المپیک
فصلنامه
سال شانزدهم - شماره ۱ (پیاپی ۴۱) بهار ۱۳۸۷

تاریخ دریافت: ۸۶/۲/۱۸
تاریخ تصویب: ۸۶/۷/۱۱

ارتباط بین مداکثر گشتاور عضلات اندام تحتانی با پایداری پویا در حرکت پرش - فرود مردان سالم

❖ دکتر حیدر صادقی؛ دانشیار دانشکدهٔ تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تربیت معلم*
❖❖ مهدی خالقی تازجی؛ دانشجوی کارشناسی‌ارشد آسیب‌شناسی و حرکات اصلاحی دانشکدهٔ تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تربیت معلم
❖❖❖ علی عباسی؛ دانشجوی کارشناسی‌ارشد بیومکانیک ورزشی دانشکدهٔ تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تربیت معلم
❖❖❖❖ محمد حیدری؛ کارشناس الکترونیک

چکیده: حرکت پرش- فرود که در بسیاری از فعالیتهای ورزشی مشاهده می‌شود، از جمله حرکاتی است که انجام آن افزایش پتانسیل آسیب ناشی از پرش- فرود را با خود به همراه دارد. با توجه به نقش مهم قدرت عضلانی در پایداری پس از فرود، هدف از این مطالعه عبارت است از بررسی ارتباط بین حداکثر گشتاور عضلات اندام تحتانی با پایداری پویا. ۱۵ آزمودنی پسر از دانشجویان دانشکدهٔ تربیت بدنی دانشگاه تربیت معلم تهران با میانگین سنی ۲±۲۲ سال، به‌صورت تصادفی انتخاب و در این مطالعه شرکت کردند. حداکثر گشتاور عضلات چهارسر، همسترینگ، دورسی‌فلکسور، پلانتارفلکسور، چرخش‌دهندهٔ داخلی و خارجی با دستگاه ایزوکینتیک بایودکس اندازه‌گیری و نیروهای عکس‌العمل زمین در دو جهت قدامی-خلفی و جانبی با صفحهٔ نیرو ثبت شد. با استفاده از روش زمان رسیدن به پایداری، پایداری آزمودنیها در دو جهت مذکور محاسبه شد. روش آماری ضریب همبستگی پیرسون با سطح معناداری $\alpha \leq ۰/۰۵$ جهت تعیین میزان ارتباط بین حداکثر گشتاور عضلات و زمان رسیدن به پایداری استفاده‌شد. ارتباط معناداری بین حداکثر گشتاور عضلات چهارسر، دورسی‌فلکسور، چرخش‌دهندهٔ خارجی با زمان رسیدن به پایداری در راستای قدامی- خلفی، همچنین بین عضلات چهارسر و دورسی‌فلکسورها با زمان رسیدن پایداری در راستای جانبی مشاهده شد. یافته‌های تحقیق به نقش مثبت عضلات چهارسر و دورسی‌فلکسور نسبت به دیگر عضلات در پایداری پس از فرود اشاره داشتند که می‌تواند شاخصی در ارزیابی و پیشگویی بروز صدمات احتمالی ورزشکاران در حرکتهای پرش- فرود باشد.

واژگان کلیدی: پایداری پویا، حداکثر گشتاور عضله، حرکت پرش- فرود، زمان رسیدن به پایداری

* E.mail: sadeghih @ yahoo.com

مقدمه

پایداری پویا، توانایی فرد در حفظ تعادل از وضعیت پویا به وضعیت ایستا تعریف و اندازه‌گیری می‌شود (۲۵) و به هماهنگی پیچیدهٔ دستگاه پردازش مرکزی با دستگاه بصری، دهلیزی، **راههای حسی-بدنی**[1]، همچنین پاسخهای آوران مرتبط شده است (۱۹). پایداری پویا در ورزشهایی اهمیت ویژه‌ای دارد که در آنها حرکات پرشی و برشی انجام می‌شود و ورزشکار مجبور است پایداری بدن را پس از فرود حفظ کند تا آسیب نبیند (۲۲). از این رو، شناسایی عوامل مؤثر در بهبود پایداری پویا مورد توجه محققان قرار گرفت.

بسیاری از ورزشکاران حرکت پرش-فرود را در فعالیتهای ورزشی و رقابتها اجرامی‌کنند. گزارش شده‌است بیشترین شیوع آسیبهای مچ پا و زانو در ورزشهایی است که در آنها حرکات برشی و پرشی وجود دارد. برای مثال **گری** و همکاران گزارش کردند ۵۸ درصد از تمام آسیبهای زنان بسکتبالیست به دنبال فرود ناشی از پرش اتفاق می‌افتد (۱۰). در تحقیقی دیگر، **گودوین- گرییریج** و همکاران، ۶۳درصد آسیبهای مچ پا و زانو را در رقابتهای والیبال به عامل پرش-فرود مرتبط دانستند (۹).

