المپیك
فصلنامه
سال هفدهم – شماره ۴ (پیاپی ۴۸) زمستان ۱۳۸۸

تاریخ دریافت: ۸۷/۲/۳۰
تاریخ تصویب: ۸۷/۱۱/۱۲

تفاوت‌های جنسیتی در میزان جذب نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در حرکت پرش- فرود

❖ **علی عباسی؛** هیأت علمی دانشگاه آزاد اسلامی واحد کازرون*
❖❖ **دکتر حیدر صادقی؛** دانشیار دانشکدهٔ تربیت‌بدنی و علوم ورزشی
❖❖❖ **مهدی خالقی‌تازجی؛** دانشکدهٔ تربیت‌بدنی و علوم ورزشی دانشگاه تربیت معلم تهران
❖❖❖❖ **سیدحسین حسینی‌مهر؛** دانشجوی کارشناسی‌ارشد تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه گیلات

چکیده: **هدف مطالعهٔ حاضر عبارت است از بررسی تفاوت‌های جنسیتی در میزان حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین(VGRF) و میزان بار (ROL) در حرکت پرش-فرود. ٤٤ دانشجوی ورزشکار سالم رشتهٔ تربیت‌بدنی و علوم ورزشی، شامل ۲۲ مرد (وزن ۳٫۲۲±۷۵٫۸۹ کیلوگرم، قد ٤٫۵۲±۱۷۷٫۸٤ سانتی‌متر، و سن ۳±۲٤ سال) و ۲۲ زن (وزن ۲٫۸۵±٦٤٫۱۷ کیلوگرم، قد ۵٫۵۸±۱٦٤٫۲۰ سانتی‌متر، و سن ۲±۲۲سال) به‌طور داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. آزمودنی‌ها حرکت پرش- فرود را روی صفحهٔ نیرو انجام دادند. حداکثر VGRF و میزان بار آزمودنی‌ها با استفاده از اطلاعات نیروهای عکس‌العمل زمین در حین فرود محاسبه شد. به منظور مقایسهٔ این پارامترها بین دو گروه از روش آماری تحلیل واریانس چندمتغیره با سطح معناداری $\alpha \leq ۰٫۰۵$ استفاده شد. نتایج تحلیل واریانس چندمتغیره تفاوت معناداری را در میزان بار بین زنان و مردان نشان داد ($P \leq ۰٫۰۵$ و Wilks =۰٫۳۷۲ Lambda و $F_{۱و٤۱} = ۵٫٦۲۷$). میزان بار در زنان ۱۵٫۸۵ درصد بیشتر از مردان بود (۱۱۳٫۳۰±٤۷۹٫۱۰ در زنان و ۹۸٫۵۰±٤۰۳٫۲۰ در مردان)، اما تفاوت حداکثر VGRF در بین دو گروه معنادار نبود ($P > ۰٫۰۵$ و $F_{۱و٤۱}=۲٫۸۱۸$). با توجه به نتایج تحقیق، به نظر می‌رسد افزایش میزان بار در زنان به طور ثانوی میزان بار را در مفصل زانوی آن‌ها افزایش می‌دهد. در نتیجه احتمال بروز صدمات مفصل زانو، خصوصاً لیگامنت متقاطع قدامی زانو (ACL) در آنان افزایش می‌یابد. دلیل احتمالی افزایش میزان بار در زنان را می‌توان به تفاوت در الگوی فرود آمدن زنان یا کنترل عصبی-عضلانی آنان نسبت داد.**

واژگان کلیدی: تفاوت‌های جنسیتی، حرکت پرش- فرود، نیروی عمودی عکس‌العمل زمین، میزان بار

* **E.mail: Abbasi.Bio@gmail.com**

مقدمه

زنان ورزشکار نسبت به مردان شرکت‌کننده در فعالیت‌های ورزشی مشابه، چهار تا هشت برابر بیشتر به صدمات جدی غیربرخوردی لیگامنت متقاطع قدامی زانو (ACL)[1] دچار می‌شوند. گزارش شده است ۷۰ درصد این صدمات در حین فرود آمدن از پرش اتفاق می‌افتند (۱،۵). مفصل زانو اصلی‌ترین

