Balance Test(SEBT)
4. Peripheral input
5. Subtalar joint
6. Frontal plan

تحت‌قاپی و در صفحه فرونتال اتفاق می‌افتد (٤٤). بنابراین منطقی به‌نظر می‌رسد که زمان رسیدن به پایداری در پای چرخیده به داخل و خارج در راستای قدامی- خلفی تفاوتی نداشته باشد زیرا این نوع ناهنجاری‌ها بیشتر از آنکه بر حرکت قدامی- خلفی تاثیر داشته باشند بر حرکات جانبی پا تاثیر می‌گذارند. البته این فرض در صورتی صحیح می‌باشد که ما تفاوت در پایداری را ناشی از ساختار و بیومکانیک پا در نظر بگیریم.

همچنین مشاهده کردیم که در راستای جانبی اختلاف میانگین زمان رسیدن به پایداری آزمودنی‌ها در گروه پای چرخیده به داخل و پای چرخیده به خارج معنی‌دار بود. بدین معنی که پایداری در بین دو گروه پای چرخیده به داخل و خارج تفاوت معنی‌داری دارد. در حالی‌که اختلاف میانگین زمان رسیدن به پایداری بین گروه پای چرخیده داخل و معمولی و همچنین بین گروه پای چرخیده به خارج و معمولی معنی‌دار نبود. آزمودنی‌هایی که در گروه پای چرخیده به خارج قرار داشتند دیرتر از دو گروه دیگر به پایداری رسیدند. به بیان دیگر پایداری افراد با پای چرخیده به خارج ضعیف‌تر از دو گروه دیگر بود.

هرتل و همکاران[1](۱۱) کنترل پاسچر را در افراد با پای گود، صاف و معمولی با استفاده از آزمون ایستادن روی یک پا توسط صفحه نیرو مقایسه کردند و چنین عنوان نمودند که آزمودنی‌های با پای گود در مقایسه با افراد با پای معمولی، نوسان بیشتری در مرکز فشار[2] داشتند. در واقع کنترل پاسچر آزمودنی‌های با پای گود در مقایسه با پای معمولی ضعیف‌تر بود. افراد با پای گود ناحیه کمتری بین سطح کف‌پایی و صفحه نیرو در مقایسه با افراد با پای صاف و معمولی دارند. سطح تماس کم به دو صورت می‌تواند کنترل پاسچر را تحت تاثیر قرار دهد: ۱. هنگامی که در پای گود مرکز فشار در هنگام پرونیشن به سمت داخل حرکت می‌کند، هیچ‌گونه حمایت آناتومیکی بین بخش داخلی پا و صفحه نیرو وجود ندارد. از طرفی دیگر، حرکت پرونیشن در افراد با پای گود با محدودیت‌های فیزیولوژیکی دامنه حرکتی مفصل تحت‌قاپی و مفاصل بین استخوان‌های مچ‌پا محدود می‌شود (۱۱). ۲. احتمال دوم این است که پای گود دارای اطلاعات حسی زیر جلدی[3] کمتری در مقایسه با پای صاف و معمولی می‌باشد زیرا ناحیه کمتری از سطح کف‌پایی در پای گود با صفحه نیرو در تماس می‌باشد. ثابت شده است فعالیت آوران‌های کف‌پایی نقش مهمی در تنظیم کنترل پاسچر دارند (٤٥،٤٦). افراد با پای گود ورودی آوران[4] کمتری را از گیرنده‌های زیر جلدی دریافت می‌کنند که می‌تواند کارایی مکانیسم کنترل پاسچر ایستاده را در هنگام ایستادن روی یک پا کاهش دهد. ناهنجاری پای گود و صاف با ناهنجاری پای چرخیده به داخل و خارج در ارتباط می‌باشند بدین معنی که ناهنجاری پای چرخیده به خارج همراه با ناهنجاری پای گود و ناهنجاری پای چرخیده به داخل همراه با ناهنجاری پای صاف می باشد (۱۲).