فرود موفق پس از پرش به 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 (۲۲). این امکان وجود دارد که درصد بالای آسیب در مچ پا و زانو در نتیجهٔ اختلال در قدرت یا تعادل و نقص در پایداری باشد. افزایش انقباض عضلانی در هنگام فرود، پایداری بیشتر ورزشکار را به دنبال دارد و از آسیب مفصل جلوگیری می‌کند (۲۷).

زمان رسیدن به پایداری (۲۵) که مدت زمان لازم جهت به حداقل رسیدن برایند نیروهای عکس‌العمل زمین ناشی از حرکت پرش-فرود تا رسیدن به حالت ایستا تعریف می‌شود، شاخصی برای نشان‌دادن میزان پایداری ورزشکار است. زمان رسیدن به پایداری دربرگیرندهٔ تلاش پیچیده و هماهنگ بین سیستم حسی و مکانیکی بدن، همچنین زنجیرهٔ انقباضات قدرتمند عضلات پایین پا و ثابت‌کننده‌های کمکی در اندام تحتانی است (۱۶). زمان رسیدن به پایداری نمونه‌ای از اندازه‌گیری کنترل پاسچر به‌صورت عینی است که با پروتکل عملکردی پرش- فرود انجام می‌شود. زمان رسیدن به پایداری که یک جنبه از کنترل حرکتی در اندام تحتانی است، به بازخورد گیرنده‌های عمقی و الگوهای عضلانی از پیش برنامه‌ریزی شده، همچنین پاسخهای رفلکسی و اختیاری عضلات بستگی دارد (۲۵).

اکثر تحقیقات انجام‌شده پایداری پویا را با استفاده از تست **تعادل ستاره‌ای (SEBT)**[2] (۱۵، ۱۸)، تست لی‌لی تک‌پا (۲۰)، یا دستگاه پایداری بایودکس (۲) ارزیابی می‌شود. اگرچه این تستها پایداری پویا را در وضعیتهای عملکردی بررسی می‌کنند، پایداری ورزشکار را در مهارت ورزشی ارزیابی نمی‌کنند. به بیانی دیگر، پایداری‌ای که ورزشکار در هنگام اجرای این تستها از خود نشان می‌دهد همان پایداری‌ای نیست که در حین انجام مهارت ورزشی از خود بروز می‌دهد. برای مثال، تست تعادل ستاره‌ای که به دفعات به منظور محاسبهٔ تعادل و پایداری استفاده می‌شود (۶، ۱۱، ۱۲، ۱۳) و نتایج را به صورت کمّی بیان می‌کند، در محاسبهٔ پایداری در حین مهارت ورزشی ناتوان است، زیرا

1. Somatosensory
2. Star Excursion Balance Test

پروتکلی که در این تست استفاده می‌شود شباهتی با مهارتهای ورزشی ندارد. همچنین، تست لی‌لی تک‌پا که پروتکل آن مشابه حرکت فرود تک‌پاست و آن را یکی دیگر از روشهای تعیین پایداری می‌نامند، نتایجی عینی و کمّی ارائه نمی‌کند.

از همین رو، عدم توانایی محاسبهٔ پایداری پویا به‌صورت کمّی در هنگام استفاده از تستهای پویا جلوی تشخیص آثار ناپایداری مفصل بر پایداری پویای پاسچر را می‌گیرد (۲۲).

دستگاه پایداری بایودکس نیز ابزاری دیگر برای تعیین پایداری پویاست که پایداری ورزشکار را حول محور چرخشی به‌صورت کمّی بیان می‌کند، در حالی که بیان پایداری حول یک محور ناپایدار نشان‌دهندهٔ پایداری واقعی ورزشکار نیست (۲). به همین دلیل استفاده از روش زمان رسیدن به پایداری علاوه بر بیان پایداری به صورت کمّی، پایداری ورزشکار را در پروتکل عملکردی پرش- فرود که از حرکات آسیب‌زا در ورزش است ارزیابی می‌کند (۲۲).

شناسایی عواملی که در پایداری ورزشکار نقش دارند، به پیشگویی بروز صدمات و آسیبهای ناشی از پرش- فرود که در نتیجهٔ پایداری ضعیف رخ می‌دهد کمک می‌کند. از جمله عواملی که در پایداری مفصل در هنگام فرود نقش دارند، ساختارهای فعال و غیرفعال است. ساختارهای غیرفعال شکل مفصلی و لیگامنتهای اطراف مفصل‌اند که به پایداری مفصل در هنگام فرود کمک می‌کنند. ساختار دیگری که در پایداری مفصل در هنگام فرود نقش مهم‌تری دارد، ساختار فعال یا همان عضلات است (۲۸).