1. Anterior Cruciate Ligament

Archive of SID
www.SID.ir

قست بدن است که هنگام فرود آمدن از پرش در جذب و تعدیل نیروهای فرودی نقش دارد (۲). گزارش شده در حین فرود آمدن مفصل زانو شدیدترین صدمات را متحمل می‌شود (۱،۵). عوامل اثرگذار در بروز صدمات ACL و در نتیجه شیوع بیشتر این آسیب در زنان عبارت‌اند از عوامل محیطی(۵)، **شلی لیگامنتی**[1] (۵،۹،۱۹)، تغییرات هورمونی (۵،۹)، شاخص عرض شکاف بین **کندیلی**[2] (۹،۱۹)، شکل شکاف بین کندیلی (۱۸)، اندازهٔ ACL (۹،۱۵)، راستای اندام تحتانی (۹)، و تفاوت‌های عمده بین پای برتر و غیر برتر (۴). البته نتایج این مطالعات متناقض‌اند و هیچ اتفاق آرایی وجود ندارد که آیا یکی یا ترکیبی از این عوامل در پارگی ACL نقش دارند.

دربارهٔ افزایش شیوع آسیب ACL در زنان نسبت به مردان سه نظریهٔ اصلی مطرح است. نظریهٔ **لیگامنت غالب**[3] پیشنهاد می‌کند که عضلات اندام تحتانی در زنان به طور مؤثر ضربهٔ فرود را جذب نمی‌کنند و این موضوع باعث والگوس زانو و جابه‌جایی قدامی استخوان درشت‌نی نسبت به استخوان ران و در نتیجه باعث افزایش اعمال بار بر ACL می‌شود (۴). مطالعات مشاهده‌ای تحلیل ویدیویی با نشان دادن این موضوع که وضعیت رایج در زمان بروز صدمه ACL در ورزشکاران، والگوس زانوست از این نظریه حمایت می‌کنند (۵).

نظریهٔ چهارسرران غالب[4] پیشنهاد می‌کند در هنگام انجام فعالیت‌های پویا زنان در مقایسه با مردان بیشتر از عضلهٔ چهارسرران استفاده می‌کنند تا از عضلهٔ همسترینگ (۴،۸). نظریهٔ چهارسرران غالب با مطالعهٔ اجساد[5] و شبیه‌سازی حمایت می‌شود. این نظریه بر این پایه استوار است که عضلهٔ چهارسرران چنان نیرویی را به صورت اکسنتریک تولید می‌کند که باعث پارگی ACL می‌شود (۱،۵).

نظریهٔ فرود با زانوی صاف پیشنهاد می‌کند که زنان در لحظهٔ ضربه، فلکشن زانوی کمتری را نشان می‌دهند. این حالت فرود زمانی که زانو نزدیک به اکستنشن کامل است (۱۴)، به‌دلیل هایپراکستنشن زانو و یا جابه‌جایی قدامی استخوان درشت‌نی نسبت به استخوان ران ناشی از ناکارآمدی عضله همسترینگ برای ایجاد نیروی خلفی، باعث پارگی ACL می‌شود (۲،۱۰).

در تحقیقات انجام شده دربارهٔ سازوکار آسیب ACL، متغیرهای بیومکانیکی مورد مطالعه در هنگام فرودآمدن به سه طبقهٔ متغیرهای کینماتیکی، الکترومایوگرافی **(EMG)**[6]، و کینتیکی تقسیم می‌شوند. متغیرهای کینماتیکی که با صدمات فرودآمدن در زانو مرتبط‌اند، شامل وضعیت مفصل ران، زانو، و پاست. چنانچه گریفین و همکاران (۲۰۰۰) گزارش کرده‌اند رایج‌ترین سازوکار آسیب شامل و**الگوس زانو و پای چرخیده به خارج**[7] است، در حالی که زانو در وضعیت ۳۰°- ۲۰ از فلکشن است (۵).

کینتیک توانایی ورزشکار برای جذب مؤثر ضربهٔ فرودآمدن را نشان می‌دهد. تنها متغیر کینتیکی فرودآمدن که در متون تحقیقی گزارش شده مؤلفهٔ عمودی نیروی عکس‌العمل زمین **(VGRF)**[8] است. دوفک و همکاران (۱۹۹۱) در مطالعهٔ خود گزارش

1. Ligament laxity
2. Intercondylar notch width index
3. Ligament dominance theory
4. Quadriceps dominance theory
5. Cadaveric study
6. Electromyography
7. Foot out-toing
8. Vertical Ground Reaction Force

Archive of SID

www.SID.ir

کردند، نیروی عکس‌العمل زمین (GRF)[1] که حین فعالیت‌های ورزشی بر اندام تحتانی تحمیل می‌شود، به بزرگی ۱۵ برابر وزن بدن می‌رسد. هر چه VGRF کمتر باشد، راهبرد فرودآمدن ایده‌آل‌تر است، در حالی که VGRF بالاتر به صدمات زانو منجر می‌شود (۳). همچنین، هیووت و همکاران (۱۹۹۶) در مطالعهٔ خود گزارش کردند که کاهش در حداکثر نیروهای فرودی اهمیت خاصی دارد، زیرا مستقیماً به مفاصل اندام تحتانی منتقل می‌شود (۸).

در مطالعات کینتیکی انجام گرفته، تفاوت‌های جنسیتی در VGRF در حین فرودآمدن به طور کافی بررسی نشده‌اند و نتایج مطالعات صورت گرفته نیز متناقض است. بعضی از مطالعات پیشنهاد می‌کنند زنان و مردان با VGRF نرمال شدهٔ مشابه فرود می‌آیند (۴،۱۱)، در حالی که در برخی مطالعات دیگر نشان داده شده مردان با VGRF نرمال‌شدهٔ بزرگ‌تری فرود می‌آیند (۸)؛ و یا اینکه زنان در حین فرودآمدن VGRF نرمال‌شدهٔ بالاتری را متحمل می‌شوند (۱۶). هیووت و همکاران (۲۰۰۵) در مطالعه‌ای آینده‌نگر گزارش کردند، زنان ورزشکاری که متحمل صدمهٔ ACL شده بودند نسبت به ورزشکارانی که متحمل این آسیب نشده بودند، VGRF بالاتری را نشان دادند (۷). همچنین، هیووت و همکاران (۱۹۹۶) در مطالعه‌ای بیومکانیکی گزارش کردند، آزمودنی‌های زنی که در برنامهٔ تمرین عصبی-عضلانی شرکت داشتند، به طور مؤثری حداکثر نیروهای فرودی را کاهش دادند و صدمات ACL کمتری را نسبت به گروه زنان کنترل متحمل شدند (۸).

دوفک و همکاران (۱۹۹۱) نیز به یافته‌های مشابهی دست‌یافتند. یک گروه از زنان ژیمناست جوان بعد از دریافت بازخورد تمرینی برای فرود نرم‌تر قادر شدند حداکثر VGRF را حین فرودآمدن به میزان ٪۶۳-۵۰ کاهش دهند (۳). در هر حال نتایج مطالعات قبل دربارهٔ تفاوت‌های جنسیتی در VGRF متناقض است. به‌علاوه، با توجه به شواهد مهمی که بین VGRF بالا و صدمات زانو مشاهده شد (۳،۸)، VGRF را متغیر مهمی در مطالعه‌مان بررسی کردیم.

فشار اعمال شده بر ساختارهای زنجیرهٔ حرکتی در حین فعالیت‌های ورزشی قدرت بیولوژیکی اجزای بدن مانند لیگامنت‌ها، تاندون‌ها، عضلات، استخوان‌ها، و غضروف مفصلی را افزایش می‌دهد، اما در صورت افزایش میزان بار (ROL)[2] ممکن است آسیب‌های ریز و درشت در ساختارهای آناتومیکی مشاهده شود (۱۳). در خصوص اثر جنسیت بر میزان بار در حین فرود آمدن، مطالعه‌ای که میزان بار را بین آزمودنی‌های زن و مرد مقایسه کرده باشد یافته نشد. درصد بالای تمامی صدمات (تقریباً ٪۷۰) که در ورزش‌های پرشی اتفاق می‌افتند و میزان بالای صدمات اندام تحتانی در این ورزش‌ها، ارتباط زیادی را بین نیروهای فرودی و صدمات اندام تحتانی نشان می‌دهند (۳). با فرض اینکه یکی از دلایل احتمالی بروز بیشتر آسیب زانو در زنان، اعمال نیروهای ضربه‌ای بیش‌تر بر اندام تحتانی آن‌ها در حین فرود آمدن است، مطالعهٔ حاضر به منظور بررسی تفاوت‌های جنسیتی در میزان حداکثر VGRF و میزان بار در حرکت پرش-فرود انجام گرفت.

روش شناسی

۴۴ دانشجوی ورزشکار سالم رشتهٔ تربیت‌بدنی و علوم ورزشی (۲۲ مرد با وزن ۳٫۲۲±۷۵٫۸۹

1. Ground Reaction Forces
2. Rate Of Loading

Archive of SID
www.SID.ir

کیلوگرم، قد ۴٫۵۲±۱۷۷٫۸۴ سانتی‌متر، و سن ۳±۲۴ سال؛ و ۲۲ زن با وزن ۲٫۸۵±۶۴٫۱۷ کیلوگرم، قد ۵٫۵۸±۱۶۴٫۲۰ سانتی‌متر، و سن ۲±۲۲سال) به‌طور داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. مطالعهٔ حاضر در آزمایشگاه بیومکانیک و حرکات اصلاحی دانشگاه تربیت معلم تهران انجام گرفت. مطالعاتی که بیومکانیک فرودآمدن را بررسی می‌کنند غالباً از دو پروتکل فرودآمدن متفاوت استفاده می‌کنند: در یکی آزمودنی از ارتفاع معینی فرود می‌آید؛ و در دیگری ارتفاع فرودآمدن براساس درصدی از حداکثر ارتفاع پرش عمودی آزمودنی (**MVJ**)[1] تعیین می‌شود.

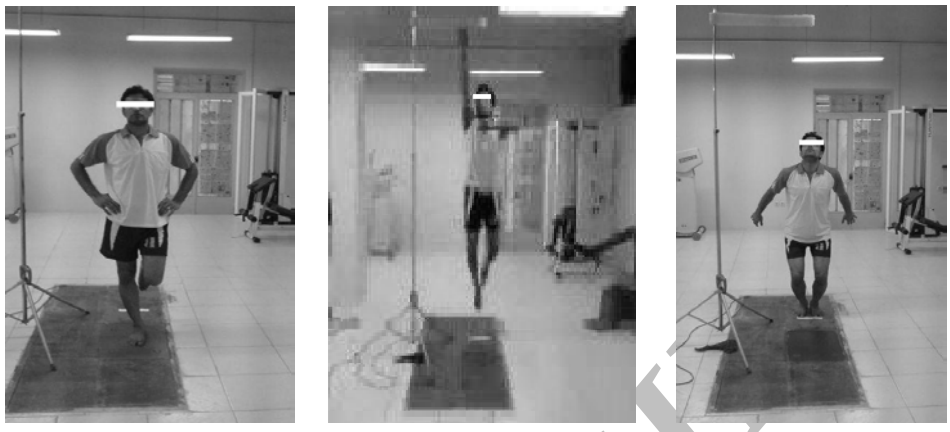
در مطالعهٔ حاضر از پروتکل فرود آمدن بر اساس درصدی از حداکثر ارتفاع پرش عمودی آزمودنی‌ها استفاده کردیم. به منظور اجرای پروتکل پرش- فرود روی صفحهٔ نیرو، در ابتدا ٪۵۰ حداکثر پرش ارتفاع آزمودنی‌ها را محاسبه کردیم. حداکثر پرش عمودی آزمودنی‌ها، با استفاده از دستگاه دیجیتالی پرش سارجنت اندازه‌گیری شد. از هر آزمودنی خواستیم پرش عمودی را سه بار انجام دهد و پس از ثبت نمرات هر سه بار، میانگین آن‌ها حداکثر پرش عمودی آزمودنی در نظر گرفته شد. حداکثر پرش ارتفاع آزمودنی را بر عدد دو تقسیم کردیم و این عدد معادل نقطهٔ ۵۰ درصدی حداکثر پرش عمودی آزمودنی بود. در کنار صفحهٔ نیرو میلهٔ مدرجی را قرار دادیم که در بالای آن علامتی به سمت صفحهٔ نیرو کشیده شده بود. ارتفاع این علامت معادل نقطهٔ ٪۵۰ حداکثر پرش ارتفاع آزمودنی بود. سپس، در فاصلهٔ ۷۰ سانتی‌متری مرکز صفحهٔ نیرو روی سطح زمین نقطه‌ای را مشخص و علامت‌گذاری کردیم. از آزمودنی خواستیم از پشت فاصلهٔ ۷۰ سانتی‌متری علامت‌گذاری شده، با دوپا پرش کند و پس از لمس علامت بالای صفحهٔ نیرو با یک پا (پای غالب) در مرکز صفحهٔ نیرو فرود آید و به محض استقرار، دست‌ها را در ناحیهٔ لگن قراردهد، سر را بالا نگه دارد، و روبه‌رو را نگاه کند و سعی کند که تعادلش را حفظ کند (تصویر ۱). قبل از انجام آزمون، تمام آزمودنی‌ها با پروتکل حرکت پرش- فرود آشنا شدند. به آزمودنی‌ها اجازه دادیم تا حرکت پرش- فرود را به دفعات دلخواه تمرین کنند تا هنگام انجام حرکت فرود آمدن احساس راحتی کنند، ضمن اینکه آزمونگر از این طریق پای برتر آن‌ها را تشخیص می‌داد. پای برتر برای فرود پایی بود که آزمودنی در سه تمرین اول غالباً با آن پا عمل پرش- فرود را انجام می‌داد. با استفاده از اطلاعات کسب شده از صفحهٔ نیرو، VGRF و میزان بار در حین فرود آمدن را به‌دست آوردیم. حداکثر VGRF را حداکثر نیروی عمودی (N) ثبت شده در حین فرود در نظر گرفتیم که با تقسیم بر وزن آزمودنی‌ها (N) نرمال شد و مضربی از وزن بدن (BW) بیان کردیم. سپس، زمان رسیدن به حداکثر نیرو را که فاصلهٔ زمانی بین اولین تماس پا با صفحهٔ نیرو و رسیدن به حداکثر نیروی عمودی در حین فرود آمدن بود، محاسبه و آن را میزان بار نامیدیم (۶). میزان بار به صورت حداکثر نیروی عمودی نرمال شده تقسیم بر زمان رسیدن به حداکثر نیرو محاسبه شد.