1. Hertel et al.
2. Center Of Presser(COP)
3. Cutaneous sensory information
4. Afferent input

در مطالعه‌ای کات و همکاران (۱۲) تاثیر پای چرخیده به داخل و خارج را بر پایداری پویا با استفاده از آزمون ایستادن روی یک‌پا و آزمون تعادل ستاره‌ای مورد بررسی قرار دادند و چنین گزارش کردند که نوع ساختار پا بر شاخص نوسان در حالت ایستادن ثابت و اندازه‌های دستیابی پویا تاثیر گذاشت اما تاثیری بر نوسان پاسچر و مقادیر مرکز تعادل[1] نداشت. یافته‌های آنها بدین صورت بود که برخی از جنبه‌های پایداری پاسچر از نوع پا تاثیر می‌پذیرد و در توجیه این مطلب چنین عنوان نمودند که پایداری ساختاری در مقایسه با تغییر گیرنده‌های حس عمقی احتمالا اساس و پایه نتایج آنها باشد. در واقع آنها اختلاف در پایداری را در انواع مختلف نوع پا به‌علت ساختار و بیومکانیک پا دانستند نه تغییراتی که در گیرنده‌های حس عمقی در انواع مختلف پا وجود دارد. بازخورد گیرنده‌های حس عمقی در هنگام حرکت مفصل نه تنها به اطلاعات حسی ناشی از گیرنده‌های مفصل (لیگامنت و کپسول مفصلی) وابسته می‌باشد بلکه شامل اطلاعات مختلفی از پوست، مفصل و گیرنده‌های مکانیکی مفصل نیز می‌باشد (۲۰). کات و همکاران (۱۲) همچنین در مطالعه‌ای دیگر عنوان کردند که نوسان پاسچر و مرکز تعادل در حالت ایستادن ثابت از نوع ساختار پا تاثیر نمی‌پذیرد. البته ممکن است چنین نتیجه‌گیری شود که پای بیش از حد چرخیده به داخل و خارج کنترل پاسچر را به مقدار زیاد تحت تاثیر قرار نمی‌دهد. این احتمال وجود دارد که ایستادن ثابت ممکن است تقاضای کافی را بر دستگاه کنترل پاسچر جهت شناسایی نقص‌های متوقف کننده ناشی از بازخورد یا بی‌نظمی‌های ساختاری قرار ندهد (۱۲). این بدین معنی است که در حالت ایستادن ثابت تاثیر ناهنجاری پا آنقدر زیاد نیست که بتواند کنترل پاسچر را متاثر سازد و شاید ساختار و نوع پا در فعالیت‌های پویا مثل حرکت پرش- فرود کنترل پاسچر را تحت تاثیر خود قرار دهد.

کات و همکاران (۱۲) در آزمون ایستادن ثابت روی صفحه نیرو چنین گزارش کردند که نوسان پاسچر در بین گروه‌های مختلف پا متفاوت نبود اما افراد با پای چرخیده به داخل میانگین انحراف نوسان (افزایش شاخص پایداری) بیشتری حول سطح اتکاء در مقایسه با افراد با پای چرخیده به خارج داشتند. آنها این افزایش شاخص پایداری را به‌علت تفاوت در پایداری مکانیکی پا در مقایسه با تغییرات گیرنده‌های حس عمقی و عصبی- عضلانی مربوط دانستند. آنها بیان نمودند که افزایش تغییرپذیری مشاهده شده در افراد با پای چرخیده به داخل می‌تواند نشان‌دهنده انعطاف پذیری بیشتر و بهبود توانایی جهت استفاده از مساحت بیشتر در مورد انحراف مرکز تعادل در مقایسه با افراد با پای چرخیده به خارج باشد. برعکس، افزایش تغییرپذیری در انحراف مرکز تعادل می‌تواند نشان‌دهنده تحرک زیاد باشد. بنابراین پای چرخیده به داخل ممکن است در مقایسه به پای چرخیده به خارج ناپایدارتر باشد. البته هنوز مشخص نیست که آیا تغییرپذیری زیاد یا کم در نوسان مفید یا مضر می‌باشد. اگرچه افزایش تغییر پذیری با کاهش عملکرد همراه می‌باشد، اما عنوان می‌شود که افزایش تغییرپذیری در واقع ممکن است مفید باشد زیرا موجب انعطاف‌پذیری بیشتر و سازگاری بهتر درون دستگاه جهت پاسخ به اغتشاشات ناگهانی یا تغییرات ضروری می‌گردد (٤٧).

