



## ارتباط دامنه حرکتی، سرعت زاویه‌ای، نیروی برشی و نیروی عکس‌العمل اندام تحتانی در ضربه سرویس پرشی در والیبالیست‌های مرد

پرستو شمشه کهن<sup>۱\*</sup>، حیدر صادقی<sup>۲</sup>، فاطمه نواب‌مطلق<sup>۳</sup>، حسین ابراهیم<sup>۴</sup>

۱. دانشجوی دکتری بیومکانیک ورزشی، دانشگاه خوارزمی

۲. استاد دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه خوارزمی

۳. دانشجوی دکتری بیومکانیک، دانشگاه امیرکبیر

۴. کارشناس ارشد حرکت اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی، دانشگاه خوارزمی

دریافت ۴ تیر ۱۳۹۳؛ پذیرش ۱ آبان ۱۳۹۳

### چکیده

زمینه و هدف: تکنیک‌های والیبال هنگام پرش‌ها و فرودها در میزان نیروی انتقالی به اندام تحتانی تأثیرگذار است و به تبع آن آسیب‌پذیری زانو بیشتر می‌شود. هدف از انجام این تحقیق ارتباط دامنه حرکتی، سرعت زاویه‌ای، نیروی برشی قدامی و نیروی عکس‌العمل اندام تحتانی در ضربه سرویس پرشی در والیبالیست‌های مرد می‌باشد.

روش بررسی: نمونه‌ای آماری این تحقیق ۱۵ والیبالیست مرد سالم، بودند. کلیه داده‌های کینتیکی و کینماتیکی به‌دست آمده از صفحه نیرو و دوربین‌ها توسط نرم‌افزار متلب محاسبه شد. برای ارتباط دامنه حرکتی، سرعت زاویه‌ای، نیروی برشی قدامی و نیروی عکس‌العمل اندام تحتانی از شاخص‌های آماری توصیفی و از ضریب همبستگی پیرسون برای بررسی ارتباط بین داده‌ها استفاده گردید.

یافته‌ها: حداکثر نیروی برشی قدامی وارد بر زانو با زاویه فلکشن زانو به مقدار  $\alpha = 0/111$ ، با زاویه فلکشن ران به مقدار  $\alpha = 0/109$ ، و با سرعت زاویه‌ای فلکشن زانو به مقدار  $\omega = 0/118$ ، و حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین با زاویه فلکشن زانو به مقدار  $\alpha = 0/570$ ، با زاویه فلکشن ران به مقدار  $\alpha = 0/592$ ، و با سرعت زاویه‌ای فلکشن زانو به مقدار  $\omega = 0/414$ ؛ همبستگی منفی دارند.

نتیجه‌گیری: ارتباط دامنه حرکتی، سرعت زاویه‌ای، نیروی برشی قدامی و نیروی عکس‌العمل اندام تحتانی در شناسایی عوامل خطرزای وارد بر زانو بسیار مهم است. توصیه می‌شود که با آموزش و استفاده از ویژگی‌های کینتیکی و کینماتیکی، شیوع آسیب‌ها را در این ورزش کاهش داد.

### واژگان کلیدی

زانو

کینماتیک

بیومکانیک

سرویس پرشی

## مقدمه

والیبال یکی از رشته‌های ورزشی در جهان است که به دلیل انجام حرکت توقف- پرش در مهارت‌های این ورزش (مانند اسپک و سرویس پرشی)، دارای پتانسیل بالایی در بروز آسیب در زانو می‌باشد (کلیتر<sup>۱</sup> و همکاران، ۲۰۱۳؛ دویتا<sup>۲</sup> و همکاران، ۲۰۱۰؛ کاتمن<sup>۳</sup> و همکاران، ۲۰۱۰؛ ویلیام<sup>۴</sup> و همکاران، ۱۹۹۷؛ یو<sup>۵</sup> و همکاران، ۲۰۰۶). علیرغم اینکه آسیب زانو مشکل رایجی در والیبال می‌باشد و تکنیک‌های والیبال هنگام پرش‌ها و فرودها در میزان نیروی انتقالی به اندام تحتانی تأثیرگذار است (فرتی<sup>۶</sup> و همکاران، ۱۹۹۲؛ روآلد و جوناتون<sup>۷</sup>، ۲۰۰۳)، لیکن تحقیقات اندکی تکنیک‌های پرش و فرود در مهارت‌های والیبال را مورد بررسی قرار داده‌اند. فرتی و همکاران (۱۹۹۲) مدعی شدند که اکثر اختلالات و آسیب‌هایی که در رشته والیبال اتفاق می‌افتد، به دلیل اجرای تکنیک‌ها به شکل غیرصحیح آن است. شواهد علمی نشان می‌دهد که ۹۰ درصد آسیب‌های والیبال در اندام تحتانی و هنگامی که زانو خم است رخ می‌دهد و باعث آسیب‌پذیری بیشتری در زانو می‌شود (گربریچ<sup>۸</sup> و همکاران، ۱۹۸۷). در تعدادی از تحقیقات، روی بارهای وارد بر لیگامنت متقاطع قدامی (ACL<sup>۹</sup>) کار شده و با استفاده از روش دینامیک معکوس<sup>۱۰</sup>، نیروی برشی قدامی<sup>۱۱</sup> قسمت بالایی درشت نی را به دست آورده‌اند (چپل<sup>۱۲</sup> و همکاران، ۲۰۰۵؛ ۲۰۰۲؛ ۲۰۰۲؛ سل<sup>۱۳</sup> و همکاران؛ ونگ<sup>۱۴</sup> و همکاران، ۲۰۱۱؛ ۲۰۱۰؛ یو و گرت<sup>۱۵</sup>، ۲۰۰۷). در این مطالعات عنوان شده است که نیروی برشی قدامی وارد بر زانو و گشتاور فلکشن در حرکت توقف- پرش، شاخصی برای بارهای وارد بر ACL می‌باشد و موجب افزایش خطر آسیب ACL می‌شود.

ریسر<sup>۱۶</sup> و همکاران (۲۰۰۶) در تحقیقی که روی والیبالیست‌ها انجام دادند، به این نتیجه دست یافتند که نیروهای وارده بر مفاصل اندام تحتانی بسیار بالا می‌باشد. مکینیت<sup>۱۷</sup> (۱۹۹۱) بیان داشت که احتمال خطر آسیب اندام تحتانی هنگام پرش‌ها، با میزان نیروی عکس‌العمل زمین<sup>۱۸</sup> ارتباط دارد. تحقیقات اخیر سعی دارند تأثیر نیروهای عکس‌العمل زمین را بر نیروی برشی قدامی و فلکشن زانو به دست آورند (چپل و همکاران، ۲۰۰۲؛ هرمن<sup>۱۹</sup> و همکاران، ۲۰۰۸؛ شمسه‌کهن<sup>۲۰</sup> و همکاران، ۲۰۱۲). یو و همکاران (۲۰۰۶) اظهار داشتند که افزایش زاویه فلکشن ران و زانو و کاهش سرعت زاویه‌ای ران و زانو در زمان برخورد پا با زمین سبب افزایش بیشینه نیروی عکس‌العمل زمین هنگام پرش می‌شوند. دکر<sup>۲۱</sup> و همکاران (۲۰۰۳) نیز بیان داشتند که کاهش زاویه فلکشن ران و زانو و کاهش حداکثر فلکشن زاویه ران و زانو سبب افزایش نیروی عکس‌العمل عمودی زمین می‌شود. همچنین مالینزاک و همکاران و مارکولف و همکاران نیز به این نتیجه دست یافتند که کاهش زاویه فلکشن زانو سبب افزایش بارهای عمودی و افزایش بارهای وارد بر ACL می‌شود (مالینزاک<sup>۲۲</sup> و همکاران، ۲۰۰۱؛ مارکولف<sup>۲۳</sup> و همکاران، ۱۹۹۵). عباسی<sup>۲۴</sup> و همکاران در سال ۲۰۱۱ به بررسی ارتباط بین حداکثر گشتاور عضلات اندام تحتانی با نیروی برشی قدامی زانو در حین فرود تک پا پرداختند و به این نتیجه دست یافتند که عضله همسترینگ همراه با عضله نعلی نیروی برشی قدامی اعمال شده بر روی درشت نی به وسیله عضله چهارسر ران را تعدیل می‌کنند و مکانیسمی برای جلوگیری از آسیب لیگامنت متقاطع قدامی زانو به وجود می‌آورند.

بروفی<sup>۲۵</sup> و همکاران در سال ۲۰۱۰ اظهار داشتند که شناسایی عوامل بیومکانیکی و بهینه کردن آنها خطر آسیب ACL را کاهش می‌دهد. آنها عوامل خطرزای داخلی و خارجی را عصبی- عضلانی، آناتومیک، هورمونی، جنس

16. Reeser et al

17. McNitt

18. Ground reaction force

19. Herman et al

20. Shamshekhohan et al

21. Decker et al

22. Malinzak et al

23. Markolf et al

24. Abbasi et al

25. Brophy et al

1. Cleather et al

2. Devita et al

3. Quatman et al

4. William et al

5. Yu et al

6. Ferretti et al

7. Roald &amp; Jonathon

8. Gerberich et al

9. Anterior cruciate ligament

10. Inverse dynamic

11. Anterior shearing force

12. Chapper et al

13. Sell et al

14. Wang et al

15. Yu &amp; Garrett

از هر فرد، سه بار اجرای تکنیک سرویس پرشی، اندازه‌گیری شد.

در این تحقیق به منظور توصیف دقیق حرکت و محاسبه پارامترهای حرکتی بدن ورزشکار از جمله جابه‌جایی، سرعت، شتاب و زاویه مفصل زانو و ران از دستگاه موشن آنالایزر کینماتریکس (MIE, UK) که دارای سه دوربین با فرکانس ۵۰ هرتز است استفاده شد. پارامترهای کینماتیکی پس از قرارگیری مارکرهای منعکس‌کننده نور مادون قرمز بر روی لندمارک‌های<sup>۳</sup> آناتومیکی توسط این دستگاه اندازه‌گیری شد که این سیستم قابلیت اندازه‌گیری این پارامترها را به صورت خطی و زاویه‌ای داشت. صفحه نیرو MIE (۴۰×۶۰×۷cm) ساخت انگلیس بود. اطلاعات فرود- پرش توسط دستگاه صفحه نیرو و با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰Hz جمع‌آوری شد. به طور خاص صفحه نیرو سیگنال‌های الکتریکی مطابق با نیروهای Fx, Fy, Fz و گشتاور Mx, My, Mz تولید می‌کند. محورهای x (محور جلویی-عقبی)، y (محور بالایی-پایینی) و z (محور داخلی-خارجی) محورهای حرکتی مورد مطالعه در این تحقیق بودند. با توجه به محورهای حرکتی، حرکات فلکشن و اکستنشن مفصل زانو در صفحه xy (صفحه ساجیتال) و حرکات آداکشن و آداکشن در صفحه yz (صفحه فرونتال) انجام گرفت.

قبل از شروع فیلم‌برداری مرحله مارکرگذاری انجام گردید. در این تحقیق از ۷ مارکر پاسیو به قطر ۱۵ میلی‌متر با قابلیت انعکاس نور مادون قرمز، استفاده شد که بر روی لندمارک‌های آناتومیکی (تاج خاصره<sup>۴</sup>، برجستگی بزرگ ران<sup>۵</sup>، ران<sup>۶</sup>، لقمه خارجی استخوان ران<sup>۷</sup>، قوزک خارجی<sup>۸</sup>، سطح خارجی سر انتهایی پنجمین استخوان کف پای<sup>۹</sup>، میانه برجستگی بزرگ ران و لقمه خارجی استخوان ران، و میانه لقمه خارجی استخوان ران و قوزک خارجی پا) هر دو پا قرار داده شدند (سیوک<sup>۱۰</sup>، ۲۰۰۶). مارکرهای مورد استفاده از نوع پاسیو بود و قابلیت انعکاس نور مادون قرمز را داشتند. در این تحقیق دوربین‌ها در سمت راست و با فاصله چهار متر از آزمودنی قرار داده شدند و نحوه‌ی قرارگیری دوربین‌ها روی کمانی با زاویه ۱۲۰ درجه بود به نحوی که حداقل دو دوربین بتواند کلیه مارکرهای نصب شده روی بدن آزمودنی را به خوبی پوشش دهد.

3. Land mark
4. Iliac crest
5. Major trochanter
6. Lateral epicondyle of femur
7. Lateral malleolus
8. Lateral aspect of distal head of the fifth metatarsus
9. Civec

کفش و محیط زندگی بیان کردند و خطر پارگی ACL را در ورزش‌های غیربرخوردی مخصوصاً در میان ورزشکاران زن به مراتب بالاتر دانستند.

در مجموع، مطالعات انجام شده محدود هستند و به نظر می‌رسد این نظریه قابل طرح باشد که در بروز خطر آسیب ACL بتوان نقش هر دو متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی را مورد توجه قرار داد. همچنین به دلیل بالا بودن هزینه‌های مالی، روانی و کوتاه‌شدن طول عمر ورزشی ناشی از آسیب اندام تحتانی (آلتر<sup>۱</sup>، ۱۹۹۸)، شناسایی متغیرهای کینماتیکی کینماتیکی و کینتیکی که در فشارهای وارده بر پا هنگام پرش‌ها اتفاق می‌افتد، بسیار مهم است. هرگونه تلاش برای درمان صحیح و پیشگیری از آسیب واحد تاندونی، یک اقدام اساسی برای ارتقاء سلامت افراد جامعه به خصوص افراد فعال و ورزشکاران، و کاهش هزینه‌های درمانی می‌باشد. همچنین با توجه به مطالعات انجام شده به نظر می‌رسد که تکنیک‌های پرش و فرود در میزان انتقال نیرو به اندام تحتانی تأثیرگذار است که به تبع آن آسیب‌پذیری زانو اتفاق می‌افتد. از این رو در این تحقیق ارتباط دامنه حرکتی، سرعت زاویه‌ای، نیروی برشی قدامی و نیروی عکس‌العمل اندام تحتانی در حرکت توقف- پرش رو به جلو<sup>۲</sup> که نزدیک به ضربه سرویس پرشی والیبال است، مورد بررسی قرار گرفته است.

## مواد و روش‌ها

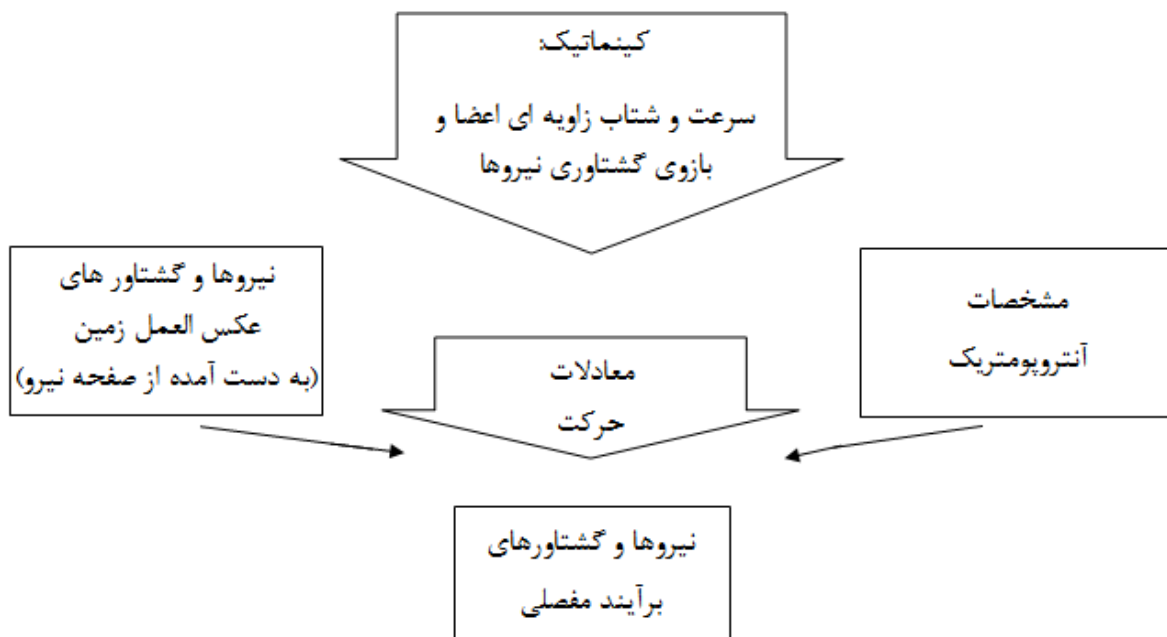
۱۵ والیبالیست دانشجویی مرد که حداقل دو جلسه دو ساعته در هفته در تمرین والیبال شرکت داشتند و همگی قادر به اجرای مهارت سرویس پرشی بودند، به طور داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند.

پس از تکمیل فرم رضایت‌نامه و آشنایی با مراحل و لوازم آزمایش، طول و قطر اندام تحتانی آزمودنی‌ها شامل طول ران، ساق، و کف پا؛ و قطر ران و ساق پا اندازه‌گیری شد. پس از پنج دقیقه گرم کردن عمومی، و نصب مارکرها در محل‌های تعیین شده، روی صفحه نیرو به اجرای مهارت سرویس پرشی اقدام کردند. برای اجرای این مهارت از آزمودنی خواسته شد تا بعد از سه گام پاهای خود را جفت کرده و با بیشترین ارتفاع به سمت جلو پرش نمایند (چپل و همکاران، ۲۰۰۲؛ ۲۰۰۲). شیوه اجرای مهارت به نحوی تنظیم شده بود که در زمان پرش، هر دو پای آزمودنی روی یک صفحه نیرو و مشابه سرویس پرشی والیبال باشد (تصویر ۱).

1. Alter
2. Forward stop-jump

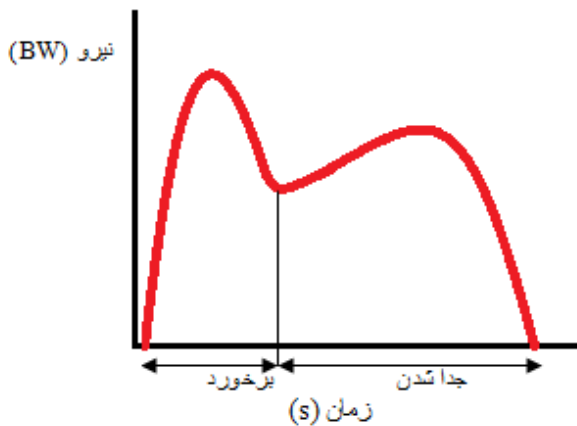


تصویر ۱: مراحل اجرای سرویس پرشی بر روی صفحه نیرو



تصویر ۲: روند دینامیک معکوس

شد. یک مرحله ایستایش کامل به ۱۰۰ قسمت زمانی تقسیم شد و هر قسمت به عنوان ۱٪ کل مرحله ایستایش نرمال شد. مرحله برخورد پا به زمین، که به وسیله بیشینه نیروی عکس‌العمل عمودی زمین مشخص شد (به خاطر ضربه بین پای آزمودنی و صفحه نیرو)، تقریباً ۲۰٪ کل مرحله ایستایش را در بر می‌گیرد (تصویر ۳).



تصویر ۳: نمودار نشان دهنده نیروی عکس‌العمل عمودی زمین هنگام اجرای سرویس پرشی می‌باشد (N). مرحله برخورد پا به زمین و مرحله بلندشدن هنگام اجرای سرویس پرشی از نیروی عکس‌العمل عمودی زمین به دست می‌آید

نتایج بررسی توصیفی اطلاعات جمعیت‌شناسی آزمودنی‌ها در جدول ۱ آمده است. جدول ۲ و ۳ نیز به ترتیب، میانگین و انحراف استاندارد هر کدام از متغیرهای کینماتیکی و کینتیکی اندام تحتانی را نشان می‌دهند. حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین با نیروی برشی قدامی وارد بر زانوی آزمودنی‌ها هم‌خوان است. با کاهش مقدار نیروی عکس‌العمل زمین، مقدار نیروی برشی قدامی وارد بر زانو نیز کم می‌شود. مقادیر ضریب همبستگی متغیرهای کینتیکی و کینماتیکی اندام تحتانی هنگام اجرای سرویس پرشی والیبال نیز در جدول ۴ آمده است. این نتایج نشان می‌دهند که حداکثر نیروی برشی قدامی وارد بر زانو با زاویه فلکشن زانو به مقدار  $r=0/111$ ، با زاویه فلکشن ران به مقدار  $r=0/109$ ، و با سرعت زاویه‌ای فلکشن زانو به مقدار  $r=0/118$ ، و حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین با زاویه فلکشن زانو به مقدار  $r=0/570$ ، با زاویه فلکشن ران به مقدار  $r=0/592$ ، و با سرعت زاویه‌ای فلکشن زانو به مقدار  $r=0/414$ ؛ همبسته هستند و همگی همبستگی منفی دارند.

به‌منظور به‌دست آوردن اندازه دقیق پارامترها قبل از شروع فیلم‌برداری کالیبراسیون<sup>۱</sup> ضروری بود که برای این کار از یک فریم کالیبراسیون<sup>۲</sup> استفاده شد. کالیبره کردن دوربین‌ها شامل دو بخش بود که یکی با استفاده از شیئی مستطیل شکل برای کالیبره کردن ایستا و دیگری شیئی مکعب مانند برای کالیبره کردن پویا بود (سولگارد<sup>۳</sup> و همکاران، ۱۹۹۵).

با استفاده از روش دینامیک معکوس (تصویر ۲) و با استفاده از مشخصات آنتروپومتریکی، سرعت زاویه‌ای، شتاب زاویه‌ای، بازوی گشتاوری نیروها، نیروها و گشتاورهای عکس-العمل زمین، نیروها و گشتاورهای برآیند مفصلی به دست آمدند. ابتدا برای محاسبه اطلاعات مچ، نیروی عکس‌العمل زمین و اینکه با چه بازوی گشتاوری به مچ وارد شده، به دست آمد. در واقع نیروی برشی قدامی زانو، محصول نیروی عکس-العمل زمین، شتاب، وزن و نیروی ماهیچه‌ای بر روی نیروی مفصلی بود.

اولین پردازشی که بر روی داده‌های خام آزمایشگاهی پیش از انجام هرگونه محاسبه باید انجام می‌شد، فیلتر کردن این داده‌ها بود که برای از بین بردن تأثیرات محیطی و به‌دست آوردن داده‌هایی با خطای کمتر صورت گرفت. داده‌های کینتیکی به‌دست آمده از صفحه نیرو با استفاده از فیلتر نرم-افزایی پرو-وک و داده‌های کینماتیکی توسط moving average فیلتر شدند.

کلیه داده‌های کینتیکی و کینماتیکی و آنتروپومتریکی آزمودنی‌ها برای بررسی و همچنین به‌دست آوردن گشتاور مفصل با روش دینامیک معکوس، وارد نرم‌افزار متلب (Matlab- MathWorks- R2012a) شدند و پس از بررسی در نرم‌افزار SPSS (نسخه ۱۶) مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. همچنین برآیند نیروهای مفاصل با وزن بدن شخص (BW) نرمال شدند. معنی‌دار بودن آزمون‌ها با اطمینان ۹۵ درصد و  $P \text{ Value} < 0/05$  در نظر گرفته شد. از ضریب همبستگی پیرسون برای بررسی ارتباط بین داده‌ها استفاده گردید.

## نتایج و یافته‌ها

مدت زمان لحظه برخورد پا به زمین تا جدا شدن پا، یعنی زمانی که پا روی صفحه نیرو قرار داشت، ایستایش<sup>۴</sup> نامگذاری

1. Calibration
2. Calibration Frame
3. Solgard et al
4. Stance

جدول ۱: اطلاعات کلی آماری مربوط به خصوصیات جمعیت‌شناسی آزمودنی‌ها

متغیر	سن (سال)	قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)
میانگین	۲۴/۰۷	۱۷۷/۲۲	۷۰/۲۷
انحراف استاندارد	۱/۸۱	۰/۵۵۶	۶/۱۶

جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای کینماتیکی اندام تحتانی هنگام اجرای سرویس پرشی والیبال

متغیر	میانگین	انحراف استاندارد
زاویه فلکشن زانو (درجه)	۳۱/۹۲	۱۲/۳۲
زاویه فلکشن ران (درجه)	۳۲/۳	۹/۰۲
سرعت زاویه‌ای فلکشن زانو (درجه/ثانیه)	۱۹۰/۲۹	۶۳/۳۳
سرعت زاویه‌ای فلکشن ران (درجه/ثانیه)	۷۲/۵۰	۴۶/۶۹
حداکثر زاویه فلکشن زانو (درجه)	۷۸/۷۴	۸/۴۱
حداکثر زاویه فلکشن زانو (درجه)	۳۶/۵۲	۸/۴۴

جدول ۳: میانگین و انحراف استاندارد متغیرهای کینماتیکی اندام تحتانی هنگام اجرای سرویس پرشی والیبال

متغیر	میانگین	انحراف استاندارد
حداکثر نیروی برشی قدامی وارد بر زانو (BW)	۰/۵۳	۰/۰۸
حداکثر نیروی برشی جانبی وارد بر زانو (BW)	۰/۲۱	۰/۱۲
حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین (BW)	۱/۸۶	۰/۲۵
حداکثر نیروی عکس‌العمل خلفی زمین (BW)	۰/۶۱	۰/۱۳

جدول ۴: مقادیر ضریب همبستگی متغیرهای کینماتیکی و کینماتیکی اندام تحتانی هنگام اجرای سرویس پرشی والیبال

متغیر	زاویه فلکشن زانو (درجه)	زاویه فلکشن ران (درجه)	سرعت زاویه‌ای فلکشن ران (درجه/ثانیه)	سرعت زاویه‌ای فلکشن زانو (درجه/ثانیه)
حداکثر نیروی برشی قدامی وارد بر زانو (BW)	* -۰/۱۱۱	* -۰/۱۰۹	* -۰/۱۱۸	-۰/۱۲۱
حداکثر نیروی برشی جانبی وارد بر زانو (BW)	-۰/۱۲۳	-۰/۱۴۵	-۰/۳۳۷	-۰/۳۰۵
حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین (BW)	* -۰/۵۷۰	* -۰/۵۹۲	* -۰/۴۱۴	-۰/۴۶۸
حداکثر نیروی عکس‌العمل خلفی زمین (BW)	-۰/۱۰۴	-۰/۰۹۷	-۰/۰۵۱	-۰/۰۱۳

\* P < ۰/۰۵

## بحث و نتیجه‌گیری

ویژگی‌های بیومکانیکی حرکت توقف- پرش برای جلوگیری از آسیب‌های اندام تحتانی مهم هستند (یو و همکاران، ۲۰۰۶). خطر آسیب ACL در سرویس پرشی والیبال که دقت بازیکن بیشتر روی دست است، بالا می‌باشد (ویلیام و همکاران، ۱۹۹۷). متأسفانه هیچ‌کدام از مطالعات پیشین که روی پرش‌ها انجام گرفته‌اند، سرویس پرشی والیبال را از لحاظ کینتیکی و کینماتیکی بررسی نکرده است تا مکانیسم آسیب اندام تحتانی در این مهارت مشخص شود. هدف این تحقیق، ارتباط دامنه‌ی حرکتی، سرعت زاویه‌ای، نیروی برشی و نیروی عکس‌العمل اندام تحتانی حین ضربه سرویس پرشی در مردان والیبالست بود. یافته‌های ما نشان داد که بین حداکثر نیروی برشی قدامی وارد بر زانو و حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین با زاویه فلکشن زانو و ران و سرعت فلکشن زانو از لحاظ آماری همبستگی منفی در سطح ۰/۰۵ وجود دارد؛ همچنین یافته‌های ما نشان داد که هرچه حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین بیشتر باشد، مقدار حداکثر نیروی برشی قدامی وارد بر زانو نیز بیشتر است.

تحقیقات قبلی بیان داشتند که کینماتیک زانو هنگام پرش‌ها فاکتور مهم تأثیرگذاری بر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین می‌باشد. آنها بیان کردند که کاهش زاویه‌های فلکشن ران و زانو (یو و همکاران، ۲۰۰۶؛ دکر و همکاران، ۲۰۰۳)، کاهش حداکثر فلکشن زاویه ران و زانو (یو و همکاران، ۲۰۰۶؛ دکر و همکاران، ۲۰۰۳)، و همچنین کاهش سرعت زاویه‌ای فلکشن زانو (یو و همکاران، ۲۰۰۶)، می‌توانند سبب افزایش نیروی عکس‌العمل عمودی زمین شوند. که این یافته‌ها با یافته‌های تحقیق حاضر همخوانی دارند. مالینزاک و همکاران (۲۰۰۱) و یو و همکاران (۲۰۰۶) طی تحقیقات بیشتر به این نتیجه دست یافتند که کاهش زاویه فلکشن زانو سبب افزایش بارهای وارد بر ACL می‌شود (یو و همکاران، ۲۰۰۶؛ مالینزاک و همکاران، ۲۰۰۱). مطالعاتی روی اجساد انجام شده نشان می‌دهند که نیروهای برشی قدامی اعمال شده روی قسمت بالایی درشت نی، یک فاکتور مهم برای آسیب ACL می‌باشد (مارکولف و همکاران، ۱۹۹۵). تعدادی از تحقیقات که روی بارهای وارد بر ACL کار کرده‌اند، با استفاده از نیروهای دینامیک معکوس، نیروی برشی قدامی قسمت بالایی درشت نی را به‌دست آوردند (چپل و همکاران، ۲۰۰۵؛ ۲۰۰۲؛ سل و همکاران؛ ونگ و

همکاران، ۲۰۱۱؛ ۲۰۱۰؛ یو و گرت، ۲۰۰۷). این مطالعات بیان کردند که نیروی برشی قدامی وارد بر زانو شاخصی برای بارهای وارد بر ACL می‌باشد. مطالعه حاضر نیز از روش دینامیک معکوس برای محاسبه نیروهای برشی قدامی وارد بر زانو استفاده کرده و به همین نتیجه دست یافته است. در این راستا آنالیز یو و همکاران (۲۰۰۶) نشان داد که افزایش نیروی برشی قدامی وارد بر زانو، سبب افزایش کشویی قدامی زانو می‌شود که به‌طور مثبتی با نیروهای ACL همبسته می‌باشد. در تحقیق سل و همکاران (۲۰۰۷) حداکثر نیروهای عکس‌العمل زمین در ۰/۰۲۸ ثانیه بعد از برخورد پاشنه پا اتفاق افتاد. معادله رگرسیون نشان می‌دهد هنگامی که نیروی عکس‌العمل خلفی زمین افزایش یابد، نیروی برشی قدامی وارد بر زانو نیز زیاد می‌شود. یو و همکاران این ارتباط را هنگام الگوی توقف- پرش نیز به‌دست آوردند. چپل و همکاران (۲۰۰۲) تفاوت معنی‌داری در حداکثر نیروی برشی قدامی وارد بر زانو در مرحله جدا شدن برای پرش در ارتباط با سن ( $P = 0.01$ ) و نوع عملکرد ( $P = 0.00$ ) یافتند. ولی نیروی برشی قدامی وارد بر زانو در حرکت توقف- پرش در مردان و زنان تقریباً یکسان بود. هرمن و همکاران (۲۰۰۸) میزان نیروی برشی قدامی وارد بر زانو را  $0.7201 \pm 0.513$  و مقدار نیروی عکس‌العمل عمودی زمین را  $0.68 \pm 1.63$  به‌دست آوردند. این یافته‌ها با نتایج تحقیق حاضر همخوان می‌باشد. در این تحقیق میزان نیروی برشی قدامی وارد بر زانو،  $0.53 \pm 0.08$  و مقدار نیروی عکس‌العمل عمودی زمین  $0.25 \pm 1.86$  به‌دست آمد. همچنین یو و همکاران (۲۰۰۶) بیان داشتند که سرعت زاویه‌ای فلکشن زانو نیز فاکتور تأثیرگذاری بر نیروی عکس‌العمل خلفی زمین می‌باشد که یافته‌های تحقیق ما این نتیجه را نشان نداد. تحقیقات قبلی گزارش کردند که افزایش سرعت زاویه‌ای فلکشن ران سبب کاهش حداکثر نیروی عکس‌العمل خلفی زمین می‌شود (یو و همکاران، ۲۰۰۶؛ ونگ و همکاران، ۲۰۱۰؛ ونگ، ۲۰۱۱) و این موضوع نیز در تحقیق ما به اثبات نرسید. این تفاوت‌ها می‌تواند به دلیل تفاوت در الگوی اجرای پرش و تفاوت در آزمودنی‌های این تحقیقات و تحقیق حاضر باشد. این تحقیق روی والیبالست‌های مردی که با اجرای سرویس پرشی آشنا بودند انجام گرفت، در صورتی که در تحقیقات قبلی حرکت توقف- پرش رو به جلو قبل از اجرا به آزمودنی‌ها آموزش داده شد.

فرد و همچنین با وارد کردن خصوصیات مکانیکی مواد تشکیل مفصل، تنش را روی سطح مفصل زانو در حالت حرکت به دست آورد، قطعاً می‌توان در مورد تغییرات بار اعمال شده روی سطح مفصل زانو، دقیق‌تر نتیجه‌گیری کرد.

#### نتیجه‌گیری نهایی

با توجه به همبستگی منفی بین حداکثر نیروی برشی قدامی وارد بر زانو و حداکثر نیروی عکس‌العمل عمودی زمین با زاویه فلکشن زانو و ران و سرعت فلکشن زانو و همچنین با توجه به این‌که فلکشن ران از طریق انقباض اکسنتریک عضلات نزدیک‌کننده بزرگ و سרینی بزرگ و همچنین فلکشن زانو از طریق انقباض اکسنتریک عضلات چهارسر کنترل می‌شود، پیشنهاد می‌شود به منظور افزایش توانایی ظرفیت این عضلات در کنترل فلکشن ران و زانو در تمرینات بدنسازی بازیکنان والیبال تأکید بیشتری بر انجام تمرینات قدرتی با انقباض اکسنتریک گردد.

از محدودیت‌های این تحقیق می‌توان به تفاوت در سرعت و طول گام آزمودنی‌ها و همچنین به دست آوردن اطلاعات داده‌های کینماتیکی تنها در سطح ساجیتال اشاره کرد. پیشنهاد می‌شود در تحقیقات آتی با استفاده از مدل‌سازی‌ها اطلاعات سطوح فرونتال و هوریزنتال نیز محاسبه شود. در این تحقیق مفصل زانو به صورت یک مفصل ایده‌آل که محورهای مفصلی آن از یک نقطه به نام مرکز مفصل عبور می‌کنند، در نظر گرفته شده بود. اما در واقعیت، مفصل زانو از لحاظ کینماتیکی بسیار پیچیده بوده و مکان مرکز مفصل آن در هر لحظه از زمان تغییر می‌کند. بنابراین در صورتی که بتوان ساختار واقعی سطح مفصل زانو را در مدل‌سازی دینامیکی وارد نمود، نتایج به دست آمده، قابل اطمینان‌تر خواهد بود. همچنین در این تحقیق، گشتاورهای خارجی اعمالی حول مفاصل پایین تنه، با یکدیگر مقایسه شده و براساس این گشتاورها، در مورد بار اعمالی به مفصل زانو نتیجه‌گیری شد. در صورتی که بتوان با استفاده از روش‌های اجزاء محدود، با مدل‌سازی دقیق هندسه مفصل متعلق به هر



## References

- Cleather DJ, Goodwin JE, Bull AM. Hip and knee joint loading during vertical jumping and push jerking. *Clinical Biomechanics* 2013;28(1):98-103.
- Devita P, Hortobagyi T, Kulas AS. The interaction of trunk-load and trunk-position adaptations on knee anterior shear and hamstrings muscle forces during landing. *Journal of Athletic Training* 2010;45(1):5-24.
- Quatman CE, Quatman CC, Hewett TE. A Plane Explanation of Anterior Cruciate Ligament Injury Mechanisms. A Systematic Review. *Sports Medicine* 2010;40(9):729-746
- William W, Briner JR, Lawrence K. Common injuries in volleyball. *Sports Medicine* 1997;24(1):65-71.
- Yu B, Lin CF, Garrett WE. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clinical Biomechanics* 2006;21:297-305.
- Ferretti A, Papandrea P, Conteduca F, Mariani PP. Knee ligament injuries in volleyball players. *American Journal of Sports Medicine* 1992;20:203-207.
- Roald B, Jonathon C. Injuries among world-class professional beach volleyball players. *The American journal of sports medicine* 2003;31(1):119-125.
- Gerberich SG, Luhman S, Finke C, Priest JD, Beard BJ. Analysis of severe injuries associated with volleyball activities. *The Physician and Sports Medicine* 1987;15:75-79.
- Chappell JD, Herman DC, Knight BS, Kirkendall DT, Garrett WE, Yu B. Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in spot-jump tasks. *American Journal of Sports Medicine* 2005;23(7):1022-1029.
- Chappell JD, Creighton RA, Giuliani C, Yu B, Garrett WE. Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump: risks for noncontact anterior cruciate ligament injury. *American Journal of Sports Medicine* 2002;35:235-241.
- Chappell JD, Yu B, Kirkendall DT, Garrett WE. A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. *American Journal of Sports Medicine* 2002;30:261-267.
- Sell TC, Ferris CM, Abt JP, Tsai YS, Myers JB, Fu FH, Lephart SM. Predictors of proximal tibia anterior shear force during a vertical stop-jump. *Journal of Orthopaedic Research* 2007;10:1589-1597.
- Wang LI. The lower Extremity biomechanics of single- and double-leg stop-jump tasks. *Journal of Sports Science and Medicine* 2011;10:151-156.
- Wang, LI, Gu CY, Chen WL, Chang MS. Potential for non-contact ACL injury between step-close-jump and hop-jump tasks. *Journal of Sports Science and Medicine* 2010;9:134-139.
- Yu B, Garrett WE. Mechanisms of non-contact ACL Injuries. *British Journal of Sports Medicine* 2007;41:47-51.
- Reeser JC, Verhagen E, Briner WW, Askeland TI, Bahr R. Strategies for the prevention of volleyball related injuries. *British Journal of Sports Medicine* 2006;40:594-600.
- McNitt-Gray JL. Kinematics and impulse characteristics of drop landing from three heights. *International Journal of Sport Biomechanics* 1991;7:201-224.
- Herman DC, Weinhold PS, Guskiewicz KM, Garrett WE, Yu B, Padua DA. The effects of strength training on the lower extremity biomechanics of female recreational athletes during a stop-jump task. *American Journal of Sports Medicine* 2008;36(4):733-739.
- Shamsehkohan P, Sarshin A, Mimar R. The Effects of Static and Ballistic Stretching on ACL Shear Forces. *Middle-East Journal of Scientific Research* 2012;12(5):598-602.
- Decker MJ, Torry MR, Wyland DJ, Sterett WI, Steadman RJ. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics* 2003;18:662-669.
- Malinzak RA, Colby SM, Kirkendall DT. A comparison of knee motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clinical Biomechanics* 2001;16:438-445.
- Markolf KL, Burchfield DM, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GA, Slauterbeck JL. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research* 1995;13:930-935.
- Abbasi A, Sadeghi H, Berejeian Tabrizi H, Jahadian Sarvestani H, Bagheri, K. Relationship between peak torques of lower extremity muscles with anterior knee shearing force during single-leg drop landing. *Middle-East Journal of Scientific Research* 2011;10(3):403-409.
- Brophy RH, Silver HJ, Mandelbaum BR. Anterior cruciate ligament injuries: Etiology and prevention. *Sports Medicine and Arthroscopy Review* 2010;18:2-11.
- Alter, M.J. Science of stretching. *Champaign: Human Kinetics book* 1998;114-122.
- Civec, E. Comparison of kinetic results between Metu-Kiss and Ankara University-Vicon gait analysis systems. *Thesis* 2006.
- Solgard L, Nielsen AB, Moller-Madsen B, Jacobsen BW, Yde J, Jensen J. Volleyball injuries presenting in casualty: A prospective study. *British Journal of Sports Medicine* 1995;29:200-204.