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

1. Maximum Vertical Jump

Archive of SID

www.SID.ir



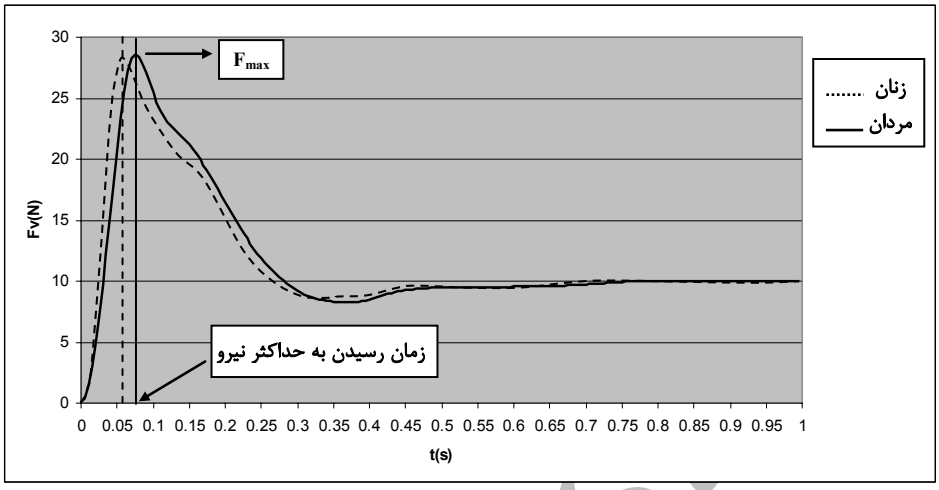
شکل ۱. پروتکل پرش- فرود، به ترتیب از راست: قبل از پرش، حین پرش، و فرود

به منظور مقایسهٔ حداکثر VGRF و میزان بار بین دو گروه مردان و زنان از روش آماری تحلیل واریانس چندمتغیره (MANOVA) با سطح معناداری $\alpha \leq ۰/۰۵$ استفاده شد.

یافته‌ها

نتایج تحلیل واریانس چند متغیره نشان داد، هنگامی که حداکثر VGRF و میزان بار توأم با هم در نظر گرفته شوند، بین دو گروه زنان و مردان اختلاف معناداری وجود دارد ($P \leq ۰/۰۵$ و Wilks Lambda=۰/۳۷۲ و $F_{۱و۴۱}=۵/۶۲۷$). این اختلاف در ترکیب خطی دو متغیر ناشی از اختلاف دو گروه در میزان بار بود، اما تفاوت حداکثر VGRF در بین دو گروه معنادار نبود ($P>۰/۰۵$ و $F_{۱و۴۱}=۲/۸۱۸$). میانگین و انحراف استاندارد حداکثر VGRF و میزان بار مردان و زنان، همچنین نتایج آزمون تحلیل واریانس چندمتغیره در جدول ۱ آمده است. میانگین حداکثر VGRF در زنان نسبت به مردان ۴/۵ درصد کمتر است، ولی این تفاوت از نظر آماری معنادار نیست. نمودار میانگین نیرو- زمان مردان و زنان در شکل ۲ آمده است. محور افقی نمودار، زمان اعمال نیرو به صفحهٔ نیرو بر حسب ثانیه و محور عمودی نمودار نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بر حسب نیوتن است. همان‌طور که در شکل ۲ مشخص است، میانگین حداکثر VGRF در دو گروه تقریباً برابر است اما از نظر زمان رسیدن به حداکثر نیرو، زنان به میزان ۲۰ درصد سریع‌تر به حداکثر VGRF رسیده‌اند. این موضوع باعث افزایش میزان بار به مقدار ۱۵/۸۵ درصد در زنان نسبت به مردان شده است که این اختلاف از نظر آماری در سطح $P \leq ۰/۰۵$ معنادار است.

Archive of SID
www.SID.ir



شکل ۲. نمودار نیرو- زمان مردان و زنان در حین فرود آمدن

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد حداکثر VGRF و ROL مردان و زنان و نتایج آزمون تحلیل واریانس چندمتغیره

پارامتر	گروه	میانگین ±انحراف استاندارد	$F_{۱و۴۲}$	P
حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (نیوتن)	مردان	۲۹٫۸۰±۴٫۳۰	۲٫۸۱۸	۰٫۱۰۱
	زنان	۲۸٫۴۰±۴٫۹۰		
میزان بار(نیوتن بر ثانیه)	مردان	۴۰۳٫۲۰±۹۸٫۵۰	۵٫۶۲۷	۰٫۰۲۲*
	زنان	۴۷۹٫۱۰±۱۱۳٫۳۰		

* معناداری در سطح ۰٫۰۵

بحث و بررسی

هدف از مطالعهٔ حاضر عبارت است از بررسی تفاوت‌های جنسیتی در میزان حداکثر نیروی عمودی عکس‌العمل زمین و میزان بار در حرکت پرش- فرود. با توجه به نتایج تحقیق، بالا بودن میزان بار در زنان به‌طور ثانوی میزان بار را در مفصل زانو افزایش می‌دهد. در نتیجه احتمال بروز آسیب‌های زانو، خصوصاً ACL، را در زنان نسبت به مردان افزایش می‌دهد. دلیل احتمالی بالا بودن میزان بار در زنان را می‌توان به تفاوت در الگوی فرود آمدن زنان و تفاوت در کنترل عصبی- عضلانی مردان و زنان نسبت داد (۲،۵،۹،۱۱،۱۷).

نشان داده شده که در شرایط فرود آمدن‌های مختلف اکستنسورهای مفصل زانو در جذب انرژی به طور متناوب شرکت دارند (۲۰). دگر و همکاران (۲۰۰۳)، و ژانگ و همکاران (۲۰۰۰) گزارش کردند که نیروهای وارد بر اندام تحتانی در حین فرود آمدن با انقباض برون‌گرای عضلات اکستنسور مفاصل زانو و ران در حین فلکشن این مفاصل، همچنین انقباض برون‌گرای عضلات

Archive of SID
www.SID.ir

پلانتارفلکسور مفصل مچ پا در حین دورسی فلکشن این مفصل تعدیل می‌شوند. این محققان گزارش کردند که در حین فرود آمدن از ارتفاع، ابتدا اکستنسورهای مفصل زانو فعال می‌شوند و عمل برون‌گرای این عضلات نیروهای فرودی را تعدیل می‌کنند. سپس، انقباض اکستنسورهای ران و پلانتارفلکسورهای مچ پا به کاهش شتاب بدن در حین فرود آمدن کمک می‌کنند. از این رو، عضلات اکستنسور زانو جذب‌کنندهٔ اولیهٔ شوک و عضلات اکستنسور ران و پلانتارفلکسور مچ پا جذب‌کنندهٔ ثانویهٔ شوک توصیف شده‌اند (۲،۲۰). در بسیاری از تحقیقات بر این نکته تأکید می‌شود که VGRF از طریق حرکات فلکشن زانو، فلکشن ران، و پلانتارفلکشن مچ پا دستکاری می‌شوند (۹) و چنین فرض شده که یک فرود صاف‌تر و بنابراین سریع‌تر و یا سفت‌تر، ظرفیت تعدیل نیروها را کاهش می‌دهد (۱۱).

تحقیقات نشان داده‌اند زنان حرکت فرودآمدن را با وضعیت صاف‌تر انجام می‌دهند، که با زوایای فلکشن کمتر زانو و ران در تماس اولیه با زمین تعریف می‌شود (۱۷). این عمل از توانایی آنان برای توزیع (جذب) نیروهای وارد بر بدن می‌کاهد (۵). محققان پیشنهاد می‌کنند هر چه در لحظهٔ تماس پا با زمین زاویهٔ زانو بزرگ‌تر (بازتر) باشد، مدت زمان جذب ضربه کمتر و ضربهٔ نیروی عکس‌العمل زمین و میزان بار و به‌طور ثانوی بار اعمال شده بر زانو بزرگ‌تر می‌شود (۲،۵). این افزایش بار بر بافت نرم زانو خصوصاً ACL فشار مضاعفی وارد می‌کند و باعث بروز آسیب در این ساختارها می‌شود. این احتمال وجود دارد که کاهش زمان رسیدن به حداکثر VGRF و متعاقباً افزایش میزان بار در زنان به دلیل حالت فرود آمدن آن‌ها با مفاصل بازتر باشد (۱،۲،۵،۹).

دلیل ثانوی برای بالا بودن میزان بار در زنان به تفاوت کنترل عصبی- عضلانی مردان و زنان نسبت داده می‌شود. در مطالعات قبلی گزارش شده که ضربهٔ نیروی عکس‌العمل زمین حین فعالیت‌های پویا با فعالیت برون‌گرای عضلات اندام تحتانی تعدیل می‌شود (۱۲). این احتمال وجود دارد که زنان در مقایسه با مردان پاسخ عصبی- عضلانی کمتری برای تعدیل میزان بار در حین فرود آمدن داشته باشند. قبل از برخورد، سیستم عصبی- عضلانی با فعال شدن عضلانی برای جذب ضربه آماده می‌شود. بعد از برخورد، واحد تاندونی- عضلانی باید نیروی کافی را برای تثبیت مفاصل، کنترل فلکشن مفصل، و کاهش اندازهٔ حرکت کل بدن تولید کند (۸). بنابراین، این احتمال وجود دارد که عضلات زنان توانایی کمتری برای جذب ضربه در حین تماس با زمین داشته باشند و این کاهش توانایی باعث کاهش مدت زمان جذب ضربهٔ نیروی عکس‌العمل زمین هنگام برخورد با زمین شود که نتیجهٔ نهایی آن افزایش میزان بار در زنان نسبت به مردان است. چنانچه مطالعات قبل نشان داده‌اند ممکن است زنان از برنامه‌های تمرینی عصبی- عضلانی برای کاهش نیروی عکس‌العمل زمین بهره برند (۸)، چون تمرینات عصبی- عضلانی حس عمقی و قدرت عضلانی زنان و به طور ثانوی توانایی آنان را در جذب شوک نیروی عکس‌العمل زمین و میزان بار افزایش می‌دهند.

به لحاظ نظری منطقی است در زنانی که سریع‌تر و با انعطاف کمتر، همچنین با توانایی کمتری برای تعدیل نیروهای وارد بر اندام تحتانی فرود می‌آیند، به‌طور بالقوه خطر صدمات جدی ACL یا زانو افزایش یابد، اما در مطالعهٔ حاضر تفاوت معناداری

Archive of SID
www.SID.ir

در VGRF زنان و مردان مشاهده نشد. این احتمال وجود دارد که عدم مشاهدهٔ تفاوت معنادار در VGRF زنان و مردان به دلیل پروتکل استفاده شده در مطالعهٔ حاضر باشد. همان‌طور که در روش‌شناسی توضیح دادیم، از ۵۰ درصد میانگین حداکثر ارتفاع پرش آزمودنی‌ها برای انجام پروتکل پرش- فرود استفاده کردیم که این ارتفاع به طور متوسط برای آزمودنی‌ها ۲۷ سانتی‌متر بود. مطالعاتی که تفاوت معناداری در VGRF زنان و مردان یافته‌اند بیشتر در پروتکل خود پرش از ارتفاع ثابت ۵۰، ۶۰ یا ۱۰۰ سانتی‌متری استفاده کرده‌اند. در مقابل ارتفاع فرود آزمودنی‌های مطالعهٔ حاضر تقریباً دو تا چهار برابر است. مسلماً فرود آمدن از ارتفاع بالاتر باعث برخورد بدن با زمین با سرعت بیشتری می‌شود که نیروهای عکس‌العمل زمین متفاوتی را به دنبال دارد. در هر حال، هنوز نیاز است که تحقیقات آتی ارتباط مستقیم بین نیروی عکس‌العمل زمین و آسیب ACL را تعیین کنند.

به طور کلی می‌توان چنین بیان کرد که میزان بار بین مردان و زنان شرکت‌کننده در مطالعهٔ حاضر تفاوت معناداری نشان داد و به نظر می‌رسد که یک دلیل افزایش میزان آسیب غیربرخوردی ACL در زنان نسبت به مردان در نتیجهٔ میزان بار بالای اعمال شده به اندام تحتانی آن‌ها در حین فرود آمدن باشد و به نظر می‌رسد برای کاهش خطر صدمات زانو، بهتر است بر تمرینات عصبی- عضلانی و راهبردهای فرود آمدن زنان ورزشکار تمرکز شود.

Archive of SID

www.SID.ir

منابع

1. Boden, B.P.; G.S. Dean; J.A. Feagin; and W.E. Garrett (2000). "Mechanisms of anterior cruciate ligament injury". Orthopedics. 23: 573-378.
2. Decker, M.; M. Torry; D. Wyland; W. Sterett; and J. Steadman (2003). "Gender differences in lower extremity kinematcs, kinetics, and energy absorption during landing". Clin Biomech. 18:662-669.
3. Dufec, J.; and B. Bates (1991). "Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports". Sports Med. 12(5):326-337.
4. Ford, K.; G. Myer; and T. Hewett (2003). "Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players". Med Sci Sports Exerc. 35(10):1745-1750.
5. Griffin, L.Y.; J. Agel; M.J. Albohm; E.A. Arendt; R.W. Dick; et al. (2000). "Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies". J Am Acad Orthop Surg. 8: 141-150.
6. Hargrave, M.D.; C.R. Carcia; B.M. Gansneder; and S.J. Shultz (2003). "Subtalar pronation does not influence impact forces or Rate of Loading during a single-leg landing". J Athl Train. 38(1): 18-23.
7. Hewett, T.; G. Myer; and K. Ford (2005). "Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes". Am J Sports Med. 33(4):492-501.
8. Hewett, T.E.; A.L. Stroupe; T.A. Nance; and F.R. Noyes (1996). «Plyometric training in female athletes decreased impact forces and increased hamstring torques". Am J Sports Med. 24(6):765-773.
9. Huston, L.; M. Greenfield; and E. Wojtys (2000). "Anterior cruciate ligament injuries in the female athlete: potential risk factors". Clin Orthop Relat Res. 372:50-63.
10. Huston, L.J.; B. Vibert; J.A. Ashton-Miller; and E.M. Wojtys (2001). "Gender differences in knee angle when landing from a drop-jump". Am J Knee Surg. 14(4):215-219.
11. Lephart, S.; C. Ferris; B. Riemann; J. Myers; and F. Fu (2002). "Gender differences in strength and lower extremity kinematics during landing". Clin Orthop Relat Res. 401:162-169.
12. McNitt-Gray, J.L.; D.M.E. Hester; W. Mathiyakom; and B.A. Munkasy (2001). "Mechanical demand and multijoint control during landing depend on orientation of the body segments relative to the reaction force". J of Biomech. 34:1471-1482.
13. Nigg, B.; and M. Bobbert (1990). "On the potential of various approaches in load analysis to reduce the frequency of sports injuries". J of Biomech. 23: 2-12.
14. Pflum, M.; K. Shelburne; M. Torry; M.J. Decker; and M. Pandy (2004). "Model prediction of anterior cruciate ligament force during drop-landings". Med Sci Sports Exerc. 36(11):1949-1958.
15. Shelbourne, D.; T. Davis; and T. Klootwyk (1998). "The relationship between intercondylar notch width of the femur and the incidence of anterior cruciate ligament tears". Am J Sports Med. 26(3):402-408.
16. Shultz, S.; C. Carcia; M. Hargrave; and C. Docherty (2002). "Sex differences in muscle activation patterns and peak vertical force during a single leg forefoot landing (abstract)". J Athl Train. 37(2): S-19.
17. Swartz, E.E.; L.C. Decoster; P.J. Russell; and R.V. Croce (2005). "Effects of developmental stage and sex on lower extremity kinematics and vertical ground reaction forces during landing". J Athl Train. 40(1):9-14.
18. Tillman, M.D.; K.R. Smith; J.A. Bauer; J.H. Cauraugh; A.B. Falsetti; and J.L. Pattishall (2002). "Differences in three intercondylar notch geometry indices between males and females: a cadaver study". Knee. 9(1):41-46.
19. Uhorchak, J.; C. Scoville; G. Williams; R. Arciero; and P. Pierre (2003). "Risk factors associated with noncontact injury in the anterior cruciate ligament". Am J Sports Med. 31(6):831-842.
20. Zhang, S.N.; B.T. Bates; and J.S. Dufeck (2000). "Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landing". Med Sci Sports Exerc. 32(4):812-819.

Archive of SID
www.SID.ir