1. Center Of Balance(COB)

این نتیجه آنها با یافته تحقیق ما همخوانی ندارد زیرا مشاهده کردیم که در راستای جانبی افراد با پای چرخیده به داخل در مقایسه با افراد با پای چرخیده به خارج سریع‌تر به پایداری رسیدند و پایداری بهتری را نشان دادند. این نکته نیز باید در نظر گرفته شود که تحقیق کات و همکاران (۱۲) در حالت ایستادن ثابت روی یک پا انجام شد در حالی‌که تحقیق ما در حرکت پرش- فرود که حرکتی کاملا پویاست انجام شد و همان‌طور که عنوان شد ممکن است حالت ایستادن ثابت روی یک پا نتواند تقاضای کافی را بر کنترل پاسچر قرار دهد.

المستد و هرتل[1] (۴۷) بهبودی‌های مربوط به جهت‌های خاص در دستیابی پویا را در پای صاف با مداخله اورتوز گزارش کردند. آنها این بهبودی در تعادل پویا را به افزایش حمایت مکانیکی بخش داخلی پا نسبت دادند که احتمالا منجر به افزایش فعالیت گیرنده‌های حسی و عملکرد عصبی- عضلانی می‌شود. کات و همکاران (۱۲) در آزمون تعادل ستاره‌ای گزارش کردند که تنها جهت‌های دستیابی خاصی از نوع پا تاثیر می‌پذیرد و عنوان کردند این تاثیر وابسته به جهت بیشتر این عقیده را حمایت می‌کند که تحرک‌پذیری- پایداری مربوط به ساختار پا باعث اختلاف در پایداری پای چرخیده به داخل و خارج شده است و تغییرات گیرنده‌های حس عمقی در نوع پا تاثیری بر پایداری ندارد. در آزمون تعادل ستاره‌ای آنها بین گروه‌های مختلف پا در جهت‌های خاصی اختلافاتی را مشاهده کردند که در برخی از این جهات افراد با پای چرخیده به داخل یا خارج مسافت دستیابی بیشتری در مقایسه با افراد با پای معمولی داشتند. این یافته آنها پیشنهاد می‌کند که ساختارهای مختلف پا می‌تواند بر دامنه حرکتی در هنگام دستیابی در جهت‌های خاص تاثیر گذاشته و منجر به فواید و مضرات عصبی- عضلانی و مکانیکی خاص شده که بر محدوده‌های دستیابی مهم در آن جهت‌ها تاثیر می‌گذارد.

بنابراین آنچه که از مطالعه کات و همکاران (۱۲)، المستد و هرتل (۴۷) در مقایسه پایداری پویا درگروه‌های مختلف پا با استفاده از آزمون تعادل ستاره‌ای بدست می‌آید این است که آنها تفاوت پایداری در بین گروه‌ها را به ساختار و بیومکانیک پا مربوط دانستند. به عنوان مثال گزارش کردند که افراد با پای چرخیده به خارج فشار بیشتری را در بخش خارجی پا قرار می‌دهند و منطقی است که پایداری در جهت خارجی بیشتر باشد. برعکس، افراد با پای چرخیده به داخل افتادگی در سمت داخلی پا دارند و قابلیت کمتری جهت حفظ یک تکیه‌گاه سخت در هنگام تحمل وزن کامل را دارند. این انحراف به سمت داخل همراه با تحرک‌پذیری زیاد دلیلی بر کاهش دستیابی افراد با پای چرخیده به داخل در جهت خارجی می‌باشد.