تحقیقات اندکی راجع به ارتباط بین قدرت و پایداری صورت گرفته و این تحقیقات نیز بیشتر موارد زیر را پوشش می‌دهد: افراد سالمند (۲۳، ۲۹)، نقش قدرت عضلات در تعادل زنانی که پوکی استخوان دارند (۲۳)، افرادی که دچار پارگی لیگامنت متقاطع قدامی زانو شده‌اند (۱۴). در تحقیقی دربارهٔ افرادی که پارگی لیگامنت متقاطع قدامی زانو داشتند و بازسازی شده بود نشان داد کاهش قدرت عضلات در این افراد بر پایداری آنها که با استفاده از دستگاه پایداری بایودکس ارزیابی شده تاثیر نداشت، درحالی که همین افراد در تست تعادل لی‌لی جهت حفظ پایداری عملکرد ضعیفی داشتند (۱۴). در تست تعادل ستاره‌ای نیز قدرت عضلات چهارسر و همسترینگ در تعادل پویا نقش تعیین‌کننده‌ای دارد (۱۵). عنوان می‌شود که در وضعیتهای پویا نسبت به وضعیتهای ایستا نقش قدرت در حفظ پاسچر آشکارتر می‌شود (۲۸).

بنابراین به نظر می‌رسد هنگامی که از تستهای عملکردی‌تر مانند تست تعادل ستاره‌ای، تست لی‌لی تک‌پا و احتمالاً زمان رسیدن به پایداری جهت ارزیابی پایداری پویا استفاده می‌شود، نقش و اهمیت قدرت عضلات بویژه قدرت عضلات اندام تحتانی در ایجاد و حفظ پایداری بیشتر است. با توجه به تنوع در روشهای اندازه‌گیری پایداری و تعادل پویا و اینکه روش زمان رسیدن به پایداری آزمون عملکردی است که با حرکت پرش- فرود در فعالیتهای ورزشی شباهت زیادی دارد، هدف از این مطالعه عبارت است از بررسی نقش حداکثر گشتاور عضلات اندام تحتانی در پایداری پویا با استفاده از این روش.

روش‌شناسی

جامعهٔ آماری عبارت است از دانشجویان پسر دانشکدهٔ تربیت‌بدنی دانشگاه تربیت معلم تهران.

تعداد ۱۵ آزمودنی به‌طور تصادفی انتخاب شدند و در مطالعه شرکت کردند. میانگین سنی آزمودنیها ۲ ± ۲۲ سال بود و هیچ گونه سابقهٔ آسیب‌دیدگی در اندام تحتانی نداشتند. حداکثر گشتاور عضلات چهارسر، همسترینگ، پلانتارفلکسور، دورسی‌فلکسور، چرخش‌دهندهٔ داخلی و خارجی با دستگاه ایزوکنتیک بایودکس محاسبه شد.

ابتدا آزمودنی بر روی صندلی مخصوص دستگاه بایودکس قرار می‌گرفت و از بالای مفصل مورد نظر با باندهای مخصوص دستگاه ثابت می‌شد، به‌طوری که در هنگام اجرای حرکت از عضلات مفاصل دیگر استفاده نکند. جهت اعمال حداکثر قدرت از سوی آزمودنی، از تشویق کلامی نیز استفاده می‌شد. آزمودنی هر حرکت را سه بار انجام می‌داد و بیشترین گشتاور اعمال شده از بین سه اجرا، حداکثر گشتاور آزمودنی ثبت می‌شد.

پروتکل پرش- فرود

برای محاسبهٔ پایداری پویا با استفاده از زمان رسیدن به پایداری در ابتدا حداکثر پرش عمودی افراد با شروع از فاصلهٔ ۷۰ سانتی‌متری وسیلهٔ اندازه‌گیری پرش عمودی سارجنت تعیین‌شد. نقطه‌ای در فاصلهٔ ۷۰ سانتی‌متری مرکز **صفحهٔ نیرو**[1] تعیین گردید. در بالای صفحهٔ نیرو علامتی در نقطهٔ ۵۰ درصدی حداکثر پرش عمودی آزمودنی قرار داده شد و از آزمودنی خواسته شد تا از فاصلهٔ ۷۰ سانتی‌متری علامت‌گذاری شده، با دو پا بپرد و پس از لمس علامت بالای صفحهٔ نیرو (که نشانگر ۵۰ درصد حداکثر ارتفاع آزمودنی است) با یک پا در مرکز صفحهٔ نیرو فرود آید و به محض استقرار، دستها را در ناحیهٔ لگن قرار دهد و سعی کند تعادلش را حفظ کند. هر آزمودنی مانور پرش- فرود را سه بار انجام داد. اطلاعات نیروهای عکس‌العمل زمین با صفحهٔ نیرو از لحظه‌ای که پای فرد با صفحهٔ نیرو تماس پیدامی کرد به مدت ۱۰ ثانیه ثبت شد (۲۱، ۲۲، ۲۶، ۲۷).

اطلاعات پرش- فرود توسط صفحهٔ نیرو با فرکانس نمونه‌برداری Hz ۲۰۰ جمع‌آوری شد. با توجه به اینکه برای جلوگیری از هم‌پوشانی فرکانسها، فرکانس نمونه‌برداری در انتقال فوریر حداقل باید ۲ برابر حداکثر فرکانس مانور پرش- فرود باشد، و از آنجا که فرکانس سیگنالهای خام در مانور پرش- فرود زیر Hz ۳۰ است، حداقل فرکانس نمونه‌برداری جهت جمع‌آوری اطلاعات باید Hz ۶۰ باشد. نقطهٔ اوج حداکثر نیروی عکس‌العمل در حرکت پرش- فرود نقطه‌ای کلیدی جهت محاسبهٔ زمان رسیدن به پایداری است که اطلاعات مربوط به آن پس از جمع‌آوری مجدداً ارزیابی می‌شود. از آنجا که حداکثر نیروی عکس‌العمل یک علامت برای خطی است که بر اطلاعات نیروی عکس‌العمل منطبق می‌شود، خط منطبق با اطلاعات، یکی از دو عاملی است که زمان رسیدن به پایداری را مشخص می‌کند. در سرعت نمونه‌برداری خیلی پایین ممکن است نقطهٔ حداکثر نیرو ثبت نشود و در محاسبهٔ زمان رسیدن به پایداری به بروز اشتباه بینجامد. از این‌رو، سرعت نمونه‌برداری Hz ۲۰۰ جهت جمع‌آوری اطلاعات انتخاب شد.

آنالیز اطلاعات

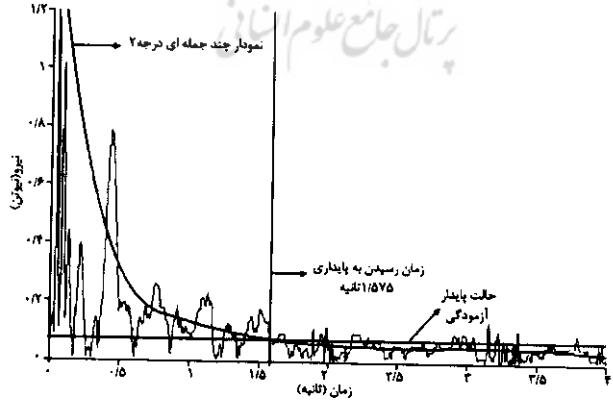
گلدی و همکاران نوسان در مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل در هنگام ایستادن روی یک پا را به‌علت تغییرات در پایداری پاسچر ناشی از تغییر سطح اتکا

1. Force plate (MIE, 40×60)

معرفی می‌کنند (۸). برای آنالیز اطلاعات مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل جهت محاسبهٔ زمان رسیدن به پایداری از یافته‌های این محققان استفاده شد. 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 نشان‌دهندهٔ پایداری مطلوب است. پایداری پویای پاسچر مدت زمانی است که طول می‌کشد تا مؤلفه‌های ابتدایی ناشی از پرش- فرود مشابه مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل در حالت ایستادن ثابت شود (۲۲).

با استفاده از فیلتر پایین‌گذر، باتو ورث (۲۱) نوفه‌های اطلاعات حذف شد. سپس، مؤلفه‌های قدامی- خلفی(AP) و جانبی(ML) اطلاعات نیروهای عکس‌العمل به‌طور جداگانه با نرم‌افزار رایانه‌ای تجزیه و تحلیل شد. فاصلهٔ زمانی ۵ تا ۱۰ ثانیه که آزمودنی در این دامنهٔ پایداری مطلوب پاسچر را دارد حالت پایدار فرد در نظر گرفته شد. یک خط افقی روی مقادیر نیروی عکس‌العمل در این دامنه قرار گرفت. سپس، اطلاعات یکسویه شد و از نقطهٔ حداکثر نیروی عکس‌العمل نموداری چندجمله‌ای درجهٔ ۳ بر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل قرار داده شد. زمان رسیدن به پایداری در هر یک از مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل نقطه‌ای است که نمودار چندجمله‌ای درجهٔ ۳ خط افقی را قطع می‌کند.

شکل ۱ نحوهٔ محاسبهٔ زمان رسیدن به پایداری را در حرکت پرش- فرود یک آزمودنی در راستای جانبی نشان می‌دهد. محور افقی زمان را نشان می‌دهد و محور عمودی نشان‌دهندهٔ نیروست که جهت همسان‌سازی آزمودنیها و کنترل متغیر مخل وزن، نیروی عکس‌العمل بر وزن آزمودنی تقسیم شده است. زمان رسیدن به پایداری در هر سه بار اجرای آزمودنی محاسبه شد و سپس میانگین زمان در سه اجرا زمان رسیدن به پایداری آزمودنی ثبت شد. از روش آماری ضریب همبستگی پیرسون با سطح معناداری $\alpha \leq ۰/۰۵$ جهت تعیین میزان ارتباط بین حداکثر گشتاور عضلات (متغیر پیشگو) و زمان رسیدن به پایداری (متغیر ملاک) استفاده شد.



شکل ۱. زمان رسیدن به پایداری، نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای جانبی در حرکت پرش- فرود

یافته‌ها

جدول ۱ میانگین حداکثر گشتاور عضلات آزمودنیها را نشان می‌دهد. همان طور که در جدول مشاهده می‌شود، میزان حداکثر گشتاور عضلات به ترتیب از عضلات پروگسیمال به عضلات دیستال سیر نزولی را طی می‌کند، به‌طوری که عضلهٔ چهارسر و همسترینگ بیشترین گشتاور و عضلات چرخش‌دهندهٔ داخلی و خارجی پا کمترین میزان گشتاور را دارند. میزان اختلاف بین گشتاور عضلات چهارسر و همسترینگ ۶۷٫۸۷ نیوتن‌متر، پلانتارفلکسورها و دورسی‌فلکسورها ۴۷٫۲۹ نیوتن‌متر و چرخش‌دهندهٔ داخلی و خارجی ۶٫۳۵ نیوتن‌متر است که نشان می‌دهد اختلاف بین گروههای عضلانی موافق و مخالف در عضلات قسمت پروگسیمال نسبت به عضلات دیستال بیشتر است.

جدول ۲ ارتباط بین حداکثر گشتاور عضلات و زمان رسیدن به پایداری در راستای قدامی- خلفی و جانبی را نشان می‌دهد. همان‌طور که در جدول دیده می‌شود، بین حداکثر گشتاور عضلات دورسی‌فلکسور با زمان رسیدن به پایداری در راستای جانبی و عضلات چرخش‌دهندهٔ خارجی مچ پا و عضلهٔ چهارسر با زمان رسیدن به پایداری در راستای قدامی- خلفی در سطح معناداری $\alpha \leq ۰٫۰۵$ ارتباط معناداری در جهت منفی مشاهده می‌شود.

رسیدن به پایداری در راستای قدامی-خلفی و عضلهٔ چهارسر با زمان رسیدن به پایداری در راستای جانبی در سطح معناداری $\alpha \leq ۰٫۰۱$ در جهت منفی ارتباط معناداری مشاهده می‌شود. در حالی که، بین حداکثر گشتاور عضلهٔ همسترینگ و زمان رسیدن به پایداری در راستای قدامی- خلفی در سطح $\alpha \leq ۰٫۰۱$ در جهت مثبت ارتباط معناداری مشاهده می‌شود. معناداری در جهت منفی به معنای زمان رسیدن به پایداری سریع‌تر و در نتیجه پایداری بهتر است، در حالی که معناداری در جهت مثبت به معنای زمان رسیدن به پایداری طولانی‌تر و در نتیجه پایداری

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد حداکثر گشتاور عضلات ۱۵ آزمودنی

	چهارسر	همسترینگ	پلانتارفلکسور	دورسی‌فلکسور	چرخش‌دهندهٔ داخلی	چرخش‌دهندهٔ خارجی
میانگین حداکثر گشتاور عضلات (نیوتن‌متر)	۱۹۸٫۴۴ (±۳۴٫۶۶)	۱۳۰٫۵۷ (±۲۹٫۶۳)	۸۳٫۳۳ (±۶۰٫۶۶)	۳۶٫۰۴ (±۱۷٫۱۷)	۲۸٫۰۸ (±۹٫۴۵)	۳۴٫۴۳ (±۹٫۷۰)

جدول ۲. میانگین زمان رسیدن به پایداری در دو راستا، همبستگی بین زمان رسیدن به پایداری با حداکثر گشتاور عضلات

جهت	زمان(ثانیه)	چهارسر	همسترینگ	پلانتارفلکسور	دورسی‌فلکسور	چرخش‌دهنده داخلی	چرخش‌دهندهٔ خارجی
ML	۱٫۵۴±۰٫۱۲	-۰٫۷۳**	+۰٫۴۸	+۰/۱۴	-۰٫۵۸*	-۰٫۳۲	-۰٫۴۷
AP	۱٫۵۹±۰٫۱۸	-۰٫۵۸*	+۰٫۷۰**	-۰٫۴۸	-۰٫۸۸**	-۰٫۳۶	-۰٫۵۶*

*معناداری در سطح $\alpha \leq ۰٫۰۵$ ** معناداری در سطح $\alpha \leq ۰٫۰۱$

کمتر است.
همبستگی بالا بین حداکثر گشتاور عضلات و زمان رسیدن به پایداری معمولاً در عضلاتی دیده می‌شود که حداکثر گشتاور بیشتری دارند، به‌طوری که عضلهٔ چهارسر و همسترینگ نسبت به عضلات چرخش‌دهندهٔ داخلی و خارجی مچ پا که حداکثر گشتاور کمتری دارند میزان معناداری بالاتری دارد. موضوع قابل تأمل در جدول ۲ این است که ارتباط بین حداکثر گشتاور عضلات بخش قدامی پا با زمان رسیدن به پایداری در جهت منفی معنادار است، در حالی که در عضلات ناحیهٔ خلفی پا ارتباط حداکثر گشتاور عضله همسترینگ با زمان رسیدن به پایداری در جهت مثبت معنادار است. دیگر اینکه، حداکثر گشتاور عضلات پلانتارفلکسور با زمان رسیدن به پایداری معنادار نشده است.

بحث

هدف از انجام این تحقیق عبارت است از بررسی ارتباط بین حداکثر گشتاور عضلات اندام تحتانی با پایداری پویا در حرکت پرش- فرود. آزمودنیهایی که در عضلات چهارسر، دورسی‌فلکسورها و چرخش‌دهنده‌های خارجی مچ‌پا حداکثر گشتاور بیشتری داشتند، سریع‌تر به پایداری رسیدند. ارتباط حداکثر گشتاور عضلات چهارسر آزمودنیها با زمان رسیدن به پایداری هم در راستای جانبی و هم در راستای قدامی- خلفی معنادار بود. از آنجا که سه بخش داخلی، میانی، و خارجی عضلهٔ چهارسر بر مفصل زانو عمل می‌کنند، انقباض قدرتمند بخش داخلی و خارجی عضلهٔ چهارسر در هنگام فرود به پایداری مفصل زانو در راستای جانبی و در نتیجه پایداری کل بدن می‌انجامد. همچنین، انقباض قدرتمند عضلهٔ چهارسر در هنگام فرود مانع از سقوط بدن به سمت عقب می‌شود و در نتیجه پایداری در راستای قدامی- خلفی را به دنبال دارد.

در گزارشی عنوان شد قدرت عضلهٔ چهارسر عامل تعیین‌کنندهٔ مهم پایداری ایستا و پویا در زنانی است که پوکی استخوان دارند (۱۷). رابطهٔ حداکثر گشتاور عضلهٔ همسترینگ با زمان رسیدن به پایداری در راستای قدامی- خلفی در جهت مثبت معنادار بود. بدین معنا که در آزمودنیهای با میزان حداکثر گشتاور بیشتر عضله همسترینگ زمان رسیدن به پایداری نیز بیشتر بود، بدین صورت که این آزمودنیها دیرتر به پایداری رسیدند. این معناداری، همان‌طور که در جدول ۲ آورده شده، در سطح بالایی است. البته اینکه چرا عضلهٔ همسترینگ در زمان رسیدن به پایداری نقش منفی داشته است مشخص نیست و نیاز به مطالعهٔ بیشتر دارد. شاید انقباض شدید عضلهٔ همسترینگ به خم شدن زانو بینجامد و باعث شود مرکز ثقل به عقب حرکت کند که این خود باعث افزایش پارامترهای نیروی عکس‌العمل در راستای قدامی- خلفی است. در نتیجه، زمان رسیدن به پایداری افزایش می‌یابد. البته می‌دانیم که عضلهٔ همسترینگ از گشتاور اضافی ایجادشده توسط عضلهٔ چهارسر جلوگیری می‌کند و مانع از حرکت ساق به سمت جلو می‌شود.

در مطالعه‌ای، با استفاده از تست تعادل ستاره‌ای، گزارش شد قدرت عضلات چهارسر و همسترینگ تأثیر قابل توجهی بر تعادل پویا دارد (۱۵) که این گزارش در مورد عضلهٔ همسترینگ متناقض با یافته‌های این تحقیق است. هرچند تست تعادل ستاره‌ای نیز پایداری را ارزیابی می‌کند، باید توجه داشت روش اجرا و پروتکل تست تعادل ستاره‌ای با پروتکل استفاده شده در این تحقیق تفاوت زیادی

دارد. در تست تعادل ستاره‌ای انقباض قدرتمند عضلهٔ چهارسر به حفظ وضعیت و پایداری می‌انجامد. همچنین، انقباض قدرتمند عضلهٔ همسترینگ مانع از سقوط بالاتنه به سمت جلو می‌شود.

با توجه به انقباض عضلات اطراف زانو، که عضلهٔ همسترینگ نیز جزء آنهاست، قبل از فرود (۴) و وزن بدن در هنگام فرود به خم شدن زانو می‌انجامد (۵). این حالت به دلیل جذب شوک ممکن است مفید باشد، اما شاید بتوان گفت که انقباض عضلهٔ همسترینگ در کمک به خم‌شدن بیش از حد زانو در آزمودنیها موجب تأثیر منفی بر پایداری شده است. در روش زمان رسیدن به پایداری، نوسان در مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل به افزایش زمان رسیدن به پایداری می‌انجامد.

عضلهٔ همسترینگ عضلهٔ دو مفصلی است که بر مفصل زانو و ران عمل می‌کند. انقباض عضلهٔ همسترینگ در هنگام فرود مانع از فرود خشک می‌گردد. فرود خشک یا فرود با زانوی کاملاً اکستنشن به نوسان کمتر در مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل (بویژه مؤلفه قدامی - خلفی) می‌انجامد و شاید انقباض شدید همسترینگ، که باعث فلکشن زانو و کاهش بار بر رباط متقاطع قدامی می‌شود، و افزایش نوسان این مؤلفه نیروی عکس‌العمل را در پی داشته باشد و به افزایش زمان رسیدن به پایداری بینجامد. از طرفی این احتمال می‌رود که انقباض شدید سر پروگسیمال عضله در جلوگیری از افت تنه به سمت جلو و انقباض هم‌زمان سر دیستال این عضله نوسان در مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل را به دنبال داشته باشد. البته باید توجه داشت که نتیجهٔ حاصل شاید به دلیل نوع روش مورد استفاده در این تحقیق باشد که به بررسی و مطالعهٔ بیشتر نیاز دارد.

همچنین، مشاهده کردیم که حداکثر گشتاور عضلات دورسی‌فلکسور آزمودنیها با زمان رسیدن به پایداری در دو جهت قدامی- خلفی و جانبی، همچنین حداکثر گشتاور عضلات چرخش‌دهندهٔ خارجی مچ پا با زمان رسیدن به پایداری در راستای قدامی–خلفی ارتباط معناداری ، است. در مطالعه‌ای عنوان شد، عضلهٔ ساقی قدامی که از عضلات دورسی‌فلکسور و چرخش‌دهندهٔ خارجی مچ‌پاست در تعادل پویا نقش مهمی دارد و عنوان شد که کاهش قدرت این عضله به نصف بیشترین خطر سقوط را به دنبال خواهد داشت (۷).

مک‌کنیلی و پدوتی (۱۶) گزارش کردند در آزمودنیهای با کمترین زمان رسیدن به پایداری (TTS)، سه عضلهٔ مهم پایین پا (دوقلو، نعلی و ساقی قدامی) قبل از فرود منقبض می‌شوند که انقباض قدرتمند این عضلات پایداری بهتر ورزشکار را به دنبال دارد.

در تحقیقی دیگر **کارل جی و همکاران** (۳) نشان دادند که یک دوره برنامهٔ قدرتی در عضلات ناحیهٔ مچ پا و حس عمقی بر تعادل پویا تأثیر می‌گذارد. البته در مطالعه‌ای **توماس و همکاران** (۲۴) گزارش کردند قدرت عضلات مچ پا با ناپایداری مزمن مچ پا ارتباط ندارد.

هر چند عضلات چرخش‌دهندهٔ خارجی مچ پا در زمان رسیدن به پایداری آزمودنیها در راستای قدامی– خلفی نقش داشتند، در این مطالعه نقش چرخش‌دهنده‌های خارجی و داخلی مچ پا که در حرکت اورشن و اینورشن مچ پا نقش دارند و ظاهراً چنین تصور می‌شود که در پایداری جانبی بدن دخالت دارند مشاهده نشد. احتمال این یافته این است که ما حداکثر گشتاور عضلات را با زمان رسیدن به پایداری بررسی کرده‌ایم. بنابراین، میزان

اختلاف قدرت این دو گروه عضلانی در مقایسه با گروههای عضلانی دیگر باعث شده است نقش این عضلات در پایداری مشاهده نشود.

البته، این نتایج با تحقیق مقدم و همکاران (۱) همخوانی دارد که گزارش کردند خستگی عضلات پروگسیمال اندام تحتانی نسبت به عضلات دیستال تأثیر بیشتری بر کنترل پاسچر دارد و عنوان کردند خستگی عضلات ناحیهٔ مچ پا نسبت به عضلات پروگسیمال تأثیر کمتری بر کنترل پاسچر دارد. البته نقش قدرت عضلات مچ پا در پایداری ضد و نقیض است. برخی محققان عدم تعادل عضلانی بین عضلات چرخش‌دهندهٔ داخلی و خارجی را عامل مخل در حفظ و ایجاد پایداری ذکر می‌کنند (۲۴). به‌هرحال برای پاسخ به این سؤال به مطالعهٔ بیشتر و با تعداد آزمودنی بیشتر نیاز است.

نتیجه‌گیری

چنین به نظر می‌رسد که حداکثر گشتاور عضلات ناحیهٔ قدامی اندام تحتانی در مقایسه با عضلات ناحیهٔ خلفی تأثیر بیشتری بر بهبود پایداری دارند. همچنین، با توجه به یافته‌های این تحقیق عضلات چهارسر و دورسی فلکسور در مقایسه با دیگر عضلات اندام تحتانی نقش مهم‌تری در پایداری دارند که ارزیابی قدرت این عضلات می‌تواند در پیشگویی بروز صدمات احتمالی در ورزشکاران مورد توجه قرارگیرد. همچنین، در مورد ورزشکارانی که دچار آسیب‌دیدگی در اندام تحتانی شده‌اند و دورهٔ بازتوانی را طی می‌کنند، ارزیابی قدرت این عضلات شاخص بهبود پایداری ورزشکار، همچنین شاخصی جهت برگشت ورزشکار آسیب‌دیده به میدان رقابت توصیه می‌شود.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

منابع

۱. مقدم، مژگان؛ مهیار صلواتی؛ اسماعیل ابراهیمی؛ امیرمسعود هربلو، ۱۳۸۲، «بررسی مقایسه‌ای تأثیر خستگی عضلات پروگسیمال و دیستال اندام تحتانی بر کنترل پاسچرال مردان سالم». فصلنامهٔ علمی پژوهشی توانبخشی. سال چهارم. شمارهٔ سیزدهم. ص ۲۹-۳۶ .

2. Arnold, B.L.; R.J. Schmitz (1998). "Examination of balance measures produced by the biodex stability system". J Athl Train. 33:323-327.
3. Carl, G.M.; W.L. Jhon (1997). "Effect of a 6-week strength and proprioception training program on measures of dynamic balance: A single case design". J Athle Train. 32(2):127-135.
4. Cowling, E.J.; J.R. Steele (2001). "Is lower limb muscle synchrony during landing affected by gender? Implications for variations in ACL injury rates". J Electromyog & kinesiol. 11:263-268.
5. Decker, M.J.; M.R. Torry; T.J. Noonan; A. Rivier; W.I. Streett (2002). "Landing adaptations after ACL reconstruction". Med & Exer Sports & Exer. 34:1408-1413.
6. Earl, J.; J. Hertel (2001). "Lower-extremity muscle activation during the star excursion balance tests". J Sport Rehabil. 10:93-94.
7. Gefen, A. (2001). "Simulation of foot stability during gait characteristic of ankle dorsiflexor weakness in the elderly". IEEE Transact on Neural Systems and Rehabil Eng. 9(4):333-337.
8. Goldie, P.A.; T.M. Bath; O.M. Evans (1989). "Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity". Arch Phys Med Rehabil. 70:510-517.
9. Goodwin-Gerberich, S.G.; S. Luhmann; C. Finkle; G.D. Periest; B.J. Beard (1982). "Analysis of sever injuries associated with volleyball activities". Phys Sports Med. 15(8):75-79.
10. Gray, J.; J.E. Taunton; D.C. McKenzie; D.B. Clement; J.P. McKonkey; R.G. Davidson (1985). "A survey of injuries to the anterior cruciate ligament of knee in female basketball players". Int J Sports Med. 6:314-316.
11. Gribble, P. (2003). "The star excursion balance test as a measurement tool". Athl Ther Today. 8(2):46-47.
12. Gribble, P.; J. Hertel; C. Denegar; W. Buckley (2004). "The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control". J Athl Train. 39(4):321-329.
13. Kinzey, S.; C. Armstrong (1998). "The reliability of the star-excursion test in assessing dynamic balance". J Orthop Sports Phys Ther. 7(5):356-360.
14. Mattacola, C.G.; D.H. Perin; B.M. Gansneder; J.H. Gieck; E.N. Saliba; F.C. McCue (2002). "Strength, functional outcome, and postural stability after anterior cruciate ligament reconstruction". J Athle Train. 37(3):262-268.
15. Matthew, L. (2006). "The effect of activity related fatigue on dynamic postural control as measured by the star excursion". Master of Science Thesis. Morgantown West Virginia.
16. McKinely, P.; A. Pedotti (1992). "Motor strategies in landing from a jump: The role of skill in task execution". Exprimental Brain Res. 90(2):427-440.
17. Nick, D.C.; M.K. Karim; M. Arthur; A.J. Patti, et al. (2002). "Knee extension strength is a significant determinant of static and dynamic balance as well as quality of life in older community-dwelling women with osteoporosis". Gerontology. 48:360-368.
18. Olmsted, L.C.; C.R. Carcia; J. Hertel; S.J. Shultz (2002). "Efficacy of the star excursion balance tests in detecting reach deficits in subjects with chronic ankle instability". J Athl Train. 37(4): 501-506.
19. Palmieri, R.M.; N.A. Coggiano; S.M. Lephart (1999). "Examination of a clinical method of assessing postural control during a functional performance task". J Sport Rehabil. 8:171-183.
20. Reiman, B.L.; N.A. Caggiano; S.M. Laphart (1999). "Examination of a clinical method of assessing postural control during a functional performance task". J Sport Rehabil. 8:171-183.

21. Ross, S.E.; K.M. Guskiewicz (2004). "Examination of static and dynamic postural stability in individual with functionally stable and unstable ankles". Clin J Sport Med. 14(6):332-338.
22. Ross, S.E.; K.M. Guskiewicz (2003). "Time to stabilization: A method for analyzing dynamic postural stability". Athle Therapy Today. 8(3):37-39.
23. Skelton, D.A. (2001). "Effects of physical activity on postural stability". Age and Aging. 30-S4:33-39.
24. Thomas, W.K.; D.H. Heather (2002). "Factors contributing to chronic ankle instability: A strength perspective". J Athle Train. 37(4):394-405.
25. Wikstrom, E.A.; M.D. Tillman; A.N. Smith; P.A. Borsa (2005). "A new force-plate technology measure of dynamic postural stability: The dynamic postural stability index". J Athle Train. 40(4):305-309.
26. Wikstrom, E.A.; M.D. Tillman; P.A. Borsa (2005). "Detection of dynamic stability deficits in subject with functional ankle instability". J Med & Sci in Sport & Exe. 169-175.
27. Wikstrom, E.A.; M.E. Powers; M.D. Tillman (2004). "Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue". J Athle Train. 39(3):247-25.
28. Windley, T.C. (2005). Anatomical and neuromuscular contributions to anterior knee shear force during single-leg landing in female. Doctor of Philosophy Thesis. The University of North Carolina at Greensboro.
29. Yang, A.; S.M. Dinan (1999). Active in later life. In Harries, M., McLatchie, G., Williams, C., King, J eds. ABC Sports Medicine- 2nd edition. London: BMJ Publications Group. 51-56.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی