

Investigating static balance and lower extremity kinematics during Walking in patients with Genuvarum

Abolfazl Mirzadeh Moghaddam¹, Seyyed Mojtaba Soltandost Nari¹, Nahid Khoshraftar Yazdi^{2*}

¹ MA, Physical Education and Sports Sciences. Pathology and Corrective Movements. Mashhad, Iran.

² Sports Medicine, Assistant, Faculty of Physical Education & Sport Sciences, Ferdowsi University of Mashhad. Mashhad, Iran

Article Received: 2015. January .1 Article Accepted: 2015. August. 23

ABSTRACT

Background and Aim

Genuvarum is one of the most common disorders of the lower extremities, which is a disorder of the normal leg. Since Genu varum and Genu valgum can affect the postural control by creating internal and external rotation of the foot and ankle, the present study was conducted to evaluate balance and gait kinematics in patients with Genu varum.

Materials and Methods

A total of 15 male students with genu varum, with the average age of $20/2 \pm 0/94$ years, height of $174 \pm 4/59$ cm, and weight $64 \pm 3/27$ kg, and 15 male students without genu varum, average age of $19/93 \pm 0/88$ years, height of $174 \pm 4/2$ cm, and weight $69/8 \pm 4/2$ kg, participated in the study. To measure gait kinematics and balance, motion analysis and force plate systems were used.

Results

No significant difference was observed in the anteroposterior index of balance between the two groups, but regarding the mediolateral index of balance, patients had more swing. There was no significant difference between the gait kinematic in two group wither.

Conclusion

Regarding the results of the present study, participants with Genu varum in daily activities, especially sports activities, will be in trouble, and may be at risk of falling and injury.

Key words: Genu varum, static balance, Gait kinematics

Please cite this article as: Abolfazl Mirzadeh Moghaddam, Seyyed Mojtaba Soltandost Nari, NahidKhoshraftarYazdi . Investigating static balance and lower extremity kinematics during Walking in patients with Genuvarum. J Rehab Med. 2016; 4(4): 148-155.

* Corresponding Author. E-mail address: khoshraftar@um.ac.ir

بررسی تعادل ایستا و سینماتیک اندام تحتانی هنگام راه رفتن در بیماران دارای زانوی پرانتری

ابوالفضل میرزاده مقدم^۱، سید مجتبی سلطان دوست ناری^۱، ناهید خوشرفتار یزدی^{۲*}

^۱ کارشناسی ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران
^۲ طب ورزشی، استادیار، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران

چکیده

مقدمه و اهداف

یکی از شایع ترین ناهنجاری های اندام تحتانی زانوی پرانتری (ژنوواروم) می باشد، که اختلال در راستای طبیعی ساق پا محسوب می شود. از آنجائیکه کنترل پاسجرمی-تواند تحت تاثیر ناهنجاری های زانوی پرانتری و زانوی ضربدیری از راه ایجاد چرخش داخلی و خارجی در مفاصل مچ پا و پا گردد، در این تحقیق تعادل و سینماتیک راه رفتن بیماران دارای زانوی پرانتری بررسی شد.

مواد و روش ها

تعداد ۱۵ نفر مرد دارای زانوی پرانتری، با میانگین سن 20.2 ± 0.94 ، وزن 64 ± 3.27 ، قد 174 ± 4.59 ، و تعداد ۱۵ نفر مرد نیز بی ناهنجاری زانو، با میانگین سن 19.93 ± 0.88 ، وزن 69.8 ± 4.2 و قد 174 ± 4.2 انتخاب شدند. برای اندازه گیری سینماتیک راه رفتن از دستگاه آنالیز حرکت و برای محاسبه تعادل افراد از دستگاه صفحه نیرو استفاده شد.

یافته ها

هیچ تفاوت معنی داری در شاخص تعادل قدامی خلفی دیده نشد، اما در شاخص تعادل داخلی خارجی گروه مبتلا نوسان بیشتر داشت ($p \leq 0.05$). سینماتیک راه رفتن بین دو گروه تفاوت معنی داری نداشت.

نتیجه گیری

با توجه به نتایج این تحقیق بنظر می رسد که افراد دارای ناهنجاری زانوی پرانتری در فعالیت های روزمره و به ویژه فعالیت های ورزشی که نیاز به حفظ تعادل بر روی یک پا دارد دچار مشکل خواهند شد و ممکن است در معرض افتادن و بروز آسیب قرار گیرند.

واژه های کلیدی

تعادل ایستا، زانوی پرانتری، سینماتیک مفاصل

* دریافت مقاله ۱۳۹۳/۱۰/۹ پذیرش مقاله ۱۳۹۴/۶/۱ *

نویسنده مسئول: مشهد، دانشگاه فردوسی مشهد، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی.

آدرس الکترونیکی: khosraftar@um.ac.ir

مقدمه و اهداف

راه رفتن نیاز اساسی هر فرد برای حرکت از یک مکان به مکان دیگر است. برای این امر اندام تحتانی (پا) یکی از اندام‌های مهم بدن انسان محسوب می‌شود، زیرا سه عملکرد جذب نیروهای برخورد پا با زمین، حفظ تعادل و انتقال نیروهای جلوبرنده را برعهده دارد؛^[۱،۲] در حین راه رفتن به جلو، معمولاً تحمل وزن از ناحیه خلفی خارجی پاشنه پا شروع شده، به طرف جلو در امتداد طرف خارجی پا پیش رفته و در نزدیکی اولین مفصل کف پای انگشتی ختم می‌شود؛^[۳]

پا، نقطه انتهایی زنجیره حرکتی انسان در حین حرکات انتقالی است؛^[۴] از نظر بیومکانیکی، اندام تحتانی باید نیروهای خمشی، پیچشی، بر شیوفشاری را در فاز استانس راه رفتن به خوبی توزیع کند. توزیع نامناسب این نیروها ممکن است سبب حرکت غیرطبیعی و در نتیجه وارد آمدن بار اضافی بر بافتهای پا شود، این امر موجب آسیب بافتهای نرم و ناکارایی عضلات می‌شود؛^[۵] اساساً زمانی که ناهنجاری ساختاری یا عملکردی در مفصلی بروز و گسترش پیدا کند، مفاصل مجاور از طریق حرکات جبرانی موجب تعدیل ناهنجاری می‌شوند؛^[۶] با توجه به وجود گیرنده‌های مکانیکی در لیگامان‌های متقاطع قدامی و خلفی، لیگامان‌های جانبی و مینیسک در زانو، وجود اختلال و انحراف در راستای این مفصل، می‌تواند موجب تغییر در چگونگی توزیع وزن شده و در نتیجه سبب ایجاد تغییر و فشار به ساختار زانو و بافتهای اطراف آن شود. این کار باعث کاهش کارایی مکانیکی فرد شده و او را مستعد آسیب‌های عضلانی و یا عصبی می‌کند؛^[۷،۸]

یکی از شایع‌ترین ناهنجاری‌های اندام تحتانی زانوی پرنانزی (ژنوواروم) می‌باشد، که اختلال در راستای طبیعی ساق پا محسوب می‌شود^[۹] زانوی پرنانزی از جمله ناهنجاری‌های زانو در صفحه فرونتال به شمار می‌رود و در میان ورزشکاران نیز ناهنجاری شایعی است^[۱۰،۱۱] تحقیقات مختلف نشان می‌دهد که وجود زانوی پرنانزی مسیر نیروها را از مرکز زانو به سمت داخلی آن تغییر می‌دهد و سبب اعمال میزان بار بیشتر به ساختارهای داخلی زانو می‌شود، به گونه‌ای که مقدار نیروی عکس العمل زمین در این بخش حدود ۳/۵ برابر قسمت خارجی می‌شود^[۱۲] برخی مطالعات زانوی پرنانزی را بعنوان ریسک فاکتوری برای ایجاد سندرم درد کشکی رانی و فاکتور پیش‌بین در بروز آسیب لیگامنت‌های مفصل زانو از جمله آسیب رباط صلیبی قدامی و رباط صلیبی خلفی ذکر کرده‌اند؛^[۱۳]

مطالعات نشان داده است که کنترل پوسچر می‌تواند تحت تاثیر ناهنجاری‌های زانوی پرنانزی و زانوی ضربداری از طریق ایجاد چرخش داخلی و خارجی در مفاصل مچ پا و پاگرد^[۱۴] از طرفی، درون چرخیدگی و برون چرخیدگی پا می‌تواند منجر به ضعف کنترل پوسچر هنگام ایستادن روی یک پا گردد. این وضعیت می‌تواند منجر به تغییرات خط کشش ثقل در صفحه فرونتال شده و محل مرکز فشار (Center of pressure) را در صفحه کف پا جابجا کند^[۱۴] با توجه به تاثیر زانوی پرنانزی بر انحراف محور مکانیکی مفصل زانو و همبندطور تاثیر چرخش داخلی و خارجی مچ پا بر انحراف محور مکانیکی مچ پا، نتایج مطالعات نشان می‌دهد که انحرافات محور مکانیکی فاصل اندام تحتانی می‌تواند تاثیر بسزایی در نیروهای وارده از طرف زمین و همچنین برهم خوردن تعادل داشته باشد^[۱۵].

در برخی از تحقیقات گذشته تعادل در انواع مشکلات ساختاری اندام تحتانی مانند ناهنجاری زانوی پرنانزی بررسی شده است. اما با وجود شیوع زیاد ناهنجاری زانوی پرنانزی و تاثیر آن بر حرکات جبرانی پا طی راه رفتن و در نتیجه تغییر الگوی طبیعی گام برداشتن، کمتر به سینماتیک راه رفتن بویژه در کودکان و نوجوانان پرداخته شده است. شناسایی اختلالات گام برداری در سنین پایین، اطلاعات مفیدی را در اختیار محققان با اهداف کلینیکی و درمانی قرار می‌دهد. بنابراین، ارائه جزئیات اختلالات گام برداری مرتبط با ناهنجاری‌های اندام تحتانی که کمتر مورد توجه بوده است ضرورت می‌یابد. بنابراین هدف از مطالعه حاضر بررسی تعادل ایستا و سینماتیک راه رفتن در بیماران دارای زانوی پرنانزی می‌باشد.

مواد و روش‌ها

از بین دانشجویان پسر دانشگاه فردوسی مشهد با دامنه سنی ۲۴-۱۹، تعداد ۱۵ نفر با ناهنجاری زانوی پرنانزی با میانگین سن 20.2 ± 0.94 ، وزن $64 \pm 3/27$ و قد $174 \pm 4/59$ ، و تعداد ۱۵ نفر نیز بدون ناهنجاری زانو، با میانگین سن $19.93 \pm 0/88$ ، وزن $69/8 \pm 4/2$ و قد $174 \pm 4/2$ بصورت هدفمند انتخاب شدند. (از بین افراد شرکت کننده در هنگام معاینه، تعداد ۱۵ نفر دارای ناهنجاری زانوی پرنانزی تشخیص داده شدند، که تمامی این افراد بعنوان گروه نمونه انتخاب شدند.)

تمامی این افراد سابقه جراحی و شکستگی در پا بویژه در ناحیه زانو و کف پا، التهاب، درد مفصل و بیماری‌هایی که اثرگذار بر راه رفتن آنها بود را نداشتند.

¹Genu varum

برای مشخص کردن ناهنجاری زانو از کولیس استفاده شد. برای ارزیابی از داوطلبان خواسته شد درحالیکه پشت به دیوار ایستاده‌اند، ناحیه پشت سر، ستون فقرات پشتی، باسن و پاشنه را با دیوار تماس داده و پاها را بصورت جفت کنار هم نگه دارند. در این حالت، فاصله میان دو کندیل داخلی ران برای تعیین زانوی پرانتری اندازه‌گیری شد. در حالیکه قوزک‌ها بهم چسبیده بود، فاصله تا سه سانتی متر طبیعی و بیشتر از سه سانتی متر بعنوان ناهنجاری در نظر گرفته شد. فاصله‌های یک و کمتر از یک سانتی متر، حالت طبیعی (صفر) در نظر گرفته شدند [۱۶، ۱۷] قبل از شروع تست، هر فرد فرم رضایت نامه را مطالعه و امضا نمود.

روش اندازه‌گیری سینماتیک راه رفتن

برای ارزیابی سینماتیک راه رفتن از دستگاه تجزیه و تحلیل حرکت Simi Motion 3d ورژن ۷/۵/۳۰۵ ساخت کشور آلمان استفاده شد. پس از آماده شدن هر فرد با حداقل لباس، تعداد ۱۴ مارکر منعکس کننده نور با قطر ۱۴ میلی متر بر روی نقاط آناتومیکی مشخص شده روی بدن (با استفاده از روش Helen haye's) نصب شد؛ [۱۸] سپس از فرد خواسته شد تا مسافت مشخص شده را بطور طبیعی به طول ده متر راه برود. هر فرد سه مرتبه راه رفتن را انجام داد. در همین حال مکان مارکرها توسط دستگاه آنالیز حرکت بوسیله سه دوربین ضبط شد. بمنظور بررسی سینماتیک راه رفتن، زاوایای مچ پا و زانودر لحظه برخورد کف پا با سطح^۲ و سرعت گام محاسبه شد. از نرم افزار Simi Mosion ورژن ۱/۰/۰/۱۳ برای آنالیز داده های بدست آمده از دستگاه آنالیز حرکت استفاده شد.

روش اندازه گیری تعادل

برای اندازه‌گیری تعادل، از صفحه نیروی سه محوره (kistler (Force plate) مدل 9281 c شرکت simi motion (ساخت کشور سوئیس) به ابعاد ۴۰×۶۰ سانتی متر استفاده شد. صفحه ی نیروی سه محوره (مدل kistler) قابلیت ثبت نیروهای واکنش زمین را داشت که در این تحقیق از فرکانس 1000 HZ استفاده شد.

با آماده شدن فرد و قرار گرفتن در وضعیت ایستاده، مدت ۲۰ ثانیه بر روی یک اندام (پای برتر) (در شرایطی که اندام دیگر با خم کردن از زانو در وضعیت تعلیق قرار داشت)، قرار می‌گرفت. در این وضعیت پا بطور کامل در مرکز صفحه نیرو قرار داشت و دقت شد تا فرد از دست‌های خود برای کمک به برقراری تعادل استفاده نکند. تست برای هر فرد سه بار تکرار شد. مرکز فشار به طور خودکار به وسیله نرم- افزار دستگاه محاسبه می‌شود. فرایند کالیبراسیون، مطابق دستورالعمل شرکت سازنده دستگاه برای کلیه شرکت کنندگان در آزمایش انجام پذیرفت. مسافت حرکت مرکز فشار روی محور داخلی - خارجی با واحد سانتیمتر:

$$L(X)=\sum ni2|xi -xi-1|$$

مسافت حرکت مرکز فشار روی محور قدامی - خلفی با واحد سانتیمتر:

$$L(Y)=\sum ni2|yi -yi-1|$$

برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از t مستقل و برای عملیات آماری از نرم افزار SPSS16 استفاده شد. چگونگی توزیع داده‌ها با آزمون Kolmogorov - Smirnov مورد ارزیابی قرار گرفت و تمام مقادیر دارای توزیع نرمال بودند ($p < 0.05$).

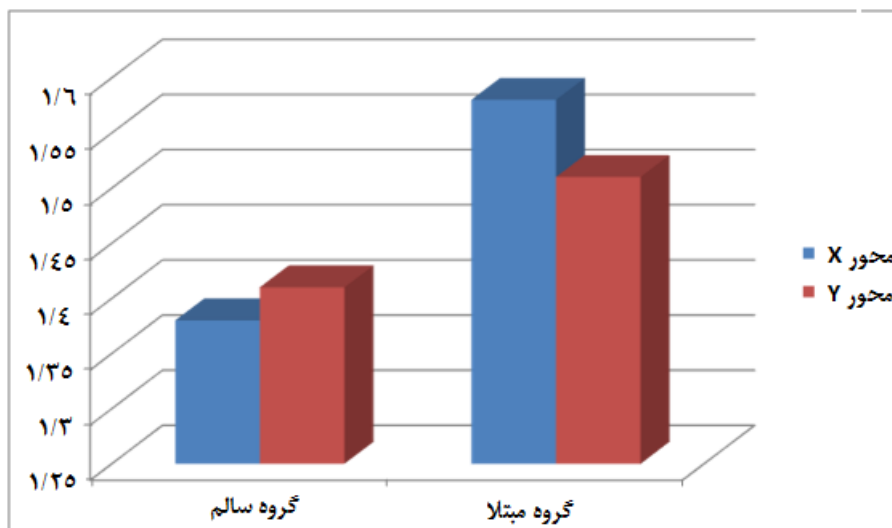
یافته ها

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که در جابجایی مرکز فشار در جهت داخلی - خارجی بین دو گروه تفاوت معنی داری وجود دارد ($p = 0.035$). اما در جابجایی مرکز فشار در جهت قدامی - خلفی بین دو گروه تفاوت معنی داری مشاهده نشد (جدول ۱).

جدول ۱: مقایسه میزان جابجایی مرکز فشار بین دو گروه

P	گروه دارای ناهنجاری انحراف معیار ± میانگین	گروه بدون ناهنجاری انحراف معیار ± میانگین	
۰/۰۳۵	۱/۵۸ ± ۰/۲۱	۱/۳۸ ± ۰/۲۷	جابجایی مرکز فشار روی محور فرونتال (محور x) (cm)
۰/۲۴	۱/۵۱ ± ۰/۲۰	۱/۴۱ ± ۰/۲۵	جابجایی مرکز فشار روی محور ساجیتال (محور y) (cm)

²Mid stance

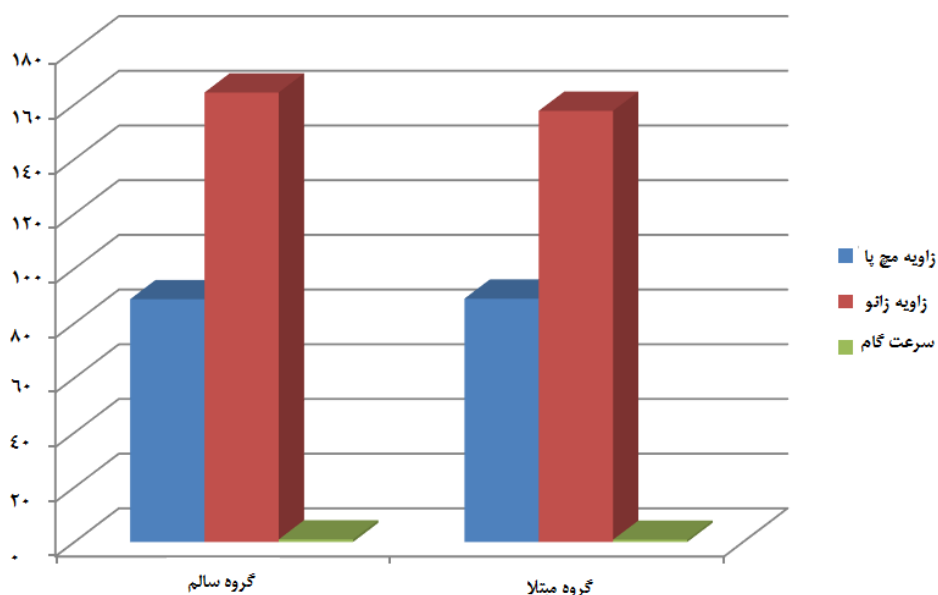


نمودار ۱: میانگین جابجایی مرکز فشار روی محور X (داخلی_ خارجی) و Y (قدامی_ خلفی)

با توجه به نتایج بدست آمده، تفاوت معنی داری در هیچ یک از متغیرهای سینماتیکی هنگام راه رفتن بین دو گروه مشاهده نشد (جدول ۲).

جدول ۲: مقایسه سینماتیک راه رفتن بین دو گروه

P	گروه دارای ناهنجاری انحراف معیار ± میانگین	گروه بدون ناهنجاری انحراف معیار ± میانگین	
۰/۴۷	۸۹ ± ۱/۵	۸۸/۸ ± ۳/۸	زاویه مچ پا (درجه)
۰/۲۲	۱۵۷/۷ ± ۱۲/۹	۱۶۴/۴ ± ۴/۴	زاویه زانو (درجه)
۰/۲	۰/۸۵ ± ۰/۰۶	۰/۹۵ ± ۰/۰۵	سرعت گام (ثانیه / متر)



نمودار ۲: میانگین زاویه مچ پا، زانو و سرعت گام

بحث

هدف از این تحقیق بررسی تعادل ایستا و سینماتیک راه رفتن در بیماران دارای زانوی پرنانتری می باشد.

نتایج این مطالعه نشان دهنده وجود تفاوت معنی دار در متغیر میانگین میزان جابجایی مرکز فشار در راستای داخلی - خارجی با وضعیت ایستاده روی یک پا بین گروه سالم و گروه دارای زانوی پرنانتری می باشد ($p=0/035$). عبارت دیگر، میزان نوسانات بدن، در گروه با ناهنجاری زانو بیشتر از گروه سالم بود.

نتایج تحقیق حاضر با نتایج برخی تحقیقات انجام شده در این زمینه همخوان است. سمعی و همکاران (۲۰۱۲) تاثیر زانوی پرنانتری را بر پایداری پویا و ایستای پوسچر در زنان غیروزشکار، با استفاده از دستگاه بایودکس بررسی کردند. نتایج این تحقیق نشان داد افراد دارای زانوی پرنانتری پایداری پویا و ایستای ضعیف تری در راستای داخلی و خارجی دارند؛^[۲۰] شاه امیری فتاحی و همکاران (۲۰۱۱) نیز با بررسی تاثیر ناهنجاری زانوی پرنانتری بر پایداری دینامیکی در تکلیف پرش - فرود تک پا در دانشجویان پسر رشته تربیت بدنی بیان کردند که زمان رسیدن به پایداری در راستای داخلی - خارجی و در حالت کلی در گروه زانوی پرنانتری بیشتر از گروه زانوی نرمال بود که این اختلاف معنی دار بود؛^[۲۱] در تحقیقی دیگر امیرهوشنگ بختیاری و همکاران (۲۰۱۱) در تحقیق خود به بررسی اثر ناهنجاری زانوی پرنانتری بر افزایش نوسانات پوسچر و افزایش ریسک افتادن پرداختند. نتایج این تحقیق نشان داد که شاخص تعادل طرفی به طور معنی داری در گروه دارای ناهنجاری زانو نسبت به گروه کنترل افزایش نشان داد. ریسک افتادن نیز در گروه دارای زانوی پرنانتری در مقایسه با گروه کنترل به طور معنی داری افزایش داشت؛^[۲۰] اگرچه تاثیر زانوی پرنانتری روی کنترل پوسچر در چند مطالعه بررسی شده است، اما در اکثر این تحقیقات از روش‌ها و دستگاه‌هایی غیر از صفحه نیرو استفاده شده است. نتایج تحقیق حاضر نشان داد که تغییرات راستای مفصل زانو در صفحه فرونتال می‌تواند سبب برهم خوردن تعادل طرفی در افراد مبتلا به ناهنجاری زانوی پرنانتری شود. اینگونه بنظر می‌رسد که جابجایی مرکز فشار به طرف داخل می‌تواند موجب افزایش نوسانات پوسچر در این افراد شود. Haim و همکارانش (۲۰۰۸) در تحقیق خود نشان دادند که ناهنجاری‌های زانو می‌تواند توزیع نرمال و متقارن وزن را در این مفصل تغییر دهد.^[۲۲] افزایش توزیع نامتقارن وزن می‌تواند موجب افزایش بی ثباتی پوسچرال از طریق کاهش تاثیر مکانیسم جذب نیرو در مفصل ران و افزایش گشتاور جبرانی در مچ پا گردد که در نهایت کاهش تعادل در فرد را به همراه دارد.^[۲۲]

محققین نشان دادند که نامتقارن بودن تحمل وزن می‌تواند نوسان پوسچری را افزایش دهد.^[۲۲] در این رابطه نشان داده شده است که ناهنجاری زانو در صفحه عرضی ممکن است توزیع طبیعی وزن را روی مفصل زانو و همچنین مفصل مچ تغییر دهد.^[۲۱] از طرف دیگر، این ناهنجاری می‌تواند گشتاور گرانشی داخلی - خارجی را روی زانو و اندام تحتانی افزایش داده و ممکن است روش کنترل تعادل را مختل کند.^[۲۴] HartelJ و همکاران (۲۰۱۱) کنترل پاسچر را در افراد دارای گودی کف پای متفاوت با استفاده از آزمون ایستادن روی یک پا توسط صفحه نیرو مقایسه کردند و بیان کردند که آزمودنی‌های با کف پای گود در مقایسه با پای معمولی، نوسان بیشتری در مرکز فشار داشتند.^[۲۳] در تحقیقی دیگر Cote و همکاران (۲۰۰۵) با بررسی پایداری ایستا و پویا در افراد دارای ناهنجاری‌های پای چرخیده به داخل و خارج، گزارش کردند که پایداری ایستا و پویا در افراد با انواع مختلف پا تحت تاثیر قرار می‌گیرد و در واقع نوع و ساختمان پا می‌تواند بر پایداری ایستا و پویا تاثیر بگذارد.^[۱۵] گفته شده است که ناهنجاری زانوی پرنانتری می‌تواند وضعیت پا را تغییر دهد و باعث چرخش داخلی در پا شود. این وضعیت ممکن است سبب افزایش گشتاور جبرانی مچ پا و پرونیشن در مفصل تحت قایی و مفصل میانی پا طی تحمل وزن شود.^[۱۴] از طرفی پوسچر طبیعی پا برای عملکرد درست برای حفظ خط ثقل در سطح اتکا ضروری است و تغییر در پوسچر پا ممکن است عملکرد پا را برای کنترل تعادل تغییر دهد.^[۲۱] این مورد می‌تواند دلیلی برای ضعف تعادل طرفی در آزمودنی‌های تحقیق حاضر باشد.

ساختار پا و عملکرد آن می‌تواند بر راستای ایستایی در هنگام تحمل وزن تاثیرگذار باشد، که نیاز است تا از طریق انقباض عضلانی حمایت شود. از طرفی هنگامی که ساختار مفصلی خارج از راستای طبیعی خود قرار می‌گیرد، نیروهای غیرطبیعی و مغشوش کننده بر سطوح مفصلی وارد می‌شوند؛^[۲۴] مطالعات نشان داده است که افراد دارای ساختار نرمال پا بطور معمول از استراتژی مچ پا برای نگهداری خط کشش ثقل در محدوده سطح اتکا استفاده می‌کنند؛^[۲۵] از اینرو با توجه به تاثیر ناهنجاری‌های زانو بر عملکرد مچ پا، زاویه مچ پا هنگام راه رفتن در افراد مبتلا به زانوی پرنانتری بررسی شد. با توجه به نتایج بدست آمده تفاوت معنی داری در زاویه مچ پا هنگام برخورد پاشنه پا به زمین بین دو گروه مشاهده نشد. در این زمینه تحقیق مشابهی جهت مقایسه نتایج یافت نشد. از آنجایی که ناهنجاری زانوی پرنانتری موجب چرخش داخلی ساق پا و تبدیل آن به چرخش داخلی مفصل مچ پا هنگام تحمل وزن می‌شود، این تغییر می‌تواند باعث تغییر در عملکرد مچ پا و در نتیجه اختلال در تعادل فرد شود؛^[۲۱] با توجه به اینکه در این تحقیق تغییرات چرخشی در مچ پا بررسی نشد، و با توجه به نتایج تحقیقات انجام شده، ممکن است

افزایش شاخص تعادل طرفی در افراد مبتلا به ناهنجاری زانوی پرنانتری در این تحقیق بدلیل چرخش تحمیلی ناشی از ناهنجاری مفصل زانوی افراد باشد.

مقدار نیروی واکنش زمین با شروع مرحله ایستایی یا اولین تماس پا با زمین بر روی پای دهنده شروع می شود. مقدار نیروی واکنش عمودی زمین تقریباً تا مرحله تماس کف پا با زمین در محل حداکثر خمیدگی زانو افزایش می یابد. بطور مطلوب جهت پیشگیری از قرارگیری درشت نی تحت پیچش و تنش مفصل زانو، حرکات مفصلی چرخش به داخل مچ پا و باز شدن زانو و چرخش به خارج مچ پا و خم شدن زانو باید بطور همزمان و باندازه کافی انجام شود. در نتیجه، با توجه به اهمیت ارتباط حرکت مفصل زانو و مچ پا، زاویه مفصل زانو اندازه گیری شد؛^[۲۶] هنگام برخورد پاشنه به زمین، در زاویه زانو تفاوت معنی داری بین دو گروه مشاهده نشد. اگرچه در رابطه با ناهنجاری زانوی پرنانتری تحقیق مشابهی انجام نشده است، ولی Ferber و همکاران (۲۰۱۰) با بررسی ویژگی های سینماتیکی زانو و ران در زنان دهنده با سابقه سندرم ایلیوتیبیال باند به این نتیجه رسیدند که زاویه چرخش داخلی زانو و آداکشن (نزدیک شدن) ران بین دو گروه تفاوت معنی داری دارد، اما حداکثر میزان فلکشن زانو بین دو گروه تفاوت معنی داری ندارد^[۲۷]. عمل متقابل زانو، مچ پا و پا نقش بسیار مهمی هنگام راه رفتن و دویدن دارد. این اعمال متقابل شامل حرکاتی در زانو هستند که توام با حرکات مچ پا و پا انجام می شود^[۲۸]. از آنجا که اختلال در مفصل زانو بر راستای مفصل مچ پا تأثیر گذار می باشد، این اختلال می تواند سبب بر هم خوردن عمل مناسب این مفاصل شده و در نتیجه حرکت طبیعی مرکز ثقل حین راه رفتن و دویدن دچار اختلال شود. علاوه بر این، میزان فلکشن و اکستنشن مفصل زانو هنگام راه رفتن و دویدن توسط عضلات چهار سر ران کنترل می شود. بر اثر عارضه زانوی پرنانتری و برهم خوردن راستای طبیعی مفصل، عملکرد طبیعی عضلات عمل کننده بر مفصل زانو نیز مختل می شود. و ممکن است عمل کنترل میزان فلکشن و اکستنشن زانو بدرستی انجام نشود.

نتیجه گیری

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که وجود ناهنجاری زانوی پرنانتری سبب افزایش نوسانات پوسچر در جهت داخلی - خارجی هنگام ایستادن روی یک پا می شود. با توجه به نتایج این تحقیق بنظر می رسد که افراد دارای ناهنجاری زانوی پرنانتری در فعالیت های روزمره و به ویژه فعالیت های ورزشی که نیاز به حفظ تعادل بر روی یک پا دارد دچار مشکل خواهند شد و ممکن است در معرض افتادن و بروز آسیب قرار بگیرند. لذا پیشنهاد می شود این افراد با افزایش قدرت عضلات بویژه عضلات اندام تحتانی میزان نوسانات پوسچر خود را کاهش دهند.

منابع

1. Neumann DA. Kinesiology of the musculoskeletal system. 1st ed. New York: Mosby Publishers; 2002. P. 523.
2. Nielsen C C. Orthotics and prosthetics in rehabilitation: The multidisciplinary approach. 1st ed. Waburn: Butterworth Heinemann. Orth & Prosthetics in Reha; 2000. P. 3-10.
3. Albensi Raymond J, John Nyland, David NM Caborn. The relationship of body weight and clinical foot and ankle measurements to the heel forces of forward and backward walking. J Athl Train. 1999;34(4): 328-333.
4. Rosenbaum D, Becker H-P. Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications. Foot and Ankle Surgery 1997; 3(2):1-14.
5. Monteiro M, Gabriel R, Aranha J, Neves e Castro M, Sousa A, Moreira M. Influence of obesity and sarcopenic obesity on plantar pressure of postmenopausal women. Clinical Biomechanics 2010;25(5): 461-467.
6. Tsutomu M, Hirofumi T, Shuya I, Masaaki M, Takao H. Foot pressure distribution in patients with gonarthrosis. The Foot 2012; 22 (2): 70-73.
7. Dell Valle ME, Harwin SF, Maestro A, Murcia A, Vega JA. Immunohistochemical analysis of mechanoreceptors in human posterior cruciate ligament: a demonstration of its proprioceptive role and clinical relevance. J Arthroplasty 1998;13(8): 916-922.
8. Hrysomallis C, Goodman C. A review of resistance exercise and posture realignment. J Strength Cond Res 2001;15(3): 385-90.
9. Samadi M, Rajabi R. Laboratory Manual Motion Correction. Tehran, Iran: University of Tehran; 2009. P.65-7. [In Persian]
10. Anbarian M, Esmailie H, HosseiniNejad SE, Rabiei M, Binabaji H. Comparison of knee joint muscle's activity in subjects with genu varum and the controls during walking and running. 2012; 8(2): 298-309.
11. Witvrouw E, Danneels L, Thijs Y, Cambier D, Bellemans J. Doessoccer participation lead to genu varum?. Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy 2009;17(4): 422-427.
12. Lewek MD, Rudolph KS, Snyder-Mackler L. Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. Osteoarthritis and Cartilage 2004;12(9): 745-751.

13. Lun V, Meeuwisse H, Stergiou P, Stefanyshyn D. Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. *British journal of sports medicin* 2004;38(5): 576–580.
14. 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.
15. Cote KP, Brunet ME, Gansneder BM, Shultz SJ. Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *Journal of athletic training* 2005;40(1): 41–46.
16. Kendall FP, McCreary EK, Province PG, Rodgers MM, Romanin WA. *Muscle testing and function with posture and pain*. 5ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2005.
17. Plastanga N. *Anatomy & human movement structure & function*. 5 ed. Butterworth-Heinemann; 2006.
18. Kertis Jeffrey D. *Biomechanical evaluation of an optical system for quantitative human motion analysis*; 2012.
19. Samaei A, Bakhtiary AH, Elham F, Rezasoltani A. Effects of Genu Varum Deformity on Postural Stability. *Koomesh* 2012;13(3): 330-338 [In Persian]
20. Samaei A, Bakhtiary AH, Elham F, Rezasoltani A. Effects of Genu Varum Deformity on Postural Stability. *Koomesh* 2012;13(3): 330-338 [In Persian]
21. Shah amiri Fattahi F, Alizade MH, Ninoonezhad H. The effect of Genu Varum abnormalities on Dynamic Stability in jump-single-leg landing Task. *Studies of Sports Medicine* 2013;5(13): 39-52 [In Persian]
22. Haim A, Rozen N, Dekel S, Halperin N, Wolf A. Control of knee coronal plane moment via modulation of center of pressure: a prospective gait analysis study. *Journal of biomechanics* 2008;41(14): 3010-3016.
22. Anker LC, Weerdesteyn V, van nes II, Nienhuis B, Straatman H, Geurts AC. The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. *Gait & posture* 2008;27(3): 471-477.
23. Hartel J, Michael RG, Craig RD. Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types. *Journal of athletic training* 2002;37(2): 129-132.
24. Bal A, Aydog E, Aydog ST, Cakci A. Foot deformities in rheumatoid arthritis and relevance of foot function index. *Clinical Rheumatology* 2006;25(5): 671-675.
26. Mc Guinness P. *Biomechanics of Sport and Exercise*. Translation Memari ZH. 2 st ed. Tehran: Ahsan Publication; 2009.
27. Gatev P, Thomas S, Kepple T, Hallett M. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *The Journal of physiology* 1999; 514(3): 915-928.
28. Ferber R, Noehren B, Hamill J, Davis I. Competitive female runners with a history of iliotibial band syndrome demonstrate atypical hip and knee kinematics. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy* 2010;40(2): 52-58.