اما ما معتقدیم که در آزمون زمان رسیدن به پایداری اختلاف مشاهده شده در پایداری بین گروه پای چرخیده به داخل و خارج تنها به علت ویژگی‌های ساختاری و بیومکانیکی پا نمی‌باشد بلکه گیرنده‌های حس عمقی و حس مفصلی نیز در این اختلاف سهیم می‌باشند. اختلاف پایداری در بین گروه پای چرخیده به داخل و خارج می‌تواند به دو دلیل اتفاق افتاده باشد: ۱. تفاوت در ساختار و بیومکانیک پا ۲. اختلاف در مشخصه‌های فیزیولوژیکی

1. Olmsted and Hertel

مانند اختلاف در گیرنده‌های حس عمقی، گیرنده‌های زیر جلدی، گیرنده‌های مفصلی یا اختلاف در استراتژی‌های عضلانی.

زمان رسیدن به پایداری، به عنوان جنبه‌ای از کنترل حرکتی اندام تحتانی، به بازخورد گیرنده‌های عمقی و حس حرکت و نیز پاسخ‌های رفلکسی و اختیاری عضلات وابسته می‌باشد (۲۲). اختلال در فعال‌سازی گیرنده‌های مکانیکی، دوره تاخیری واکنش عضله را افزایش می‌دهد و مدت زمان اصلاح و بازسازی مرکز تعادل را طولانی می‌سازد (۱۷،۲۷،۳۳). از آنجا که تعادل در زنجیره حرکتی بسته حفظ می‌شود و بر هماهنگی باز خورد و استراتژی‌های حرکتی بین ران، زانو و مچ پا متکی می‌باشد بنابراین تعادل می‌تواند با نقص در بازخورد آوران یا نقص در قدرت و پایداری مکانیکی هر مفصل یا ساختار زنجیره حرکتی اندام تحتانی دچار اختلال گردد (۳٤،۳۵). پای بیش از حد چرخیده به خارج که با قوس زیاد کف پا و تحرک کم میان پا تعریف می شود، به اندازه کافی با سطح زمین منطبق نمی‌شود بنابراین تقاضا را روی ساختارهای اسکلتی- عضلانی اطراف پا جهت حفظ پایداری پاسچر و تعادل افزایش می‌دهد (۱۳). بعلاوه عنوان می‌شود که پای گود دارای اطلاعات حسی کمتری در مقایسه با پای معمولی و صاف می‌باشد(۱۱). بنابراین کاهش پایداری مشاهده شده در آزمودنی‌های با پای چرخیده به خارج ممکن است به علت ساختار مکانیکی و ساختمان خاص پای چرخیده به خارج و همچنین نقص در گیرنده‌های عمقی مفصل و استراتژی‌های عضلانی این نوع پا باشد.

نتیجه‌گیری کلی

کنترل پاسچر و تعادل پویا در فعالیت‌های روزانه و اجرای عملکرد بهینه در فعالیت‌های ورزشی ضروری است. با توجه به تقاضای قدرت، دامنه حرکتی و تقاضای عصبی- عضلانی بر اندام تحتانی در هنگام اجرای تکالیف عملکردی خاص در ورزش، فاکتورهایی که پایداری را در اجرای این‌گونه تکالیف تغییر می‌دهد می‌تواند بر عملکرد تاثیر گذاشته یا تقاضاهای قرار گرفته بر مفصل در هنگام اجرای این‌گونه فعالیت‌ها را تغییر دهند. با توجه به یافته‌های این تحقیق چنین به‌نظر می‌رسد که افراد دارای پای چرخیده به خارج در مقایسه با افراد دارای پای چرخیده به داخل و معمولی در هنگام فرود دیرتر به پایداری می‌رسند و در واقع پایداری آنها در مقایسه با دو گروه دیگر کمتر می‌باشد. اختلال در پایداری افراد دارای پای چرخیده به خارج ممکن است احتمال آسیب‌های مچ پا مانند اسپرین مچ پا و همچنین آسیب‌های مربوط به زانو را افزایش دهد. البته تاثیر این اختلاف بر عملکرد و خطر آسیب در هنگام ورزش هنوز روشن نیست و نیاز به مطالعه بیشتر دارد.

