مقایسه جذب نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بین افراد دارای ناهنجاری پای چرخیده به داخل و خارج در حرکت فرود تک پا

علی عباسی[۱]، مهدی خالقی تازجی[۲]، دکتر حیدر صادقی[۳]، سیاوش دستمنش[۴]

۱. دانشگاه آزاد اسلامی واحد کازرون
۲. دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تربیت معلم تهران
۳. دانشیار دانشگاه تربیت معلم تهران
۴. مربی دانشگاه آزاد اسلامی واحد آباده

تاریخ دریافت مقاله: ۸۷/۳/۵ تاریخ پذیرش مقاله:۸۷/۹/۱۵

چکیده

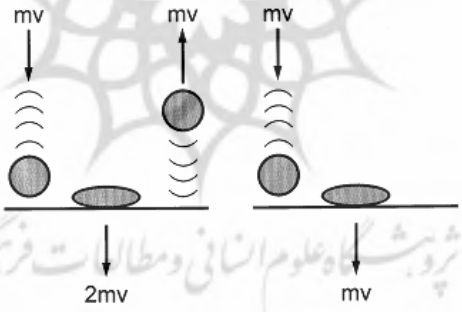
هدف مطالعهٔ حاضر مقایسهٔ حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین(VGRF)[۱] و میزان بار(ROL)[۲] بین افراد دارای ناهنجاری پای چرخیده به داخل و خارج و پای نرمال در حرکت فرود تک‌پا بود. ۳۰ دانشجوی مرد ورزشکار رشته تربیت‌بدنی و علوم ورزشی به‌طور داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. با استفاده از آزمون شاخص افتادگی استخوان ناوی آزمودنی‌ها در سه گروه قرار گرفتند[پای چرخیده به داخل (mm ۱۰≤) (۱۰ نفر)، پای نرمال (mm ۹ – ۵) (۱۰ نفر) و پای چرخیده به خارج (mm ۴≤) (۱۰ نفر)]. آزمودنی‌ها از روی جعبه‌ای به ارتفاع ۳۰cm بر روی صفحه نیرو فرود آمدند. با استفاده از اطلاعات نیروی عکس‌العمل زمین، حداکثر VGRF و ROL آزمودنی‌ها محاسبه شد. به منظور مقایسه بین حداکثر VGRF و ROL در سه گروه از روش آماری تحلیل واریانس چند متغیره با تعیین سطح معنی‌داری α≤۰/۰۵ استفاده شد. نتایج تحلیل واریانس چند متغیره تفاوت معنی‌داری را در ROL بین سه گروه پای چرخیده به داخل و خارج و نرمال نشان داد(P≤۰/۰۵ و ۰/۳۷۰ = Wilks Lambda و ۱۵/۵۵۳ = $F_{۲و۲۲}$)، اما تفاوت حداکثر VGRF در سه گروه معنی‌دار نبود(P>۰/۰۵ و ۲/۶۳۲ = $F_{۲و۲۲}$). نتایج تحقیق نشان می‌دهد پای چرخیده به خارج با کینتیک ویژه اندام تحتانی در ارتباط است و ممکن است بیانگر این موضوع باشد که افزایش میزان بار در افراد دارای پای چرخیده به خارج ممکن است به طور ثانوی میزان بار اعمال شده بر ساق پا و مفصل زانو را در هنگام فرود آمدن افزایش دهد و افراد را مستعد صدمات مفصل زانو و ساق پا نماید.

واژه‌های کلیدی: نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، میزان بار، پای چرخیده به داخل، پای چرخیده به خارج، فرود تک پا

