

## تأثیر چهار هفته برنامه تمرینی منتخب پرش عمودی بر پایداری دینامیک موضعی کینماتیک مفصل ران و زانو در اجرای پرش عمودی در مردان جوان فعال

مهدی خالقی تازجی<sup>۱</sup>، حیدر صادقی<sup>۲</sup>، سید علی اصغر حسینی<sup>۳</sup>، رغد معمار<sup>۴</sup>

۱. استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران\*

۲. استاد بیومکانیک ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران

۳. استادیار مهندسی مکانیک، دانشگاه خوارزمی تهران

۴. استادیار بیومکانیک ورزشی، دانشگاه خوارزمی تهران

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۵/۱۰/۰۴

تاریخ دریافت: ۱۳۹۵/۰۶/۰۸

### چکیده

بررسی پایداری دینامیک مهارت ورزشی به شناسایی بیچیدگی رفتار سیستم حرکتی به منظور کاهش آسیب و بهبود عملکرد کمک می‌کند. در این راستا، هدف از پژوهش حاضر بررسی تأثیر تمرین بر پایداری دینامیک موضعی مفاصل ران و زانو در پرش عمودی بود. بدین منظور ۲۰ مرد جوان فعال در دو گروه کنترل (۱۰ نفر) و تمرین (۱۰ نفر) در این پژوهش شرکت کردند و داده‌های کینماتیکی ران، زانو و نیروی عکس‌العمل زمین در پیش‌آزمون و پس‌آزمون در اجرای پرش عمودی ثبت گردید. همچنین، گروه تجربی به مدت چهار هفته (۱۲ جلسه ۴۰ دقیقه‌ای) در برنامه تمرینی شرکت نمود و پایداری دینامیک موضعی زوایای ران و زانو با استفاده از روش غیرخطی بالاترین نمای لیاپانوف محاسبه گشت. نتایج نشان می‌دهد که به دنبال افزایش میزان پرش عمودی، برنامه تمرینی باعث بهبود معنادار پایداری دینامیک موضعی مفصل زانو شده است. به نظر می‌رسد که افزایش پرش عمودی به دنبال تمرین منجر به پایداری بیشتر مفصل زانو در مقایسه با مفصل ران می‌شود.

**واژگان کلیدی:** پرش عمودی، پایداری دینامیک موضعی، کینماتیک مفصل

## مقدمه

قابلیت و توانایی پرش عمودی به‌عنوان توانایی بدنی موردنیاز بسیاری از فعالیت‌های ورزشی به‌طور گسترده‌ای موردبررسی قرار گرفته است (۷-۱). عملکرد پرش عمودی و توانایی تولید توان موردنیاز برای لحظه‌ی جداشدن از زمین به فاکتورهای بسیاری مانند تارهای عضلانی کندانقباض و تندانقباض، فعال‌سازی عضلات اندام تحتانی و انتقال انرژی هماهنگ ناشی از توان مفصل از پروگسیمال به دیستال بستگی دارد (۸). علاوه‌براین، دستیابی به حداکثر ارتفاع در پرش عمودی نه‌تنها به تکنیک حرکت؛ بلکه به ظرفیت سیستم عصبی - عضلانی جهت تولید نیرو وابسته می‌باشد (۱). خروجی پرش عمودی، ترکیبی از بزرگی خروجی مکانیکی دستگاه عصبی - عضلانی و الگوی هماهنگی (تکنیک) به‌کارگرفته‌شده است (۹). یکی از اهداف مهم در پرش عمودی، دستیابی به حداکثر سرعت عمودی در لحظه‌ی جداشدن از زمین می‌باشد؛ زیرا، ارتفاع کسب‌شده توسط مرکز ثقل بدن ناشی از عملکرد سرعت عمودی و وضعیت بدن در لحظه‌ی جداشدن از زمین است (۱۰). دراین‌راستا، هاگمو (۱۹۸۴) بر این باور است که نمودار نیرو - زمان شامل اطلاعات کینتیکی و زمانی است که می‌تواند به‌صورت عینی در انتخاب مناسب‌ترین نمودار برای بهینه‌سازی انواع مختلف حرکات ورزشکار مورداستفاده قرار گیرد (۱۱). در چندین مطالعه نشان داده شده است که مقدار قابل‌توجهی از واریانس عملکرد پرش عمودی می‌تواند با ویژگی‌های زمانی، کینماتیکی یا کینتیکی توضیح داده شود (۱۴-۱۲).

نتایج مطالعات قبلی و همچنین تجربیات عملی نشان می‌دهد که برنامه‌های تمرینی مختلف انفجاری و قدرتی به‌طور مؤثری می‌توانند قابلیت پرش عمودی را افزایش دهند (۱۵). تمرین پرش همراه با مقاومت برای بهبود قدرت و توان اندام تحتانی (۱۸-۱۶) و نیز تمرینات پلیومتریک یا انفجاری که تأثیر به‌سزایی بر سازگاری سیستم عصبی - عضلانی دارند؛ به‌عنوان مؤثرترین تمرینات بر عملکرد پرش عمودی مطرح می‌باشند. تمرین حرکتی از دیرباز به‌عنوان فرایندی که همراه با حذف و کاهش درجه‌ی آزادی اضافه است، موردبررسی قرار گرفته و عنوان شده است که تغییرپذیری حرکتی به‌دنبال تمرین تغییر می‌کند (۱۹). به‌نظر می‌رسد که اجرای باثبات و پایدار مهارت ورزشی؛ به‌ویژه در مهارت‌هایی که نیاز به تکرار دارند، مهم می‌باشد. پرش عمودی یکی از مهارت‌هایی است که به‌کرات در فعالیت‌های ورزشی مورداستفاده قرار می‌گیرد؛ ازاین‌رو، بررسی پایداری مفاصل در پرش عمودی (هم از جنبه‌ی بهبود عملکرد ورزشکار و هم از جنبه‌ی آسیب‌شناسی) اهمیت دارد.

ازسوی‌دیگر، آنالیز بیومکانیک حرکت با استفاده از روش‌های خطی و غیرخطی صورت می‌گیرد. در بیشتر روش‌های مرسوم خطی، بررسی کینماتیکی و کینتیکی حرکت پارامترهای لحظه‌ای مانند مقدار

زاویه مفصل در یک زمان خاص (مانند زاویه زانو در هنگام تماس پا در لحظه فرود)، زمان یک رویداد (مانند زمان حداکثر پرونیشن پا در لحظه تماس پاشنه در دویدن) و مقدار حداکثر در یک مورد خاص (مانند حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین در هنگام فاز حمایت در راه رفتن) مورد بررسی قرار گرفته است (۲۰)؛ به‌عنوان مثال، جیمز<sup>۱</sup> (۲۰۰۳) در پژوهشی به بررسی تغییرپذیری کینتیکی (حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین) در هنگام فرود با استفاده از میانگین و انحراف استاندارد پرداخت (۲۱). بررسی یک یا چند پارامتر به‌صورت مجزا نمی‌تواند تحلیل مناسبی از حرکات انسان را بیان نماید؛ بنابراین، لازم است تاجایی که امکان دارد بررسی سیستم‌های دخیل در اجرای یک مهارت خاص به‌صورت یکپارچه انجام شود. استفاده از روش‌های غیرخطی در آنالیز حرکت، درک بهتری از ویژگی‌های سیستم حرکتی انسان را فراهم می‌کند. از سوی دیگر، شرایط پیچیده رفتار حرکت انسان با استفاده از روش‌های خطی قابل‌اندازه‌گیری نبوده و اخیراً برای ارزیابی آن از روش‌های غیرخطی استفاده می‌شود. روش‌های غیرخطی در ارزیابی تغییرپذیری و پایداری در سیستم‌های بیولوژیکی مانند ضربان قلب یا فشارخون مورد استفاده قرار گرفته و می‌تواند در ارزیابی حرکت انسان و پیچیدگی آن نیز به‌کار رود. نمای لیاپانوف<sup>۲</sup>، انتروپی تقریبی<sup>۳</sup>، بعد هم‌بستگی<sup>۴</sup> و سوروگیشن<sup>۵</sup>، روش‌های غیرخطی رایج در تحلیل غیرخطی حرکت می‌باشند. نمای لیاپانوف می‌تواند پایداری سیستم حرکتی را در اجراهای تکراری مورد بررسی قرار دهد؛ از این‌رو، در این پژوهش از این روش جهت بررسی پایداری حرکتی مفاصل اندام تحتانی در مهارت پرش عمودی استفاده گردید.

