

# اثر انحرافات صفحه فرونتال زانو بر نوسانات پاسچر و کینماتیک گام برداری نوجوانان پسر فعال

تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۰۵/۱۶ - تاریخ پذیرش: ۱۴۰۲/۱۱/۰۲

## خلاصه

**مقدمه:** اختلالات ساختاری زانو می تواند منجر به تغییر استراتژی های حرکتی و کنترل پاسچر بدن شود. هدف از این مطالعه، بررسی و مقایسه الگوهای گام برداری و تعادل در سه گروه زانوی پرائنتزی، ضربدری و سالم بود.

**روش کار:** اختلالات ساختاری زانو می تواند منجر به تغییر استراتژی های حرکتی و کنترل پاسچر بدن شود. هدف از این مطالعه، بررسی و مقایسه الگوهای گام برداری و تعادل در سه گروه زانوی پرائنتزی، ضربدری و سالم بود.

**نتایج:** نتایج این مطالعه وجود تفاوت معنی دار در تعادل ایستا بین گروه زانوی ضربدری با دو گروه دیگر را نشان داد. ضمن اینکه در فاکتورهای سینماتیک، بیشترین تفاوت های معنی دار بین دو گروه سالم و زانوی ضربدری مشاهده شد.

**نتیجه گیری:** طبق نتایج این مطالعه افراد دچار زانوی ضربدری، اختلال تعادلی و حرکتی بیشتری نسبت به دو گروه زانوی پرائنتزی و سالم دارند و لزوم توجه به برنامه های تعادلی و حرکتی در ورزشکاران دچار این اختلال احساس می شود.

**کلمات کلیدی:** زانوی پرائنتزی، زانوی ضربدری، تعادل ایستا، گام برداری

پی نوشت: این مطالعه فاقد تضاد منافع می باشد.

داود شعبانی<sup>۱</sup>

یحیی سخنگویی<sup>۲\*</sup>

حسن متین همایی<sup>۳</sup>

<sup>۱</sup> دانشجوی دکتری بیومکانیک، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد واحد تهران مرکز، تهران، ایران  
<sup>۲</sup> استادیار، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران  
<sup>۳</sup> دانشیار گروه فیزیولوژی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران

Email: yahya02@yahoo.com



## مقدمه

در میان مفاصل بدن، زانو شایع‌ترین مفصل درگیر در آسیب‌های ورزشی است. زانو مفصلی لولایی با استحکامی نه‌چندان زیاد است که توسط عناصر متعدد داخل و خارج مفصلی، رباطی، عضلانی، تاندونی، استخوانی و غضروفی محافظت می‌شود. اختلالات وضعیتی در ناحیه زانو، ممکن است به صورت جداگانه یا ترکیبی به وجود آیند. زانوی پرانتری وضعیتی است که در نتیجه باز شدن بیش از حد زانو، ایجاد می‌شود (علیزاده و قیطاسی، ۱۳۹۸). در زانوی پرانتری زاویه درشت نئی - رانی به ۱۸۰ درجه نزدیک شده یا از آن بیشتر می‌شود و به دنبال آن، زاویه Q کاهش می‌یابد (Melekoglu, Isin, 2019). این ناهنجاری، به علت‌های متفاوتی از قبیل وراثت، پوکی استخوان، آرتروز، آسیب به صفحات رشد، فلج عضلانی، پارگی کپسول و رباط خارجی زانو، ضعف عضلانی و کوتاهی عضلات به وجود می‌آید (سخنگویی، افشارمند، ۱۳۹۲). ناهنجاری زانو ضربدری یکی دیگر از اختلالات اسکلتی شایع در مفصل زانو است که می‌تواند به صورت اکتسابی یا مادرزادی دیده شود. در ناهنجاری زانو ضربدری خط تحمل وزن به سمت کمپارتمان‌های خارجی زانو انتقال می‌یابد و باعث افزایش نیروهای فشاری در سمت خارج و افزایش نیروهای کششی در سمت داخل می‌شود (شاه امیری فتاحی، علیزاده، مینو نژاد، ۱۳۹۲). عارضه زانو ی ضربدری نزدیک شدن زانوهابه یکدیگر و دور شدن قوزک های داخلی از یکدیگر است (Sahrman, 2011). هنگامی که ولگوس زانو افزایش پیدا کند موجب افزایش فشار روی مفصل کشککی - رانی می‌شود و این منجر به درد کشککی - رانی و بی‌ثباتی می‌گردد. توجه به ناهنجاری‌های زانوی پرانتری و ضربدری در کودکان و نوجوانان به علت ضعف عضلات و قرار گرفتن مداوم این قشر در معرض فشارهای نامطلوب، از اهمیت بالایی برخوردار است (Greene, 1994). زانوی پرانتری یا ضربدری با ایجاد تغییراتی در راستای طبیعی وضعیت اندام تحتانی، به نوبه خود باعث ایجاد تغییراتی در

راستای مرکز ثقل بدن نسبت به سطح اتکا شده و کنترل تعادل و حرکت بدن را محدود می‌کند (Shunway-Cook, 2001).

کنترل پاسچر و تعادل، اساس عملکرد حرکات بدن بوده و برای اکثر فعالیت‌های روزمره مورد نیاز و ضروری است. به توانایی بدن جهت حفظ مرکز ثقل در محدوده سطح اتکا با استفاده از اطلاعات حاصل از سیستم حسی، پیکری، دهلیزی و بینایی که موجب اجرای نرم و هماهنگ فعالیت‌های عصبی عضلانی می‌شود، تعادل ایستا گویند (Hrysomallis, 2007). این عمل فرآیندی پویا، نیازمند بازبازی حسی حرکات بدن، ترکیب اطلاعات حسی و حرکتی به وسیله سیستم عصبی مرکزی و اعمال پاسخ‌های مناسب اسکلتی - عضلانی برای برقراری تعادل بین نیروهای ثابت دهنده و مغشوش کننده است (Sundaram, 2012). ناهنجاری زانوی پرانتری و ضربدری با تغییر کیفیت کنترل قامت، بر هم زدن خط جاذبه نسبت به سطح اتکا و تغییر مسیر خط جاذبه از مرکز زانو به قسمت داخلی و خارج آن همراه است که در نهایت، چنین تغییراتی می‌تواند به ایجاد اختلال در شاخص تعادل فرد و افزایش خطر افتادن منجر شود (Levangie & Norkin, 2011). یافته‌های برخی پژوهش‌ها نشان می‌دهد که راستای اندام تحتانی از عوامل اثر گذار بر کنترل پاسچر است (Cote, et al, 2005). از آنجا که تعادل در زنجیره حرکتی بسته کنترل می‌شود، به باز خورد ادغام شده‌ی حرکات مفاصل لگن، زانو و میچ پا متکی است و می‌تواند در نتیجه اختلال در ارسال اطلاعات حسی آوران یا اختلال در قدرت و استحکام مکانیکی هر یک از این مفاصل یا ساختار متعلق به اندام تحتانی مختل شود (Zemková, Hamar, 2009). این تغییرات در اندام تحتانی می‌تواند موجب برهم خوردن وضعیت خط جاذبه نسبت به سطح اتکا شود که در نهایت موجب تغییرات چشمگیر در تعادل فرد می‌شود (Hrysomallis, McLaughlin, Goodman, 2007).

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. بر این اساس هدف از پژوهش حاضر بررسی و مقایسه‌ی الگوهای گام‌برداری و تعادل استاتیک در افراد مبتلا به زانوی ضربداری، پراتری و زانوی طبیعی است.

### روش پژوهش

#### آزمودنی‌ها

در این مطالعه‌ی نیمه تجربی برای انتخاب آزمودنی‌ها، با اعلام فراخوان به مراکز استعدادیابی شهر تهران از بین نوجوانان مراجعه‌کننده به مراکز در سال ۱۳۹۹، تعداد ۲۱۷ نفر مبتلا به زانوی پراتری و ضربداری شناسایی و معرفی شدند. با توجه به ماهیت آزمایشگاهی و نیمه تجربی مطالعه حاضر، از بین این افراد تعداد ۲۴ نفر به صورت نمونه‌گیری تصادفی هدفمند انتخاب شدند و در دو گروه ۱۲ نفری زانوی پراتری و ضربداری قرار گرفتند. تعداد ۱۲ نفر نوجوان و جوانان سالم نیز از طریق نمونه‌برداری در دسترس انتخاب و گروه سالم این مطالعه را تشکیل دادند. سابقه آسیب‌دیدگی در شش ماه گذشته، انجام عمل جراحی در پایین‌تنه یا هر عارضه یا نقصی که منجر به اختلال در راه رفتن و حفظ تعادل شود، جزء معیارهای خروج از تحقیق بود.

#### ابزارهای بکار گرفته شده در مطالعه

در این مطالعه به منظور ثبت نوسانات پاسچر و ارزیابی موقعیت دقیق مرکز فشار از فورس پلیت مدل سیستم ثبت نیرو و سنجش فاکتورهای آمادگی جسمانی، ساخت شرکت راسا پژوهان، کشور ایران استفاده شد. حداکثر خطای اندازه‌گیری نیرو و موقعیت مرکز فشار این ابزار در دو راستای مدیولترال و آنتریور پستریور به ترتیب ۰٫۲ کیلوگرم و ۴ میلی‌متر برآورد شده است. اطلاعات مربوط به موقعیت سه‌بعدی مارکرهای بازتابی جهت محاسبه‌ی زاویه کیو در فاز ابتدایی و

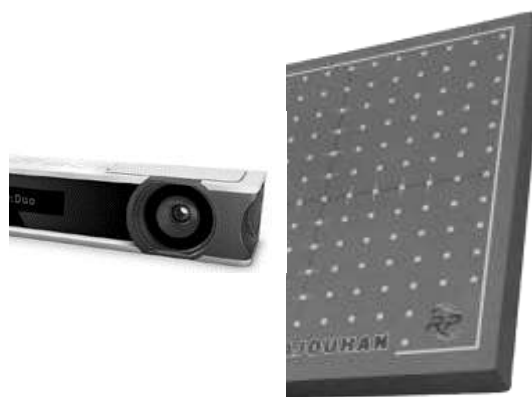
علاوه بر کنترل پاسچر، توانایی راه رفتن، نیاز اساسی هر فرد برای حرکت از مکانی به مکان دیگر است. بطور کلی پا، نقطه انتهایی زنجیره حرکتی انسان در حین حرکات انتقالی است (Rosenbaum, Becker 1997). از نظر بیومکانیکی، اندام تحتانی باید نیروهای خمشی، پیچشی، برشی و فشاری را در فاز استانس راه رفتن به خوبی توزیع 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 ناکارآمدی عضلات می‌شود (Monteiro, 2010). اساساً زمانی که ناهنجاری ساختاری یا عملکردی در مفصلی بروز و گسترش پیدا کند، مفاصل مجاور از طریق حرکات جبرانی موجب تعدیل ناهنجاری می‌شوند (Motooka, Etal, 2012). 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 (Hrysonmallis & Goodman, 2001).

بررسی تاثیر ناهنجاری زانوی پراتری بر سیستم کنترل پاسچر، در مطالعات مختلفی انجام شده است؛ با این وجود ارزیابی این سیستم در مبتلایان به زانوی ضربداری کمتر صورت گرفته است. ضمن اینکه تابحال مقایسه‌ای بین دو عارضه‌ی مذکور با وضعیت سالم انجام نشده است. علاوه بر این ارائه پاسخ به این پرسش که آیا هر یک از سه وضعیت زانوی سالم، پراتری و ضربداری تحت تاثیر سیستم سنسوری متفاوتی هستند؛ از خلاهای موجود در پیشینه‌ی تحقیق است که در این مطالعه تلاش می‌شود با اعمال اغتشاشات مختلف و بررسی سیستم کنترل پاسچر در حالت‌های مختلف بدن پاسخ داده شود. با وجود شیوع زیاد ناهنجاری زانوی پراتری و ضربداری و تاثیر آن بر حرکات جبرانی پا طی راه رفتن و در نتیجه تغییر الگوی طبیعی گام برداشتن، کمتر به معیارهای

خواسته شد بدون لباس و تنها با یک شورت ورزشی حاضر شوند. مراحل جمع‌آوری اطلاعات شامل آنالیز نوسانات پاسچر روی صفحه نیرو و آنالیز گیت با استفاده از موشن کپچر و تردمیل بود، بر این اساس برای آنالیز نوسانات پاسچر، از آزمودنی‌ها خواسته می‌شد روی صفحه نیرو قرار گیرند و چهار آزمون مختلف مربوط به ارزیابی تعادل ایستا را به صورت تصادفی انجام دهد. حالت‌های مذکور شامل موارد زیر بود.

- ایستادن به حالت semitendinosus، دست‌ها به کمر
  - ایستادن به حالت semitendinosus، دست‌ها به کمر، چشم‌ها بسته
  - ایستادن به حالت semitendinosus، دست‌ها به کمر، ایجاد دوران در سر
  - ایستادن به حالت semitendinosus، دست‌ها به کمر، قرار گرفتن روی سطح فوم
- اجرای حالت‌های مختلف این آزمون به منظور ایجاد اغتشاش در هریک از سیستم‌های کنترل پاسچر شامل، سیستم بینایی، دهلیزی و حس عمقی بود. مدت زمان اجرای هر آزمون ۳۰ ثانیه بود و بین هریک از آنالیزها، مدت زمان یک دقیقه استراحت به آزمودنی‌ها داده می‌شد. در ۳۰ ثانیه داده‌برداری، anterior-posterior نوسانات مرکز فشار درد و راستای (داخلی-خارجی) با mediolateral خلفی-قدامی) و فرکانس ۴۰۰ هرتز ثبت شد. شاخص تعادل افراد با گرفتن انحراف استاندارد از مقادیر مرکز فشار در دو راستای مذکور و حالت توتال بدست می‌آمد. به منظور اطمینان از در اختیار بودن داده‌ها، این فرایند دو مرتبه برای هر فرد اجرا می‌شد.

اندازه‌گیری فاکتورهای سینماتیکی راه رفتن آزمودنی‌ها با استفاده از سیستم موشن کپچر سه بعدی اپتی تراک (Optitrack) مدل V120 Duo ساخت آمریکا با رزولیشن (640\*480) VGA که خطایی کمتر از ۰/۱ میلی‌متر دارد، محاسبه می‌شود. مارکرهای بازتابی، دیگر ابزارهایی بودند که برای آنالیز حرکت مورد استفاده قرار گرفت. متر نواری، مارکرهای بازتابی و تردمیل مدل HP COSMOS سایر ابزارهای مورد استفاده در این مطالعه بودند.



شکل ۱. نمایی از سیستم ثبت نیرو و موقعیت مرکز فشار (راست) و سیستم ثبت حرکت اپتیکی (چپ)

#### روش اجرای پروتکل آزمون

فرایند جمع‌آوری اطلاعات بدین ترتیب بود که ابتدا تمامی آزمودنی‌ها با چگونگی طرح تحقیق آشنا شدند و فرم رضایت‌نامه مبنی بر شرکت داوطلبانه در آزمون‌ها را پر کردند. اطلاعات عمومی و مشخصات فردی آن‌ها با استفاده از پرسشنامه مربوطه ثبت گردید و وزن و قد آزمودنی‌ها اندازه‌گیری شد. روند آزمون بدین ترتیب بود که از آزمودنی‌ها



شکل ۲. نحوه اجرای پروتکل آزمون تعادل روی صفحه نیرو تحت تاثیر اغتشاشات بینایی، دهلیزی و حس عمقی

داده‌برداری تعداد هفت جسم صلب (دستگاه مختصات محلی) که حاصل از مارکرهای خوشه‌ای روی اندام‌های لگن، ران، ساق و پای چپ و راست بود در نرم افزار ماتیو تعریف شد.

در ادامه تردمیل که قبلاً روی سرعت مورد نظر تنظیم شده بود روشن و از آزمودنی‌ها خواسته شد با سرعت گام‌برداری عادی خود روی تردمیل راه بروند. فرایند داده‌برداری به مدت حداقل یک دقیقه پس از ثابت شدن سرعت تردمیل با سرعت داده‌برداری ۱۲۰ فریم بر ثانیه ادامه یافت به طوری که حداقل ۱۰ سیکل کامل از راه رفتن افراد ثبت شود.

پس از انجام آنالیز تعادل ایستا، آزمودنی‌ها برای انجام آنالیز گیت روی تردمیل آماده شدند. بر این اساس ابتدا گرم کردن عمومی روی تردمیل به مدت ۵ دقیقه و با ریتم دلخواه انجام شد؛ به طوری که شرایط گرم کردن برای تمام افراد تست شونده یکسان باشد. این مرحله علاوه بر گرم کردن آزمودن، با هدف نزدیک کردن الگوی راه رفتن عادی افراد با الگوی گیت روی تردمیل صورت گرفت. پس از این مرحله، مارکرهای بازتابی با روش کلاستر به اندام‌های پایین تنه متصل شدند. در مرحله بعد از آزمودنی‌ها خواسته شد تا به صورت ایستادن آناتومیکی روی تردمیل و در مقابل موشن کیچر قرار گیرند تا داده‌برداری استاتیک انجام پذیرد. قبل از اجرای



شکل ۳. داده برداری استاتیک و دینامیک از راه رفتن افراد روی تردمیل

#### جدول ۱. اطلاعات فردی و دموگرافیک آزمودنی‌ها

| گروه‌ها             | گروه زنان<br>پرانتری | گروه زنان<br>ضربداری | گروه سالم  |
|---------------------|----------------------|----------------------|------------|
| ویژگی               | Mean±st              | Mean±st              | Mean±st    |
| سن (سال)            | ۱۳/۱±۳/۸             | ۱۲/۱±۳/۵             | ۱۳/۱±۷/۴   |
| قد (سانتی‌متر)      | ۱۵۶/۱۳±۵/۶           | ۱۵۰/۱۲±۳/۴           | ۱۵۴/۱۰±۳/۴ |
| جرم<br>(کیلوگرم)    | ۴۷/۹±۷/۹             | ۴۴/۹±۵/۶             | ۵۱/۵±۵/۷   |
| زاویه کيو<br>(درجه) | ۲,۷۵±۲,۶۶            | ۲,۷۶±۱,۶             | ۳,۶۲±۷,۳۱  |

جدول دو میانگین و انحراف استاندارد نوسانات مرکز فشار آزمودنی‌های سه گروه را نشان می‌دهد. همان‌گونه که مشاهده می‌شود در حالت‌های بدون اغتشاش و حس عمقی هیچ تفاوت معنی‌داری بین گروه‌ها مشاهده نشد. گروه زنانی پزانتری با دو گروه ضربداری و سالم، در حالت اعمال اغتشاش بینایی تفاوت معنی‌دار داشت. نهایتاً دو گروه زنانی

فرایند داده برداری به منظور اطمینان از در اختیار داشتن تمامی داده‌ها برای ۳ مرتبه تکرار شد. داده برداری حرکتی به منظور استخراج فاکتورهای سینماتیکی گیت در تمام مدت اجرای آزمون انجام گرفت. اطلاعات حرکتی حاصل از آنالیز گیت قبل از انجام فرایند سینماتیک معکوس و تبدیل شدن به زوایای مفاصل، با استفاده از فیلتر گوسین و باترورث مرتبه ۴ با فرکانس قطع ۱۶ هرتز هموار و وارد مرحله پردازش شد.

#### تجزیه و تحلیل آماری

در این پژوهش از آمار توصیفی برای دسته بندی اطلاعات و ارائه میانگین و انحراف استاندارد و از آمار استنباطی برای تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده شد. برای تعیین طبیعی بودن توزیع داده‌ها از آزمون شاپیرو ویلک و از آزمون تی مستقل به منظور انجام مقایسه دو به دو بین گروه‌ها استفاده شد. در تمامی آزمون‌ها سطح اطمینان ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

#### نتایج

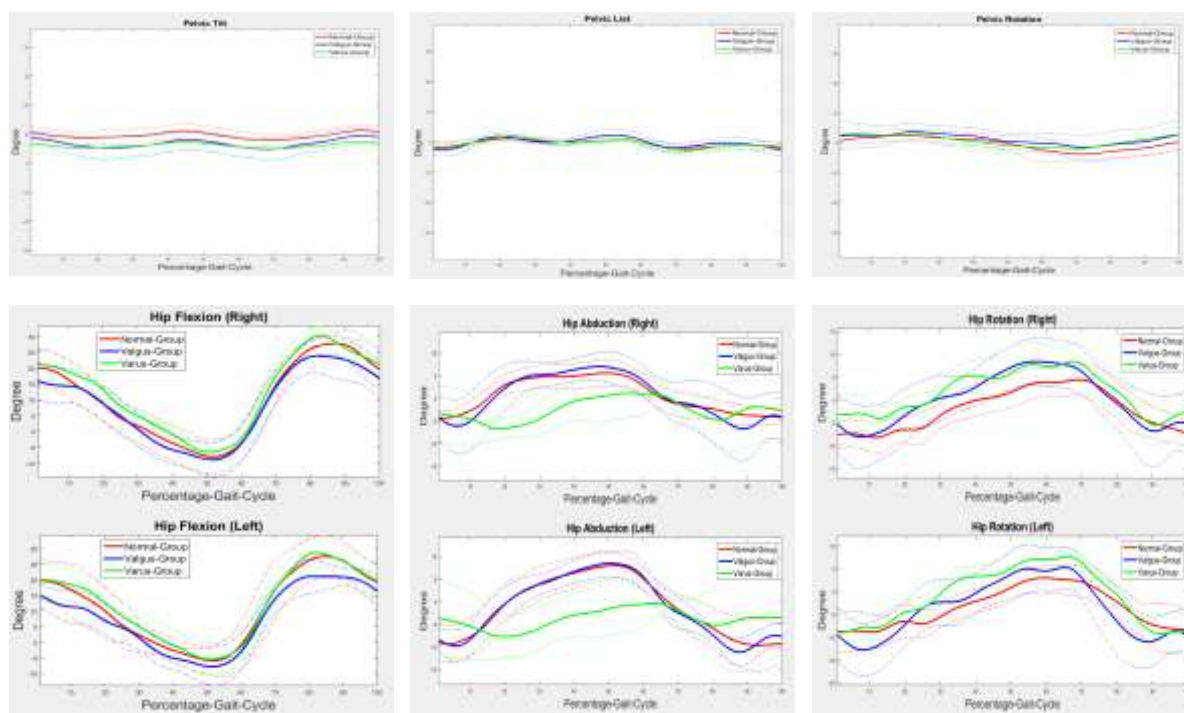
جدول یک، اطلاعات دموگرافیک و همین‌طور مقادیر زوایای کيو را نشان می‌دهد که از آن برای طبقه‌بندی افراد در گروه‌های مختلف استفاده شد.

ضربداری و سالم در حالت اعمال اغتشاش وستیبولار تفاوت معنی داری با یکدیگر داشتند.

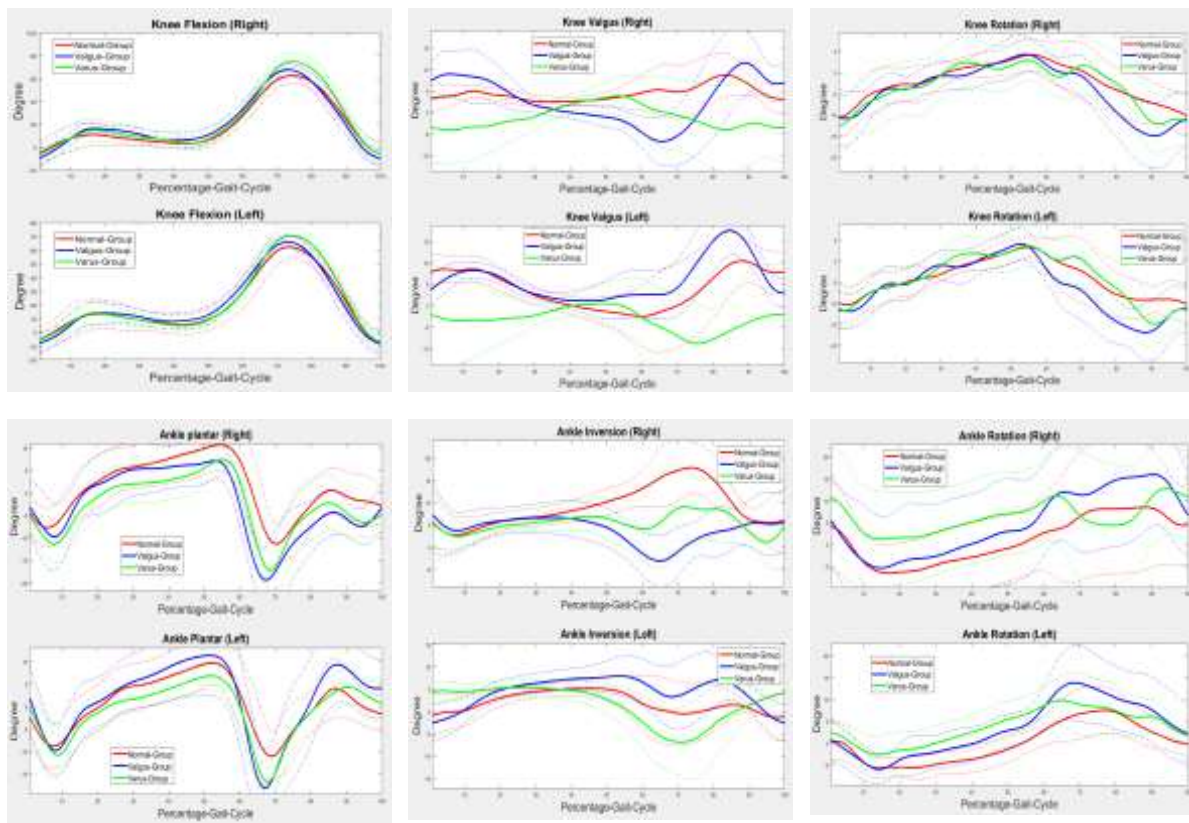
**جدول ۲.** میانگین، انحراف استاندارد و ارزیابی وجود تفاوت معنی دار در شاخص تعادل (انحراف استاندارد نوسانات مرکز فشار) در گروه‌های زانو پرنانتری، ضربداری و سالم

| گروه‌ها        | پرنانتری  | ضربداری   | سالم      | پرنانتری/ضربداری | سالم    | ضربداری/سالم |
|----------------|-----------|-----------|-----------|------------------|---------|--------------|
| آزمون تعادل    | Mean±st   | Mean±st   | Mean±st   | P value          | P value | P value      |
| بدون اغتشاش    | ۰,۱۰±۰,۴۱ | ۰,۱۸±۰,۵۳ | ۰,۰۶±۰,۴۵ | ۰,۰۶۷            | ۰,۲۷۴   | ۰,۱۷۸        |
| اغتشاش بینایی  | ۰,۰۸±۰,۶۶ | ۰,۳۱±۱,۰۱ | ۰,۱۷±۰,۸۸ | *۰,۰۰۱           | *۰,۰۰۰  | ۰,۲۱۵        |
| اغتشاش دهلیزی  | ۰,۴۷±۱,۲۵ | ۰,۵۷±۱,۵۵ | ۰,۲۴±۱,۰۸ | ۰,۱۶۶            | ۰,۲۹۱   | *۰,۰۱۵       |
| اغتشاش حس عمقی | ۰,۲۸±۰,۷۲ | ۰,۱۵±۰,۶۰ | ۰,۲۱±۰,۷۳ | ۰,۲۳۲            | ۰,۸۶۶   | ۰,۰۹۶        |
| شاخص کلی تعادل | ۰,۱±۰,۶۷  | ۰,۱۵±۰,۸۳ | ۰,۰۸±۰,۷۲ | *۰,۰۰۷           | ۰,۲۴۶   | *۰,۰۳۴       |

نموارهای شماره یک، الگوی حرکتی مفاصل پایین تنه را در سه گروه زانوی پرنانتری، ضربداری و سالم را به صورت نرمالایز شده بر اساس سیکل گیت نشان می‌دهد.







**نمودار ۱.** سینماتیک مفاصل لگن، ران، زانو و مچ آزمودنی‌های سه گروه زانوی پراتنزی، ضربدردی و سالم در سه صفحه حرکتی به صورت نرمالایز شده بر حسب سیکل گیت. خطوط ممتد میانگین الگوی حرکتی آزمودنی‌ها و نقطه‌چین‌ها مثبت و منفی یک انحراف استاندارد از میانگین الگوی حرکتی آزمودنی‌ها

اکستنشن ران، دامنه حرکتی ران در صفحه فرونتال، حداکثر چرخش داخلی ران، فلکشن زانو در برخورد اولیه پاشنه، مقادیر پیک اول فلکشن زانو، حداکثر فلکشن زانو، دامنه حرکتی زانو در صفحه فرونتال، حداکثر چرخش داخلی زانو، دورسی فلکشن در لحظه برخورد اولیه و حداکثر پلانتر فلکشن بود.

برای مقایسه‌ی فاکتورهای سینماتیکی در این مطالعه تعدادی از معیارها و مشخصه‌ها از الگوی حرکتی آزمودنی‌ها استخراج شد و در بین سه گروه مقایسه شد. این معیارها شامل دامنه حرکتی لگن در سه صفحه حرکتی، فلکشن ران در برخورد اولیه پاشنه، دامنه حرکتی فلکشن ران، حداکثر هایپر

**جدول ۳.** میانگین، انحراف استاندارد و ارزیابی تفاوت معنی‌دار برخی از فاکتورهای سینماتیکی گیت در گروه‌های زانو پراتنزی، ضربدردی و سالم

| گروه‌ها | پراتنزی | ضربدردی | سالم     | پراتنزی/ضربدردی | پراتنزی/سالم | ضربدردی/سالم | فاکتور                          |
|---------|---------|---------|----------|-----------------|--------------|--------------|---------------------------------|
|         | Mean±st | Mean±st | Mean±st  | P value         | P value      | P value      |                                 |
|         | ۱,۴±۳,۶ | ۲±۵,۶   | ۰,۹±۴    | *۰,۰۰           | ۰,۴۶         | *۰,۰۲        | دامنه حرکتی لگن (ساجیتال)       |
|         | ۱,۱±۵   | ۲,۷±۶,۳ | ۱,۴±۴,۳  | ۰,۱۱            | ۰,۱۷         | *۰,۰۳        | دامنه حرکتی لگن (فرونتال)       |
|         | ۳,۱±۷,۸ | ۲,۳±۷   | ۲,۷±۷,۵  | ۰,۴۹            | ۰,۸۰         | ۰,۶۵         | دامنه حرکتی لگن (هریزنتال)      |
|         | ۲,۷±۲,۷ | ۴,۶±۲,۲ | ۷,۷±۲۲,۳ | ۰,۷۳            | *۰,۰۰        | *۰,۰۰۰       | فلکشن ران در برخورد اولیه پاشنه |

|       |       |           |           |           |                                 |
|-------|-------|-----------|-----------|-----------|---------------------------------|
| ۰,۲۵  | ۰,۱۱  | ۶,۲±۳۹,۴  | ۴,۹±۳۴    | ۲,۹±۳۷    | دامنه حرکتی فلکشن ران           |
| ۰,۱۱  | ۰,۳۲  | -۶,۹±۶    | -۳,۵±۲,۴  | -۵,۹±۴,۴  | حداکثر هایپر اکستنشن ران        |
| *۰,۰۳ | ۰,۳۰  | ۲,۲±۱۱,۳  | ۶,۷±۱۶    | ۷,۶±۱۳    | دامنه حرکتی ران (فرونرال)       |
| ۰,۰۸  | ۰,۱۷  | ۳,۴±۱۵,۶  | ۶,۳±۱۹,۵  | ۴±۱۶,۶    | دامنه حرکتی روتیشن ران          |
| ۰,۲۳  | ۰,۵۴  | ۱۰,۷±۷۴,۴ | ۸±۷۸,۷    | ۵,۴±۸۰,۳  | دامنه حرکتی فلکشن زانو          |
| ۰,۰۵۲ | ۰,۰۹  | ۹,۴±۱۰,۸  | ۵,۱±۱۷,۲  | ۹,۷±۱۷,۳  | حداکثر فلکشن زانو در فاز استانس |
| ۰,۷۲  | *۰,۰۲ | ۱۰±۶۶,۷   | ۵,۱±۶۷,۸  | ۷,۶±۷۵,۳  | حداکثر فلکشن زانو               |
| *۰,۰۰ | *۰,۰۳ | ۵,۴±۱۱,۵  | ۵,۱±۲۱,۵  | ۷,۱±۱۷,۰۶ | دامنه حرکتی زانو (فرونرال)      |
| ۰,۱۱  | ۰,۰۶۱ | ۵,۷±۱۸,۳  | ۸,۱±۲۲,۹  | ۵,۶±۲۱,۶  | دامنه حرکتی روتیشن زانو         |
| ۰,۱۶  | ۰,۰۷۳ | -۷,۶±۷,۲  | -۶,۱±۳,۱  | -۴,۲±۳,۸  | دورسی فلکشن در برخورد پاشنه     |
| ۰,۳۲  | ۰,۰۲۱ | -۱۰±۱۷,۸  | -۶,۷±۲۱,۴ | -۵,۴±۱۸,۴ | حداکثر پلاننار فلکشن            |
| *۰,۰۱ | *۰,۰۰ | ۷,۷±۲۲,۷  | ۵,۲±۱۵,۴  | ۵,۱±۲۶,۷  | دامنه حرکتی میچ (فرونرال)       |

## بحث و نتیجه گیری

هدف از پژوهش حاضر بررسی و مقایسه‌ی تعادل استاتیک و الگوهای گام برداری در افراد مبتلا به زانوی ضربداری، پرنتری و زانوی سالم بود. با تغییر حالت‌های بدن و اعمال اغتشاش به سیستم‌های سنسوری کنترل تعادل، می‌توان هزاران تکلیف متفاوت برای ارزیابی تعادل ایجاد کرد. در این مطالعه چهار حالت مختلف برای این منظور انتخاب شد که تأکید آن اعمال اغتشاش به مؤلفه‌های کنترل تعادل شامل سیستم بینایی، دهلیزی و حس عمقی بود. این بخش به‌طور کلی دربرگیرنده‌ی نتایج متعددی بود. نکته‌ی جالب در این قسمت عملکرد مطلوب‌تر گروه زانوی پرنتری در اکثر تکالیف نسبت به گروه سالم و زانوی ضربداری بود. در مجموع چهار تکلیف میانگین انحرافات پاسچر در گروه زانو پرنتری حدود ۳ درصد نسبت به گروه سالم و ۲۱ درصد نسبت به گروه زانو ضربداری مطلوب‌تر بود. اگرچه عملکرد تعادلی افراد هر گروه حین اجرای تکالیف مختلف با یکدیگر مقایسه آماری نشد؛ اما مقادیر میانگین نوسانات پاسچر نشان داد که افراد هر سه گروه، مناسب‌ترین عملکرد را حین اجرای تکلیف تعادلی شماره یک (ایستادن سمی تاندم، بدون اغتشاش سنسوری) و بدترین اجرا را در تکلیف سوم و حین اعمال اغتشاش دهلیزی تجربه کردند.

در مطالعات متعددی محققان، عملکرد تعادلی افراد دچار اختلالات صفحه فرونتال مفصل زانو را بررسی کردند. نکته‌ای که در اکثریت این مطالعات مشهود است، عملکرد ضعیف‌تر گروه دچار اختلال نسبت به گروه سالم است. در این راستا سماعی و همکاران (۲۰۱۲) تأثیر زانوی پرنتری را بر پایداری ایستای پاسچر در زنان غیر ورزشکار بررسی کردند و به این نتیجه رسیدند که افراد دارای زانوی پرنتری، پایداری ایستای ضعیف‌تری در راستای داخلی و خارجی نسبت به گروه سالم داشتند. نتایج این پژوهش با نتایج مطالعه حاضر مغایرت داشت. شاه امیری فتاحی و همکاران (۲۰۱۳)، با بررسی تأثیر ناهنجاری زانوی پرنتری بر پایداری دینامیکی در تکلیف پرش - فرود تک‌پا در دانشجویان پسر رشته تربیت‌بدنی بیان کردند که زمان دستیابی به پایداری در راستای مدیو لترال و در حالت کلی در گروه زانوی پرنتری بیشتر از گروه زانوی نرمال بود و تفاوت آن‌ها نیز معنی‌دار بود. این پژوهش هم به‌رغم بررسی معیار متفاوتی از تعادل، با پژوهش حاضر همسو نبود. ربیعی و همکاران (۱۳۹۲)، با اعمال اغتشاش ناگهانی به افراد زانوی ضربداری، نوسانات پاسچر را در این افراد ارزیابی کردند و گزارش کردند که مسافت جابه‌جایی مرکز فشار پاها در گروه زانو ضربداری در مقایسه با گروه کنترل در تمامی جهات به‌صورت معناداری بیشتر بود. ربیعی و همکاران در مطالعه‌ی خود به بررسی جابجایی مرکز فشار در گروه‌های زانو ضربداری و سالم پرداختند. این تطابق در شیوه‌ی بررسی تعادل بین

این مطالعه و پژوهش حاضر، به هم سو شدن نتایج استخراج شده در هر دو مطالعه انجامیده است.

پاریاب و همکاران (۱۳۹۳)، به مقایسه حس وضعیت زانو و نوسان پاسچر در زنان مبتلا به ناهنجاری زانوی ضربداری و زانوی پراتنزی با زنان غیر مبتلا پرداختند. نتایج مطالعه نشان داد که افراد مبتلا به ناهنجاری زانوی ضربداری و ناهنجاری زانوی پراتنزی در مقایسه با افراد سالم مشابه نوسان پاسچر بیشتری در وضعیت‌های ایستاده با چشمان باز و بسته دارند که این نتیجه بیانگر اختلال در کنترل پاسچر این افراد است. بخشی از این مطالعه (اختلال در کنترل پاسچر در گروه زانو ضربداری) با پژوهش حاضر همسو و بخشی دیگر (ضعیف‌تر بودن کنترل تعادل در افراد زانو پراتنزی نسبت به گروه سالم) ناهم‌سو بود. Haim & Etal در سال ۲۰۰۸ طی تحقیق نشان دادند که ناهنجاری‌های زانو توزیع طبیعی و متقارن وزن را در این مفصل به هم می‌زند و افزایش توزیع نامتقارن وزن می‌تواند موجب افزایش بی‌ثباتی پاسچرال از طریق کاهش تأثیر مکانیسم جذب نیرو در مفصل ران و افزایش گشتاور جبرانی در مچ پا گردد که در نهایت منجر به کاهش تعادل در فرد می‌شود. محققین دیگری نیز نشان دادند که نامتقارن بودن تحمل وزن می‌تواند نوسانات پاسچر را افزایش دهد. بر این اساس ناهنجاری زانو در صفحه عرضی می‌تواند توزیع طبیعی نیرو را روی زانو و مچ تغییر دهد. همچنین این ناهنجاری می‌تواند گشتاور گرانشی مدیو لترال را روی زانو و اندام تحتانی افزایش داده و کنترل بالانس را مختل نماید (Van Gheluwe, Kirby, & Hagman, 2005). در مرتبط‌ترین مطالعه با روند اجرایی ارزیابی تعادل پژوهش حاضر، صادقی و همکاران (۱۳۹۳)، نوسانات پاسچر را در دو گروه سالم و زانوی پراتنزی بررسی و عنوان کردند که نوسان پاسچر حین ایستادن در وضعیت‌های دوپا چشم‌باز و تک‌پا چشم‌باز، بین دو گروه پراتنزی و نرمال تفاوت معناداری دارد. در حالی که در وضعیت‌های دو پا چشم‌بسته، تک‌پا چشم‌بسته و تک‌پا سر بالا تفاوت معناداری مشاهده نشد. تنها نتیجه‌ی مشابه این پژوهش با مطالعه‌ی حاضر عدم وجود تفاوت معنی‌دار در حالت اغتشاش بیایی بین دو گروه سالم و زانو پراتنزی بود.

نتیجه‌ی اکثر مطالعات بررسی‌شده، ضعف در کنترل پاسچر در افراد دچار زانوی پراتنزی و ضربداری نسبت به گروه سالم بود. اگرچه نتایج پژوهش حاضر در رابطه با تعادل گروه زانو ضربداری به‌طور کامل با مطالعات گذشته هم‌خوانی داشت، اما تقریباً در هیچ‌یک از این مطالعات، عملکرد تعادلی بهتر گروه زانو پراتنزی گزارش نشده است. لازم به ذکر است که در تمام مطالعات بررسی‌شده، به تفاوت در عملکرد تعادلی در راستای مدیولترال تأکید شده و مطالعه‌ای که جابجایی مرکز فشار را در گروه زانو پراتنزی به‌طور کلی بررسی کند یافت نشد. این مسئله می‌تواند دلیلی بر مغایرت نتایج پژوهش حاضر با ادبیات پیشینه در این زمینه باشد. با توجه به اینکه ارزیابی جابجایی مرکز فشار به‌رغم وجود رابطه نسبتاً مستقیم، رابطه خطی با نوسانات پاسچر در دو راستای مدیولترال و آنتریور پستریور ندارد و می‌تواند عملکرد ضعیف احتمالی گروه زانو پراتنزی در راستای مدیولترال (هم‌سو با مطالعات گذشته) در ارزیابی جابجایی مرکز فشار نادیده گرفته‌شده باشد. ضمن اینکه به نظر می‌رسد در ایستادن سمی تاندم که می‌بایست پاها به یکدیگر چسبیده باشد، با ساختار اسکلتی گروه زانو پراتنزی تطبیق بیشتر داشته باشد و این عامل می‌تواند باعث عملکرد بهترشان نسبت به گروه زانو ضربداری شود. نکته حائز اهمیت دیگر عدم وجود تفاوت معنی‌دار آماری بین دو گروه زانوی پراتنزی و گروه سالم است که نشان‌دهنده‌ی عملکرد بسیار نزدیک بین این دو گروه در مقایسه با گروه زانو ضربداری بوده است.

در ارزیابی سینماتیک گیت آزمودنی‌ها، ۲۱ درجه حرکتی مربوط به هفت سگمان پایین‌تنه مورد ارزیابی قرار گرفت در رابطه با الگوی حرکتی لگن در سه صفحه‌ی حرکتی، شباهت بسیاری بین سه گروه این مطالعه مشاهده شد. به‌طور کلی نتایج ارزیابی دامنه‌ی حرکتی مفصل لگن در سه صفحه‌ی ساجیتال، فرونتال و هرینتال عدم وجود تفاوت فاحش و البته معنی‌دار را نشان داد. در تجزیه و تحلیل زنجیره‌های کینماتیکی بسته، اگرچه حرکات سگمان دیستال می‌تواند روی سگمان پروگزیمال اثرگذار باشد، اما تفاوت در راستای مفصل زانو در آزمودنی‌های این مطالعه، تأثیری معنی‌داری روی حرکات لگن آزمودنی‌ها نداشته است.

با ارزیابی سینماتیک مفصل ران در سه گروه حاضر در مطالعه، می‌توان مشاهده کرد که گروه زانو پرانتری در لحظه‌ی آغاز سیکل، فلکشن کمتری در مفصل ران خود ایجاد می‌کنند و این مسئله احتمالاً می‌تواند علت طول گام‌های کوتاه‌تر این گروه نسبت به گروه زانو پرانتری باشد. البته این مسئله در گروه سالم مشاهده نشده است و احتمالاً کوتاه‌تر بودن طول گام گروه سالم نسبت به دو گروه دیگر دلیلی غیر از محدودیت در فلکشن ران داشته است. به‌طور کلی مقادیر بیشتر آداکشن ران حین گام برداری می‌تواند منجر به افزایش تنش پسو در ایلوتیبیال باند و کپسول مفصل زانو شود. Barrios & Et al, 2016 بیان می‌کنند که میزان آداکشن ران در ابتدای سیکل گیت در افراد دچار زانوی ضربدری بیشتر از افراد سالم است. در مطالعه‌ی حاضر نتایج آنالیز سینماتیک ران در صفحه‌ی فرونتال نیز گویای این مسئله است. اگرچه تفاوت مقادیر آداکشن ران در لحظه‌ی تماس اولیه پاشنه در سه گروه بسیار به هم نزدیک بود، اما دامنه‌ی حرکتی آداکشن - آداکشن ران در گروه زانو ضربدری بیشتر از دو گروه دیگر و دارای تفاوت معنی‌داری با گروه سالم بود. ارزیابی سینماتیک زانو در صفحه‌ی ساجیتال اگرچه بسیار مهم است اما با توجه به آزمودنی‌های این مطالعه که دارای ناهنجاری در صفحه فرونتال بودند، تفاوت‌های عمده‌ای در فلکشن - اکستنشن زانو مشاهده نشد. میزان زاویه‌ی فلکشن زانو در لحظه‌ی برخورد پاشنه و پیک فلکشن زانو در فاز استانس از جمله پارامترهایی بودند که شباهت زیادی در هر سه گروه داشتند. ضمن اینکه مقادیر به‌دست آمده در این مطالعه با مقادیر مربوط به گیت نرمال مطابقت داشت. تنها تفاوت موجود بین آزمودنی‌ها، دامنه‌ی حرکتی زانو بود که مستقیماً تحت تأثیر حداکثر فلکشن زانو در فاز سوئیگ راه رفتن است. در این پارامتر عملکرد آزمودنی‌های زانو پرانتری با دو

## منابع

- پاریاب، احمد، مینو نژاد، هومن، رجیبی، رضا، ۱۳۹۳، مقایسه حس وضعیت زانو و نوسان پوسچر در زنان مبتلا به ناهنجاری‌های زانو ضربدری و زانو پرانتری با زنان غیر مبتلا، پایان نامه کارشناسی ارشد
- ربیعی، محمد، جعفر نژاد، گروه بیناباجی، حجت، حسینی نژاد، ... عنبریان. ۲۰۱۲، ارزیابی پاسخ وضعیتی پس از اعمال اغتشاش ناگهانی در افراد با زانوی ضربدری، مجله دانشگاه علوم پزشکی شهرکرد، ۱۴(۲)، ۹۰-۱۰۰.

گروه زانو ضربدری و سالم تفاوت معنی‌داری داشت. سرعت گام برداری ترجیحی آزمودنی‌های زانو پرانتری می‌تواند در این زمینه اثرگذار باشد. با توجه به وجود رابطه بین سه فاکتور فضایی زمانی طول گام، کادنس و سرعت، می‌توان تشخیص داد که گروه زانو پرانتری به‌طور متوسط سرعت ترجیحی بیشتری نسبت به دو گروه دیگر داشته‌اند. افزایش سرعت حرکت باعث اعمال گشتاور فلکسوری قوی‌تری در مفصل ران در آغاز فاز سوئیگ می‌شود. این افزایش گشتاور فلکسوری ران، در زانو که در موقعیت دیستال ران قرار دارد گشتاوری فلکسوری ایجاد کرده و به افزایش فلکشن زانو در فاز سوئیگ کمک می‌کند. Barrios & Et al, 2016 با مقایسه‌ی گروه زانو ضربدری با افراد سالم بیان کردند که افراد دچار زانوی ضربدری، آداکشن بیشتری حین گیت در مفصل زانوی خود ایجاد می‌کنند. این موضوع در مطالعه‌ی حاضر نیز نمود پیدا کرد به تریبی که گروه زانوی ضربدری تقریباً در تمامی مراحل فاز استانس، ولگوس بیشتری نسبت به دو گروه سالم و پرانتری نشان داد. ضمن اینکه دامنه‌ی حرکتی فرونتال زانو در گروه سالم با دو گروه دیگر تفاوت داشت. در انتهای زنجیره‌ی سینماتیکی اگرچه تفاوت‌های معنی‌داری در صفحه ساجیتال دیده نشد و سه گروه آزمودنی از نظر الگوی حرکتی و فاکتورهای مرتبط با دورسی و پلانتر فلکشن در سیکل گیت شباهت داشتند اما در دامنه‌ی حرکتی فرونتال مچ تفاوت‌های معنی‌داری بین گروه زانو ضربدری با دو گروه دیگر مشاهده شد. ضمن اینکه الگوی حرکتی اینورژن و اورژن مچ در گروه‌ها بسیار متفاوت بود. البته توجه به قسمت ابتدایی سیکل گیت نشان می‌دهد که مفصل مچ پای آزمودنی‌های هر سه گروه، تقریباً الگوی حرکتی مشابهی در فاز استانس نشان دادند و تفاوت‌ها در دامنه‌ی حرکتی مچ به تغییر الگوی حرکتی در فاز سوئیگ مرتبط است.

- سخنگویی، یحیی، افشارمند، زهره، حرکات اصلاحی، ۱۳۹۲، چاپ اول، انتشارات حتمی.
- شاه امیری فتاحی، فرج الله، علیزاده، محمدحسین، مینونزاد، هومن، ۱۳۹۲ تأثیر ناهنجاری زانوی پرنانتری بر پایداری دینامیکی در تکلیف پرش - فرود تک پا، مطالعات طب ورزشی، ۵۹، ۲۲-۹
- علیزاده، محمدحسین، قیطاسی، مهدی، مفاهیم بنیادی حرکات اصلاحی، ۱۳۹۸، شماره اول، انتشارات حتمی
- Barrios, J. A., Heitkamp, C. A., Smith, B. P., Sturgeon, M. M., Suckow, D. W., & Sutton, C. R. (2016). Three-dimensional hip and knee kinematics during walking, running, and single-limb drop landing in females with and without genu valgum. *Clinical Biomechanics*, 31, 7-11.
- Cote, K. P., Brunet II, M. E., Gansneder, B. M., & Shultz, S. J. (2005). Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *Journal of athletic training*, 40(1), 41.
- Greene, W. B. (1994). Genu varum and genu valgum in children. *Instructional course lectures*, 43, 151-159.
- Haim, A., Rozen, N., Dekel, S., Halperin, N., & Wolf, A. (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.
- Hrysonmallis, C., & Goodman, C. (2001). A review of resistance exercise and posture realignment. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 15(3), 385-390.
- Hrysonmallis, C., McLaughlin, P., & Goodman, C. (2007). Balance and injury in elite Australian footballers. *International journal of sports medicine*, 28(10), 844-847.
- Levangie, P. K., & Norkin, C. C. (2011). *Joint structure and function: a comprehensive analysis*.
- Melekoglu, T., & Isin, A. (2019). The Relationship between Football Participation Level and Lower Leg Alignment in Youth Males: Genu Varum. *Journal of Education and Training Studies*, 7(2), 137-141.
- Monteiro M, Gabriel R, Aranha J, Neves e Castro M, Sousa A, Moreira M. (2010). Influence of obesity and sarcopenic obesity on plantar pressure of postmenopausal women. *Clinical Biomechanics*, 25(5): 461-467.
- Motooka, T., Tanaka, H., Ide, S., Mawatari, M., & Hotokebuchi, T. (2012). Foot pressure distribution in patients with gonarthrosis. *The Foot*, 22(2), 70-73.
- Rosenbaum D, Becker H-P. (1997). Plantar pressure distribution measurements. Technical background and clinical applications. *Foot and Ankle Surgery*, 3(2):1-14.
- Sadeghi, H., Mosavi, S. K., & Dizaji, E. (2014). Postural stability comparison in various standing positions between healthy young men and those with genu varum. *Journal of research in rehabilitation sciences*, 10(4), 481-491.
- Sahrman S. (2011). *Movement system impairment syndromes of the extremities, cervical and thoracic spines: Elsevier/Mosby*.
- Samaei, A., Bakhtiary, A. H., Elham, F., & Rezasoltani, A. (2012). Effects of genu varum deformity on postural stability. *International journal of sports medicine*, 33(06), 469-473.
- Shunway-Cook, A. (2001). *Motor control theory and practice application: NewYork: Lippincott Williams and Wilkins*.
- Sundaram, B., Doshi, M., & Pandian, J. S. (2012). Postural stability during seven different standing tasks in persons with chronic low back pain—A crosssectional study. *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy*, 6(2), 22.
- Van Gheluwe, B., Kirby, K. A., & Hagman, F. (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.
- Zemková, E., & Hamar, D. (2009). The effect of soccer match induced fatigue on neuromuscular performance. *Kinesiology*, 41(2), 195-202.



## Original Article

# The effect of knee frontal plane deviations on postural sway and kinematics of gait in active male adolescents

Received: 07/08/2023 - Accepted: 22/01/2024

Davod Shabani <sup>1</sup>  
Yahya Sokhangei <sup>2\*</sup>  
Hasan Matinhomae <sup>3</sup>

<sup>1</sup> Phd student, faculty of Physical Education, Tehran Center Branch

<sup>2</sup> University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences Tehran Iran

<sup>3</sup> Associate Professor, Department of Sports Physiology, Faculty of Physical Education and Sports Sciences, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran

Email: yahya02@yahoo.com

### Abstract

Knee structural abnormalities can lead to changes human movement strategies and posture control. The aim of this study was to evaluate and compare gait and stability patterns in genuvarum, genuvalgum and healthy subject groups. In this study subjects were divided into three groups of 12 people based on Q-angle values and their postural sway were evaluated in three modes of perturbation and kinematics of their lower extremity joints measured during gait. The results of this study showed a significant difference in static balance between genuvalgum group and the other two groups. In addition, in kinematic factors, the most significant differences were observed between healthy and genuvalgum groups. According to the results of this study, people with genuvalgum have more stability and movement disorders than two other groups and it is necessary to pay attention to balance and movement programs in athletes with this disorder.

**Key words:** Genu varum, Genu valgum, Static balance, Gait

**Acknowledgement:** There is no conflict of interest