1- Vertical Ground Reaction Force
2- Rate of Loading

مقدمه

هنگامی که یک جسم متحرک، مانند پا، با یک جسم ثابت مانند زمین برخورد می‌کند، تبادل هم‌زمان انرژی و اندازهٔ حرکت بین آنها وجود دارد. موادی که در تقابل بین پا و زمین قرار دارند، بر انتقال انرژی و اندازهٔ حرکت تاثیر می‌گذارند و در عمل، هم مقدار و هم دورهٔ زمانی نیروهای تولید شده را کنترل می‌کنند. قانون بقای اندازه حرکت[1] بیان می‌کند که اندازهٔ حرکت (چه خطی و چه زاویه‌ای) تولید نمی‌شود و از بین نمی‌رود، بلکه تنها از جسمی به جسم دیگر منتقل می‌شود. به دنبال تماس پا با زمین، اندازهٔ حرکت آن به زمین منتقل می‌شود و اندازهٔ حرکت زمین را به میزان ناچیزی افزایش می‌دهد، افزایش اندازهٔ حرکت در زمین مساوی با کاهش در اندازه حرکت پا است. اگر خاصیت الاستیکی موادی که در زیر پا قرار دارند باعث باز جهش پا شود، اندازهٔ حرکت دوباره به پا منتقل می‌شود و مقدار کلی اندازهٔ حرکت افزایش می‌یابد(تصویر۱). نتیجهٔ عملی چنین حالتی این است که هرچه سطح تقابل دو جسم خاصیت الاستیکی بیشتری داشته باشد، تغییر در اندازهٔ حرکت تجربه شده با پا بزرگ‌تر خواهد شد و بر اساس این استنباط نیروی منتقل شده به پا بزرگ‌تر خواهد بود(۱).



شکل ۱. هنگامی که یک جسم در حال افتادن نوسان می‌کند(چپ)، اندازه حرکت به سمت پایین آن(mv) با اندازه حرکت به سمت بالا جمع می‌شود و باعث می‌شود کل اندازه حرکت به سطح تکیه گاه برابر mv2 شود. جسمی که نوسان ندارد(راست) تنها انتقال اندازه حرکت mv را متحمل می‌شود.

مطابق قانون بقای انرژی، انرژی به وجود نمی‌آید و از بین هم نمی‌رود، بلکه به اشکال مختلف وجود دارد و تنها از شکلی به شکل دیگر تغییر می‌یابد. پای در حال حرکت دارای انرژی

1- Low of conservation of momentum

جنبشی است که با نصف حاصل‌ضرب جرم آن در مجذور سرعتش مساوی است ($\frac{۱}{۲}mv^2$). اگر پا با زمین برخورد کند، قسمتی از انرژی به عنوان انرژی جنبشی به زمین منتقل می‌شود و در نتیجه افزایش ناچیزی در سرعت زمین به وجود می‌آورد. انرژی باقیمانده به انواع دیگر(عمدتاً صدا و حرارت) تغییر می‌یابد و در نتیجه پراکنده می‌شود. اگر مواد الاستیکی زیر پا انرژی را ذخیره کنند و سپس آن را به پا بازگردانند، مقدار کمی از انرژی به صدا و حرارت تبدیل می‌شود و باقیمانده به پا بازگردانده می‌شود(۱)؛ بنابراین شناسایی عوامل اثر گذار بر این انرژی که به درون پا منتقل می‌شوند، می‌تواند در شناسایی عوامل بروز آسیب‌های مختلف اندام تحتانی به ما کمک کند.

از آنجا که پا[1] محل تقابل اندام تحتانی با زمین در حین راه رفتن، دویدن، فرود آمدن و به طور کلی اجرای فعالیت‌های پویا است، تغییرات ساختاری در این محل می‌تواند باعث ناهنجاریهای جبرانی و در نتیجه انحرافات مکانیکی کل اندام تحتانی شود(۲)؛ بنابراین مطالعات تمرکز یافته روی افراد دارای ساختارهای ناهنجار پا می‌تواند بینشی در مورد عملکرد مکانیکی نامطلوب اندام تحتانی فراهم آورد. اغلب انحرافات ساختاری اندام تحتانی، به‌ویژه قسمت پا، ممکن است به انحراف‌های مکانیکی منجر شود که احتمال بروز آسیب در ورزشکاران را زیاد می‌کند(۲). مثلاً واژهٔ سندرم ناهنجاری ناتوان کننده[2] برای توصیف انحرافات ساختاری شامل چرخش به داخل ران، زانوی ضربدری و پای چرخیده به داخل استفاده شده است که اغلب در دوندگان آسیب دیده مشاهده شده است، همچنین ساختار پای ناهنجار عامل مستعد کننده برای صدماتی مانند کندرومالاسیای کشککی[3] و درد ساق پا[4] معرفی شده است(۲و۳). سه نوع عمدهٔ طبقه‌بندی پا وجود دارد: ۱- پای نرمال(دو بخشی سطح خلفی پاشنه نزدیک به عمود بر زمین است و قوس پا در ارتفاع معمولی می‌باشد)، ۲- پای چرخیده به داخل[5](پاشنه چرخیده به درون است و قوس پا کم است یا اصلا وجود ندارد)، ۳- پای چرخیده به خارج[6] (پاشنه چرخیده به داخل است و قوس پا زیاد است)(۴). سابوتنیک گزارش کرد ۶۰ درصد از افراد پای معمولی دارند، ۲۰ درصد پای چرخیده به خارج و ۲۰ درصد پای چرخیده به داخل دارند. ۴۰ درصد

1- Foot
2- Miserable malalignment syndrome
3- Chondromalacia patella
4- Shin splint
5- Pronated foot
6- Supinated foot

اخیر بیشتر مورد توجه هستند؛ زیرا اغلب در این ساختارها مقداری جبران در مکانیک اندام تحتانی به‌وجود می‌آید(۵).

بسیاری از ورزشکاران حرکت پرش- فرود را در طول فعالیت‌های ورزشی و رقابت‌ها اجرا می‌کنند. فرود آمدن می‌تواند نیروهای ضربه‌ای به بزرگی ۲ تا ۱۲ برابر وزن بدن تولید کند(۳) و اغلب با سازوکارهای آسیب اندام تحتانی در ارتباط است. گزارش شده است بیشترین شیوع آسیب‌های مچ‌پا و زانو در ورزش‌هایی است که در آنها حرکات پرشی و برشی وجود دارد(۲). در حین اجرای فعالیتهای تحمل کنندۀ وزن(مانند فرود آمدن)، اندام‌های تحتانی به مقدار زیادی مسئول توانایی بدن برای جذب شوک هنگام تماس پا با زمین و کاهش میزان بار(ROL)[1] هستند(۲). درک عواملی که در توانایی بدن برای جذب نیروهای ضربه‌ای در حین فرود آمدن نقش دارند، ممکن است به ما اجازه دهد از طریق عمل بیومکانیکی اصلاح یافته، از آسیب‌های اندام تحتانی پیشگیری کنیم.

میزان بار، اندازه‌ای از مقدار ضربه(فشار) اعمال شده بر بافتها است که افزایش اثر آن مبین کمی توانایی برای جذب شوک و شاخصی برای اعمال فشار زیاد بر اندام تحتانی در زمان کوتاه است(۲و۵)؛ به همین دلیل افزایش میزان بارهای عمودی با افزایش شوک درشت‌نی و درد زانو مرتبط دانسته شده‌اند (۶و۷). بار اعمال شده بر ساختارهای زنجیرۀ حرکتی، در حین فعالیت-های ورزشی می‌تواند قدرت بیولوژیکی اجزای بدن مانند لیگامنت‌ها، تاندون‌ها، عضلات، استخوان‌ها و غضروف مفصلی را افزایش دهد، اما در صورت افزایش میزان بار ممکن است تخریب‌های ریز و درشت در ساختارهای آناتومیکی مشاهده شود(۳). از آنجایی که اعمال تکراری نیروهای پر ضربه بر بدن می‌تواند منجر به صدمه شود و نقص اجرای مهارت عملکردی را به همراه داشته باشد(۲)؛ لذا توانایی کنترل و جذب مناسب این نیروها در حین فعالیت‌های عملکردی در پیشگیری از بروز آسیب اهمیت ویژه‌ای دارد(۳). درصد زیاد همۀ صدمات(تقریبا ٪۷۰) که در ورزش‌های پرشی رخ می‌دهند و میزان بسیار صدمات اندام تحتانی در این ورزش-ها ارتباط زیادی را بین نیروهای فرودی و صدمات اندام تحتانی پیشنهاد می‌کند(۲و۳). همچنین ارزیابی میزان بار عمودی در افراد دارای نوع پاهای مختلف مقایسه نشده است؛ بنابراین ارزیابی میزان بار ممکن است در تفاوت‌های صدمات مشاهده شده در افراد دارای قوس

1- Rate of loading

زیاد و قوس کم به ما بینش بهتری بدهد. با فرض این‌که چرخش بیش از حد پا به داخل و خارج می‌تواند تفاوت در میزان حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین(VGRF)[1] و میزان بار اعمال شده بر اندام تحتانی و در نتیجه بروز آسیب را در اندام تحتانی موجب شود، مطالعهٔ حاضر به منظور مقایسه میزان حداکثر VGRF و میزان بار بین افراد دارای ناهنجاری پای چرخیده به داخل و خارج و پای نرمال در حرکت فرود تک پا انجام شد.

روش‌شناسی

۳۰ دانشجوی مرد ورزشکار سالم رشته تربیت بدنی و علوم ورزشی با میانگین و انحراف استاندارد (جرم، ۳/۲۲ ± ۷۵/۸۹ کیلوگرم، قد، ۴/۵۲ ± ۱۷۷/۸۴ سانتی‌متر و سن ۳ ± ۲۴ سال) به‌طور داوطلبانه در این مطالعه شرکت کردند. به منظور تعیین ناهنجاری پا، از اندازه-گیری درجه پرونیشن مفصل تحت‌قاپی با آزمون شاخص افتادگی استخوان ناوی[2] استفاده شد(۸). با استفاده از روش توصیف شدهٔ برادی(۹)، افتادگی استخوان ناوی ارزیابی شد. از آزمودنی خواسته شد تا با پای برهنه روی صندلی بنشیند و پای خود را روی جعبه‌ای به ارتفاع ۱۰ سانتی‌متر قرار دهد به‌طوری که زاویه ران و زانو در حالت ۹۰ درجه قرار گیرد. مفصل ران در این حالت هیچ‌گونه ابداکشن واداکشن نداشت و در حالت معمولی قرار داشت. آزمونگر سمت داخلی و خارجی کام(قله) مچ‌پا[3] را در حالی لمس می‌کرد که انگشت شست و انگشت اشاره در بخش قدامی استخوان نازک‌نئی و بخش تحتانی قوزک داخلی قرار داده می‌شد. آزمودنی اندکی به مچ‌پا حرکت به داخل و به بیرون می‌داد تا برآمدگی‌های استخوانی در زیر انگشتان در ارتفاع یکسان قرار گیرند و آزمونگر مطمئن می‌شد که مفصل تحت‌قاپی در حالت معمولی قرار دارد. در این حالت پای مورد ارزیابی به استثنای وزن خودش هیچ‌گونه وزن دیگری را تحمل نمی‌کرد. سپس برآمدگی استخوان ناوی که در زیر و جلو قوزک داخلی قرار دارد مشخص و علامت‌گذاری می‌شد. با استفاده از کولیس، فاصلهٔ برجستگی استخوان ناوی تا سطح جعبه در واحد میلی‌متر اندازه‌گیری شد (تصویر۲).

1- Vertical ground reaction force
2- Navicular drop
3- Ankle dome

شکل ۲. نحوهٔ علامت‌گذاری برجستگی استخوان ناوی و اندازه‌گیری ارتفاع ناوی از سطح زمین

سپس از آزمودنی خواسته شد که در حالت ایستاده به‌گونه‌ای قرار گیرد که تمام وزن روی پای مورد آزمایش باشد. برای این‌که 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 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) کسر می‌کرد، عدد به دست آمده به عنوان میزان افتادگی استخوان ناوی ثبت می‌شد.

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

اندازه‌گیری میزان افتادگی 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 شد. 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 قرار گرفتند. از پای غالب آزمودنی‌ها(پایی که با آن شوت می-کردند) برای قرارگیری افراد در گروه‌های مختلف استفاده شد(۸و۹). پس از آزمون شاخص افتادگی استخوان ناوی، آزمودنی‌ها در سه گروه پای چرخیده به داخل(۱۰ نفر)، پای چرخیده به خارج(۱۰ نفر) و پای معمولی(۱۰ نفر) قرار گرفتند(۸و۹). آزمودنی‌ها با پای برهنه بر روی جعبه‌ای به ارتفاع ۳۰cm و به فاصلهٔ ۱۵cm نسبت به صفحهٔ نیرو[1] قرار می‌گرفتند. قبل از اجرای تست، همهٔ آزمودنی‌ها با آموزش‌هایی در ارتباط با شناسایی پروتکل فرود آمدن آشنا شدند. آزمودنی‌ها روی جعبه به حالت راحت، تحمل وزن کامل، ایستاده روی هر دو پا و با دستهای کنار لگن قرار داده شده مستقر شدند، در حالی‌که به آنها آموزش داده شد تا از روی جعبه، خودشان را به پایین رها کنند و عمل فرود یک پا را با پای برتر[2] در وسط صفحهٔ نیرو انجام دهند و از آنها خواسته شد سعی کنند تعادل خود را بعد از تماس با صفحه نیرو حفظ کنند. به آزمودنی‌ها اجازه داده شد تا حرکت فرود آمدن را به دفعات دلخواه تمرین کنند تا هنگام اجرای حرکت فرود احساس راحتی کنند، ضمن این‌که آزمونگر از این طریق پای برتر آنها را تشخیص دهد. پای برتر برای فرود، پایی در نظر گرفته شد که آزمودنی‌ها در سه تمرین نخست خود، اغلب روی آن پا فرود می‌آمدند. سپس آزمودنی‌ها حرکت فرود را انجام دادند و سه فرود قابل قبول آنها ثبت شد. فرود قابل قبول شامل تماس سینهٔ پا در ابتدا، حفظ تعادل، توانایی فرود بدون جهش کوتاه و زاویه فلکشن زانوکمتر از °۹۰ بود(تصویر۳)(۳).

با استفاده از اطلاعات کسب شده از صفحهٔ نیرو، حداکثر VGRF و ROL محاسبه شد. حداکثر VGRF را حداکثر نیروی عمودی(N) ثبت شده در حین فرود در نظر گرفتیم که با تقسیم بر وزن آزمودنی‌ها (N) نرمال شده بود و به عنوان مضربی از وزن بدن(BW)[3] بیان کردیم. سپس زمان رسیدن به حداکثر نیرو را که فاصله زمانی بین نخستین تماس پا با صفحهٔ نیرو و رسیدن به حداکثر نیروی عمودی در حین فرود بود، محاسبه و آن را ROL نام‌گذاری کردیم. میزان بار به صورت حداکثر نیروی عمودی نرمال شده تقسیم بر زمان رسیدن به حداکثر نیرو محاسبه شد(معادله ۱)(۳).

1- Force plate
2- Preferred leg
3- Body weight

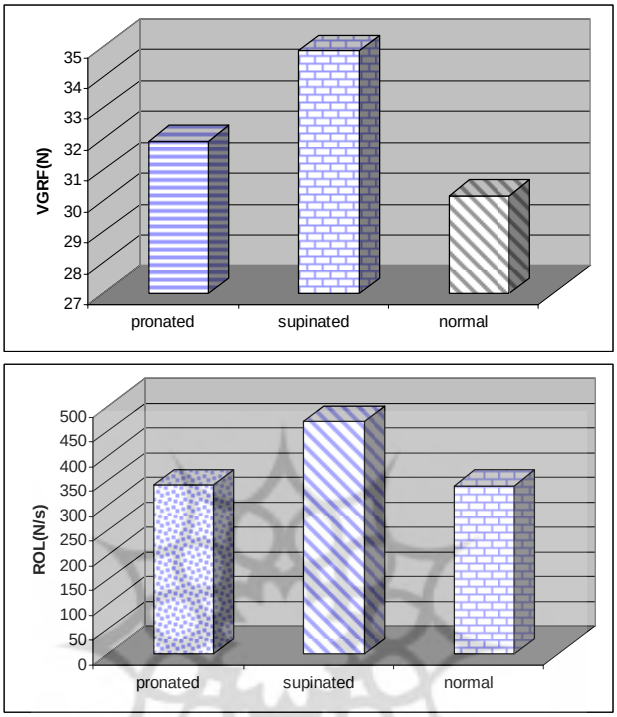
شکل ۳. از راست به چپ، حالت قرار گرفتن آزمودنی قبل از فرود و بعد از فرود

$$ROL = \left[\frac{peakFz(N)/BW(N)}{t} \right] = \frac{BW}{s}$$ **معادله ۱.**

به منظور مقایسه بین حداکثر VGRF و ROL بین سه گروه، از روش آماری تحلیل واریانس چند متغیره(MANOVA) با تعیین سطح معنی داری ۰/۰۵≥α استفاده شد.

نتایج

نتایج تحلیل واریانس چند متغیره تفاوت معنی‌داری را بین سه گروه پای چرخیده به داخل، چرخیده به خارج و نرمال نشان داد($P\leq ۰/۰۵$ و ۰/۳۷۰ = Wilks Lambda و ۱۵/۵۵۳ = $F_{۲,۲۲}$). تفاوت در سه گروه ناشی از تفاوت در میزان ROL بین آنها بود، در صورتی که تفاوت VGRF در سه گروه معنی‌دار نبود($P>۰/۰۵$ و ۲/۶۳۲ = $F_{۲,۲۲}$). میانگین و انحراف استاندارد VGRF و ROL برای سه گروه و همچنین نتایج آزمون تحلیل واریانس چند متغیره در جدول(۱) مشاهده می‌شود. حداکثر VGRF در گروه پای چرخیده به خارج ۱۴ درصد از دو گروه دیگر بیشتر بود، ولی از نظر آماری این تفاوت معنی‌دار نبود. میزان بار در گروه دارای پای چرخیده به خارج، به میزان ۲۸ درصد بیشتر از گروه معمولی و ۳۱ درصد بیشتر از گروه دارای پای چرخیده به داخل بود. نمودارهای میانگین حداکثر VGRF و همچنین ROL سه گروه در نمودار (۱) نشان داده شده است.



نمودار ۱. میانگین حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و میزان بار در بین سه گروه پای چرخیده
به داخل و خارج و نرمال

★ اختلاف معنی دار در سطح ۰/۰۵

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد FVmax و ROL در سه گروه پای چرخیده به داخل و خارج و نرمال و نتایج آزمون تحلیل واریانس چند متغیره * معنی‌داری در سطح ۰/۰۲۵

پارامتر	گروه	میانگین ± انحراف استاندارد	$F_{۲و۲۲}$	P
حداکثر نیروی عمودی عکس العمل زمین(N)	pronated	۳۰/۲۰±۱/۴۰	۲/۶۳۲	۰/۰۹۷
	Supinated	۳۴/۸۰±۱/۷۰		
	normal	۳۰/۱۰±۱/۵۰		
میزان بار(N/s)	pronated	۳۲۷/۶۰±۱۷/۱۰	۱۵/۵۵۳*	۰/۰۰۰
	Supinated	۴۶۸±۲۰/۹۰		
	normal	۳۳۸/۲۰±۱۸/۱۰		

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از مطالعهٔ حاضر مقایسهٔ میزان حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و میزان بار بین افراد دارای ناهنجاری پای چرخیده به داخل و خارج و پای نرمال در حرکت فرود تک پا بود. یافته اولیه ما این بود که مقدار حداکثر VGRF در حین فرود تک پا در بین آزمودنی‌های با ساختار پای متفاوت، به عنوان یک تابع از امتیازهای تست افتادگی ناوی، هیچ تفاوت معنی-داری ندارد. اگر چه فرض اولیه ما این بود که چرخش بیش از حد پا به داخل نقش اساسی در کاهش مقدار حداکثر VGRF و جذب شوک و پیشگیری از آسیب دارد، یافته‌های ما نشان می-دهد اساساً تفاوت‌های افتادگی ناوی، عملکرد بیومکانیکی را در حین عملیات فرود تغییر نمی-دهد. برای این مشاهده چندین احتمال وجود دارد: اگر چه تست افتادگی ناوی یک روش اندازه‌گیری معتبر از حرکت مفصل تحت قاپی[1] در حین راه رفتن است(۱۰)، ممکن است به خوبی نماینده حرکت کنونی مفصل تحت قاپی در حین فرود آمدن نباشد. با توجه به این موضوع روش اندازه گیری مستقیم‌تری از حرکت پویا مورد نیاز است.

تا به امروز ارتباط بین پرونیشن مفصل تحت قاپی و نیروهای برخوردی در افراد، تنها در حین راه رفتن و دویدن مطالعه شده است. (۱۴-۱۱). در حین راه رفتن و دویدن، تماس پا در ابتدا، به‌وسیلهٔ پشت پا[2] اتفاق می‌افتد و سپس پا در حرکت به سمت مید استنس[3] از دوره‌ای از پرونیشن پا عبور می‌کند (۱۵و۱۶). در حین فرود، نخستین تماس پا با زمین با جلوی پا[4] انجام می‌شود و توالی بیومکانیکی وقایعی که به دنبال این وضعیت رخ می‌دهند به طور واضح مستند نشده است. براساس آنچه که در مورد حرکت تحت قاپی در حین راه رفتن می‌دانیم، هنگامی که وزن به سمت جلو پا منتقل می‌شود اساسا مفاصل مید تارسال[5] در سوپینیشن قفل می-شوند، (۱۵و۱۷). بنابراین ممکن است که پرونیشن کامل مفصل تحت قاپی در توالی حرکت از جلوی پا به پاشنه نیز مانند توالی حرکت از پاشنه به جلو پا نباشد؛ در نتیجه اگر چه ممکن است پرونیشن مفصل تحت قاپی عامل مهمی در جذب نیروها در حین راه رفتن و دویدن باشد، نتایج ما نشان می‌دهد احتمالاً مقدار حرکت ایستای مفصل تحت قاپی در حین تحمل وزن، نقش معنی‌داری در توزیع نیروهای ضربه‌ای در حین فرود نداشته باشد. به علاوه دویتا و اسکلی(۱۸) گزارش کردند که پلانتارفلکسورهای مچ پا و اکستنسورهای زانو، گروههای عضلانی

1- Subtalar
2- Rear foot
3- Mid stance
4- Forefoot
5- Midtarsal joints

اصلی برای کاهش شتاب در حین فرود هستند و هنگامی که انحراف مفصل زانو کاهش می‌یابد، پلانتارفلکسورهای مچ پا فعال‌تر می‌شوند و به نظر می‌رسد عضلات خلفی ساق پا کاهش دهنده‌های شتاب موثر و قدرتمند و جاذب شوک برای بدن در حین این نوع از فرود باشند که ممکن است نقش نسبی مفصل تحت قاپی در جذب شوک در حین فرود را کاهش دهند(۱۸).

گروه دارای پای چرخیده به خارج نسبت به دو گروه دیگر میزان بار بیشتری داشتند. دلیل احتمالی افزایش میزان بار در این گروه را می‌توان به کوتاه شدن عضلات اینورتور و کاهش توانایی این عضلات برای کنترل چرخش به داخل پا و متعاقبا جذب شوک نسبت داد. گزارش شده است افراد دارای پای چرخیده به خارج به خاطر افزایش میزان بار در دویدن مستعد صدمات مفصل زانو و ساق پا هستند(۲و۳). اگر چه مطالعات پیشین، میزان بار دونده‌های دارای پای ناهنجار را در حرکت دویدن بررسی کرده‌اند و مطالعه حاضر در حرکت فرود تک پا انجام گرفته است، با این حال نتایج ما در زمینه میزان بار در افراد دارای پای چرخیده به خارج هم-راستا با آن مطالعات است و بیانگر این موضوع است که افزایش میزان بار در افراد دارای پای چرخیده به خارج می‌تواند به طور ثانوی میزان بار اعمال شده بر ساق پا و مفصل زانو را در هنگام فرود افزایش دهد و افراد را مستعد صدمات مفصل زانو و ساق پا نماید.

بسیاری از مقالات، بیان می‌کنند که ارتباطی بین پای چرخیده به داخل و عملکرد نامطلوب پا وجود دارد. در پای چرخیده به داخل، نقطه‌ای که نیروی عکس العمل زمین(GRF)[1] روی پا عمل می‌کند؛ یعنی مرکز فشار[2] به سمت داخل منحرف شده است(۱). به علاوه پای چرخیده به داخل با چندین ناهنجاری مچ پا و پا (مانند عدم کار تیبیالیس خلفی، مچ پای به داخل چرخیده و شست پای ابداکتو- والگوس) و همچنین با فشار نامطلوب کف پایی مرتبط دانسته شده است(۱). این قبیل کارها نشان می‌دهد GRF توزیع شده در پای چرخیده به داخل ممکن است با افراد دارای پای نرمال متفاوت باشد و اعتقاد بر این است که در حین راه رفتن و دویدن، چرخش بیش از حد پا به داخل می‌تواند قوس طولی پا را کاهش دهد و به پا اجازه می‌دهد تا انعطاف‌پذیرتر شود و در نتیجه شوک را بهتر جذب کند(۱). اما با توجه به یافته‌های مطالعه حاضر، تفاوت معنی‌داری بین میزان بار در گروه دارای ناهنجاری پای چرخیده به داخل و معمولی مشاهده نشد. دلیل احتمالی عدم تفاوت معنی‌دار بین این دو گروه ممکن است به تفاوت در مکانیک فرود آمدن و راه رفتن مرتبط باشد، چون ضربهٔ اولیه در راه رفتن و دویدن به پاشنهٔ پا وارد می‌شود، در حالی‌که در فرود، ضربهٔ اولیه به نوک پا وارد می‌شود.

1- Ground reaction force
2-Center of pressure

در پایان می‌توان چنین گفت که ورزشکاران دارای ناهنجاری پای چرخیده به خارج ممکن است از روش‌های تمرین برای کاهش میزان بار عمودی در حین فعالیت‌های ورزشی سود ببرند و چون یافته‌های ما به حرکت فرود تک پا محدود می‌شود و نمی‌تواند به پرش‌های دیگر، حرکات برش زدن یا فعالیت‌های تغییر جهت دیگر تعمیم داده شود که به حرکت تحت قاپی بزرگتری بین کاهش شتاب و پوش آف[1] بعدی نیاز دارند. مطالعه دربارهٔ فعالیت‌های پویای دیگر که شامل تحمل وزن کامل و سپس پوش آف می‌شوند(مانند پرش مخالف و حرکات برشی) و مطالعات بیشتر در زمینهٔ عوامل راستای اندام تحتانی(مانند شلی مفصلی[2]، زاویه پا در حالت ایستاده[3] و زوایای زانو و ران) ممکن است بینش بهتری را در مورد بستگی یا نقش تجمعی آنها در توزیع نیرو در حین فعالیت‌های فرود آمدن برای ما به وجود آورد.

منابع :

1.Whittle M.W. Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. Gait & Posture. 1999; 10:264-275.

2.Williams D.S., McClay I.S., Hamill J., Buchanan T.S. Lower extremity kinematics and kinetics differences in runners with high and low arches. J Appl Biomech. 2001; 17, 153-163.

3.Hargrave M.D., Carcia C.R., Gansneder B.M., Shultz S.J. Subtalar pronation does not influence impact forces or Rate of Loading during a single-leg landing. J Athl Train. 2003; 38(1): 18-23.

4.Ledoux W.R., Hillstrom H.J. The distributed plantar vertical force of neutrally aligned and pes planus feet. Gait & Posture. 2002; 15:1-9.

5.Subotnick, S.I. The biomechanics of running: Implications for the prevention of foot injuries. Sports Medi. 1985; 2, 144-153.

6.Hening E.M., Milani T.L., Lafortune M.A. Use of ground reaction force parameters in predicting peak tibial acceleration in running. J Appl Biomech. 1993; 9: 306-314.

7.Radin E.L., yang K.H., Reigger C., Kish V.L., O'Conner J.J. Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. J Orthop Res. 1991; 9:398-405.

8.Cote, K.P., Brunet, M.E., Gansneder, B.M., Shultz. S.J. Effect of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. J Athl Train. 2005; 40(1):41-46.

9.Brody, D.M. Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner. Orthop Clin North Am. 1982; 13:541-558.

10.Cornwall M.W., McPoil T.G. Relative movement of navicular bone during normal walking. Foot Ankle Int.1999; 20:507-512.

1- Push-off
2- Joint laxity
3- Standing foot angle

11.DeWit B., DeClercq D., Lenoir M. The effect of varying midsole hardness on impact forces and foot motion during foot contact in running. J Appl Biomech. 1995; 11:395–406.

12.Nigg B.M., Morlock M. The influence of lateral heel flare of running shoes on pronation and impact forces. Med Sci Sports Exerc. 1987; 19:294–302.

13.Stacoff A., Denoth J., Kaelin X., Stuessi E. Running injuries and shoe construction: some possible relationships. Int J Sport Biomech. 1988; 4: 342–357.

14.Freychat P., Belli A., Carret J.P., Lacour J.R. Relationship between rearfoot and forefoot orientation and ground reaction forces during running. Med Sci Sports Exerc. 1996; 28:225–232.

15.Purcell S. The causes of hyperpronation of the foot and resultant pathologies in the runner. J Can Athl Ther Assoc. 1986; 13:9–12.

16.Tiberio D. The effect of excessive subtalar joint pronation on patellofemoral mechanics: a theoretical model. J Orthop Sports Phys Ther. 1987; 9:160–165.

17.Smith J., Szczerba J.E., Arnold B.L., Martin D.E., Perrin D.H. Role of hyperpronation as a possible risk factor for anterior cruciate ligament injuries. J Athl Train. 1997; 32:25–28.

18.Devita P., Skelly W.A. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. Med Sci Sports Exerc. 1992; 24:108–115.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی