

**تأثیر ناهنجاری زانوی پرانتری بر پایداری دینامیکی در تکلیف پرش - فرود تک پا**فرج الله شاه امیری فتاحی<sup>۱</sup>، محمدحسین علیزاده<sup>۲</sup>، هومن مینونزاد<sup>۳</sup>

تاریخ دریافت: ۹۱/۶/۲۰

تاریخ پذیرش: ۹۱/۱۱/۲۸

**چکیده**

اختلال در کنترل پوسچر می‌تواند باعث افزایش آسیب طی فعالیت‌های ورزشی شود. ناهنجاری زانوی پرانتری باعث تغییر محل عبور خط کشش ثقل از مرکز زانو به سمت قسمت داخل می‌شود و در نتیجه، پایداری پویا را مختل می‌کند. هدف از این مطالعه بررسی تأثیر ناهنجاری زانوی پرانتری بر پایداری پویا در تکلیف پرش-فرود تک‌پاست. ۲۸ دانشجوی پسر رشته تربیت بدنی (سن:  $21/53 \pm 1/65$  سال، وزن:  $7/51 \pm 66/76$  کیلوگرم، قد:  $4/54 \pm 173/38$  سانتی‌متر) که طبق وضعیت زانوهایشان در دو گروه زانوی پرانتری (۱۴ نفر) و نرمال (۱۴ نفر) قرار گرفتند، در این مطالعه شرکت کردند. زمان رسیدن به پایداری آزمودنی‌ها در راستای داخلی-خارجی (ML) و قدامی-خلفی (AP) و کلی (RV) با استفاده از صفحه نیرو در حرکت پرش-فرود ارزیابی شد. نتایج تحقیق نشان داد اختلاف معنی‌داری در زمان رسیدن به پایداری بین دو گروه زانوی پرانتری و زانوی نرمال در راستای قدامی-خلفی وجود ندارد ( $p > 0/05$ )، اما زمان رسیدن به پایداری در راستای داخلی-خارجی و در حالت کلی در گروه زانوی پرانتری بیشتر از گروه زانوی نرمال بود که این اختلاف معنی‌دار بود ( $p < 0/05$ ). نتایج نشان می‌دهد ناهنجاری زانوی پرانتری ممکن است نوسان پوسچرال را در راستای داخلی-خارجی و کلی تحت تأثیر قرار دهد. چنین به نظر می‌رسد که افزایش زمان رسیدن به پایداری در راستای داخلی-خارجی و در حالت کلی در گروه زانوی پرانتری به علت تغییر محل عبور خط کشش ثقل باشد؛ بنابراین پیشنهاد می‌شود به منظور جلوگیری از آسیب پرش-فرود در افراد با ناهنجاری زانوی پرانتری برنامه‌های تمرینی تعادل توصیه شود.

**واژگان کلیدی:** ناهنجاری زانوی پرانتری، پایداری پویا، تکلیف پرش-فرود.

۱. دانشجوی کارشناس ارشد آسیب شناسی و حرکات اصلاحی دانشگاه تهران (نویسنده مسئول)

Email: faraj.shahamiri@yahoo.com

۲. دانشیار دانشکده تربیت بدنی دانشگاه تهران

۳. استادیار دانشکده تربیت بدنی دانشگاه تهران

### مقدمه

کنترل پوسچر توانایی حفظ مرکز ثقل درون سطح اتکاست (۱۳). یافته‌های برخی پژوهش‌ها نشان می‌دهد، راستای اندام تحتانی از عوامل اثرگذار بر کنترل پوسچر است (۷،۱۲). ناهنجاری‌ها در اندام تحتانی می‌تواند بر بیومکانیک حرکات اثر منفی بگذارد و به علائم ناپایداری منجر شود. ون گلو و همکاران<sup>۱</sup> (۲۰۰۵) نشان دادند ناهنجاری زانوی پرانتزی که طی گشتاور پرونیشن ایجاد شده در مفاصل مچ و پا به وجود می‌آید، بر کنترل پوسچر تأثیر می‌گذارد (۲۸) و می‌تواند به تغییر چگونگی کنترل پوسچر منجر شود (۷).

زانوی پرانتزی از ناهنجاری‌های شایع مفصل زانو است. در حالت ایستادن طبیعی در صفحه فرونتال، خط مرکز ثقل یا محور مکانیکی اندام تحتانی از میان مرکز مفصل زانو می‌گذرد، به طوری که وزن بین قسمت‌های داخلی و خارجی زانو تقریباً به طور مساوی تقسیم می‌شود (۱۵). ناهنجاری زانوی پرانتزی باعث تغییر اعمال نیروها بر زانو می‌شود (۳۰)، طوری که خط کشش ثقل به سمت داخل زانو جابه‌جا می‌شود و نیروهای فشاری در قسمت داخلی زانو افزایش می‌یابد. این اختلاف ممکن است نابرابری تحمل وزن را افزایش دهد، سبب ناپایداری پوسچر شود (۲) و استراتژی کنترل پوسچر را طی ایستادن تغییر دهد (۸).

نایلند و همکاران<sup>۲</sup> (۲۰۰۲) نشان دادند که زانوی پرانتزی استراتژی‌هایی را که در کنترل پویا پوسچر نقش دارند مختل می‌کند، نوسان پوسچری<sup>۳</sup> را طی حرکات اندام تحتانی افزایش می‌دهد و باعث ضعف کنترل وضعیتی و تعادل در افراد دارای زانوی پرانتزی می‌شود (۱۸). در سال ۲۰۱۲ سماعی و همکاران<sup>۴</sup> نیز گزارش کردند که افراد دارای ناهنجاری زانوی پرانتزی، در مقایسه با افراد با زانوی نرمال پوسچری نوسان بیشتری در راستای داخلی-خارجی دارند، اما در مقایسه نوسان پوسچری در راستای قدامی-خلفی و در حالت کلی تفاوت معنی‌داری بین این دو گروه مشاهده نکردند.

افراد با زانوی پرانتزی در فعالیت‌های پرشی و دویدن‌های تکراری راستای جبرانی را در مچ، زانو و ران به وجود می‌آورند (۱). این راستای جبرانی باعث تغییر در مفصل تحت قاپی<sup>۵</sup> در زاویه مفصل درشت نئی-رانی<sup>۶</sup> می‌شود که در صفحه عرضی بر گشتاور<sup>۷</sup> و نیروهای مفصل مچ و زانو

- 
1. Van gheluwe
  2. Nyland et al
  3. Postural sway
  4. Samaei et al
  5. Subtalar
  6. Tibiofemoral
  7. Tibiofemoral

تأثیر می‌گذارد (۱۸). مطالعات نشان داده‌اند ناهنجاری زانوی پرانتری وضعیت پا<sup>۱</sup> را تغییر می‌دهد و سبب افزایش گشتاور پرونیشن مفصل تحت قاپی طی تماس با زمین می‌شود و نوسان پوسچری را طی دویدن افزایش می‌دهد ( ۲۵، ۲۸). افزایش گشتاور پرونیشن مفصل تحت قاپی ممکن است نیروی گشتاور گرانشی روی پا را تغییر دهد و روی قوس طولی داخلی پا فشار ایجاد کند (۱۶). گزارش شده است، افراد با کف پای صاف<sup>۲</sup> و گود<sup>۳</sup> کنترل پوسچر ضعیف‌تری طی ایستادن تک‌پا دارند (۲۷) که ممکن است نیروی عکس‌العمل زمین را در صفحه عرضی و محل مرکز فشار را روی کف پا تغییر دهد (۲۸) و در نتیجه، استراتژی کنترل تعادل را طی فعالیت‌های بدنی مختل کند؛ بنابراین پایداری پوسچر ممکن است تحت تأثیر راستای پا در هر دو وضعیت ایستا و پویا قرار گیرد (۷).

با در نظر گرفتن تأثیر ناهنجاری پرانتری روی انحراف محور مکانیکی مفصل زانو و همچنین تأثیرش روی گشتاور پرونیشن پا، به نظر می‌رسد این ناهنجاری ممکن است استراتژی کنترل تعادل را طی فعالیت‌های بدنی دچار اختلال کند. این برهم خوردن تعادل ممکن است خطر شیوع آسیب را طی فعالیت‌های ورزشی افزایش دهد (۱۴، ۱۷). اعتقاد بر این است که استراتژی کنترل تعادل سالم برای جلوگیری از آسیب طی فعالیت‌های بدنی سنگین مثل فعالیت‌های ورزشی ضروری است (۲۶). درحالی‌که شیوع بیشتر آسیب با کنترل پوسچر ضعیف همراه است (۱۷)، افراد دارای ناهنجاری زانوی پرانتری ممکن است در معرض خطر بیشتر آسیب طی فعالیت‌های ورزشی خود باشند؛ برای مثال آرمز و همکاران<sup>۴</sup> (۱۹۸۴) گزارش کردند احتمال وقوع آسیب لیگامان صلیبی قدامی در افرادی که زانوی پرانتری دارند، بیشتر است (۳).

بیشتر مطالعاتی که در ارتباط با پایداری افراد با زانوی پرانتری گرفته است در حالت ایستا بوده است (۱۸). کلبی و همکاران (۶) بیان کردند که وضعیت ایستاده، سیستم عصبی-عضلانی را در فعالیت‌های ورزشی، تفریحی یا حتی در فعالیت‌های روزانه به طور موثری به چالش نمی‌کشد. انواع داینامیک‌تر فعالیت‌ها مثل تکلیف پرش- فرود<sup>۵</sup> ممکن است ابزار دقیق‌تری در ارزیابی سیستم عصبی-عضلانی طی فعالیت‌های تک‌پا باشد (۲۹). مطالعات اندکی هم که در حالت پویا انجام شده است توسط تست‌هایی صورت گرفته که مشابه اعمال ورزشی نبوده و عمدتاً عملکردی و کاربردی نبوده‌اند (۲۴). در این تحقیق سعی بر آن است پایداری پویا که شاخص

- 
1. Foot
  2. Pronated foot
  3. Supinated foot
  4. Arms et al.
  5. jump-landing.

