المپیک
فصلنامه
سال هجدهم – شماره ۲ (پیاپی ۵۰) تابستان ۱۳۸۹

تاریخ دریافت: ۸۷/۳/۲۳
تاریخ تصویب: ۸۸/۵/۱۰

مقایسهٔ زمان رسیدن به پایداری در ناهنجاری پای چرخیده به داخل و خارج با تأکید بر ساختار پا و اطلاعات حسی

❖ **مهدی خالقی تازجی؛** دانشکده تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تربیت‌معلم تهران *
❖❖ **دکتر سید صدرالدین شجاع‌الدین؛** دانشیار دانشکده تربیت‌بدنی دانشگاه تربیت‌معلم تهران
❖❖❖ **علی عباسی؛** عضو هیأت علمی دانشگاه آزاد اسلامی واحد کازرون
❖❖❖❖ **سیدحسین حسینی مهر؛** کارشناس ارشد آسیب شناسی و حرکات اصلاحی دانشگاه گیلان

چکیده: **هدف از این مطالعه عبارت است از مقایسهٔ زمان رسیدن به پایداری در ناهنجاری پای چرخیده به داخل و خارج با تأکید بر ساختار پا و اطلاعات حسی. ۲۷ دانشجوی پسر رشتهٔ تربیت‌بدنی (سن ۱٫۶۵±۲۳٫۲۹ سال، وزن ۷٫۷۷±۷۰٫۱۷ کیلوگرم) که با استفاده از تست شاخص افتادگی استخوان ناوی در سه گروه پای چرخیده به داخل، خارج، و معمولی قرار گرفتند در این مطالعه شرکت کردند. زمان رسیدن به پایداری آزمودنی‌ها با استفاده از صفحهٔ نیرو در حرکت پرش– فرود در دو راستای قدامی– خلفی و جانبی محاسبه شد. نتایج آماری نشان داد نوع (شکل) پا بر زمان رسیدن به پایداری در راستای جانبی تأثیر می‌گذارد. در زمان رسیدن به پایداری بین گروه پای چرخیده به داخل و گروه پای چرخیده به خارج اختلاف معناداری مشاهده شد (P<۰٫۰۵). از طرف دیگر، میانگین زمان رسیدن به پایداری گروه پای چرخیده به خارج بیشتر از دو گروه دیگر بود (P<۰٫۰۵). چنین به نظر می‌رسد که افزایش زمان رسیدن به پایداری در گروه پای چرخیده به خارج به‌علت ساختار (شکل) پا، همچنین اختلال در اطلاعات حسی این نوع پاست. بنابراین، پیشنهاد می‌شود به منظور جلوگیری از آسیب ناشی از پرش– فرود در افراد با پای چرخیده به خارج علاوه بر اصلاح ساختار این نوع پا بر تمرین گیرنده‌های عمقی و مفصلی نیز تأکید شود.**

واژگان کلیدی : اطلاعات حسی، پای چرخیده به خارج، پای چرخیده به داخل، زمان رسیدن به پایداری

* **E.mail: mehdikhaleghi60@yahoo.com**

مقدمه

بیشترین شیوع آسیب‌های مچ پا در ورزش‌هایی است که در آن‌ها حرکات پرشی و برشی وجود دارد (۱). اگرچه علت اصلی این آسیب‌ها روشن نیست، بخش مهمی در جلوگیری از آسیب، و کنترل عصبی– عضلانی ورزشکار است. کنترل عصبی– عضلانی به دستگاه عصبی مرکزی جهت تفسیر و یکپارچگی اطلاعات حس عمقی و حس حرکتی

Archive of SID
www.SID.ir

متکی است. ورزشکارانی که نوسان پاسچر بهتری دارند احتمال آسیب‌های مچ پا در فصول مسابقات در آن‌ها کمتر است (۴،۲). کنترل پاسچر هماهنگی پیچیدهٔ اطلاعات بیومکانیکی، حسی، و تلاش‌های عضلانی در برابر نیروهای خارجی است (۵، ۹).

پایداری پویا محافظت اساسی در برابر آسیب مفصل را فراهم می‌کند (۱۰). زمان رسیدن به پایداری شاخصی از پایداری پویاست که پایداری پویا را در حرکت پرش- فرود ارزیابی می‌کند (۱۱). توانایی بدن در به حداقل رساندن نوسان پاسچر در هنگام انتقال از یک وضعیت پویا به یک وضعیت ایستا تعریف می‌شود (۱۲،۱۳) و هماهنگی پیچیده بین دستگاه حسی (گیرنده‌های عمقی و حس حرکت) و مکانیکی بدن، همچنین زنجیرهٔ انقباضات عضلانی در پایین پا و ثابت‌کننده‌های کمکی در اندام تحتانی (پاسخ‌های رفلکسی و اختیاری عضلات) را شامل می‌شود (۸). بنابراین، آزمونی کاملاً عملکردی است (۱۲،۱۳). زمان رسیدن به پایداری در هنگام فرود، مدت زمانی است که بدن مرکز تعادل خود را در سطح اتکا بازسازی می‌کند (۱۰).