منابع و ماخذ:

1. Wikstrom, E.A., Tillman, M.D., Smith, A.N., Borsa, P.A. 2005. A new force plate technology measure of dynamic postural stability: The dynamic postural stability index. *J Athl Train*. 40(4):305-309.
2. Palmieri, R.M., Coggiano, N.A., Lephart, S.M. 1999. Examination of a clinical method of assessing postural control during a functional performance task. *J Sport Rehabil*. 8:171-183.
3. Ross, S.E., Guskiewicz, K.M. 2003. Time to stabilization: A method for analyzing dynamic postural stability. *Athl Ther Tod*. 8(3):37-39.
4. Ledoux, W.R., Hillstrom, H.J. 2002. The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pes planus feet. *Gait & Posture*. 15:1-9.
5. Ledoux, W.R., Hillstrom, H.J. 2001. Acceleration of the calcaneus at heel strike in neutrally aligned and pes planus feet. *Clin Biomech.* 16:608-616.
6. Bertani, A., Cappello, A., Benedetti, M.G., Simoncini, L., Catani, F. 1999. Flat foot functional evaluation using pattern recognition of ground reaction data. *Clin Biomech*. 14:484-493.
7. Williams, D.S., Davis, I.M., Scholz, J.P., Hamill, J., Buchanan, T.S. 2004. High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. *Gait and Posture.* 19:263-269.
8. Arangio, G.A., Salathe, G.A. 2001. Medial displacement calcaneal osteotomy reduces the excess forces in the medial longitudinal arch of the flat foot. *Clin Biomech*. 16:535-539.
9. Jeanne, C., Syneyers, L., Lysens, R., Feys, H., Andries, R. 1995. Influence of malalignment of feet on the plantar pressure pattern in running. *Foot & Ankle Inter.* 16(10): 624-632.
10. Tiberio, D. 1988. Pathomechanics of structural foot deformities. *Physical Therapy*. 68:1840-1849.
11. Hartel, J., Michael, R., Denger, G.R. 2002. Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types. *J Athl Train*. 37(2):129-132.
12. Cote, K.P., Brunet, M.E., Gansneder, B.M., Shultz. S.J. 2005. Effect of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *J Athl Train*. 40(1):41-46.
13. Franco, A.H. 1989. Pes cavus and pes planus: analyses and treatment. *Phys Ther.* 67:688-694.
14. Gray, J., Taunton, J.E., McKenzie, D.C., Clement, D.B., McKonkey, J.P., Davidson, R.G. 1985. A survey of injuries to the anterior cruciate ligament of knee in female basketball players. *Int J Sports Med*. 6:314-316.
15. Goodwin-Gerberich, S.G., Luhmann, S., Finkle, C., Periest, G.D., Beard, B.J. 1982. Analysis of sever injuries associated with volleyball activities. *Phys Sports Med*. 15(8):75-79.
16. 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.
17. McKinely, P., Pedotti, A., 1992. Motor strategies in landing from a jump: The role of skill in task execution. *Exp Brain Res*. 90(2): 427-440.
18. McGuine, T., Greene, J., Best, T., Leverson, G. 2000. Balance as a predictor of ankle sprain injuries in high school basketball players. *J Athl Train.* 35(2): S-51.
19. Tropp, H., Ekstrand, J., Gillquist, J. 1984. Factors affecting stabilometry recordings of single limb stance. *A J Sports Med.* 12(3):185-188.
20. Reimann, B.L., Lephart, S.M. 2002. The sensorimotor system, II; the role of proprioception in motor control and functional joint stability. *J Athl Train*. 37:80-84.
21. Reimann, B., Lephart, S. 2002. The sensorimotor system, part I: The physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train*. 37(1): 71-79.
22. Johnston, R., Howard, M., Cawley, P., Losse, G. 1998. Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. *Med and Sci in Sports and Exe.* 30(2): 1703-1707.
23. Wilkerson, G., Nitz, A. 1994. Dynamic ankle stability: Mechanical and neuromuscular interrelationships. *J Sport Rehab.* 3: 43-57.
24. Vioght, M., Hardin, J., Blackburn, T., Tippett, S., Canner, G. 1996. The effects of muscle fatigue on and the relationship of arm dominance to shoulder proprioception. *J Orthop & Sports Phys Ther.* 23(6): 348-352.
25. Arnheim, D., Prentice, W. 2000. *Princ Athl Train*. McGraw-Hill, Boston.
26. Anderson, S., Terwilliger, D.C., 1995. Comparison of open versus closed kinetic chain test positions for measuring joint position sense. *J Sport Rehab.* 4: 165-171.
27. Earl, J., Hertel, J. 2001. Lower-extremity muscle activation during the star excursion balance tests. *J Sport Rehabil.* 10:93-94.
28. Marieb, E., *Human Anatomy & Physiology*. 1998. Benjamin/Cummings Publishing Co., Menlo Park, CA.
29. Hertel, J., Guskiewicz, K., Kahler, D., Perrin, D. 1996. Effect of lateral ankle joint anesthesiaon center of balance, postural sway, and joint position sense. *J of Sport Rehabil.* 5: 111-119.

30. Reimann, B. 2002. Is there a link between chronic ankle instability and postural instability. *J Athl Train.* 37(4): 386-393.
31. Konradsen, L., Ravn, J. 1990. Ankle instability caused by prolonged peroneal reaction time. *Acta Orthop Scand*. 61(5):388-390.
32. Wikstrom, E.A. 2003. Functional vs. isokinetic fatigue protocol: effects on time to stabilization. Peak vertical ground reaction forces, and joint kinematics in jump landing. *Master of science thesis in exercise and sport sciences. University of Florida*. P: 6-21.
33. Aniss, M., Gandevia, C., Burke, D. 1992. Reflex responses in active muscles elicited by stimulation of low-threshold afferents from the human foot. *J Nuerophys*. 67(5): 1375-1384.
34. Guskiewicz, K.M., Perrin, D.H. 1996. Research and clinical applications of assessing balance. *J Sport Rehabil.* 5:45-63.
35. Reimann, B.L., Myers, J.B., Lephart, S.M. 2002. Sensorimotor system measurement techniques. *J Athl Train.* 37:85-98.
36. Robbins, S., Waked, E., Allard, P., McClaran, J., Krouglicof, N. 1997. Foot position awareness in younger and older men: the influence of footwear sole properties. *J Am Geriatr Soc.* 45:61-66.
37. Goldie, P.A., Evan, O.M., Bach T.M. 1991. Postural control following inversion sprain of the ankle. *J Am Podiatr Med Assoc*. 81:243-247.
38. Tropp, H., Odenrick, P., Gilliquist, J. 1985. Stabilometry recording in functional and mechanical instability of the ankle joint. *Int J Sports Med*. 6:180-182.
39. Brody, D.M., 1982. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. *Orthop Clin North Am.* 13:541-558.
40. Wikstrom, E, A., Powers, M.E., Tillman, M.D. 2004. Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. *J Athl Train*. 39(3):247-253.
41. Wikstrom, E.A., Tillman, M.D., Borsa, P.A. 2005. Detection of dynamic stability deficits in subject with functional ankle instability. *J Med & Sci in Sport & Exe*. 169-175.
42. Ross, S.E., Guskiewicz, K.M. 2004. Examination of static and dynamic postural stability in individual with functionally stable and unstable ankles. *Clin J Sport Med*. 14(6):332-338.
43. Goldie, P.A., Bach, T.M., Evan, O.M. 1989. Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity. *Arch Phys Med Rehabil*. 70:510-517.
44. Brukner, P., Khan, k. 2002. Clinical sports medicine. Second edition. *McGraw-Hill Australia*. Part A: Chapter 5. P:43-59.
45. Watanabe, I., Okubo, J., 1981. The role of the plantar mechanoreceptor in equilibrium control. *Ann N Y Acad Sci.* 374:855-864.
46. Maki, B.E., Perry, S.D., Norrie, R.G., McIlroy, W.E., 1999. Effect of facilitation of sensation from plantar foot-surface boundaries on postural stabilization in young and older adults. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*.54:M281-M287.
47. Van, Emmerick, R.E.A., Van, Wegen, E.E.H. 2002. On the functional aspects of variability in postural control. *Exerc Sport Sci Rev.* 30:177-183.
48. Olmsted, L.C., Hertel, J.N., 2004. Influence of foot type and orthotics on static and dynamic postural control. *J Sport Rehabil.* 13:54-66.