آن زمان رسیدن به پایداری<sup>۱</sup> در تکلیف پرش- فرود می‌باشد، در ناهنجاری زانوی پرانتزی مورد بررسی قرار بگیرد. زمان رسیدن به پایداری شاخصی از پایداری پویا است که پایداری پویا را در حرکت پرش- فرود ارزیابی می‌کند و به عنوان مدت زمانی که لازم است تا فرد پس از فرود به پایداری و ثبات برسد، تعریف می‌شود (۲۱،۱۰) و بنابراین یک تست کاملاً عملکردی است (۶). بنابراین هدف از این مطالعه بررسی تغییر در پایداری پویا در تکلیف پرش- فرود تک‌پا در افراد دارای ناهنجاری زانوی پرانتزی در مقایسه با گروه نرمال است.

### روش‌شناسی

بیست و هشت آزمودنی (سن:  $1/65 \pm 53/21$  سال، وزن:  $7/51 \pm 66/76$  کیلوگرم، قد:  $4/54 \pm 173/38$  سانتی متر) در دو گروه زانوی پرانتزی (۱۴ نفر) و زانوی نرمال (۱۴ نفر) به صورت هدفمند از بین دانشجویان پسر دانشکده تربیت بدنی دانشگاه خوارزمی (تربیت معلم) انتخاب و برای شرکت در این مطالعه به آزمایشگاه دعوت شدند.

معیارهای خروج: آزمودنی‌های با سابقه جراحی یا شکستگی در اندام تحتانی طی شش ماه گذشته، سابقه اسپرین مچ پا، ورزشکاران حرفه‌ای، آزمودنی‌ها دارای نقصان تعادل و سایر ناهنجاری‌های اندام تحتانی از معیارهای خروج از مطالعه بودند. تمام شرکت کنندگان به صورت داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند و با روال تحقیق آشنا شدند. برای ارزیابی زانوی پرانتزی از آزمودنی‌ها خواسته شد که پاهایشان را کنار هم قرار دهند. اگر فاصله بین دو کندیل داخلی بیش از ۳ سانتی متر بود به عنوان زانوی پرانتزی در نظر گرفته می‌شد (۲۴). سپس آزمودنی‌ها طبق راستای زانویشان در گروه‌ها قرار می‌گرفتند.

### جمع‌آوری داده‌ها

برای اندازه‌گیری مدت زمانی که فرد پس از تماس پا با صفحه نیرو به پایداری می‌رسد از صفحه نیروی سه‌محوره<sup>۲</sup> (مدل BERTEC،  $40 \times 60$  سانتی‌متر، ساخت آمریکا) استفاده شد. صفحه نیرو، نیروهای عکس‌العمل زمین را در سه راستای قدامی-خلفی، داخلی-خارجی و عمودی ثبت می‌کند. با استفاده از صفحه نیرو می‌توان نوسان پوسچری در راستای داخلی-خارجی و قدامی-خلفی و کلی تعیین کرد. زمان رسیدن به پایداری بیشتر در هر راستا نشان‌دهنده پایداری ضعیف‌تر در آن راستاست. قبل از اجرای پروتکل و جمع‌آوری داده‌ها، صفحه

- 
1. Time To Stabilization (TTS)
  2. Triaxial force plate

نیرو با وزن بدن آزمودنی طی ایستادن دو پا درجه‌بندی<sup>۱</sup> می‌شد.

### زمان رسیدن به پایداری

زمان رسیدن به پایداری بعد از اجرای تکلیف پرش-فرود محاسبه شد. برای اجرای تکلیف پرش-فرود و محاسبه زمان رسیدن به پایداری روی صفحه نیرو، ابتدا لازم بود ۵۰ درصد حداکثر پرش ارتفاع آزمودنی محاسبه شود (۲۹). از دستگاه دیجیتالی پرش سارجنت (مدل Yagami)، برای اندازه‌گیری حداکثر پرش عمودی آزمودنی‌ها استفاده شد. برای انجام این عمل آزمودنی‌ها زیر دستگاه دیجیتالی پرش سارجنت ایستادند و دستشان را تا حداکثر ارتفاع و تا جایی که ممکن بود بالا بردند، بدون اینکه پاشنه از زمین جدا شود. این اندازه‌گیری به‌عنوان ارتفاع ایستاده آزمودنی در نظر گرفته شد. سپس، از آزمودنی‌ها خواسته شد تا جایی که ممکن است بپرند و روی دو پا فرود بیایند. این ارتفاع به‌عنوان حداکثر پرش عمودی ثبت شد. هر آزمودنی پرش عمودی را سه بار انجام می‌داد و بهترین پرش به‌عنوان حداکثر پرش عمودی آزمودنی ثبت می‌شد. سپس، علامتی معادل ۵۰ درصد حداکثر پرش آزمودنی‌ها کنار دستگاه صفحه نیرو قرار داده شد. به آزمودنی‌ها آموزش داده شد تا با پای برهنه از فاصله ۷۰ سانتی‌متری تا صفحه نیرو با دو پا پرش کنند و علامت معادل ۵۰ درصد حداکثر پرش را لمس کنند و با پای غالب روی مرکز صفحه نیرو فرود بیایند (۲۹). به آن‌ها آموزش داده شد که به محض فرود روی صفحه نیرو، دست‌ها را در ناحیه لگن قرار داده، سر را بالا نگه دارند و روبرو را نگاه کنند و به مدت ۲۰ ثانیه بدون حرکت بایستند (شکل ۱). اگر آزمودنی روی صفحه نیرو لی می‌کرد یا با پای دیگر صفحه نیرو را لمس می‌کرد و یا دستش با صفحه نیرو تماس پیدا می‌کرد، آن پرش حذف می‌شد. قبل از اجرای پروتکل، آزمودنی‌ها اجازه داشتند چندین بار پرش فرود را تمرین کنند تا با شرایط و نحوه اجرای آزمون آشنا گردند. معمولاً آزمودنی‌ها به ۳-۵ پرش نیاز داشتند تا با پروتکل آشنا شوند. هر آزمودنی تکلیف پرش-فرود را سه مرتبه اجرا کرد. زمان رسیدن به پایداری در هر سه مرتبه اجرای آزمودنی محاسبه و سپس میانگین زمان سه اجرا به‌عنوان زمان رسیدن به پایداری آزمودنی در نظر گرفته شد. به‌منظور پیشگیری از خستگی بین هر بار پرش ۲ دقیقه استراحت داده شد.



شکل ۱. پروتکل پرش-فرود از سمت راست قبل از پرش، حین پرش و هنگام فرود

### تجزیه و تحلیل اطلاعات

اطلاعات نیروهای عکس‌العمل زمین از لحظه‌ای که پای فرد با صفحه نیرو تماس پیدا می‌کند به مدت ۲۰ ثانیه و با فرکانس نمونه‌برداری ۲۰۰ هرتز (۱۰) در راستای داخلی-خارجی و قدامی-خلفی، با استفاده از صفحه نیرو ثبت شد. این اطلاعات روی رایانه ذخیره شد (۲۱، ۲۲، ۲۹). ابتدا، با استفاده از فیلتر پایین‌گذر باتر ورث<sup>۱</sup> نویزهای اطلاعات حذف شد. محاسبه زمان رسیدن به پایداری مؤلفه‌های داخلی-خارجی<sup>۲</sup> (MLTTS) و قدامی-خلفی<sup>۳</sup> (APTTS) اطلاعات نیروهای عکس‌العمل مربوط به هر پرش آزمودنی بر اساس یافته‌های گلدی و همکاران<sup>۴</sup> (۹) به‌طور جداگانه توسط نرم‌افزار ریاضیاتی متلب<sup>۵</sup> تجزیه و تحلیل شد.

برای محاسبه زمان رسیدن به پایداری، با استفاده از نیروهای عکس‌العمل، ابتدا دو فاصله زمانی ۵ تا ۱۰ و ۱۰ تا ۱۵ ثانیه در نظر گرفته شد. سپس، دامنه این دو بازه زمانی که شامل تغییرات نیروی عکس‌العمل بود، محاسبه و بازه‌ای که دامنه نیروهای عکس‌العمل آن کوچک‌تر بود به‌عنوان بازه زمانی انتخاب شد که در آن آزمودنی پایداری مطلوب دارد. بزرگ‌ترین عدد این بازه معادل خطی افقی است که روی نیروهای عکس‌العمل قرار داده می‌شود. در واقع این خط افقی نشان‌دهنده حالت پایدار آزمودنی است. سپس، اطلاعات نیروی عکس‌العمل یک‌سویه

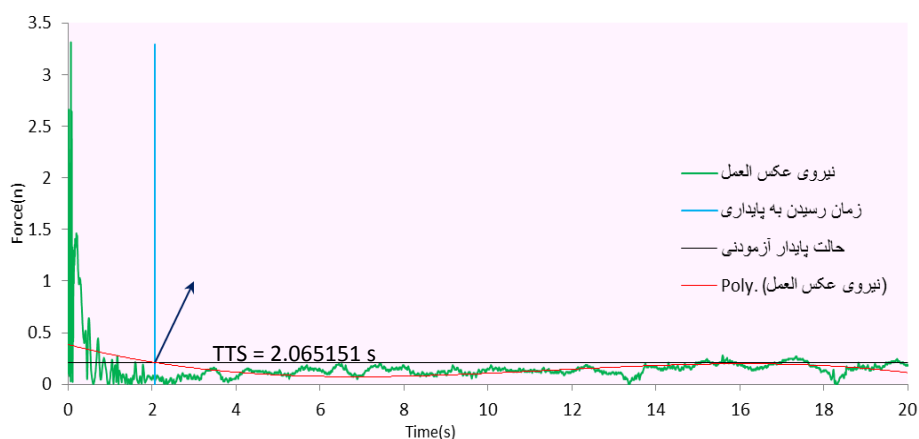
1. Butter Worth, Low Pass Filter
2. Medial-Lateral Time To Stabilization (MLTTS)
3. Anterior-posterior Time To Stabilization (APTTS)
4. Goldie et al
5. MatLab

شد و از نقطهٔ حداکثر نیروی عکس‌العمل یک نمودار چندجمله‌ای درجه سه<sup>۱</sup> بر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل قرار داده شد. زمان رسیدن به پایداری در هر یک از مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل، نقطه‌ای است که نمودار چندجمله‌ای درجه سه خط افقی را قطع می‌کند. محاسبهٔ دقیق زمان رسیدن به پایداری به این صورت انجام شد که فرمول درجه سه به دست آمده از نمودار چندجمله‌ای درجه سه معادل عدد افقی قرار داده شد که روی نیروهای عکس‌العمل قرار گرفت و با حل کردن این معادلهٔ درجه سه توسط برنامهٔ متلب زمان دقیق رسیدن به پایداری محاسبه شد. شکل ۲ نحوهٔ محاسبهٔ زمان رسیدن به پایداری در حرکت پرش-فرود یک آزمودنی را در راستای داخلی-خارجی نشان می‌دهد. محور افقی نشان‌دهندهٔ زمان و محور عمودی نشان‌دهندهٔ نیرو است. برای کنترل متغیر مخل وزن، نیروهای عکس‌العمل در هر دو راستا بر وزن آزمودنی تقسیم شد. زمان رسیدن به پایداری در هر سه مرتبه اجرای آزمودنی در هر دو راستای داخلی-خارجی (MLTTS) و قدامی-خلفی (APTTs) محاسبه و سپس میانگین زمان سه اجرا به عنوان زمان رسیدن به پایداری آزمودنی در آن راستا در نظر گرفته شد. بعد از اینکه دو راستای داخلی-خارجی و قدامی-خلفی محاسبه شدند، زمان رسیدن به پایداری کلی<sup>۲</sup> (RVTTs) با استفاده از فرمول زیر محاسبه شد (۲۹).

$$RVTTs = \sqrt{MLTTS^2 + APTTS^2}$$

اگرچه زمان رسیدن به پایداری در راستای قدامی-خلفی (APTTs) و داخلی-خارجی (MLTTS) معمولاً به طور جداگانه گزارش می‌شوند، اخیراً متغیر زمان رسیدن به پایداری کلی (RVTTs) گزارش می‌شود تا ارزیابی پایداری واحدی از هر دو صفحه حرکتی را فراهم کند (۲۳). اعتقاد بر این است که شاخص پایداری کلی بهترین تعیین‌کنندهٔ توانایی کلی افراد برای حفظ تعادل است (۲۰). میانگین مقادیر زمان رسیدن به پایداری کلی (RVTTs) برای هر یک از آزمودنی‌ها محاسبه شد.

- 
1. Unbounded third-order polynomial
  2. Resultant vector time to stabilization



شکل ۲. زمان رسیدن به پایداری، نیروهای عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی در تکلیف پرش - فرود

مقادیر میانگین مؤلفه‌های زمان رسیدن به پایداری قدامی-خلفی و داخلی-خارجی و کلی بین گروه‌های تحقیق با استفاده از روش t-test مستقل مقایسه شد. از آزمون کولموگروف-اسمیرنوف برای بررسی نرمال بودن داده‌ها استفاده شد. ضریب اطمینان ۰/۹۵ و آلفای کمتر از ۰/۰۵ برای مشخص کردن سطح معنی‌داری بین گروه‌های زانوی پرانرژی و زانوی نرمال استفاده شد. تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه ۱۹ انجام شد.

### یافته‌های پژوهش

در داده‌های جمعیت‌شناختی شامل: سن، قد و وزن اختلاف معنی‌داری بین آزمودنی‌ها مشاهده نشد (جدول ۱). جدول ۲ زمان رسیدن به پایداری داخلی-خارجی و قدامی-خلفی و کلی را در گروه‌های آزمایش نشان می‌دهد. مقایسه مقادیر زمان رسیدن به پایداری ثبت‌شده، اختلاف معنی‌داری را بین دو گروه در راستای قدامی-خلفی نشان نداد ( $p > 0/05$ )، اما زمان رسیدن به پایداری در راستای داخلی-خارجی و در حالت کلی در گروه زانوی پرانرژی به‌طور معنی‌داری بیشتر از گروه زانوی نرمال بود ( $p < 0/05$ ) (جدول ۲).

جدول ۱. داده‌های جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها و فاصله بین زانوها

متغیر	زانوی پرانرژی (n=۱۴)	زانوی نرمال (n=۱۴)
وزن (kg)	۶۷/۳±۶/۹۹	۶۶/۲۳±۸/۲۵
قد (cm)	۱۷۱/۷۶±۳/۷۴	۱۷۵±۴/۸۳
سن (سال)	۲۱/۳±۱/۸۸	۲۱/۷۶±۱/۴۲



فاصله بین زانوها (cm)				
۵/۴۲±۱/۹۸				
۰/۸۵۷±۰/۶				
جدول ۲. میانگین زمان رسیدن به پایداری، مقدار F و مقدار معنی‌داری آزمودنی‌ها				
زمان رسیدن به پایداری	زانوی پرانتزی (n=۱۴)	زانوی نرمال (n=۱۴)	مقدار F	سطح معنی‌داری
MLTTS	۳/۱۶۷ ± ۱/۷۵	۲/۰۷۲ ± ۰/۶۳۷	۱/۰۸۶	۰/۰۳۷
APTTS	۳/۲۶۶ ± ۰/۴۸۴	۳/۲۳۸ ± ۰/۳۷۱	۰/۵۹۸	۰/۸۶۷
RVTTS	۴/۶۶۸ ± ۱/۴۴	۳/۸۱۳ ± ۰/۴۳۳	۱/۱۹۷	۰/۰۴۳

### بحث و نتیجه‌گیری

هدف از این مطالعه، مقایسهٔ زمان رسیدن به پایداری در ناهنجاری زانوی پرانتزی و زانوی نرمال بود. از روش زمان رسیدن به پایداری که شاخصی از پایداری پویاست. برای محاسبهٔ پایداری پویای آزمودنی‌ها از تکلیف پرش- فرود استفاده شد. در این روش هر چه زمان رسیدن به پایداری بیشتر باشد، نشان‌دهندهٔ پایداری پویای ضعیف‌تر است. یافته‌های پژوهش نشان داد ناهنجاری زانوی پرانتزی بر شاخص پایداری پویا در راستای داخلی-خارجی و شاخص پایداری کلی طی تکلیف پرش-فرود تک‌پا تأثیر می‌گذارد، اما بر شاخص پایداری قدامی-خلفی اثری ندارد. فرآیند حفظ مرکز ثقل در محدودهٔ سطح اتکا به‌عنوان فرآیند کنترل تعادل شناخته شده است که به‌عنوان شاخصی برای ارزیابی عملکرد اندام تحتانی استفاده می‌شود (۱۵). سیستم کنترل تعادل سالم در پیشگیری از آسیب هم طی فعالیت‌های روزانه و هم در حین فعالیت‌های ورزشی مهم است (۱۹،۲۶).

نتایج این تحقیق نشان داد نوسان پوسچر در راستای قدامی-خلفی (صفحهٔ سهمی<sup>۱</sup>) ممکن است به‌وسیلهٔ ناهنجاری زانوی پرانتزی تحت تأثیر قرار نگیرد، در حالی که پایداری در راستای داخلی-خارجی (صفحهٔ عرضی<sup>۲</sup>) می‌تواند تحت تأثیر این ناهنجاری قرار بگیرد. ناهنجاری زانوی پرانتزی در صفحهٔ عرضی اتفاق می‌افتد؛ بنابراین منطقی است که زمان رسیدن به پایداری در ناهنجاری زانوی پرانتزی در راستای قدامی-خلفی تفاوتی نداشته باشد؛ زیرا این نوع ناهنجاری بیشتر از آنکه بر حرکات قدامی-خلفی تأثیر داشته باشد بر حرکات داخلی-خارجی اثر می‌گذارد، اما در راستای داخلی-خارجی زمان رسیدن به پایداری گروه زانوی پرانتزی بیشتر از گروه نرمال بود که این اختلاف معنی‌دار بود. زمان رسیدن به پایداری در حالت کلی نیز در گروه زانوی پرانتزی بیشتر از گروه نرمال بود که این اختلاف نیز معنی‌دار بود. زمان رسیدن به پایداری در حالت کلی تحت تأثیر هر دو راستای داخلی-خارجی و قدامی-

1. Sagittal plane
2. Frontal plane

خلفی قرار می‌گیرد، اما در این تحقیق تأثیر راستای داخلی-خارجی بر این حالت بیشتر بود که باعث شد زمان رسیدن به پایداری در این حالت بین دو گروه معنی‌دار شود. نتایج این تحقیق با نتایج تحقیق سمعی و همکاران<sup>۱</sup> و نایلند و همکاران<sup>۱</sup> هم‌راستا بوده است. سمعی و همکاران (۲۰۱۲) تأثیر زانوی پرانتری را بر پایداری پویا و ایستای پوسچر در زنان غیرورزشکار، با استفاده از سیستم تعادل بایودکس بررسی و گزارش کردند که افراد با زانوی پرانتری، پایداری پویا و ایستای ضعیف‌تری در راستای داخلی-خارجی دارند، اما پایداری پویا و ایستای این افراد در راستای قدامی-خلفی و کلی با افراد زانوی نرمال تفاوتی ندارد (۲۴). نایلند و همکاران (۲۰۰۲) نیز تأثیر زانوی پرانتری را بر استراتژی کنترل پوسچر در حالت ایستادن تک‌پا بررسی کردند. آن‌ها چنین گزارش کردند که افراد زانوی پرانتری طی ایستادن تک‌پا از استراتژی کنترل پویای پوسچر متفاوتی استفاده می‌کنند و علت تعادل ضعیف‌تر را به اتکای بیشتر این افراد به مفصل تحت قاپی و مفصل میانی پا نسبت دادند (۱۸). طبق این مطالعات، ناهنجاری زانوی پرانتری باعث اختلال در پایداری می‌شود.

اگرچه تأثیر ناهنجاری زانو پرانتری روی کنترل پوسچر در چند مطالعه بررسی شده است، اما تحقیقات اندک در خصوص پایداری در افراد دارای ناهنجاری زانوی پرانتری بیشتر با استفاده از آزمون‌هایی انجام شده است که در حالت ایستا و به‌صورت تک‌پا انجام می‌شوند (۱۸) و برخی دیگر از این مطالعات نیز با استفاده از آزمون‌هایی انجام شده است که مشابه فعالیت‌های ورزشی نبوده و عملکردی نبوده‌اند (۲۴). در تحقیق حاضر از آزمون پرش-فرود استفاده شده که حرکت متداول بسیاری از ورزش‌هاست. بسیاری از ورزشکاران حرکت پرش-فرود را که از حرکات آسیب‌زای ورزشی است در حین رقابت‌ها و فعالیت‌های ورزشی اجرا می‌کنند و بنابراین حرکتی کاملاً عملکردی است. یکی از دلایل افزایش زمان رسیدن به پایداری در راستای داخلی-خارجی می‌تواند تأثیر زانوی پرانتری بر نیروها در صفحه عرضی زانو باشد. در ناهنجاری زانوی پرانتری خط نیرو از مرکز زانو به سمت داخل تغییر می‌یابد و بار<sup>۲</sup> کمپارتمنت داخلی زیاد می‌شود (۳۰) و باعث می‌شود که خط ثقل به سمت داخل جابه‌جا شود. این تغییرات در افراد زانوی پرانتری می‌تواند نوسان پوسچری را در جهت داخلی-خارجی افزایش دهد. انکر و همکاران<sup>۳</sup> نشان دادند که نامتقارن بودن تحمل وزن می‌تواند نوسان پوسچری را افزایش دهد (۲). در این خصوص مشخص شده است که ناهنجاری زانو در صفحه عرضی ممکن است توزیع وزن طبیعی را روی مفصل زانو و همچنین مفصل مچ تغییر دهد (۱۱). به نظر می‌رسد افزایش

---

1. Nyland, et al.

2. Load

3. Anker, et al.

عدم تقارن تحمل وزن باعث افزایش نوسان پوسچری می‌شود (۲). از طرف دیگر، این ناهنجاری می‌تواند گشتاور گرانشی داخلی-خارجی را روی زانو و اندام تحتانی افزایش دهد که ممکن است روش کنترل تعادل را مختل کند. نشان داده شده است که ناهنجاری زانوی پرانتری می‌تواند وضعیت پا را تغییر دهد و باعث چرخش داخلی در پا شود. این وضعیت ممکن است سبب افزایش گشتاور جبرانی میچ پا و پرونیشن در مفصل تحت قاپی و مفصل میانی پا طی تحمل وزن شود (۲۸). پوسچر طبیعی پا برای عملکرد دقیق و صحیح برای حفظ خط ثقل در سطح اتکا ضروری است (۵)، اما تغییر در پوسچر پا ممکن است عملکرد پا را برای کنترل تعادل تغییر دهد (۴). کات و همکاران<sup>۱</sup> (۲۰۰۵) نشان دادند که تغییر در وضعیت پا (پرونیشن پا) بر شاخص نوسان پوسچر تأثیر می‌گذارد و باعث افزایش نوسان پوسچری و پایداری ضعیف‌تری می‌گردد (۷)؛ بنابراین با توجه به تأثیر زانوی پرانتری بر وضعیت پا احتمالاً یکی از دلایل ضعف پایداری در نمونه‌های پای پرانتری تحقیق حاضر به این مورد مربوط شود. نتایج این مطالعه نشان داد ناهنجاری زانوی پرانتری ممکن است نوسان پوسچری را در راستای داخلی-خارجی و کلی افزایش دهد و سبب اختلال تعادل شود و باعث شود که افراد دارای زانوی پرانتری در هنگام فرود دیرتر به پایداری برسند. اختلاف در شاخص کنترل پویا پوسچر ممکن است، به دلیل ضعف تعادل، افراد با ناهنجاری زانوی پرانتری را طی فعالیت‌های ورزشی بیشتر در معرض خطر آسیب قرار دهد؛ بنابراین پیشنهاد می‌شود در برنامه تمرینی آن دسته از ورزشکارانی که دارای زانوی پرانتری هستند تمرینات تعادلی اضافه شود.

### منابع:

1. Andriacchi, T. P. (1994). "Dynamics of knee malalignment." *The Orthopedic Clinics of North America* 25(3): 395.
2. Anker, L. C., V. Weerdesteyn, et al. (2008). "The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects." *Gait & posture* 27(3): 477-471.
3. Arms, S. W., M. H. Pope, et al. (1984). "The biomechanics of anterior cruciate ligament rehabilitation and reconstruction." *The American journal of sports medicine* 12(1): 18-8.
4. Bal, A., E. Aydog, et al. (2006). "Foot deformities in rheumatoid arthritis and relevance of foot function index." *Clinical rheumatology* 25(5): 671-675.
5. Barrett, R. and G. A. Lichtwark (2008). "Effect of altering neural, muscular and tendinous factors associated with aging on balance recovery using the ankle strategy: A simulation study." *Journal of theoretical biology* 254(3): 546-554.
6. Colby, S., R. Hintermeister, et al. (1999). "Lower limb stability with ACL impairment."

---

1. Cote, et al

- The Journal of orthopaedic and sports physical therapy 29(8): 444-454.
7. Cote, K. P., M. E. Brunet, et al. (2005). "Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability." *Journal of athletic training* 40(1): 41-46.
  8. Desai, S. S., G. M. Shetty, et al. (2007). "Effect of foot deformity on conventional mechanical axis deviation and ground mechanical axis deviation during single leg stance and two leg stance in genu varum." *The Knee* 14(6): 452-457.
  9. Goldie, P., T. Bach, et al. (1989). "Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity." *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 70(7): 510-517.
  10. ribble, P. A., J. Mitterholzer, et al. (2012). "Normalizing considerations for time to stabilization assessment." *Journal of Science and Medicine in Sport* 15(2): 159-163.
  11. Haim, A., N. Rozen, et al. (2008). "Control of knee coronal plane moment via modulation of center of pressure: a prospective gait analysis study." *Journal of biomechanics* 41(14): 3010-3016.
  12. Hertel, J., M. R. Gay, et al. (2002). "Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types." *Journal of athletic training* 37(2): 129-132.
  13. Horak, F. B. (1987). "Clinical measurement of postural control in adults." *Physical Therapy* 67(12): 1881-1885.
  14. Hrysmallis, C., P. McLaughlin, et al. (2007). "Balance and injury in elite Australian footballers." *International journal of sports medicine* 28(10): 844-847.
  15. Johnson, F., S. Leitl, et al. (1980). "The distribution of load across the knee. A comparison of static and dynamic measurements." *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume* 62(3): 346-349.
  16. Kisner, C. and L. A. Colby. (1990). *Therapeutic exercise*, FA Davis.
  17. McGuine, T. A., J. J. Greene, et al. (2000). "Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players." *Clinical Journal of Sport Medicine* 10(4): 239-244.
  18. NYLAND, J., S. SMITH, et al. (2002). "Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance." *Medicine & Science in Sports & Exercise* 34(7): 1150-1157.
  19. Owen, J. L., S. Campbell, et al. (2006). "Is there evidence that proprioception or balance training can prevent anterior cruciate ligament (ACL) injuries in athletes without previous ACL injury?" *Physical Therapy* 86(10): 1436-1440.
  20. Perron, M., L. J. Hébert, et al. (2007). "The ability of the Biodex Stability System to distinguish level of function in subjects with a second-degree ankle sprain." *Clinical Rehabilitation* 21(1): 73-81.
  21. Ross, S. E. and K. Guskiewicz (2003). "Time to stabilization: a method for analyzing dynamic postural stability." *Athl Ther Today* 8(3): 37-39.
  22. Ross, S. E. and K. M. Guskiewicz (2004). "Examination of static and dynamic

- postural stability in individuals with functionally stable and unstable ankles ".  
Clinical Journal of Sport Medicine 14(6): 332-338.
23. Ross, S. E., K. M. Guskiewicz, et al. (2008). "Assessment tools for identifying functional limitations associated with functional ankle instability." Journal of athletic training 43(1): 44-50.
24. Samaei ,A., A. Bakhtiary, et al. (2012). "Effects of Genu Varum Deformity on Postural Stability." International journal of sports medicine 33(6): 469-473.
25. Subotnick, S. I. and S. G. Newell (1975). Podiatric sports medicine, Futura Publishing Company.
26. Thacker, S., D. Stroup, et al. (2003). "Prevention of knee injuries in sports. A systematic review of the literature." The Journal of sports medicine and physical fitness 43(2): 165-179.
27. Tsai, L. C., Y. BING, et al. (2006). "Comparison of different structural foot types for measures of standing postural control." The Journal of orthopaedic and sports physical therapy 36(12): 942-953.
28. Van Gheluwe, B., K. A. Kirby, et al. (2005). "Effects of simulated genu valgum and genu varum on ground reaction forces and subtalar joint function during gait." Journal of the American Podiatric Medical Association 95(6): 531-541.
29. Webster, K. A. and P. A. Gribble (2010). "Time to Stabilization of Anterior Cruciate Ligament-Reconstructed Versus Healthy Knees in National Collegiate Athletic Association Division I Female Athletes." Journal of athletic training 45(6): 580-585.
30. Witvrouw, E., L. Danneels, et al. (2009). "Does soccer participation lead to genu varum?" Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy 17(4): 422-427.

## ارجاع مقاله به روش APA

شاهامیری فتاحی، فرج الله؛ علیزاده، محمد حسین؛ مینونژاد، هومن؛ (۱۳۹۲)، تأثیر ناهنجاری زانوی پرانتری بر پایداری داینامیکی در تکلیف پرش- فرود تک‌پا، مطالعات طب ورزشی، ۱۳، ۳۹-۵۲

## ارجاع مقاله به روش vancouver

شاهامیری فتاحی فرج الله؛ علیزاده محمد حسین؛ مینونژاد هومن. تأثیر ناهنجاری زانوی پرانتری بر پایداری داینامیکی در تکلیف پرش- فرود تک‌پا، مطالعات طب ورزشی، ۱۳۹۲؛ ۵ (۱۳): ۳۹-۵۲

