

## ارزیابی کنترل قامت در زنانهای با راستای مختلف

\*مریم یحیایی راد<sup>۱</sup>، علی اصغر نورسته<sup>۲</sup>، علی شمسی<sup>۳</sup>

### چکیده

**مقدمه:** امروزه افراد زیادی در فعالیتهای ورزشی-تفریحی شرکت می‌کنند که منجر به افزایش آسیبهای ورزشی شده است. کنترل قامت نقش مهمی در اجرای ورزشی و جلوگیری از آسیب دارد. هدف از این مطالعه بررسی تعادل در افراد با راستای مختلف زانو در شرایط پرش و فرود روی پای غالب بود.

**روش بررسی:** ۳۳ زن ورزشکار سالم بر اساس راستای زانو در یکی از سه گروه (۱۶ نفر زانوی با راستای طبیعی، ۱۰ نفر زانوی پرانتری و ۷ نفر زانوی ضربدری) قرار گرفتند. برای ارزیابی زانو در صفحه تاجی از یک گونیامتر یونیورسال استفاده شد. شاخص ثبات قامت پویا با دو تکلیف پرش از پهلو و پرش رو به جلو بر روی صفحه نیرو ارزیابی شد. برای مقایسه اختلاف بین میانگین شاخص ثبات قامت پویا بین گروههای زانوی پرانتری و ضربدری با گروه کنترلشان در دو تکلیف پرشی از آزمون تی مستقل استفاده شد.

**یافته‌ها:** اختلاف معنی‌داری بین گروهها در پرش رو به جلو دیده نشد و در گروه زانوی پرانتری نسبت به گروه کنترل در پرش از پهلو اختلاف معنی‌داری مشاهده شد ( $p < 0.05$ ).

**بحث و نتیجه‌گیری:** نتایج نشان داد که زانوی پرانتری می‌تواند موجب کاهش تعادل پویا شود. به نظر می‌رسد که برنامه‌های تمرینی تعادلی همانند پرش از پهلو برای ورزشکاران با راستای زانوی پرانتری مفید است.

### کلمات کلیدی: تعادل وضعیتی، زانو، ورزشکاران

(سال نوزدهم، شماره چهارم، زمستان ۱۳۹۶، مسلسل ۶۱)

تاریخ پذیرش: ۹۶/۹/۱۱

فصلنامه علمی پژوهشی ابن سینا / اداره بهداشت، امداد و درمان نهجا

تاریخ دریافت: ۹۶/۷/۲۲

۱. کارشناس ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات

اصلاحی، رشت، ایران، دانشگاه گیلان، دانشکده تربیت

بدنی و علوم ورزشی (مؤلف مسئول)

myahyaei777@yahoo.com

۲. استاد، رشت، ایران، دانشگاه گیلان، دانشکده تربیت

بدنی و علوم ورزشی

۳. استادیار، رشت، ایران، دانشگاه گیلان، دانشکده تربیت

بدنی و علوم ورزشی

## مقدمه

کنترل ثبات قامت برای انجام فعالیت‌های روزانه ضروری است. انسان همانند تمامی گونه‌های خاکزی در میدان جاذبه‌ای حرکت می‌کند که توسط این نیروی کشش به سمت مرکز زمین دائماً دچار بی ثباتی قامتی می‌شود [۱]. ثبات قامت وابسته به کنترل قامت است که توانایی نگهداری مرکز ثقل بدن در یک محدوده معین تعریف می‌شود و برای کنترل قامت اطلاعات فراهم شده توسط حس‌های پیکری، بینایی و دهلیزی ضروری هستند [۲]. ثبات قامت توانایی نگهداری و کنترل مرکز جرم در ارتباط با سطح اتکاء برای جلوگیری از افتادن و کامل کردن حرکت مورد نظر است. تعادل فرآیندی است که توسط ثبات قامت بدست می‌آید [۳]. ارزیابی کنترل قامت اطلاعات مفیدی برای شناسایی افراد دچار نقص کنترل قامت فراهم می‌کند [۴، ۵]. ارزیابی کنترل قامت در طب ورزشی برای شناسایی ورزشکاران در خطر آسیب و پیشگیری از آسیب‌های مرتبط با ورزش استفاده می‌شود [۷-۵]. زانوی پراتنزی و ضربدیری ساختارهای غیرطبیعی شناخته شده‌ای در اندام تحتانی هستند [۸]. با وجود آنها ممکن است توانایی گروه عضلانی چهارسر در هر دو صفحه تاجی و سهمی دچار نقصان شود [۹]. به علت وابستگی ثبات به زنجیره حرکتی قامت، ناراستایی ایجاد شده در هر قسمت ممکن است حرکات جبرانی در دیگر قسمت‌ها ایجاد کند [۱۰]. در ورزشکاران با زانوی پراتنزی و ضربدیری برای شرکت در پرش‌ها و دویدن‌های تکراری مورد نیاز بسیاری از ورزشها، راستای جبرانی از طریق مفاصل ران، مچ پا، ساب تالار<sup>۱</sup> و میدتارسال<sup>۲</sup> ضروری است [۹]. راستای قامتی بر درون داده‌های حسی سیستم عصبی مرکزی و محل مرکز ثقل اثرگذار است [۱۰]. شواهد علمی پیشنهاد می‌کنند که هر دو تغییر شکل<sup>۳</sup> می‌توانند در محل مرکز فشار و کنترل میکائیکی تعادل هنگام ایستادن روی یک پا اثر گذار باشند. علاوه بر این

1. Sub talar
2. Mid tarsal
3. deformity

زانوی ضربدیری می‌تواند با آسیب‌های ورزشی اندام تحتانی مرتبط باشد [۸].

زارعی (۱۳۹۶) در یک مطالعه آینده‌نگر بر روی دانشجویان افسری گزارش کرد که زاویه Q زانو می‌تواند افراد در معرض بروز آسیب‌های اندام تحتانی را پیش بینی کند [۱۱]. مظلوم و همکاران (۱۳۹۵) در تحقیق مقطعی از کارکنان پرواز، بیشترین اختلالات عضلانی-اسکلتی را در نواحی کمر و زانو مشاهده کردند [۱۲]. شجاع‌الدین و همکاران (۱۳۹۱) گزارش کردند که افراد با تغییر شکل زانوی پراتنزی، حداکثر نیروی عمودی واکنش زمین را به مقدار بیشتری نسبت به افراد با زانوی طبیعی نشان می‌دهند [۱۳]. نواقص تعادل ایستا و پویا نشان‌دهنده عدم توانایی ورزشکار در کنترل مرکز جرم در سطح اتکا در حالت ایستاده (تعادل ایستا) و در حال حرکت (تعادل پویا) است که به عنوان مهم‌ترین عوامل خطرزای با منشاء داخلی در آسیب‌های اندام تحتانی مطرح شده‌اند [۱۴]. تشخیص اولیه و تعیین نواقص تعادل جهت درمان، جلوگیری از کاهش عملکرد و آسیب‌های ناشی از سقوط مهم است [۱۵]. فرود پس از پرش یک تکلیف معمول در مشارکتهای ورزشی است که اغلب به عنوان یکی از سازوکارهای آسیب اندام تحتانی تلقی می‌شود [۱۶، ۱۷]. این وظیفه در تحقیقات برای مطالعه سازوکار و فاکتورهای شرکت کننده در آسیب و اجرا پذیرفته شده است [۱۷]. کلبی و همکاران (۱۹۹۹) پیشنهاد کردند که وضعیت ساکن به قدر کافی سیستم عصبی-عضلانی را همانند فعالیت‌های ورزشی و حتی زندگی روزمره به چالش نمی‌کشد. فعالیت‌های پویا همانند وظیفه پرش-فرود می‌توانند وسیله دقیق‌تری برای ارزیابی سیستم عصبی-عضلانی اندام تحتانی در فعالیت‌های روی یک اندام باشند [۱۸، ۱۹]. گری و همکاران (۱۹۸۵) گزارش کرده‌اند که ۵۸٪ همه آسیب‌های بازیکنان بسکتبال در هنگام فرود از پرش اتفاق می‌افتد [۲۰، ۲۱]. گودوینگریچ و همکاران (۱۹۸۲) گزارش کردند که در رقابتهای والیبال ۶۳٪ موارد آسیب‌های گزارش شده در ارتباط با فرود از پرش بوده است [۲۲]. فرود موفق پس از

نمونه آماری این پژوهش را ۷ فرد با زانوی ضربدری، ۶ نفر با زانوی راستای طبیعی (گروه کنترل زانوی ضربدری)، ۱۰ نفر با زانوی پرانتزی و ۱۰ نفر با زانوی راستای طبیعی (گروه کنترل زانوی پرانتزی) تشکیل داده‌اند. گروه‌های کنترل از نظر قد، وزن، سن و رشته ورزشی با گروه تجربی هم‌تاسازی شدند. آزمودنی‌ها به صورت غیر تصادفی و هدفدار از بین دانشجویان دانشکده تربیت بدنی دانشگاه گیلان انتخاب شدند و تحقیق در ساعت بین ۱۰ صبح تا ۱۲ ظهر در آزمایشگاه حرکت اصلاحی دانشگاه گیلان انجام شد. در جدول ۱ اطلاعات جمعیت‌شناختی چهارگروه ارائه شده است. ابتدا افراد با زانوی پرانتزی و ضربدری از طریق شناسایی فردی و اندازه‌گیری زاویه زانو در صفحه تاجی با استفاده از محور آناتومیکی درشت نی و ران با یک گونیامتر یونیورسال اندازه‌گیری شد [۲۷]. زاویه طبیعی درشت نی - رانی  $3 \pm 5/5$  در نظر گرفته شد و دو انحراف معیار بالاتر و پایین‌تر از آن به ترتیب زانوی ضربدری و پرانتزی شناخته شد [۳۰-۲۸]. آزمودنی‌ها فرم ثبت مشخصات فردی را تکمیل و در صورت داشتن شرایط لازم در تحقیق شرکت نمودند. معیارهای خروج از مطالعه شامل آسیب‌های جدی اندام تحتانی در ۶ ماه گذشته، حاملگی در زمان آزمون تعادل [۳۱]، سابقه آسیب به سر و مشکلات سیستم عصبی، دهلیزی و بینایی اصلاح نشده، سابقه شکستگی و جراحی در اندام تحتانی و تنه و هرگونه درد و خستگی در زمان آزمون تعادل [۱۰] بود. اطلاعات لازم در خصوص هدف و نحوه اجرای تحقیق به صورت کتبی و شفاهی در اختیار آزمودنی‌ها قرار گرفت. تمام اندازه‌گیری‌ها توسط یک آزمونگر انجام شد. پای برتر آزمودنی، پایی تعیین شد که وی ترجیح می‌داد توپ را با آن ضربدری بزند [۳۱]. همه آزمودنی‌ها راست پا بودند و پرش-فرود را بر روی دستگاه صفحه نیرو (ساخت شرکت کیستلر، سوئیس مدل A9286) با لباس سبک و پای برهنه بدون کشش و گرم کردن انجام دادند. شاخص ثبات قامت پویا توسط دو تکلیف

پرش، نیازمند قدرت، ثبات و تعادل است که برای جلوگیری از آسیب مفصلی ضروری است. بنابراین ممکن است که درصد بالایی از آسیب‌های ذکر شده در نتیجه نقص قدرت، ثبات و تعادل باشند [۲۱]. وظیفه پرش - فرود اغلب به عنوان یک شاخص ثبات پویا استفاده می‌شود [۱۷]. شاخص ثبات قامت پویا<sup>۱</sup> اندازه‌گیری نسبتاً جدیدی از ثبات قامت پویا است که چگونگی حفظ تعادل را زمانی که آزمودنی در تغییر حالت پویا به ایستا است، نشان می‌دهد [۲۳] و اندازه‌گیری عملکردی از کنترل عصبی عضلانی است که طی یک مانور پایداری در لی زدن روی یک پا محاسبه می‌شود و اطلاعات بیشتری از دیگر اندازه‌گیری‌ها مانند مرکز فشار دارد، زیرا که فرود از پرش، سازوکار شایع گزارش شده در آسیب‌های اندام تحتانی است [۱۶، ۲۳]. در طی مرحله فرود از پرش بافت عضلانی اندام تحتانی با ایجاد گشتاور اکستانسوری مسئول کاهش شتاب و ثابت کردن مرکز جرم بدن برای مقابله با اضمحلال اندام تحتانی و تضعیف نیروی عمودی واکنش زمین<sup>۲</sup> است [۲۳، ۲۴]. شاخص ثبات قامت پویا چگونگی برآیند نیروهای واکنش زمین را از فرود پس از پرش نشان می‌دهد. به علاوه این شاخص یک اندازه‌گیری از کنترل حرکتی اندام تحتانی است که وابسته به بازخورد حس عمقی، برنامه‌ریزی و پاسخ‌های ارادی عضله است [۲۵، ۲۶]. این پژوهش با هدف مقایسه تعادل پویا در افراد با زانوی پرانتزی و ضربدری با گروه‌های کنترل (با زانوی راستای طبیعی) طراحی شده است.

## روش بررسی

تحقیق حاضر از نوع نیمه تجربی که جامعه مورد مطالعه آن را زنان ورزشکار در دامنه سنی ۲۰ تا ۳۰ سال تشکیل داده‌اند. منظور از ورزشکار در این تحقیق فردی است که حداقل ۳ بار در هفته هر بار به مدت بیش از یک ساعت در فعالیت‌های ورزشی مانند والیبال، فوتسال، بسکتبال و هندبال شرکت کند.

1Dynamic postural stability index

2Vertical ground reaction force

3. tibiofemoral angle

جدول ۱- خصوصیات جمعیت شناسی آزمودنی‌ها

متغیر گروه	میانگین (±انحراف معیار)	مقدار تی	مقدار p
وزن زانو پراتنزی	۵۶/۵۸±۵/۰۱	۱/۴۰۸	۰/۱۷۶
کنترل زانو پراتنزی	۵۳/۹۵±۴/۱۶		
زانو ضربدری	۶۲/۸۰±۵/۲۴	۰/۳۲۲	۰/۳۲۲
کنترل زانو ضربدری	۶۶/۴۷±۷/۴۹		
قد زانو پراتنزی	۱۶۴/۱۰±۵/۱۱	۰/۰۸۰	۰/۹۳۷
کنترل زانو پراتنزی	۱۶۳/۹۰±۵/۱۰		
زانو ضربدری	۱۶۶/۲۹±۵/۴۱	-۰/۷۳۷	۰/۴۷۶
کنترل زانو ضربدری	۱۶۸/۶۷±۶/۲۵		
سن زانو پراتنزی	۲۳/۳۰±۱/۲۵	-۰/۹۳۶	۰/۳۶۲
کنترل زانو پراتنزی	۲۳/۹۰±۱/۵۹		
زانو ضربدری	۲۳/۴۲±۰/۹۸	-۰/۱۵۹	۰/۸۷۷
کنترل زانو ضربدری	۲۳/۵۰±۰/۵۵		

جدول ۲- زوایای درشت نی- رانی گروه‌های آزمایشی

گروه	میانگین (±انحراف معیار)
زانو پراتنزی	۰/۸۳±۰/۷۰
کنترل زانو پراتنزی	۴/۹۰±۰/۴۷
زانو ضربدری	۱۰/۴۰±۰/۵۷
کنترل زانو ضربدری	۵/۲۵±۰/۵۹

از سه ثانیه اول نیروی واکنش زمین در سه جهت مختصات برای هر یک از آزمونها در رابطه زیر محاسبه شد و میانگین پنج آزمون برای تجزیه و تحلیل نهایی استفاده گردید [۲۳].

$$\text{شاخص ثبات قامت پویا} = \sqrt{\frac{\sum(0-x)^2 + \sum(0-y)^2 + \sum(0-z)^2}{\text{تعداد نقاط داده ها}}}$$

مقدار بیشتر این شاخص نشان دهنده کمتر بودن تعادل پویای فرد است. نرمال بودن توزیع داده‌های محاسبه شده و متغیرهای قد، وزن و زاویه درشت نی-رانی توسط آزمون کولموگروف-اسمیرنوف تعیین شد. تعیین همگنی واریانس‌ها در دو گروه تجربی و شاهد توسط آزمون لوون انجام شد و جهت بررسی تفاوت آماری تعادل پویا بین گروه‌های با راستای متفاوت زانو از آزمون تی مستقل استفاده شد. تجزیه و تحلیل داده‌ها با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۱۶ با سطح معنی‌داری  $p < 0.05$  انجام گرفت.

## یافته‌ها

جدول ۱ اطلاعات فردی آزمودنی‌ها را به تفکیک گروه‌ها نشان می‌دهد. تفاوت معنی‌داری بین آزمودنی‌ها مشاهده نشد. جدول ۲ زوایای درشت نی- رانی گروه‌های آزمایشی را نشان می‌دهد. برای بررسی پایایی اندازه‌گیری‌ها از ضریب پایایی درونی و خطای استاندارد استفاده شد که در جدول ۳ نشان داده شده است که نشان دهنده پایایی و دقت بالای اندازه‌گیری‌ها است. میانگین و انحراف معیار شاخص ثبات قامت پویا در دو پرش رو به جلو و از پهلو در گروه‌ها در جدول ۴ و ۵ نشان داده

جدول ۳- ضریب پایایی درونی و خطای استاندارد اندازه‌گیری

متغیر	ضریب ICC	SEM
زاویه درشت نی- رانی	۰/۸۷۶	۰/۷۰
شاخص ثبات قامت پویا در پرش رو به جلو	۰/۷۵۷	۰/۰۰۴
شاخص ثبات قامت پویا در پرش از پهلو	۰/۸۹۰	۰/۰۰۳

پرش رو به جلو و از پهلو ارزیابی شد. در پرش رو به جلو، آزمودنی در فاصله ۴۰٪ از قدش جلوی صفحه قرار گرفت و از یک مانع ۳۰ سانتیمتری که بین فرد و صفحه نیرو قرار داشت به سمت جلو پرش کرده و روی پای غالب فرود می‌کرد و سریع ثبات را بدست آورده و تعادل را ۱۰ ثانیه در حالی که دستها روی مفصل ران قرار داشتند، حفظ شد. در پرش از پهلو آزمودنی در فاصله ۳۳٪ از قدش کنار صفحه نیرو ایستاده و از یک مانع ۱۵ سانتی متری از پهلو بر روی صفحه نیرو پریده و روی پای غالب فرود کرده و سریع ثبات را به دست آورده و تعادل را برای ۱۰ ثانیه در حالی که دستها روی مفصل ران قرار داشت، حفظ کرد. پای غیر غالب در هر دو تکلیف با زانو و ران خم شده بدون تماس با پای غالب در سطح بالاتر از قوزک مچ پای غالب قرار می‌گرفت. حرکت اندام فوقانی بدون محدودیت بود اما از آزمودنی درخواست شد که بعد از ثبات، سریع دستها را روی مفصل ران قرار دهد. اگر اندام تحتانی غیر غالب با صفحه نیرو تماس پیدا می‌کرد، آزمون مجدداً تکرار می‌شد. همه آزمودنی‌ها ابتدا پرش روبه جلو را انجام دادند و بین آزمون‌ها ۳۰ ثانیه استراحت کردند. بین دو تکلیف پرش روبه جلو و از پهلو به آزمودنی ۲ دقیقه استراحت داده شد. پنج آزمون موفق برای هر یک از تکالیف پویا انجام شد. پس از جمع‌آوری اطلاعات توسط صفحه نیرو، این اطلاعات توسط نرم‌افزار MATLAB پردازش شد. شاخص ثبات قامت پویا با استفاده

جدول ۴- شاخص ثبات قامت پویا در پرش رو به جلو

گروه	میانگین (±انحراف معیار)	مقدار تی	مقدار p
زانو پراتنزی	۰/۰۳۲ ± ۳۱۲/	۰/۵۰۰	۰/۶۳۳
کنترل زانو پراتنزی	۰/۰۳۱ ± ۳۰۵/		
زانو ضربدری	۰/۰۴۱ ± ۳۱۶/	۰/۴۳۵	۰/۶۷۲
کنترل زانو ضربدری	۰/۰۳۷ ± ۳۰۸/		

جدول ۵- شاخص ثبات قامت پویا در پرش از پهلو

گروه	میانگین (±انحراف معیار)	مقدار تی	مقدار p
زانو پراتنزی	۰/۰۵۱ ± ۳۱۸/	۲/۱۱۹	*۰/۰۳۷
کنترل زانو پراتنزی	۰/۰۴۰ ± ۲۴۶/		
زانو ضربدری	۰/۰۵۵ ± ۲۵۷/	۰/۲۳۷	۰/۸۱۷
کنترل زانو ضربدری	۰/۰۳۸ ± ۲۶۴/		

\* سطح معنی‌داری  $p < 0.05$ 

شده است. جدول ۴ نشان داد که در پرش رو به جلو بین گروه‌ها اختلاف معنی‌داری وجود ندارد. جدول ۵ نشان داد که در پرش از پهلو بین گروه زانوی پراتنزی و گروه کنترل اختلاف معنی‌داری وجود دارد ( $p < 0.05$ ). ولی بین گروه زانوی ضربدری و گروه کنترل این اختلاف معنی‌دار نبود.

## بحث و نتیجه‌گیری

هدف از تحقیق حاضر، مقایسه تعادل پویا در افراد دارای زانوی پراتنزی و ضربدری با گروه کنترل (با زانوی راستای طبیعی) بود. نتایج حاصل از این بررسی نشان داد که ناراستایی زانوی پراتنزی می‌تواند بر شاخص ثبات قامت پویا در پرش از پهلو در مقایسه با گروه کنترل اثرگذار باشد و به عبارت دیگر باعث کاهش تعادل پویا گردد. در پرش روبه جلو بین گروه‌ها اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد. همچنین در گروه زانوی ضربدری در مقایسه با گروه کنترل در هیچکدام از آزمون‌ها اختلاف معنی‌داری وجود نداشت. نیلاند و همکاران (۲۰۰۲) در تحقیقی نشان دادند که افراد با زانوی ضربدری و پراتنزی در مقایسه با گروه کنترل میانگین بیشتری از نسبت نیروی کف‌پایی بر وزن بدن را نشان می‌دهند [۹]. عنبریان و همکاران (۱۳۹۱) در تحقیقی نشان دادند که جابجایی مرکز فشار در افراد زانوی ضربدری بیشتر از گروه کنترل است [۳۲]. مهکی و همکاران (۱۳۹۱) در تحقیقی به این نتیجه رسیدند که افراد زانوی پراتنزی در مقایسه با گروه کنترل حداکثر نیروی عکس‌العمل زمین را به میزان بیشتر نشان می‌دهند [۳۳]. شجاع‌الدین و همکاران (۱۳۹۳) در تحقیقی که مقایسه کنترل قامت ایستا و پویا در افراد زانوی پراتنزی نوجوان انجام شده بود، نشان دادند که اختلاف معنی‌داری با گروه کنترل وجود

ندارد و علت آن را عدم رشد جسمانی و عضلانی مناسب آزمودنی‌ها ذکر کردند [۳۴]. موسوی و همکاران (۱۳۹۴) در تحقیقی به مقایسه حرکت فرود تک پای افراد زانوی پراتنزی پرداختند و یافته‌ها نشان داد که میزان نیروی عکس‌العمل زمین را به میزان بیشتری نسبت به گروه کنترل داشتند [۳۵]. صادقی و همکاران (۱۳۹۳) در تحقیقی نشان دادند که نوسان قامت در افراد زانوی پراتنزی بیشتر از افراد طبیعی است [۳۶]. سمایی و همکاران (۲۰۱۲) در تحقیقی بین سه گروه زانوی ضربدری، زانوی پراتنزی و زانوی طبیعی به این نتیجه رسیدند که بین گروه‌ها از نظر شاخص تعادل کلی و قدامی - خلفی اختلافی وجود ندارد و شاخص تعادل طرفی به طور معنی‌داری در گروه زانوی پراتنزی نسبت به گروه زانوی طبیعی بیشتر بود [۳۷]. خوش رفتار و همکاران (۱۳۹۴) در تحقیقی نشان دادند که شاخص تعادل قدامی - خلفی در گروه زانوی پراتنزی و گروه زانوی طبیعی اختلاف معنی‌داری ندارند و در شاخص تعادل داخلی - خارجی گروه زانوی پراتنزی به طور معنی‌داری بیشتر بود [۳۸]. بدن در پرش رو به جلو حرکتی در صفحه سهمی و در پرش از پهلو حرکتی در صفحه تاجی را انجام می‌دهد از این رو نتایج تحقیق حاضر همسو با نتایج سمایی و همکاران و خوش رفتار و همکاران است که اظهار داشتند تعادل داخلی - خارجی ایستا و پویا در افراد زانوی پراتنزی نسبت به گروه کنترل کمتر است. در طی ایستادن روی یک پا، ۷۵٪ وزن بدن از کمپارتان داخلی زانو عبور می‌کند [۳۹] و یک اثر واروس<sup>۱</sup> در بارگذاری زانو دیده می‌شود، زیرا که وزن این گشتاور خم‌کنندگی را در سطح زانو القا می‌کند [۴۰]، به همین ترتیب در

دامنه طبیعی اورشن<sup>۴</sup> ساب تالار ۱۵ درجه و اینورشن<sup>۵</sup> ۳۰ درجه است [۴۳، ۴۰]. برای اینکه کف پا روی زمین بماند در زانوی پراتنزی والگوس جبرانی در مفصل ساب تالار و پرونیشن<sup>۶</sup> در قسمت جلویی پا و در زانوی ضربدیری و اروس جبرانی در ساب تالار و سوپینشن<sup>۷</sup> در قسمت جلوی پا وجود دارد و چون زاویه اینورشن بیشتر از اورشن است، در زانوی ضربدیری جبران بهتری نسبت به زانوی پراتنزی وجود دارد [۴۳، ۴۰] که می‌توان آن را از علل احتمالی تعادل پویا بهتر در گروه زانوی ضربدیری ذکر کرد.

نتایج این تحقیق نشان می‌دهد که ناراستایی زانوی پراتنزی می‌تواند شاخص ثبات قامت پویا را در پرش - فرود در صفحه تاجی افزایش دهد و موجب کاهش تعادل پویا در طی فعالیت‌های ورزشی شود که امکان آسیب‌های ورزشی را به همراه دارد. با توجه به مطلب فوق پیشنهاد می‌شود که برنامه‌های تمرینی جهت کاهش نوسان قامتی در صفحه تاجی برای این افراد در نظر گرفته شود.

جابجایی عادی نیز نیروی واکنش زمین به سمت داخل کشیده می‌شود که ایجاد گشتاور و اروس در زانو می‌کند. در زانوی پراتنزی موقعیت محور مکانیکی به سمت داخل خط میانی زانو است و چون محور تحمل وزن اندام تحتانی پیرو محور مکانیکی آن است، در زانوی پراتنزی نیروهای فشارنده به سمت کمپارتان داخلی زانو کشیده می‌شود که ایجاد فشار مضاعفی روی رباط طرفی - خارجی زانو<sup>۱</sup> می‌کند. این اختلال می‌تواند موجب ضعیف شدن و نقض این رباط گردد [۳۹] که ممکن است در اختلال تعادل فرد مؤثر باشد. در زانوی ضربدیری محور مکانیکی نسبت به خط میانی زانو به سمت خارج قرار می‌گیرد و تمایل به ایجاد گشتاور والگوس<sup>۲</sup> در اطراف زانو وجود دارد [۴۱]. اما هنوز جزء داخلی از نیروی عکس العمل زمین وجود داشته و این نیرو ایجاد گشتاور و اروس<sup>۳</sup> در اطراف زانو می‌کند. گشتاور و اروس تمایل به جبران گشتاور والگوس ایجاد شده در سمت خارجی مکانیکی را داشته و اثرات آن را کاهش می‌دهد و در نتیجه نیروی کمپارتان داخلی کاهش می‌یابد و نسبت به زانوی پراتنزی به مقدار کمتری است [۳۹]. آنکر و همکاران (۲۰۰۸) گزارش کرده‌اند که عدم قرینگی در هنگام تحمل وزن بر کنترل قامت اثر گذاشته و کنترل عدم تقارن موجب تغییرات بیومکانیکی در حالت ایستاده قائم شده و از طریق سازوکار بارگذاری و برداشتن بار از مفصل ران و افزایش گشتاورهای جبرانی در مفصل مچ پا، در نهایت موجب افزایش نوسانات قامتی می‌گردد [۴۲]. در ایستادن روی یک پا، بردار نیروی عکس العمل زمین از سمت خارجی مرکز مفصل مچ پا و ساب تالار عبور می‌کند و گشتاور والگوس به مفاصل ساب تالار و مچ پا اعمال می‌شود [۴۳، ۴۰]. در تحقیقات گزارش شده است که عمده حرکات جبرانی در ناراستایی زانو مانند زانوی پراتنزی و ضربدیری در مفصل ساب تالار اتفاق می‌افتد [۴۴] و این میزان جبران بستگی به دامنه حرکتی دارد.

4. Eversion  
5. Inversion  
6. Pronation  
7. Supination

1. Lateral collateral  
2. valgus torque  
3. varus torque

## References

1. Yiou E, Artico R, Teyssedre CA, Labaune O, Fourcade P. Anticipatory postural control of stability during gait initiation over obstacles of different height and distance made under reaction-time and self-initiated instructions. *Frontiers in human neuroscience*. 2016; 10:1-16.
2. Kim S-H, Park D-J. The influence of peripheral vision induced by moving people on postural control in healthy adults. *Journal of exercise rehabilitation*. 2016; 12(5):413-416.
3. Westcott SL, Lowes LP, Richardson PK. Evaluation of postural stability in children: current theories and assessment tools. *Physical therapy*. 1997; 77(6):629-645.
4. McGuine TA, Greene JJ, Best T, Levenson G. Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clinical journal of sport medicine*. 2000; 10(4):239-244.
5. Golriz S, Hebert JJ, Foreman KB, Walker BF. The validity of a portable clinical force plate in assessment of static postural control: concurrent validity study. *Chiropractic & manual therapies*. 2012; 20(1):1-6.
6. Lafond D, Champagne A, Descarreaux M, Dubois J-D, Prado JM, Duarte M. Postural control during prolonged standing in persons with chronic low back pain. *Gait & posture*. 2009; 29(3):421-427.
7. Rogind H, Simonsen H, Era P, Bliddal H. Comparison of Kistler 9861A force platform and Chattecx Balance System for measurement of postural sway: correlation and test-retest reliability. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*. 2003; 13(2):106-114.
8. Van Gheluwe B, Kirby KA, Hagman F. 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*. 2005; 95(6):531-541.
9. Nyland J, Smith S, Beickman K, Armsey T, Caborn DNM. Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance. *Medicine and science in sports and exercise*. 2002; 34(7):1150-1157.
10. Siqueira CM, Lahoz Moya GB, Caffaro RR, Fu C, Kohn AF, Amorim CF, et al. Misalignment of the knees: does it affect human stance stability. *Journal of bodywork and movement therapies*. 2011; 15(2):235-241.
11. Zarei M. Risk factors for musculoskeletal injuries after basic combat training among Iranian cadets. *Ebnesina*. 2017; 19(1):36-44. [Persian]
12. Sobhani V, Mazloum V, Khatibiaghda A, Shakibaie A. An investigation of the prevalence of musculoskeletal disorders, dynamic balance, endurance of trunk flexor and spine extensors muscles, and core muscles strength among the flight staff. *Ebnesina*. 2016; 17(4):4-21. [Persian]
13. Shojaedin SS, Mahaki M, Mimar R. The comparison of peak vertical ground reaction forces and the rate of loading during single leg drop landing between men with genu varum deformity and normal knee. *Journal of research in rehabilitation sciences*. 2012; 8(3):442-453. [Persian]
14. Steib S, Zahn P, Eulenburg C zu, Pfeifer K, Zech A. Time-dependent postural control adaptations following a neuromuscular warm-up in female handball players: a randomized controlled trial. *BMC sports science, medicine & rehabilitation*. 2016; 8:1-7.
15. Han J, Moussavi Z, Szturm T, Goodman V. Application of nonlinear dynamics to human postural control system. In: 27th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society. January. Shanghai, China: IEEE 2005.
16. McKay GD, Goldie PA, Payne WR, Oakes BW. Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. *British journal of sports medicine*. 2001; 35(2):103-108.
17. Gribble PA, Mitterholzer J, Myers AN. Normalizing considerations for time to stabilization assessment. *Journal of science and medicine in sport*. 2012; 15(2):159-163.
18. Colby SM, Hintermeister RA, Torry MR, Steadman JR. Lower limb stability with ACL impairment. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 1999; 29(8):444-454.
19. Webster KA, Gribble PA. Time to stabilization of anterior cruciate ligament-reconstructed versus healthy knees in National Collegiate Athletic Association Division I female athletes. *Journal of athletic training*. 2010; 45(6):580-585.
20. Gray J, Taunton JE, McKenzie DC, Clement DB, McConkey JP, Davidson RG. A survey of injuries to the anterior cruciate ligament of the knee in female basketball players. *International journal of sports medicine*. 1985; 6(6):314-316.

21. Wikstrom EA, Powers ME, Tillman MD. Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. *Journal of athletic training*. 2004; 39(3):247-253.
22. Gerberich SG, Luhmann S, Finke C, Priest JD, Beard BJ. Analysis of severe injuries associated with volleyball activities. *The physician and sportsmedicine*. 1987; 15(8):75-79.
23. Wikstrom EA, Arrigenna MA, Tillman MD, Borsa PA. Dynamic postural stability in subjects with braced, functionally unstable ankles. *Journal of athletic training*. 2006; 41(3):245-250.
24. Devita P, Skelly WA. Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine and science in sports and exercise*. 1992; 24(1):108-115.
25. Wikstrom EA, Tillman MD, Chmielewski TL, Cauraugh JH, Borsa PA. Dynamic postural stability deficits in subjects with self-reported ankle instability. *Medicine and science in sports and exercise*. 2007; 39(3):397-402.
26. Johnston RB, Howard ME, Cawley PW, Losse GM. Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. *Medicine and science in sports and exercise*. 1998; 30(12):1703-1707.
27. Nguyen A-D, Shultz SJ. Sex differences in clinical measures of lower extremity alignment. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2007; 37(7):389-398.
28. Yang N, Nayeb-Hashemi H, Canavan PK. The combined effect of frontal plane tibiofemoral knee angle and meniscectomy on the cartilage contact stresses and strains. *Annals of biomedical engineering*. 2009; 37(11):2360-2372.
29. Magee DJ. *Orthopedic physical assessment*. 4th ed. Missouri: Saunders Elsevier; 2006.
30. Kraus VB, Vail TP, Worrell T, McDaniel G. A comparative assessment of alignment angle of the knee by radiographic and physical examination methods. *Arthritis and rheumatism*. 2005; 52(6):1730-1735.
31. Sell TC. An examination, correlation, and comparison of static and dynamic measures of postural stability in healthy, physically active adults. *Physical therapy in sport*. 2012; 13(2):80-86.
32. Rabiei M, Jafarnejhad-Gre T, Binabaji H, Hosseinejad E, Anbarian M. Assessment of postural response after sudden perturbation in subjects with genu valgum. *Journal of Shahrekord University of Medical Sciences*. 2012; 14(2):90-100. [Persian]
33. Mahaki M, Shojaeddin S, Memar R, Khaleghi Nazji M. The comparison of the electromyography of leg muscles and peak vertical ground reaction forces during single leg drop landing between men with genu varum deformity and normal knee. *Sport medicine*. 2012; 4(9):87-106. [Persian]
34. Shojaedin SS, Faghihi H. The relationship between knee varus with dynamic and static postural control in adolescence boys. *Journal of teaching physical education*. 2015; 3(1):1-7. [Persian]
35. Mosavi SK, Barati AH, Shojaeddin SS, Memar R. Comparison of peak vertical ground reaction forces and the rate of loading during single leg drop landing between men with genu varum deformity and normal knee from different heights. *Journal of Gorgan University of Medical Sciences*. 2015; 17(2):66-71. [Persian]
36. Sadeghi H, Mosavi SK, Dizaji E. Postural stability comparison in various standing positions between healthy young men and those with genu varum. *Journal of research in rehabilitation sciences*. 2014; 10(4):481-491. [Persian]
37. Samaei A, Bakhtiary AH, Elham F, Rezasoltani A. Effects of genu varum deformity on postural stability. *International journal of sports medicine*. 2012; 33:469-473.
38. Mirzadeh Moghaddam A, Soltandost Nari SM, Khoshraftar Yazdi N. Investigating static balance and lower extremity kinematics during walking in patients with genuvarum. *Scientific journal of rehabilitation medicine*. 2016; 4(4):148-155. [Persian]
39. Levine HB, Bosco JA. Sagittal and coronal biomechanics of the knee: a rationale for corrective measures. *Bulletin of the NYU hospital for joint diseases*. 2007; 65(1):87-95.
40. Desai SS, Shetty GM, Song H-R, Lee SH, Kim TY, Hur CY. 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*. 2007; 14(6):452-457.
41. Harrington IJ. Static and dynamic loading patterns in knee joints with deformities. *The Journal of bone and joint surgery*. 1983; 65(2):247-259.
42. Anker LC, Weerdesteyn V, van Nes IJW, Nienhuis B, Straatman H, Geurts ACH. The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. *Gait & posture*. 2008; 27(3):471-477.
43. Paley D. *Principles of deformity correction*. New York: Springer; 2002.
44. Norton A, Amendola A, Phisitkul P, Liu S. Lower limb alignment compensation of knee deformity occurs through the subtalar joint. In: *Annual Meeting of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. February. San Francisco 2012.



## Assessment of postural control in various knee alignments

\*Yahyaei Rad M<sup>1</sup>, Norasteh AA<sup>2</sup>, Shamsi A<sup>3</sup>

### Abstract

**Background:** Nowadays, many people participate in sport activities which may lead to the sport-related injuries. Postural control has an important role in injury prevention and athletic performance. The Aim of current study was to assess the balance stability among subjects with different knee alignments under jump and land on their dominant foot.

**Materials and methods:** Totally, 33 healthy athletically-active females were assigned into three groups based on their knee alignment [normal knee (n=16), genu varus (n=10), genu valgus (n=7)]. To evaluate the alignment of the knee joints, the frontal plane knee angle was measured with a universal goniometer. The dynamic postural stability index was evaluated with two dynamic tasks (anterior-posterior and medial-lateral jumps) on the force plate. An independent sample t-test was to examine the differences of mean values of dynamic postural stability index between genu varus and genu valgus groups with their control groups in two jump tasks.

**Results:** No significant difference was seen between groups in anterior-posterior jumps. Also, significantly higher dynamic postural index was found in the genu varus group compared to its control group in medial – lateral jump tasks ( $p < 0.05$ ).

**Conclusion:** The results showed that genu varus may decrease the dynamic balance. It seems that athletes with genu varus may benefit from some programs to increase their balance during dynamic activity like medial-lateral jumps.

**Keywords:** Postural balance, Knee, Athletes

1. MSc of Sport Injury and Corrective Exercise, Department of Sport Injury and Corrective Exercise, Faculty of Physical Education Sport Sciences, University of Guilan, Rasht, Iran  
(\*Corresponding Author)  
myahyaei777@yahoo.com

2. Professor, Department of Sport Injury and Corrective Exercise, Faculty of Physical Education Sport Sciences, University of Guilan, Rasht, Iran

3. Assistant professor, Department of Sport Injury and Corrective Exercise, Faculty of Physical Education Sport Sciences, University of Guilan, Rasht, Iran