توانایی رسیدن سریع به پایداری پس از فرود یکی از عوامل مهم در جلوگیری از آسیب است (۱۱). افزایش در زمان عکس‌العمل انقباض عضلانی به‌علت عملکرد بد گیرنده‌های مکانیکی سبب می‌شود مفصل فراتر از دامنهٔ حرکتی معمولی باز شود، و عضلات اطراف مفصل مچ پا (دوقلو، نازک نی) نتوانند به سرعت فعال شوند. لذا، مرکز تعادل بدن اصلاح نمی‌گردد (۱۰).

مفصل مچ پا نقطهٔ مهم و حساس در وزن بدن هنگام جابه‌جایی است. به‌علت مقدار وزن زیاد قرار گرفته روی مفصل مچ پا و ناپایداری ذاتی آن، مچ پا عضوی است که بیشترین آسیب‌دیدگی را در رقابت‌های ورزشی متحمل می‌شود (۱۴، ۱۸). با توجه به ساختار آناتومیکی پا و موقعیت قرارگیری آن در پایین‌ترین بخش زنجیرهٔ حرکتی اندام تحتانی و سطح اتکای نسبتاً کوچکی که بدن روی آن تعادل خود را حفظ می‌کند، منطقی به نظر می‌رسد کوچک‌ترین تغییرات بیومکانیکی در سطح اتکا بر کنترل پاسچر تأثیر گذارد (۱۹). ناهنجاری‌های اسکلتی- عضلانی در اندام تحتانی بر بیومکانیک حرکات انسان تأثیر می‌گذارند. اعتقاد بر این است که عملکرد پا به نوع (شکل) پا بستگی دارد (۲۰). چرخش بیش از حد پا به سمت داخل یا خارج ممکن است بر ورودی‌های محیطی **(حس بدنی)**[1] از طریق تغییر در تحرک‌پذیری مفصل یا مساحت سطح تماس (۲۱) یا به‌طور ثانویه از طریق تغییر راهبردهای عضلانی (۲۲) به منظور حفظ سطح اتکای استوار و مطمئن تأثیر بگذارد. چرخش بیش از حد پا به خارج (پای چرخیده به خارج) ممکن است به اندازهٔ کافی با سطح زمین منطبق نباشد. در نتیجه، استفاده از ساختارهای اسکلتی- عضلانی اطراف مفصل را به منظور پایداری پاسچر و تعادل افزایش می‌دهد (۲۲).

چنین عنوان می‌شود که پای گود در مقایسه با پای معمولی یا پای چرخیده به داخل اطلاعات حسی کمتری دارد (۲۱). حس وضعیتی ضعیف پا مانع از انطباق بین کف پا و سطح اتکا می‌شود. بنابراین، تعدیل پاسچر بیشتر به اندام فوقانی جهت حفظ پاسچر حالت ایستاده و تعادل متمرکز می‌شود (۲۳). از طرفی، هنگامی که مفصل تحت قاپی نتواند پرونیشن را انجام دهد، پا نمی‌تواند سازوکار

1. Somatosensory

Archive of SID

www.SID.ir

عادی جذب شوک را در پاشنه تسهیل کند (۲۴).

برعکس، چرخش بیش از حد پا به داخل (پای چرخیده به داخل) نیز ممکن است تقاضا را در استفاده از سیستم عصبی-عضلانی به منظور پایداری و ثبات پا و حفظ وضعیت ثابت ایستادن روی پا افزایش دهد (۲۲). ثبات لیگامنتی و عضلانی به‌علت وضعیت پرونیشن در مفصل تحت قاپی ناکارآمد می‌شود (۲۴). پای چرخیده به داخل مزیت مکانیکی عضلهٔ نازک‌نی بلند را کاهش می‌دهد و اولین استخوان کف پایی ناپایدار می‌شود (حرکت زیاد این استخوان) (۲۴). اختلال در گیرنده‌های عمقی به تأخیر در زمان عکس‌العمل عضلهٔ نازک‌نی می‌انجامد که بر تعادل تأثیر می‌گذارد و فرد را به آسیب بیشتر مستعد می‌کند (۲۶،۲۵). از طرفی، هرگونه تغییر در موقعیت مفصل، مزیت مکانیکی عضلاتی را که از آن عبور می‌کنند تغییر می‌دهد (۵).

هرتل و همکاران (۲۱) کنترل پاسچر در افراد با پای گود، صاف، و معمولی را با استفاده از آزمون ایستادن یک پا روی صفحهٔ نیرو مقایسه کردند و چنین عنوان کردند که آزمودنی‌های با پای گود در مقایسه با افراد با پای معمولی، مساحت انحراف بیشتری در **مرکز فشار**[1] داشتند.