مطالعات اندکی توجه خود را بر رابطه بین مهارت‌های ورزشی و پایداری همراه با ملاحظات عملکردی بر رصد عملکرد و اهداف تمرینی متمرکز نموده‌اند. پرش عمودی در بسیاری از فعالیت‌های ورزشی مشاهده شده و به‌عنوان یک مدل پژوهشی در بسیاری از مطالعات بیومکانیکی مورد استفاده قرار می‌گیرد؛ زیرا، نسبتاً ساده بوده و یادگیری آن آسان می‌باشد. پارک<sup>۶</sup> (۲۰۰۵) در پژوهشی (با ۲۰ آزمودنی) سه نوع پرش عمودی را با ۱۵ تکرار مورد مطالعه قرار داد (۹) و پس از ثبت پارامترهای کینماتیکی، کینتیکی و هماهنگی در مفاصل ران، زانو و مچ پا با استفاده از آزمون‌های آماری، تغییرپذیری درون‌آزمودنی و بین‌آزمودنی را گزارش نمودند که این تغییرپذیری در برخی از پارامترها با بهبود عملکرد پرش ارتباط دارد.

- 
1. James
  2. Lyapunov Exponent
  3. Approximate Entropy
  4. Correlation Dimension
  5. Surrogation
  6. Park

با توجه به اهمیت پایداری مفاصل در اجرای مهارت ورزشی، سؤال اصلی پژوهش حاضر این است که آیا اجرای پروتکل تمرینی موردنظر می‌تواند بر پایداری مفاصل اندام تحتانی درحین رسیدن فرد به اوج عملکرد تأثیر داشته باشد؟ بررسی پیچیدگی سیستم حرکتی در مهارت ورزشی پرش عمودی به دنبال تمرین با استفاده از روش دینامیک غیرخطی به درک بهتر بیومکانیک پرش عمودی و همچنین، تأثیر تمرین بر این پیچیدگی کمک می‌کند؛ بنابراین، هدف از پژوهش حاضر بررسی تأثیر چهار هفته تمرین مهارت پرش عمودی بر پایداری دینامیک موضعی زوایای مفاصل ران و زانو درحین پرش عمودی در مردان جوان فعال بود.

### روش پژوهش

جهت انجام پژوهش ۲۰ مرد جوان فعال به صورت تصادفی در دسترس انتخاب شدند و به دو گروه تمرین (با میانگین سنی  $21/20 \pm 1/47$  سال؛ قد  $1/70 \pm 0/06$  متر؛ وزن  $65/21 \pm 10/92$  کیلوگرم) و کنترل (با میانگین سنی  $20/00 \pm 0/94$  سال؛ قد  $1/79 \pm 0/06$  متر؛ وزن  $69/76 \pm 10/29$  کیلوگرم) تقسیم گردیدند. شایان ذکر است که آزمودنی‌ها هیچ‌گونه سابقه آسیب‌دیدگی به ناحیه سر، اختلال تعادلی و آسیب‌دیدگی اندام تحتانی طی شش ماه گذشته را نداشتند. پس از دعوت آزمودنی‌ها به آزمایشگاه، ابتدا پروتکل پرش عمودی جهت ثبت پارامترهای کینماتیکی و نیروهای عکس‌العمل به عنوان پیش‌آزمون از هر دو گروه به عمل آمد. داده‌های کینماتیکی با استفاده از دوربین<sup>۱</sup> از مارکرهای رفلکسی با قطر ۲۵ میلی‌متر برای مفاصل ران و زانو ثبت گردید. بدین منظور، شش مارکر روی سر پنجمین استخوان کف‌پایی، پاشنه، قوزک خارجی، اپی‌کندیل خارجی ران، تروکانتر بزرگ ران و خارخاره‌ای قدامی فوقانی پای راست قرار گرفت. ذکر این نکته ضرورت دارد که پیش از اجرای پروتکل پرش، آزمودنی به مدت پنج دقیقه برنامه گرم کردن شامل: حرکات کششی، رکاب زدن و چندین پرش عمودی را جهت آشنایی کامل با پروتکل انجام می‌داد.

در مطالعات صورت گرفته معمولاً سه نوع پرش عمودی شامل: پرش عمودی مخالف<sup>۲</sup>، اسکات پرش<sup>۳</sup> و فرود - پرش<sup>۴</sup> معرفی و بررسی شده است (۴،۹،۲۲). در این پژوهش پرش عمودی مخالف انتخاب گردید؛ زیرا، به موقعیت‌ها و فعالیت‌های ورزشی شبیه‌تر بوده و به عنوان آزمون ارزیابی توان انفجاری اندام تحتانی مورد استفاده قرار می‌گیرد. جهت اجرای پروتکل پرش، آزمودنی در مرکز صفحه نیرو<sup>۵</sup>

1. High Speed Camera (Kinematrix Model, MIE Medical Research, England)
2. Counter Movement Jump
3. Squat Jump
4. Landing Jump
5. Force Plate (AMTI model, Bertec, England)

قرار می‌گرفت؛ طوری که هر دو پای وی درون صفحه نیرو بود. ابتدا، آزمودنی به صورت ایستاده و در حالت معمولی قرار داشت. در ادامه، پرش را با حرکت بدن و مرکز ثقل به سمت پایین همراه با خم کردن ران و زانو شروع می‌کرد. سپس، با حداکثر توان خود و با یک حرکت انفجاری به سمت بالا برای دستیابی به حداکثر ارتفاع تلاش می‌نمود. درست بالای سر آزمودنی، نشانه‌ای قرار داده شد تا آزمودنی تلاش کند دست‌های خود را به آن برساند. لازم‌به‌ذکر است که از تشویق کلامی نیز بهره گرفته شد (این دو عمل به اجرای حداکثر پرش عمودی توسط آزمودنی کمک می‌کرد). هر آزمودنی در مرحله پیش‌آزمون ۲۰ پرش عمودی را با حداکثر توان انجام می‌داد. برای حفظ پیوستگی و جلوگیری از تأثیر خستگی، آزمودنی در هر دقیقه ۱۰ پرش عمودی را به‌ازای هر شش ثانیه یک پرش با اعلام آزمونگر اجرا می‌کرد. داده‌های کینماتیکی مفصل ران و زانو در صفحه ساجیتال و نیز نیروی عکس‌العمل زمین به صورت هم‌زمان ثبت و ذخیره گردید و از بین ۲۰ اجرای آزمودنی، ۱۵ اجرای پرش عمودی برای آنالیز داده‌های مربوطه مورداستفاده قرار گرفت. فرکانس نمونه‌برداری دوربین حین اجرای پروتکل ۱۰۰ هرتز بود و فرکانس نمونه‌برداری دستگاه صفحه نیرو ۵۰۰ هرتز در نظر گرفته شد. پس از ثبت اطلاعات پیش‌آزمون از گروه تمرین خواسته شد تا در برنامه تمرینی منتخب شرکت کند. مدت‌زمان و تعداد جلسات پروتکل تمرینی منتخب، چهار هفته بود که در هر هفته سه جلسه تمرین اجرا شد. هدف از اجرای این پروتکل تمرینی، افزایش میزان پرش عمودی آزمودنی‌ها بود؛ بنابراین، سعی بر آن بود تا اجزای پروتکل تمرین طوری انتخاب شود که کیفیت پروتکل در بهبود میزان پرش عمودی لحاظ گردد. انتخاب این پروتکل تمرینی با توجه به جدیدترین مطالعات صورت‌گرفته در ارتباط با بهبود پرش عمودی و نظر کارشناسان علم تمرین صورت گرفت. علاوه‌براین، برنامه تمرینی منتخب از نوع تمرینات پلیومتریک فزاینده با تأکید بر ویژگی تمرین بود و اصل اضافه‌بار تا انتهای پروتکل تمرین موردتوجه قرار گرفت (۲۷-۲۳). بدنه اصلی تمرین به‌طور خلاصه در جدول شماره یک ارائه شده است. ابتدا، سطح متوسط آمادگی جسمانی آزمودنی‌ها اندازه‌گیری شد و براساس آن نوع تمرین و میزان مقاومت و حجم تمرین تعیین گردید. مدت‌زمان یک جلسه اجرای پروتکل تمرینی حدود ۴۰ دقیقه بود که پنج دقیقه به گرم‌کردن، پنج دقیقه به سردکردن و ۳۰ دقیقه به بدنه تمرین اختصاص داده شد. پس از اتمام دوره پروتکل تمرینی از آزمودنی‌ها خواسته شد که در آزمایشگاه بیومکانیک حضور یابند. در این مرحله، پروتکل پرش عمودی همانند پیش‌آزمون اجرا گشت و داده‌های مربوطه ثبت شده و جهت آنالیز، ذخیره گردید.

جدول ۱- پروتکل تمرینی منتخب پرش عمودی

تمرین			
هفته اول	هفته دوم	هفته سوم	هفته چهارم
پرش کنار دیوار (۲×۲۰S)	پرش کنار دیوار (۲۰S)	پرش ارتفاع (۳×۸)	اسکات عمیق (۴×۵/۱۰kg)
اسکات معمولی اسکات قیچی (۳×۵۰)	پرش حداکثر پا جمع (۳۰S)	اسکات عمیق (۴×۳/۱۰kg)	اسکات قیچی (۳×۸)
اسکات پرش حداکثر (۳×۸)	اسکات پرش (۱۰reps)	اسکات قیچی (۳×۸)	پرش تک پا (۳×۵/leg)
لی لی تک پا (۲۰S)	لی لی گام بلند (۲۰S)	پرش، پرش، پرش، حداکثر پرش (۳×۵)	پرش، پرش، پرش، حداکثر پرش (۴×۵)
فرود پرش از جعبه (۳×۶/۳۰S)	پرش قیچی (۳۰S)	اسکات عمیق (۴×۵/۱۰kg)	پرش حداکثر پا جمع (۳×۸)
پرش قیچی (۳×۸/۳۰S)	پرش تک پا (۱۰reps)	اسکات پرش (۴×۵/۱۰kg)	پرش عمیق از جعبه (۳×۸)
پرش با مچ پا (۳×۸/۳۰S)	اسکات پرش (۵kg/۱۰reps)	لی لی گام بلند (۲۰S)	پرش قیچی (۳×۸)
اسکات پرش (۳×۸/۳۰S)	پرش، پرش، پرش، پرش حداکثر (۳×۵)	پرش قیچی (۳×۸)	اسکات پرش (۴×۴/۱۰kg)
(۳×۸)	لی لی با گام بلند	اسکات عمیق (۴×۴/۵kg)	اسکات پرش (۴×۴/۱۵kg)
		پرش پا جمع (۳×۸)	اسکات پرش (۴×۴/۲۰kg)

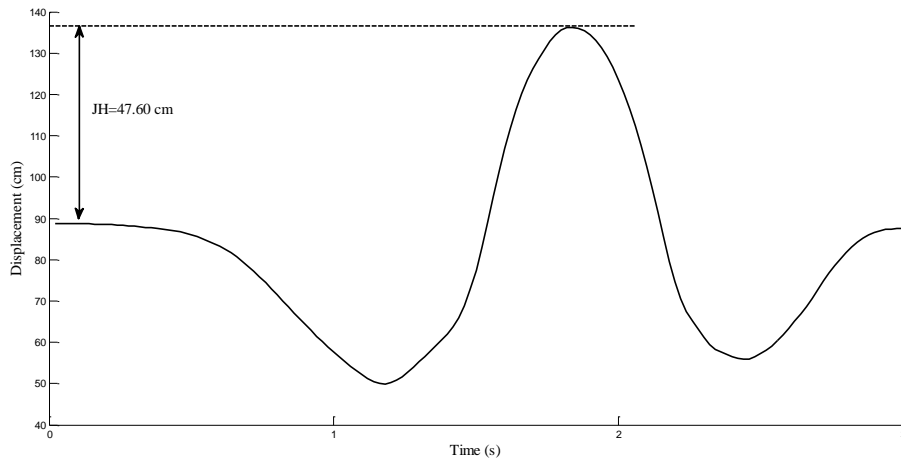
پیش از اجرای هرگونه آنالیز، نویز داده‌های دوربین و صفحه نیرو با استفاده از فیلتر باترورث<sup>۱</sup> از نوع باند پایین‌گذر<sup>۲</sup> و مرتبه دوم به حداقل رسید و فرکانس قطع<sup>۳</sup> ۱۵ هرتز برای داده‌های نیرو و شش هرتز برای داده‌های کینماتیک انتخاب شد. در ادامه، داده‌های مربوط به موقعیت خطی (عمودی) مارکر تروکانتر ران جهت محاسبه عملکرد پرش عمودی و همچنین، داده‌های زاویه مفاصل ران و زانو جهت محاسبه پایداری دینامیک موضعی با استفاده از نرم‌افزار متلب<sup>۴</sup> استخراج گردید. شایان‌ذکر است که

1. Butterworth
2. Low Pass Band
3. Cutoff Frequency
4. MATLAB Software

محاسبه میزان پرش عمودی به عنوان شاخص عملکرد آزمودنی‌ها با استفاده از فرمول زیر محاسبه شد:

$$JH = Y_{\max} - Y_{\min}$$

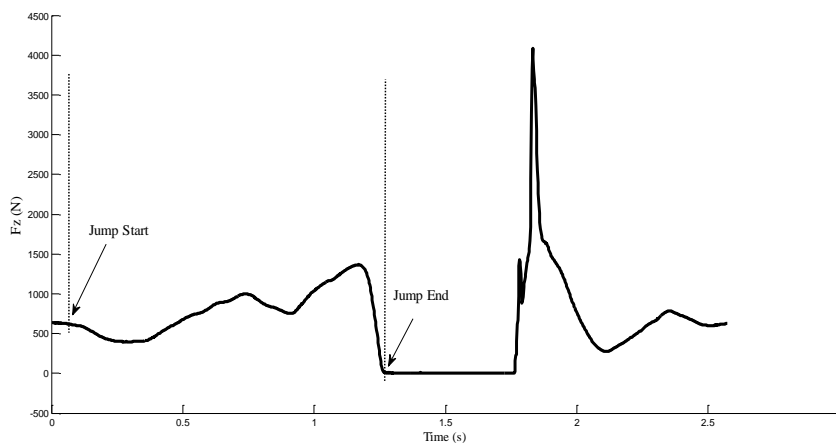
JH میزان جابه‌جایی عمودی مرکز جرم به عنوان عملکرد پرش،  $Y_{\max}$  موقعیت عمودی مارکر تروکانتر ران در اوج پرش و  $Y_{\min}$  موقعیت عمودی مارکر تروکانتر ران در هنگام ایستادن ثابت می‌باشد (شکل شماره یک).



شکل ۱- نمودار جابه‌جایی عمودی مارکر تروکانتر بزرگ ران در حین پرش عمودی

مارکر خارخاره‌ای قدامی فوقانی، تروکانتر و اپی‌کندیل خارجی ران جهت بازسازی مفصل ران و همچنین مارکر تروکانتر، اپی‌کندیل خارجی ران و قوزک خارجی برای بازسازی مفصل زانو در نظر گرفته شد و داده‌های زوایای مفاصل ران و زانو در صفحه ساجیتال ثبت و ذخیره گردید. شروع و پایان پرش عمودی نیز با توجه به نمودار نیروی عکس‌العمل عمودی زمین ( $F_z$ ) تعیین شد. پیش از شروع پرش، آزمودنی به صورت کاملاً ایستاده روی صفحه نیرو قرار می‌گرفت که در این حالت، نمودار نیروی عکس‌العمل  $F_z$  معادل وزن آزمودنی بود. در پرش عمودی مخالف، ابتدا آزمودنی با خم کردن زانو و ران، مرکز جرم را به پایین می‌برد (که فاز اکسنتریک پرش نامیده می‌شود)؛ به همین دلیل، مقدار نیروی  $F_z$  کاهش می‌یابد. ذکر این نکته ضرورت دارد که شروع حرکت پرش نقطه‌ای در نظر گرفته شد که در آن مقدار نیروی  $F_z$  به میزان ۲/۵ درصد وزن بدن کاهش یافت. پس از فاز اکسنتریک، فاز کانسنتریک اتفاق می‌افتد که در آن مقدار نیروی  $F_z$  تا لحظه‌ای که تماس آزمودنی از صفحه نیرو قطع می‌شود، افزایش می‌یابد. در این حالت میزان نیروی عکس‌العمل صفر می‌گردد و لذا، به عنوان پایان

پرش در نظر گرفته شد (شکل شماره دو). باید عنوان نمود که ۱۵ نمودار زاویه ران و زانو از پیش‌آزمون و پس‌آزمون جهت تشکیل سری زمانی انتخاب گردید.

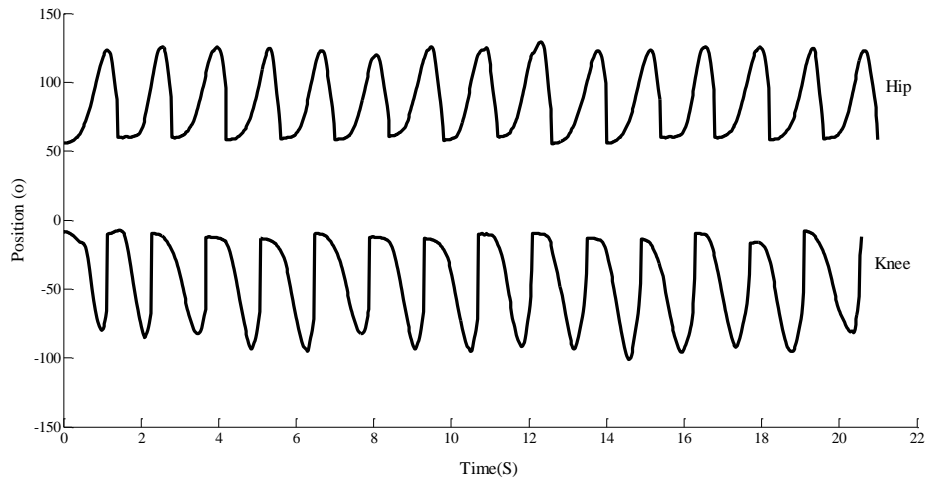


شکل ۲- نمودار نیروی عکس‌العمل عمودی حین پرش و تعیین نقطه شروع و پایان

**محاسبه پایداری دینامیک موضعی:** پایداری دینامیک موضعی با استفاده از روش غیرخطی نمای لیاپانوف سری‌های زمانی زاویه ران و ران محاسبه شد (شکل شماره سه). نمای لیاپانوف یک اندازه از میزان واگرایی بردارهای نزدیک به هم (همسایه) در فضای حالت می‌باشد (۲۸-۳۰)؛ به عبارت دیگر، نمای لیاپانوف، جدایی نمایی از مدار<sup>۱</sup> (توان جدایی بردارها) را با توجه به زمان در فضای حالت شناسایی می‌کند. هنگامی که نقاط نزدیک به یکدیگر (همسایه) جدا می‌شوند، به سرعت واگرا شده و ناپایداری ایجاد می‌کنند. نمای لیاپانوف این ناپایداری را که به مقدار زیادی متأثر از شرایط اولیه می‌باشد، تخمین می‌زند (۳۱). به‌طور خاص، نمای لیاپانوف به‌عنوان شیب متوسط واگرایی لگاریتمیک بردارهای همسایه در فضای حالت محاسبه می‌شود (۲۸، ۲۹، ۳۱). در واقع، این نما به‌عنوان یک روش غیرخطی، ماهیت تغییرپذیری در سیستم حرکتی را مورد بررسی قرار می‌دهد و بیان می‌کند که آیا سیستم به‌دنبال یک اغتشاش، توانایی حفظ پایداری را دارد یا خیر؟ محاسبه نمای لیاپانوف همانند دیگر روش‌های دینامیک غیرخطی، نیاز به بازسازی فضای حالت دارد که رفتار دینامیک سیستم در آن تعبیه شده است.

## 1. Exponential Separation of Trajectories





شکل ۳- سری زمانی زاویه مفصل ران و زانو در ۱۵ اجرای پرش عمودی

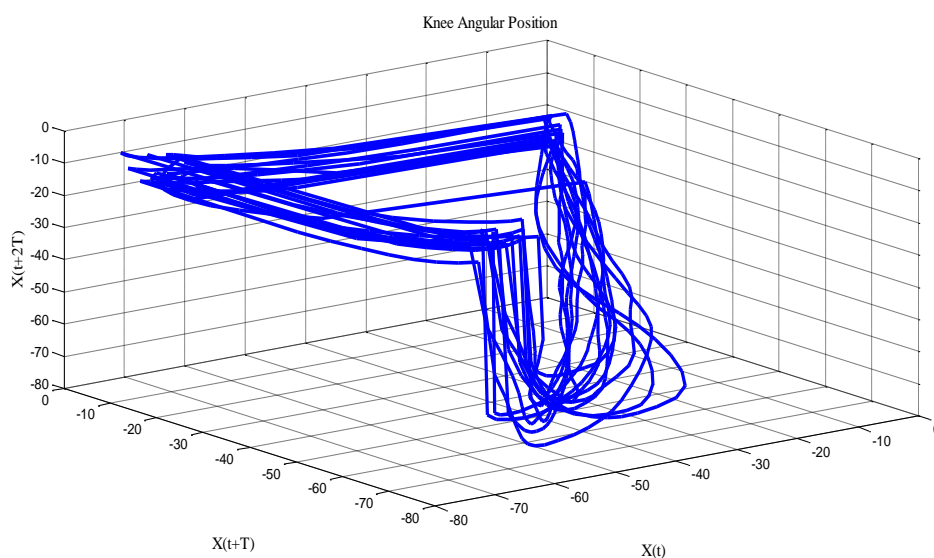
بالاترین نمای لیاپانوف با استفاده از معادله زیر تعریف می‌شود:

$$d(t) = Ce^{\lambda_1 t}$$

$d(t)$  متوسط واگرایی در زمان  $t$  و  $C$  ثابتی است که جدایی اولیه را نرمال می‌کند. در داده‌های تجربی که به صورت سری زمانی هستند، جهت محاسبه نمای لیاپانوف نیاز به بازسازی فضای حالت مناسب که رفتار سیستم در آن تعبیه شده است، می‌باشد. بازسازی فضای حالت مناسب نیز نیاز به دانستن تأخیر زمانی دارد. در این پژوهش تأخیر زمانی برای سری‌های زمانی زاویه ران و زانو با استفاده از روش خودهم‌بستگی<sup>۱</sup> محاسبه شد (۳۲) و سپس، بعد تعبیه شده با استفاده از الگوریتم نزدیک‌ترین همسایگان نادرست<sup>۲</sup> (FNN) انتخاب گردید (۱۵) که تأخیر زمانی ۱۲ و بعد تعبیه شده پنج تخمین زده شد؛ به طوری که بتوان رفتار دینامیکی سیستم را در آن مورد بررسی قرار داد. پس از محاسبه تأخیر زمانی و بعد تعبیه شده با استفاده از الگوریتم طراحی شده در محیط متلب، بالاترین نمای لیاپانوف با الگوریتم مناسب با استفاده از روش ولف<sup>۳</sup> سری‌های زمانی زاویه ران و زانو در پیش‌آزمون و پس‌آزمون محاسبه شد و این داده‌ها به عنوان شاخص پایداری دینامیک موضعی ثبت و ذخیره گردید. اعتبار و دقت کدهای محاسبه تأخیر زمانی، بعد تعبیه شده و بالاترین نمای لیاپانوف با استفاده از جاذب لورنز<sup>۴</sup>

1. Autocorrelation
2. False Nearest Neighbors
3. Wolf
4. Lorenz Attractor

(۳۳) بررسی شد که پاسخ کدها برای ورودی داده‌های لورنز یکسان بود. شکل شماره چهار فضای حالت سه‌بعدی زاویه مفصل زانو را به‌عنوان نمونه نشان می‌دهد.



شکل ۴- نمودار سه‌بعدی فضای حالت زاویه زانو در ۱۵ سیکل پرش عمودی

## نتایج

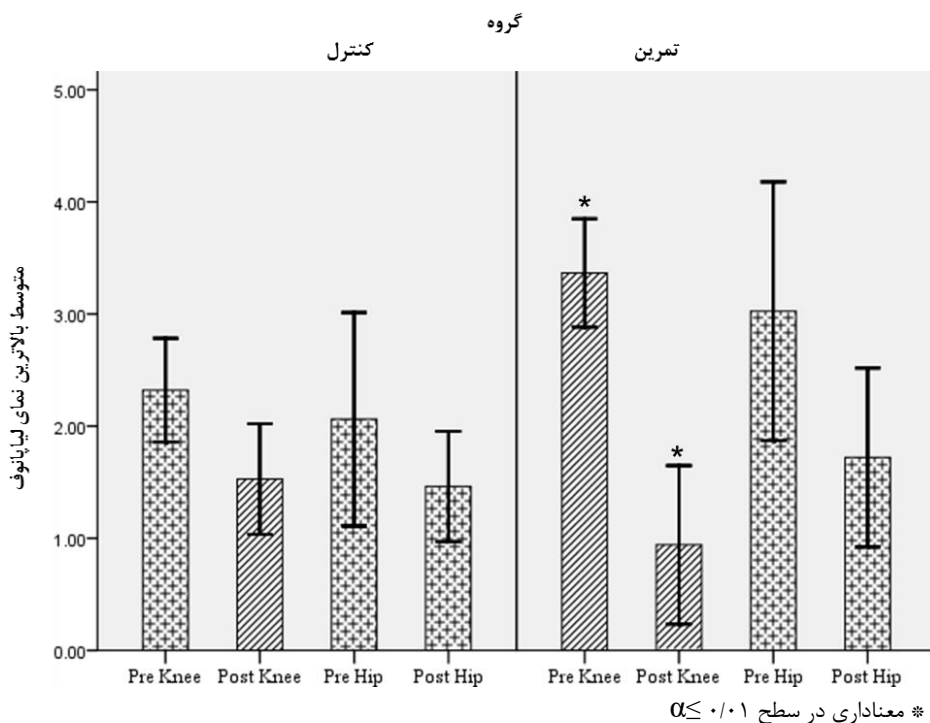
جدول شماره دو میزان پرش عمودی آزمودنی‌ها را براساس جابه‌جایی عمودی مارکر تروکانتر بزرگ ران گروه کنترل و تمرین نشان می‌دهد. نتایج آزمون تی وابسته نشان‌دهنده افزایش معنادار در میزان ارتفاع پرش پس از تمرین می‌باشد.

جدول ۲- میزان جابه‌جایی عمودی مارکر تروکانتر ران

گروه	جابه‌جایی عمودی مارکر ران (cm)	Sig.
کنترل	پیش‌آزمون	۴۳/۳۷±۳/۷۱
	پس‌آزمون	۴۳/۵۸±۳/۵۴
تمرین	پیش‌آزمون	۴۴/۰۷±۳/۹۸
	پس‌آزمون	۴۷/۹۲±۳/۴۴

\* معناداری در سطح  $\alpha \leq 0/01$ 

اختلاف مقدار نمای لیاپانوف (شاخص پایداری موضعی) پیش‌آزمون و پس‌آزمون در هر دو گروه کنترل و تمرین محاسبه شد. سپس، این اختلاف با استفاده از آزمون تحلیل واریانس چندمتغیری بین دو گروه موردبررسی قرار گرفت که پذیره همگنی واریانس با توجه به تست لون برای هر دو متغیر اندازه نمای لیاپانوف (ران) ( $P=0/970$ ) و زانو ( $P=0/169$ ) برقرار می‌باشد. به‌طور کلی، بین سطوح گروه کنترل و تمرین در متغیر وابسته اندازه نمای لیاپانوف تفاوت معناداری مشاهده شد. این نتایج نشان می‌دهد که تمرین بر متغیرهای وابسته تأثیر معناداری داشته است؛ از این‌رو، می‌توان نتیجه گرفت که بین پایداری دینامیک موضعی سری زمانی زاویه مفصل ران و زانو در اجرای پرش عمودی قبل و بعد از چهار هفته تمرین پرش عمودی بین دو گروه کنترل و تمرین تفاوت معناداری وجود دارد. همچنین، نتایج جدول بین‌گروهی آزمون واریانس چندمتغیری حاکی از آن است که در دو گروه تمرین و کنترل، اختلاف میزان نمای لیاپانوف در پیش‌آزمون و پس‌آزمون مفصل زانو معنادار می‌باشد ( $P=0/0001$ )؛ در حالی که در اختلاف میزان نمای لیاپانوف در پیش‌آزمون و پس‌آزمون مفصل ران بین دو گروه کنترل و تمرین تفاوت معناداری مشاهده نمی‌شود ( $P=0/104$ ). نمودار شماره یک میانگین اختلاف اندازه نمای لیاپانوف در پیش‌آزمون و پس‌آزمون دو گروه کنترل و تمرین را در دو مفصل ران و زانو نشان می‌دهد.



شکل ۵- میانگین و انحراف استاندارد نمای لیاپانوف سری زمانی زاویه ران و زانو در پیش‌آزمون و پس‌آزمون گروه کنترل و تمرین

با توجه به نمودار شماره یک، میانگین مقدار نمای لیاپانوف زاویه مفصل ران در گروه تمرین در پس‌آزمون (۰/۱۷) کمتر از پیش‌آزمون (۰/۳۰) می‌باشد. هرچند که این اختلاف بین دو گروه کنترل و تمرین به لحاظ آماری معنادار نیست؛ اما مقدار نمای لیاپانوف کمتر در پس‌آزمون نشان‌دهنده پایداری موضعی بیشتر است. علاوه بر این، مقدار نمای لیاپانوف مفصل زانو در دو گروه کنترل و تمرین در پس‌آزمون کمتر از پیش‌آزمون به دست آمد. همچنین، میانگین نمای لیاپانوف سری زمانی زانوی گروه کنترل در پیش‌آزمون معادل (۰/۲۳) و در پس‌آزمون برابر با (۰/۱۵) می‌باشد؛ در حالی که میانگین نمای لیاپانوف سری زمانی زانوی گروه تمرین در پیش‌آزمون معادل (۰/۳۳) و در پس‌آزمون برابر با (۰/۰۹) است. با توجه به نتایج آماری، اختلاف نمای لیاپانوف بین گروه کنترل و تمرین معنادار می‌باشد؛ بدین معنا که تمرین مورد نظر منجر به افزایش پایداری موضعی دینامیک در سری زمانی موقعیت زاویه‌ای مفصل زانو شده است.

## بحث و نتیجه‌گیری

پرش عمودی یکی از مهارت‌های مهم در بسیاری از ورزش‌ها مانند والیبال، بسکتبال، فوتبال، هندبال و غیره است که اجرای تکراری آن با حداکثر ارتفاع، نقش مهمی در موفقیت ورزشی دارد (۳۴). نتایج پژوهش حاضر نشان داد که برنامه تمرین منتخب منجر به افزایش معنادار حداکثر پرش عمودی به میزان متوسط ۳/۸۵ سانتی‌متر شده است که این میزان افزایش در پرش عمودی به‌عنوان عملکرد مهارت پرش عمودی مطلوب تلقی شده و می‌تواند بر اجرای مهارت تأثیرگذار باشد.

ازسوی دیگر، نتایج نشان‌دهنده اختلاف معنادار در پایداری دینامیک موضعی بین گروه کنترل و تمرین در پی تمرین بود. اختلاف مقدار نمای لیاپانوف سری زمان موقعیت زاویه‌ای در زانو بین گروه تمرین و کنترل معنادار بود؛ اما این اختلاف در مورد ران معنادار نبود. با بررسی میانگین پیش‌آزمون و پس‌آزمون مشاهده شد که مقدار نمای لیاپانوف در زانو و ران به‌دنبال تمرین با کاهش همراه بوده است. شایان‌ذکر است که کاهش میزان نمای لیاپانوف نشان‌دهنده پایداری موضعی دینامیک بیشتر در سیگنال‌های سری زمانی می‌باشد.

یکی از اهداف مهم سیستم عصبی در اجرای مهارت حرکتی، حفظ پایداری و به‌ویژه پایداری اندام فوقانی است. برخی از پژوهشگران عنوان کرده‌اند که هدف سیستم در پایداری حرکتی و پوسچر، حفظ پایداری اندام فوقانی است و اندام‌های تحتانی برای حفظ پایداری اندام فوقانی عمل می‌کنند (۳۵،۳۶). کانگ<sup>۱</sup> (۲۰۰۷) در پژوهشی به بررسی تغییرپذیری و پایداری کینماتیکی مفاصل اندام تحتانی در حین راه‌رفتن پرداخت و گزارش کرد که با افزایش سرعت راه‌رفتن، میزان پایداری دینامیک موضعی در مفاصل فوقانی (ران) کاهش می‌یابد و تنه نقش مهمی در کنترل راه‌رفتن دارد (۱۶). اگرچه مطالعات انجام‌شده در این زمینه بیشتر در ارتباط با گام‌برداری صورت گرفته‌اند، اما چنین به‌نظر می‌رسد که افزایش پایداری مشاهده‌شده در مفصل ران به‌دنبال تمرین ناشی از کنترل بیشتر آزمودنی‌ها در اجرای مهارت پرش عمودی می‌باشد. لازم‌به‌ذکر است که اگرچه اختلاف پایداری ران در پیش‌آزمون و پس‌آزمون در این پژوهش از نظر آماری معنادار نبود؛ اما میانگین مقدار نمای لیاپانوف در پس‌آزمون کمتر از پیش‌آزمون بود که این امر نشان‌دهنده پایداری بیشتر به‌دنبال تمرین می‌باشد. از دیدگاه مکانیکی، پایداری دینامیک موضعی، رفتار یک سیستم در پاسخ به اغتشاشات خیلی کوچک است. در واقع، پایداری موضعی دینامیک بدین معنا می‌باشد که آیا سیستمی که یک اغتشاش با هر اندازه‌ای را دریافت کرده است، قادر به ریکاوری می‌باشد یا خیر (۳۲،۳۷)؟ محاسبه پایداری موضعی با استفاده از تکنیک غیرخطی نمای لیاپانوف در فضای حالت سیستم به‌دنبال یک اغتشاش که منجر

به حرکت یک بردار به سمت بردار همسایه می‌گردد، بیان می‌کند که آیا سیستم قادر به هم‌گراکردن بردار به شرایط اولیه می‌باشد و یا بردار با گذشت زمان دچار واگرایی بیشتر می‌گردد؟ (۳۷، ۳۲، ۲۰). به نظر می‌رسد که به دنبال تمرین این میزان واگرایی در مفصل زانو و ران کاهش می‌یابد که این کاهش در مفصل زانو بیشتر است. در این راستا، پارک (۲۰۰۵) در پژوهشی تغییرپذیری درون‌آزمودنی در دو نوع پرش مخالف<sup>۱</sup> و فرود - پرش<sup>۲</sup> را مورد بررسی قرار داد و عنوان کرد که پارامترهای کینتیکی زانو به طور معناداری در فرود - پرش درمقایسه با پرش مخالف (هم بین‌آزمودنی و هم درون‌آزمودنی) همراه با تغییرپذیری بیشتری بود (۹). بالابودن تغییرپذیری در زانو با توجه به مطالعه پارک نشان‌دهنده ناپایداری بیشتر مفصل زانو قبل از برنامه تمرینی می‌باشد که با نتایج این پژوهش همخوانی دارد. شاید بالابودن میزان ناپایداری مفصل زانو قبل از اجرای برنامه تمرینی منتخب بیانگر قابلیت آن در کاهش تغییرپذیری و افزایش پایداری موضعی دینامیک مشاهده شده به دنبال تمرین و بهبود عملکرد پرش عمودی باشد.

بر مبنای مطالعات مختلف، مقدار تغییرپذیری توسط انحراف استاندارد ارزیابی می‌شود. افزایش مقدار تغییرپذیری که در نوسانات پاسچری و همچنین در راه رفتن یافت شده است، با افزایش خطر سقوط در سالمندان مرتبط می‌باشد (۳۹، ۳۸). در این مطالعات، افزایش تغییرپذیری با عدم پایداری مرتبط دانسته شده است. البته، عنوان شده است که یک سیستم متحرک با تغییرپذیری زیاد، نشان‌دهنده پایداری کم یا زیاد نمی‌باشد (۴۰)؛ زیرا، تغییرپذیری و پایداری در فرایندهای کنترل حرکتی ماهیت‌های متفاوتی دارند (۴۱). در این گونه مطالعات، تغییرپذیری با استفاده از روش‌های آماری خطی مانند انحراف استاندارد نمودار اثر کلی محاسبه می‌شود (۴۲)؛ در حالی که پایداری با استفاده از روش‌های غیرخطی اندازه‌گیری می‌گردد.

به طور کلی، نتایج نشان داد که در اجرای تکراری مهارت پرش عمودی که یکی از مهارت‌های مهم در فعالیت‌های ورزشی و تمرین می‌باشد، پایداری مفصل زانو به دنبال برنامه تمرینی منتخب بیشتر تحت تأثیر قرار گرفته است؛ بنابراین، پیشنهاد می‌شود که این موضوع در برنامه‌های تمرینی مدنظر قرار گیرد. همچنین، این احتمال وجود دارد که پایداری کمتر مفصل ران درمقایسه با پایداری مفصل زانو به دلیل نوع تمرینات رایج افزایش عملکرد پرش عمودی باشد. باید عنوان نمود که پایداری بیشتر در اجرای مهارت، علاوه بر کاهش احتمال آسیب‌های ورزشی منجر به بهبود و ثبات در اجرای عملکرد ورزشی می‌گردد. به نظر می‌رسد که تمرینات رایج افزایش پرش عمودی، پایداری بیشتر مفصل زانو درمقایسه با مفصل ران را در حین اجرای مهارت پرش عمودی به دنبال داشته باشد؛ بنابراین، پیشنهاد

- 
1. Countermovement Jump
  2. Drop Jump

می‌شود در تمرینات پرش عمودی فاکتورهایی در نظر گرفته شود تا پایداری مفصل مهم ران را در پی داشته باشد. لازم به ذکر است که پژوهش‌های قبلی انجام شده در حوزه پایداری و تغییرپذیری حرکتی، بیشتر بر مهارت‌هایی مانند راه رفتن و تاحدودی دویدن متمرکز بوده‌اند؛ از این رو، استفاده از روش‌های غیرخطی در بررسی پایداری و پیچیدگی سیستم حرکتی در اجرای مهارت‌های ورزشی با هدف کاهش آسیب و بهبود عملکرد پیشنهاد می‌گردد. همچنین، توصیه می‌شود نقش و تأثیر دیگر پروتکل‌های تمرینی جهت بهبود عملکرد پرش عمودی با استفاده از روش‌های غیرخطی که منجر به تحلیل بهتر سیستم حرکتی در فعالیت‌های ورزشی می‌شود، مورد بررسی قرار گیرد.

تمرکز اکثر پژوهش‌های اخیر بر رکورد و خروجی پرش عمودی بوده است در حالیکه رکورد یا حداکثر میزان پرش عمودی به تنهایی نمی‌تواند نشان از عملکرد ورزشکار در آن مهارت باشد. مطالعات قبلی عمدتاً پارامترهای کینماتیکی و کینتیکی پرش عمودی را بصورت نقطه‌ای مورد بررسی قرار داده‌اند و سیستم حرکتی انسان بصورت کل نگریسته نشده است. استفاده از روش‌های غیرخطی ویژگی‌های بیشتر و دقیق‌تر سیستم حرکتی انسان را نمایان می‌سازد.

تأثیر تمرین بر عملکرد ورزشکار به تنهایی نمی‌تواند خروجی رکورد مثل حداکثر ارتفاع دستیابی در پرش باشد و همانطور که در این مطالعه مشاهده شد افزایش پایداری مفصلی به عنوان یکی از شاخص‌های مهم عملکرد نیز به دنبال تمرین رخ می‌دهد. با توجه به اینکه برنامه تمرینی مورد استفاده در این مطالعه منجر به افزایش پایداری در مفصل زانو گردید، بنظر می‌رسد نوع تمرینات می‌تواند به پایداری در مفاصل مختلف منجر گردد.

## منابع

1. Tomika M, Owings T M, Grabiner M D. Lower extremity strength and coordination are independent contributors to maximum vertical jump height. *J Appl Biomech.* 2001; 17: 181-7.
2. Bobbert M, Van Soest A J. Why do people jump the way they do? *Exer Sport Sci.* 2001; 29: 95-102.
3. Harrison A, Ryan W, Hayes K. Functional data analysis of joint coordination in the development of vertical jump performance. *Sport Biomech.* 2007; 6: 199-214.
4. Hasson C, Dugan E L, Doyle T L, Humphries B, Newton R U. Neuromuscular strategies employed to increase jump height during the initiation of the squat jump. *J Electromyogr Kinesiolog.* 2004; 14: 515-21.
5. Miller D, East D J. Kinematic and kinetic correlates of vertical jumping in women. *Biomechanics*, University Park Press, Baltimore. 1976; P. 65-72.
6. Prilutsky B, Zatsiorsky V M. Tendon action of two-joint muscles: Transfer of mechanical energy between joints during jumping, landing and running. *J Biomech.* 1994; 27: 25-34.

7. Temfemo A, Hugues J, Chardon K, Mandengue Sh, Ahmaidi S. Relationship between vertical jumping performance and anthropometric characteristics growth in boys and girls. *Eur J Pediatr.* 2009; 168: 457-64.
8. Panoutsopoulos V, Papachatzis N, Kollias I A. Sport specificity background affects the principal component structure of vertical jump performance of identifying performance enhancement interventions. *J of Sport & Health Sci.* 2014; 3(3): 239-47.
9. Park G. The use of intra-subject variability as a means of identifying performance. Master thesis. School of Health and Human Performance, Dublin City University; 2005.
10. Dowelling J J, Vamos L. Identification of kinetic and temporal factors related to vertical jump performance. *J of Appl Biomech.* 1993; 9(2): 95-110.
11. Hochmuth G. Biomechanics of athletic movement. Berlin: Sportverlag; 1<sup>st</sup> ed. 1984. P.171-9.
12. Jaric S, Ristanovic D, Corcos D M. The relationship between muscle kinetic parameters and kinematic variables in a complex movement. *Eurpo J of Appl Physiol & Occup Physiol.* 1989; 59(5): 370-6.
13. Oddsson L. What factors determine vertical jumping height? 5th International Symposium on Biomechanics in Sports. Athens, Greece, 1987. 393-401.
14. Robertson D, Fleming D. Kinetics of standing broad and vertical jumping. *Can J Sport Sci.* 1987; 12(1): 19-23.
15. Stergiou N. Innovative analysis of human movement. Champaign IL: Human Kinetic; 1<sup>st</sup> ed. 2004. p. 29-87.
16. Kang H G. Kinematic and motor variability and stability during gait: Effects of age, walking speed and segment height. Doctoral thesis. The University of Texas at Austin; 2007.
17. James C R, Bates B T, Dufek J S. Classification and comparison of biomechanical response strategies for accommodating landing impact. *J of Appl Biomech.* 2003; 106-18.
18. Salaj S S, Milanovic D, Jukic I. The effects of proprioceptive training on jumping and agility performance. *Kinesiol.* 2007; 39(2): 134-41.
19. McBride J M, Triplett McBride T, Davie A, Newton R U. The effect of heavy vs. light-load jump squats on the development of strength, power, and speed. *The J of Strength & Cond Res.* 2002; 16(1): 82-75.
20. Newton R U, Rogers R A, Volek J S, Hakkinen K, Kraemer W J. Four weeks of optimal load ballistic resistance training at the end of season attenuates declining jump performance of women volleyball players. *The J of Strength & Cond Res.* 2006; 20(4): 955-61.
21. Sheppard J M, Dingley A A, Janssen I, Sprotford W, Chapman D W, Newton R U. The effect of assisted jumping on vertical jump height in high-performance volleyball players. *J of Sci & Med in Sport.* 2001; 14(1): 85-9.
22. Bernstein N A. Dexterity and its development. Psychology Press; Taylor & Francis Group. New York. 1<sup>st</sup> ed. 1996. P. 305-39.
23. Karver A A. Sand jump training versus ground jump training for volleyball players. Master thesis; California State University, Sacramento. 2012.
24. Bobbert M F, Gerritsen K G, Litjens M C, Van Soest A J. Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Med & Sci in Sports & Exe.* 1996; 28: 1402-12.



25. Arabatzi F, Kellis E, De Villarreal E S. Vertical jump biomechanics after plyometric, weight lifting, and combined (weight lifting+ plyometric) training. *The J of Streng & Cond Res.* 2010; 24(9): 2440-8.
26. De Villarreal E S, Kellis E, Kraemer W J., Izquierdo M. Determining variables of plyometric training for improving vertical jump height performance: A meta-analysis. *The J of Streng & Cond Res.* 2009; 23(2): 495-506.
27. Faigenbaum A D, McFarland J E, Keiper F B, Tevlin W, Ratamess N A, Kang J. Effects of a short-term plyometric and resistance training program on fitness performance in boys age 12 to 15 years. *J of Sports Sci & Med.* 2007; 23(2): 495-506.
28. Kotzamanidis C. Effect of plyometric training on running performance and vertical jumping in prepubertal boys. *The J of Streng & Cond Res.* 2006; 20(2): 441-5.
29. Kubo K, Morimoto M, Komuro T, Yata H, Tsunoda N, Kanehisa H. Effects of plyometric and weight training on muscle-tendon complex and jump performance. *Medicine & Sci in Sports & Exe.* 2007; 39(10): 1801-10.
30. Cavanaugh J T, Guskiewicz K M, Stergiou N. A nonlinear dynamic approach for evaluating postural control: New directions for the management of sport-related cerebral concussion. *Sport Med.* 2005; 35: 935-50.
31. Abarbanel H D I. Analysis of observed chaotic data. New York: Springer-Verlag; 1<sup>st</sup> ed. 1996. P.13-65.
32. Dingwell J B, Cusumano J P. Nonlinear time series analysis of normal and pathological human walking. *Chaos.* 2000; 10: 848-63.
33. Rapp P E. A guide to dynamical analysis. *Integ Physiol & Behav Sci.* 1994; 29: 311-27.
34. Wolf A, Swift J B, Swinney H, Vastano J A. Determining lyapanov exponents from a time series. *Physica D.* 1985; 284-311.
35. Nayfeh A H. Applied nonlinear dynamics: Analytical, computational, and experimental methods. Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim; 1<sup>st</sup> ed. 2004. P. 461-557.
36. Strogatz Sh. Nonlinear dynamics and chaos. Cambridge, MA, USA: Perseus Books Publishing; 2th ed. 2000. P.76-145.
37. Ratcliffe R J, Holt K G. Low frequency shock absorption in human walking. *Gait & Post.* 1997; 5(2): 93-100.
38. Cromwell R, Schurter J. Head stabilization strategies in the sagittal plane during locomotor tasks. *Physiother Res Int.* 2004; 9(1): 33-42.
39. Granata K P, Lockhart T E. Group differences among fall-prone individuals and healthy old and younger counterparts utilizing nonlinear stability measures. *J of Biomech.* 2006; 39(1): 81-9.
40. Demura S, Kitabayashi T, Aoki H. Body-sway characteristics during a static upright posture in the elderly. *Geriat & Gerontol Internat.* 2008; 8: 188-97.
41. Cavanaugh J T, Guskiewicz K M, Stergiou N. A nonlinear dynamic approach for evaluating postural control: New directions for the management of sport-related cerebral concussion. *Sport Med.* 2005; 35: 935-50.
42. Li L, Haddad J M, Hamill J. (2005). Stability and variability may respond differently to changes in walking speed. *Hum Move Sci.* 2005; 24: 257-67.

## استناد به مقاله

خالقی تازجی مهدی، صادقی حیدر، حسینی سیدعلی اصغر، معمار رغد. تأثیر چهار هفته برنامه تمرینی منتخب پرش عمودی بر پایداری دینامیک موضعی کینماتیک مفصل ران و زانو در اجرای پرش عمودی در مردان جوان فعال. مطالعات طب ورزشی. پاییز و زمستان ۱۳۹۶؛ ۸(۲۲)، ۵۲-۳۵. شناسه دیجیتال: 10.22089/smj.2017.2989.1166

Khaleghi. M, Sadeghi. H, Hosseini. S.A.A, Mi'mar. M. Effects of Selected Four Weeks Training on Hip and Knee Kinematics Local Dynamic Stability During Vertical Jump in Active Young Men. Sport Medicine Studies. Fall & Winter 2018; 8 (22): 35-52. (Persian). Doi: 10.22089/smj.2017.2989.1166

## Effects of Selected Four Weeks Training on Hip and Knee Kinematics Local Dynamic Stability during Vertical Jump in Active Young Men

M. Khaleghi<sup>1</sup>, H. Sadeghi<sup>2</sup>, S.A.A. Hosseini<sup>3</sup>, R. Memar<sup>4</sup>

1. Assistant Professor of Sports Biomechanics. Kharazmi University\*
2. Professor of Sports Biomechanics, Kharazmi University
3. Assistant Professor of Mechanical Engineering, Kharazmi University
4. Assistant Professor of Sports Biomechanics. Kharazmi University

Received: 2016/08/29

Accepted: 2016/12/24

---

### Abstract

Quantifying dynamic stability of athletic skills help to identification of motor behavior complexity to reduce injury and improve performance. The purpose of this study was to evaluate the effects of training on local dynamic stability in vertical jump maneuver. Twenty young male subjects (control (n=10), exercise (n=10)) participated in this study. Hip and knee kinematics and ground reaction forces data during vertical jump were recorded at pre-test and post-test. Exercise group participated in the vertical jump training program for four weeks (Twelve 40-minute sessions). Using largest finite- time Lyapunov exponent; a nonlinear method; local dynamic stability of hip and knee angular positions was calculated. The results showed that following increase in vertical jump height, selected protocol training significantly improved the dynamical stability of the knee joint. It seems, increasing vertical jump height following training, leading to greater stability of the knee joint rather than the hip.

**Keywords:** Vertical Jump, Local Dynamic Stability, Joint Kinematics

---

---

\* Corresponding Author

Email: Khaleghi@khu.ac.ir