کات و همکاران (۱۹) تأثیر پای چرخیده به داخل و خارج را بر پایداری پویا با استفاده از **آزمون تعادل ستاره‌ای**[2] بررسی کردند و چنین گزارش کردند که برخی جنبه‌های پایداری پاسچر از نوع پا تأثیر می‌پذیرد. در توجیه این مطلب چنین عنوان کردند که پایداری ساختاری در مقایسه با تغییر گیرنده‌های حس عمقی احتمالاً اساس و پایهٔ نتایج آن‌هاست. در واقع، 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.

تحقیقات اندکی دربارهٔ پایداری پا در حالت ایستا انجام شده است. آزمون‌های به عمل آمده نیز عمدتاً عملکردی نبوده است. در این تحقیق سعی بر آن است پایداری پویا که شاخص آن زمان رسیدن به پایداری در حرکت پرش - فرود است که از حرکات آسیب‌زای مچ پا محسوب می‌شود، در ناهنجاری پای چرخیده به داخل و خارج بررسی شود. از طرفی، با توجه به این فرض که زمان رسیدن به پایداری در حرکت پرش- فرود را به بازخورد گیرنده‌های عمقی و حسی- حرکتی مرتبط دانسته‌اند (۷) و با توجه به تقاضای عصبی-عضلانی مورد نیاز در حرکت پرش- فرود، این مطلب که عوامل بیومکانیکی یا عوامل عصبی-عضلانی در پایداری در بین افراد دارای ناهنجاری پا دخالت دارند بحث می‌شود. بنابراین، هدف از این مطالعه عبارت است از مقایسهٔ زمان رسیدن به پایداری در افراد دارای ناهنجاری پای چرخیده به داخل و خارج با توجه به ساختار پا و اطلاعات حسی **(سوماتوسنسوری)**[3] در حرکت پرش- فرود که از حرکات آسیب‌زای ورزشی است.

روش‌شناسی

تعیین نوع ناهنجاری پا

به منظور تعیین نوع ناهنجاری پا، از اندازه‌گیری درجهٔ پرونیشن مفصل تحت قاپی با آزمون شاخص افتادگی استخوان ناوی استفاده شد (۱۹). با استفاده از روش توصیفی برادی (۲۷)، افتادگی استخوان ناوی ارزیابی شد. از آزمودنی خواسته شد تا با پای

1. Center Of Presser (COP)
2. Star Excursion Balance Test(SEBT)
3. Somatosensory

Archive of SID
www.SID.ir

برهنه روی صندلی بنشیند، پای خود را روی جعبه قرار دهد، به‌طوری که زاویهٔ 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، برجستگی استخوان ناوی مشخص و علامت‌گذاری شد. با استفاده از کولیس، فاصلهٔ برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه در واحد میلی‌متر اندازه‌گیری شد. سپس، از آزمودنی خواسته شد که در حالت ایستاده به گونه‌ای که تمام وزن روی پای مورد آزمایش باشد قرار گیرد. در این حالت نیز فاصلهٔ برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه اندازه‌گیری و ثبت شد. آزمون‌گر فاصلهٔ برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه را در حالت تحمل وزن (ایستاده) از میزان فاصلهٔ استخوان ناوی تا سطح جعبه در حالت بدون تحمل وزن (نشسته روی صندلی) ثبت کرد. عدد به‌دست آمده میزان افتادگی استخوان ناوی ثبت شد. اندازه‌گیری میزان افتادگی استخوان ناوی در هر آزمودنی سه بار انجام شد 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 ۴ میلی‌متر در گروه پای چرخیده به خارج قرارگرفتند.

در پایان، ۲۷ آزمودنی با میانگین سنی ۱٫۶۵ ± ۲۳٫۲۹ سال و وزن ۷٫۷۷ ± ۷۰٫۱۷ کیلوگرم که در سه گروه پای چرخیده به داخل (۹ نفر)، پای چرخیده به خارج (۹ نفر)، و پای معمولی (۹ نفر) به‌صورت نمونه‌گیری در دسترس از بین دانشجویان پسر دانشکدهٔ تربیت‌بدنی دانشگاه تربیت معلم انتخاب شدند، برای مطالعه به آزمایشگاه آمدند.

زمان رسیدن به پایداری

محاسبهٔ زمان رسیدن به پایداری با استفاده از پروتکل پرش- فرود صورت گرفت (۱۱). برای اجرای پروتکل پرش- **فرود روی صفحهٔ نیرو**[1]، در ابتدا لازم است ۵۰٪ حداکثر پرش ارتفاع آزمودنی محاسبه گردد. پس از اندازه‌گیری حداکثر پرش عمودی آزمودنی‌ها، با استفاده از **دستگاه دیجیتالی پرش سارجنت** (Model Yagami)، حداکثر پرش ارتفاع آزمودنی بر عدد دو تقسیم و ۵۰ درصد حداکثر پرش ارتفاع آزمودنی محاسبه شد. در کنار صفحهٔ نیرو میلهٔ مدرجی قرار گرفت که در بالای آن علامتی به سمت صفحهٔ نیرو کشیده می‌شد. ارتفاع این علامت معادل نقطهٔ ۵۰ درصدی حداکثر پرش ارتفاع آزمودنی منظور شد. از آزمودنی خواسته شد تا با پای برهنه از فاصلهٔ ۷۰ سانتی‌متری نسبت به صفحه نیرو با دو پا پرش کند. پس از لمس علامت بالای صفحهٔ نیرو (که نشانگر ۵۰ درصد حداکثر ارتفاع آزمودنی است) با یک پا (پای غالب) در مرکز صفحهٔ نیرو فرود آید. به محض استقرار، دست‌ها را در ناحیهٔ لگن قرار دهد، سر را بالا نگه دارد و روبه‌رو را نگاه کند و سعی کند 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 دهد تا با شرایط و نحوهٔ اجرای آزمون آشنا گردد. هر آزمودنی مانور پرش- فرود را سه مرتبه اجرا کرد. اطلاعات نیروهای عکس‌العمل زمین را صفحهٔ نیرو از لحظه‌ای که پای فرد با صفحهٔ نیرو تماس می‌یافت به مدت ۲۰ ثانیه و با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰HZ در راستای جانبی

1. Force Plate(Model MIE, 40×60, England)

Archive of SID

www.SID.ir

و قدامی- خلفی ثبت کرد. این اطلاعات روی دستگاه رایانه ذخیره شد تا در تجزیه و تحلیل بعدی استفاده شود (۲۹،۲۸،۱۱).

شکل۱. پروتکل پرش- فرود: از بالا قبل از پرش، حین پرش، و هنگام فرود

تجزیه و تحلیل اطلاعات نیروی عکس‌العمل

تجزیه و تحلیل اطلاعات مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل به منظور محاسبهٔ زمان رسیدن به پایداری بر اساس یافته‌های گلدی و همکاران (۱۳) به کار رفت. آنان دریافتند نوسان در مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل در هنگام ایستادن روی یک پا به علت تغییرات در پایداری پاسچر ناشی از تغییر سطح اتکاست. از آنجا که نوسانات مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل بهترین شاخص محاسبهٔ پایداری پاسچر در هنگام ایستادن روی یک پاست، مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل با حداقل نوسان در هنگام ایستادن روی یک پا پایداری مطلوب را نشان می‌دهند. مدت زمانی که طول می‌کشد مؤلفه‌های ابتدایی ناشی از پرش- فرود (نیروهای عکس‌العمل لحظهٔ فرود روی صفحهٔ نیرو) مشابه مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل در حالت ایستادن ثابت شوند پایداری پویای پاسچر تعریف می‌شوند (۱۱).

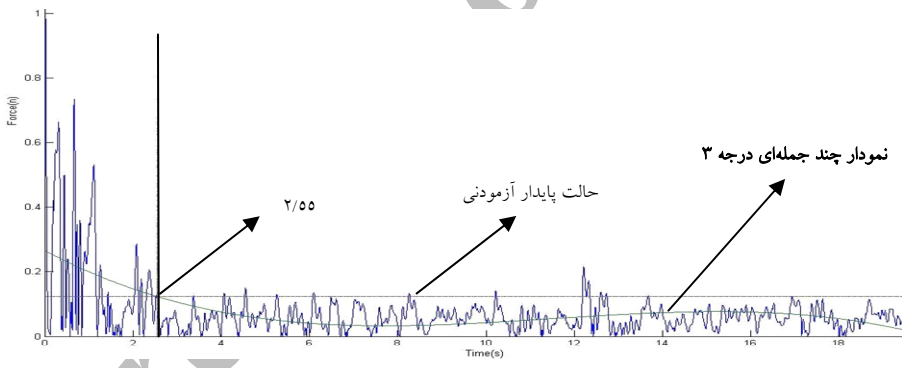
با استفاده از **فیلتر پایین‌گذر باتر ورث**[1] (۲۹) نویزهای اطلاعات حذف شد. سپس، مؤلفه‌های **قدامی- خلفی (AP)**[2] و **جانبی (ML)**[3] اطلاعات نیروهای عکس‌العمل مربوط به هر پرش آزمودنی به‌طور جداگانه با **نرم‌افزار ریاضیاتی متلب**[4] تجزیه و تحلیل شد. به منظور محاسبهٔ زمان رسیدن به پایداری با استفاده از نیروهای عکس‌العمل، در ابتدا دو فاصلهٔ زمانی ۱۰ تا ۱۵ و ۱۵ تا ۲۰ ثانیه در نظر گرفته شد.

1. Butter Worth, Low Pass Filter
2. Anterior Posterior(AP)
3. Medial Lateral(ML)
4. MathLab

Archive of SID
www.SID.ir

سپس، دامنهٔ این دو بازه زمانی، شامل تغییرات نیروی عکس‌العمل، محاسبه شد. بازه‌ای که دامنهٔ نیروهای عکس‌العمل آن کوچک‌تر بود بازه زمانی‌ای انتخاب شد که در آن آزمودنی پایداری مطلوب دارد. بزرگ‌ترین عدد این بازه زمانی معادل خط افقی است که روی نیروهای عکس‌العمل قرار داده می‌شود. در واقع، این خط افقی نشان‌دهندهٔ حالت پایدار آزمودنی است. سپس، اطلاعات نیروی عکس‌العمل یکسویه شد و از نقطهٔ حداکثر نیروی عکس‌العمل، **نمودار چند جمله‌ای درجهٔ ۳**[1] بر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل قرار گرفت. زمان رسیدن به پایداری در هر یک از مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل نقطه‌ای است که نمودار چندجمله‌ای درجهٔ۳ خط افقی را قطع می‌کند.

شکل۲ نحوهٔ محاسبهٔ زمان رسیدن به پایداری را در حرکت پرش- فرود آزمودنی در راستای جانبی (ML) نشان می‌دهد. محور افقی نشان‌دهندهٔ زمان و محور عمودی نشان‌دهندهٔ نیروست. به منظور کنترل متغیر مخل وزن، نیروهای عکس‌العمل در هر دو راستا بر وزن آزمودنی تقسیم شد. زمان رسیدن به پایداری در هر سه مرتبه اجرای آزمودنی محاسبه شد. سپس، میانگین زمان در سه اجرا زمان رسیدن به پایداری آزمودنی ثبت شد. زمان رسیدن به پایداری در هر آزمودنی در دو راستای قدامی- خلفی (AP) و جانبی (ML) محاسبه شد. در این زمان آزمودنی در آن راستا به پایداری می‌رسد. از روش آماری تحلیل واریانس چند متغیری **(MANOVA)**[2] و تحلیل واریانس یک‌راهه **(ANOVA)**[3] به منظور تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده شد.



شکل۲. زمان رسیدن به پایداری، نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای جانبی در حرکت پرش- فرود

1. Unbounded third-order polynomial
2. Multivariate analysis of variance
3. One-way ANOVA

Archive of SID
www.SID.ir

یافته‌ها

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

مقادیر آزمون لامبدای ویلکز در جدول ۲ نشان‌دهندهٔ این است که نتایج حاصل از آزمون تحلیل واریانس چند متغیره نشان داد متغیر وابستهٔ 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 وابستهٔ ترکیبی زمان رسیدن به پایداری تفاوت معنادار مشاهده شد. Wilk's Lambada = ۰/۴۲۵ و F(۴/۴۶) = ۶/۱۳۴ Partial Eta Square =۰/۳۴۸ و P<۰/۰۰۵

مقدار **مجذور اتا سهمی**[1] ۰/۳۴۸ نشان‌دهندهٔ اثر زیاد ناهنجاری بر زمان رسیدن به پایداری است. تحلیل هر یک از متغیرهای وابسته به تنهایی با استفاده از آلفای میزان شدهٔ بن‌فرونی (۰/۰۲۵) نشان داد سه گروه پای چرخیده به داخل، خارج و معمولی از نظر زمان رسیدن به پایداری در راستای جانبی (TTSML) (P =۰/۰۰۱ و F(۲و۲۴) =۱۰/۰۸) با یکدیگر متفاوت بودند. در حالی‌که زمان رسیدن به پایداری در راستای قدامی- خلفی (TTSAP) (P = ۰/۰۵۴ و F(۲و۲۴) = ۳/۳۰) در گروه‌های مختلف ناهنجاری تفاوت معناداری نداشت.

از آزمون تعقیبی توکی تحلیل واریانس یک‌راهه به منظور اینکه در راستای جانبی (ML) بین کدام یک از گروه‌های ناهنجاری اختلاف معنادار وجود دارد استفاده شد. نتایج مربوط به معناداری این آزمون در جدول ۲ آورده شده است.

جدول۱. 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	۱۲/۲ ± ۱/۴	۴۸/۸۸ ± ۵/۱۵	۱/۴۵ ± ۰/۴۵
پای چرخیده به خارج	۹	۲/۱ ± ۰/۹	۵۳/۵۵ ± ۵/۳۶	۲/۴۵ ± ۰/۴۶
پای معمولی	۹	۶/۸ ± ۱/۱	۵۲/۲۲ ± ۳/۲۳	۱/۹۵ ± ۰/۴۹

جدول۲. جفت‌های مقایسه‌ای مربوط به آزمون‌های تعقیبی تحلیل واریانس یک‌راهه در راستای جانبی

گروه‌ها	اختلاف میانگین	معناداری
پای چرخیده به داخل، پای چرخیده به خارج	-۱/۰۰۱*	۰/۰۰۰
پای چرخیده به داخل، پای معمولی	-۰/۵۰۸	۰/۰۷۸
پای چرخیده به خارج، پای معمولی	۰/۴۹۲	۰/۰۹۰

* **معناداری در سطح ۰/۰۵**

1. **Partial Eta Squared**

Archive of SID
www.SID.ir

همان‌طور که در جدول ۲ مشاهده می‌کنید اختلاف میانگین بین گروه پای چرخیده به داخل و خارج در سطح ۰/۰۵ معنادار است، در حالی‌که در میانگین بین دیگر جفت‌های گروه اختلاف معنادار مشاهده نمی‌شود. آزمودنی‌های با پای چرخیده به داخل در مقایسه با گروه معمولی و گروه پای چرخیده به خارج سریع‌تر به پایداری رسیدند (جدول۱).

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از این مطالعه عبارت بود از مقایسهٔ زمان رسیدن به پایداری در ناهنجاری پای چرخیده به داخل و خارج با تأکید بر ساختار پا و اطلاعات حسی. از روش زمان رسیدن به پایداری که شاخصی از پایداری پویاست به منظور محاسبهٔ زمان رسیدن به پایداری استفاده شد. پایداری در حرکت پرش- فرود در موقعیت‌های ورزشی اتفاق می‌افتد. در هنگام فرود، هرچه زمان رسیدن به پایداری ورزشکار کمتر باشد و ورزشکار سریع‌تر به پایداری برسد، نشان‌دهندهٔ پایداری بهتر است. در مجموع، زمان رسیدن به پایداری در گروه‌های مختلف پا متفاوت بود و این تفاوت معنادار بود. بنابراین، مشاهده شد که پایداری پویا در گروه‌های مختلف پا متفاوت است. در راستای جانبی (ML) تفاوت معناداری 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 معنادار نبود.

محور حرکتی **مفصل تحت قاپی**[1] خطی است که با **صفحهٔ عرضی**[2] زاویه‌ای ۵۰ درجه می‌سازد (۳۰). حرکات سوپینیشن و پرونیشن نیز در مفصل تحت قاپی رخ می‌دهد. از طرفی، ناهنجاری پای چرخیده به داخل و خارج در مفصل تحت قاپی و در صفحهٔ فرونتال اتفاق می‌افتد (۳۰). بنابراین، منطقی است 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 تأثیر داشته باشند بر حرکات جانبی پا تأثیر می‌گذارند. البته این فرض در صورتی صحیح است که تفاوت در پایداری را ناشی از ساختار و بیومکانیک پا در نظر بگیریم.

در راستای جانبی، اختلاف میانگین زمان رسیدن به پایداری آزمودنی‌ها در گروه پای چرخیده به داخل و پای چرخیده به خارج معنادار بود. در حالی‌که اختلاف میانگین زمان رسیدن به پایداری بین گروه پای چرخیده به داخل و معمولی، همچنین بین گروه پای چرخیده به خارج و معمولی معنادار نبود.

با توجه به مطالعهٔ هرتل و همکاران (۲۱)، هنگامی که در پای گود مرکز فشار در هنگام پرونیشن به سمت داخل حرکت می‌کند، هیچ حمایت آناتومیکی بین بخش داخلی پا و صفحهٔ نیرو وجود ندارد. از طرفی دیگر، حرکت پرونیشن در افراد با پای گود با محدودیت‌های فیزیولوژی دامنهٔ حرکتی مفصل تحت قاپی و مفاصل بین استخوان‌های مچ پا محدود می‌شود (۲۱). به‌علاوه پای گود دارای **اطلاعات حسی زیرجلدی**[3] کمتری در مقایسه با پای صاف و معمولی است، زیرا ناحیهٔ

1. Subtalar joint
2. Frontal plan
3. Cutaneous sensory information

Archive of SID

www.SID.ir

کمتری از سطح کف پایی در پای گود با صفحهٔ نیرو در تماس است. ثابت شده است فعالیت‌آوران کف پایی نقش مهمی در تنظیم کنترل پاسچر دارد (۳۲،۳۱). افراد با پای **گود ورودی‌آوران**[1] کمتری را از گیرنده‌های زیرجلدی دریافت می‌کنند که کارآیی سازوکار کنترل پاسچر ایستاده را در هنگام ایستادن روی یک پا کاهش می‌دهد.

در مطالعه‌ای کات و همکاران (۱۹) تأثیر پای چرخیده به داخل و خارج را بر پایداری پویا با استفاده از آزمون ایستادن روی یک پا و آزمون تعادل ستاره‌ای بررسی و چنین گزارش کردند که نوع ساختار پا بر شاخص نوسان در حالت ایستادن ثابت و اندازه‌های دستیابی پویا تأثیر می‌گذارد، اما تأثیری بر نوسان پاسچر و **مقادیر مرکز تعادل**[2] ندارد. یافته‌های آن‌ها بدین صورت بود که برخی جنبه‌های پایداری پاسچر از نوع پا تأثیر می‌پذیرد. در توجیه این مطلب چنین عنوان نمودند که پایداری ساختاری در مقایسه با تغییر گیرنده‌های حس عمقی احتمالاً اساس و پایهٔ نتایج آن‌هاست. در واقع، اختلاف در پایداری را در انواع مختلف نوع پا به علت ساختار و بیومکانیک پا دانستند، نه تغییراتی که در گیرنده‌های حسی 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 است، بلکه شامل اطلاعات مختلفی از پوست، مفصل، و گیرنده‌های مکانیکی مفصل نیز می‌شود (۵).

کات و همکاران (۱۹) همچنین در مطالعه‌ای دیگر عنوان کردند که نوسان پاسچر و مرکز تعادل در حالت ایستادن ثابت از نوع ساختار پا تأثیر نمی‌پذیرد. البته ممکن است چنین نتیجه‌گیری کرد که پای بیش از حد چرخیده به داخل و خارج کنترل پاسچر را به مقدار زیاد تحت تأثیر قرار نمی‌دهد. این احتمال وجود دارد که ایستادن ثابت ممکن است تقاضای کافی برای دستگاه کنترل پاسچر جهت شناسایی اختلالات ناشی از بی‌نظمی‌های ساختاری پا را در اختیار نگذارد (۲۰). این بدین معناست که در حالت ایستادن ثابت تأثیر ناهنجاری پا آنقدر زیاد نیست که بتواند کنترل پاسچر را متأثر سازد و شاید ساختار و نوع پا در فعالیت‌های پویا مثل حرکت پرش- فرود کنترل پاسچر را تحت تأثیر خود قرار دهد. همچنین، در سطوح حرکتی بالاتر، گیرنده‌های عمقی مفصل ممکن است نقش‌های ضروری را در توسعهٔ سازگاری‌های برنامهٔ حرکتی به منظور جبران پایداری مکانیکی داشته باشند (۵).

کات و همکاران (۱۹) در آزمون ایستادن ثابت روی صفحهٔ نیرو چنین گزارش کردند که نوسان پاسچر در بین گروه‌های مختلف پا متفاوت نبود، اما افراد با پای چرخیده به داخل در مقایسه با افراد با پای چرخیده به خارج میانگین انحراف نوسان (افزایش شاخص پایداری) بیشتری حول سطح اتکا داشتند. آن‌ها این افزایش شاخص پایداری را به علت تفاوت در پایداری مکانیکی پا در مقایسه با تغییرات گیرنده‌های حس عمقی و عصبی- عضلانی مربوط دانستند. آن‌ها بیان کردند افزایش تغییرپذیری مشاهده شده در افراد با پای چرخیده به داخل نشان‌دهندهٔ انعطاف‌پذیری بیشتر و بهبود توانایی جهت استفاده از مساحت بیشتر در مورد انحراف مرکز تعادل در مقایسه با افراد با پای

1. Afferent input
2. Center Of Balance(COB)

Archive of SID
www.SID.ir

چرخیده به خارج است. برعکس، افزایش تغییرپذیری در انحراف مرکز تعادل نشان‌دهندهٔ تحرک زیاد است. 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 است. اگرچه افزایش تغییرپذیری با کاهش عملکرد همراه است، اما گفته شده 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 (۳۳).

بنابراین، آنچه از مطالعهٔ کات و همکاران (۱۹) در مقایسهٔ پایداری پویا در گروه‌های مختلف پا با استفاده از آزمون تعادل ستاره‌ای به‌دست می‌آید این است که آن‌ها تفاوت پایداری در بین گروه‌ها را به ساختار و بیومکانیک پا مربوط دانستند. 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 نیست. چنین به‌نظر می‌رسد که اختلاف پایداری در بین گروه پای چرخیده به داخل و خارج به دو دلیل اتفاق می‌افتد: ۱. تفاوت در ساختار و بیومکانیک پا، ۲. اختلاف در مشخصه‌های فیزیولوژی مانند اختلاف در گیرنده‌های حس عمقی، گیرنده‌های زیرجلدی، گیرنده‌های مفصلی، یا اختلاف در راهبردهای عضلانی.

پای بیش از حد چرخیده به خارج که با قوس زیاد کف پا و تحرک کم میان پا تعریف می‌شود، به اندازهٔ کافی با سطح زمین منطبق نمی‌شود. بنابراین، تقاضا را بر ساختارهای اسکلتی- عضلانی اطراف پا جهت حفظ پایداری پاسچر و تعادل افزایش می‌دهد (۲۲). از آنجا که پای چرخیده به خارج دارای اطلاعات حسی کمتری در مقایسه با پای معمولی و صاف است، همچنین عنوان می‌شود که پای گود دارای اطلاعات حسی کمتری در مقایسه با پای معمولی و صاف است (۲۱) و از طرفی اختلال در اطلاعات حسی، زمان رسیدن به پایداری را دچار اختلال می‌کند (۳۴)، چنین به نظر می‌رسد که افزایش در زمان رسیدن به پایداری در گروه پای چرخیده به خارج به‌علت نوع ساختار (شکل) پا[1]، همچنین نقص در گیرنده‌ها و اطلاعات حسی 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، دامنهٔ حرکتی، و تقاضای عصبی- عضلانی بر اندام تحتانی در هنگام اجرای تکالیف عملکردی خاص در ورزش، فاکتورهایی که پایداری را در اجرای این گونه تکالیف تغییر می‌دهند بر عملکرد تأثیر دارند یا تقاضاهای قرار گرفته بر مفصل در هنگام اجرای این گونه فعالیت‌ها را تغییر می‌دهند. با توجه به یافته‌های این تحقیق چنین به نظر 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. در واقع، پایداری آن‌ها در مقایسه با دو گروه دیگر کمتر است. اختلال در پایداری افراد دارای پای چرخیده به خارج ممکن است احتمال آسیب‌های مچ پا مانند

1. Foot type

Archive of SID

www.SID.ir

اسپرین مچ پا را افزایش دهد. البته، تأثیر این اختلاف بر عملکرد و خطر آسیب در هنگام ورزش هنوز روشن نیست و نیاز به مطالعهٔ بیشتر دارد. بنابراین، به منظور جلوگیری از آسیب‌های ناشی از حرکت پرش- فرود در افراد با پای چرخیده به خارج، توصیه می‌شود علاوه بر اصلاح ساختار و شکل این نوع پا، بر تمرین گیرنده‌های عمقی و مفصل مچ پا تأکید بیشتری شود.

Archive of SID

www.SID.ir

منابع

1. 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.
2. 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.
3. Payne, K.; Berg, K.; Latin, R. (1997). "Ankle injuries and ankle strength, flexibility, and proprioception in college basketball players". J Athl Train. 32(3): 221-225.
4. Tropp, H.; Ekstrand, J.; Gillquist, J. (1984). "Factors affecting stabilometry recordings of single limb stance". A J Sports Med. 12(3):185-188.
5. 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.
6. Cox, E.; Lephart, S.; Irrgang, J. (1993). "Unilateral balance training of non-injured individuals and the effects on postural sway". J Sport Rehab. 2: 87-96.
7. 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.
8. 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.
9. Wilkerson, G.; Nitz, A. (1994). "Dynamic ankle stability: Mechanical and neuromuscular interrelationships". J Sport Rehab. 3: 43-57.
10. 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.
11. Ross, S.E.; Guskiewicz, K.M. (2003). "Time to stabilization: A method for analyzing dynamic Postural stability". Athl Ther Tod. 8(3):37-39.
12. Colby, S.R.; Hintermeister, M. Torry; Steadman, J. (1999). "Lower limb stability with ACL impairment". J Orthop Sports Phys. Ther. 29:444–451.
13. 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.
14. Hoffman, M.; Payne, V. (1995). "The effects of proprioceptive ankle disk training on healty subjects". J Orthop & Sports Phys Ther. 21(2): 90-93.
15. McNair, P.; Prapavessis, H.; Callender, K. (2000). "Decreasing landing forces: Effect of instruction". Brit J Sports Med. 34:293-296.
16. Dufek, J.; Bates, B. (1991). "Biomechanical factors associated with injury during landing in jum sports". Sports Med. 1991:12(5):326-327.
17. Harter, R. (1996). "Clinical rationale for close kinetic chain activities in functional testing and rehabilitation of ankle pathologies". J Sport Rehab. 5:13-24.
18. Reimann, B. (2002). "Is there a link between chronic ankle instability and postural instability?" J Athl Train. 37(4): 386-393.
19. 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.
20. Razeghi, M.; Edvard, B.M. (2002). "Foot type classification: A critical review of current methods". Gait & Posture. 15:282-291.
21. 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.

Archive of SID

www.SID.ir

22. Franco, A.H. (1989). "Pes cavus and pes planus: analyses and treatment". Phys Ther. 67:688-694.
23. 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.
24. Tiberio, D. (1988). "Pathomechanics of structural foot deformities". Phys Ther. 68:1840-1849.
25. Irrgang, J.; Whitney, S.; Cox, E. (1994). "Balance and proprioceptive training for rehabilitation of the lower extremity". J Sport Rrhab. 3:68-83.
26. Richie, H. (2001). "Functional instability of the ankle and the role of neuromuscular control: A comprehensive review". J Foot Ankle Surg. 40(4): 240-251.
27. Brody, D.M. (1982). "Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner". Orthop Clin North Am. 13:541-558.
28. 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.
29. 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.
30. Brukner, P.; Khan, K. (2002). Clinical sports medicine. Second edition. McGraw-Hill Australia. Part A: Chapter 5. p. 43-59.
31. Watanabe, I.; Okubo, J. (1981). "The role of the plantar mechanoreceptor in equilibrium control". Ann N Y Acad Sci. 374:855-864.
32. 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.
33. 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.
34. Earl, J.; Hertel, J. (2001). "Lower-extremity muscle activation during the star excursion balance tests". J Sport Rehabil. 10:93-94.

Archive of SID

www.SID.ir