

Comparison of Plantar Pressure Distribution and Static Balance of Volleyball Boys in the Stance Phase of Walking

Mohammad Ali Siavash Moghadam¹, Ali Fatahi^{1*}, AmirAli Jafarnezhadgero²

1- Department of Sports Biomechanics, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.

2- Department of Sports Biomechanics, Faculty of Educational Sciences and Psychology, Mohaghegh Ardabili University, Ardabil, Iran.

Corresponding Author: Ali Fatahi: Department of Sports Biomechanics, Central Tehran Branch, Islamic Azad University, Tehran, Iran.

Email: ali.fatahi@iauctb.ac.ir

Received: 2023/4/26

Accepted: 2023/10/15

Abstract

Introduction: The difference in the force distribution of plantar muscles in the landing stage in volleyball players is an important factor in the lack of balance control and the occurrence of injuries. The aim of this study was to Comparison of plantar pressure and static balance of volleyball boys in the stance phase of walking.

Methods: The current research was semi-experimental and descriptive-cross-sectional. For this purpose, 64 healthy male volleyball players were purposefully divided into 3 age groups; Infants (n=22), teenagers (n=24) and young adults (n=18). Training was considered at least 3 days a week. A foot pressure device was used to determine the pressure distribution of the plantar muscles on the way back and forth. To compare the foot contact surface and the impulse of the front and rear parts of the right and left foot between the groups, the independent t test and multivariate analysis of variance at the alpha level of 0.05 were used to check the distribution of the center of pressure.

Result: Multivariate variance analysis for the comparison of the contact surface (front and rear foot) in the right foot (P = 0.423) and left foot (P = 0.706) did not show any significant difference between the three groups of infants, teenagers and young adults. The results of multivariate analysis of variance for the comparison of impulse (front foot and back foot) in the right and left foot between the three groups of infants, teenagers and young people did not have any significant difference (P = 0.496). Comparing the center of pressure in internal to external and anterior to posterior sections, there was no significant difference between the three groups of infants, teenagers and young adults (P = 0.062). But there was a significant decrease in the duration of stability in the internal to external part in the group of infants and teenagers (P = 0.012) and in the group of young people (P = 0.023). However, there was no significant difference in the duration of stability in the anterior to posterior part in any of the groups (P = 0.768).

Conclusions: According to the possible results, reducing the contact of the front and back parts of the right and left feet by reducing the duration of stability weakens the static balance in volleyball players and increases the possibility of injury in the lower limbs.

Keywords: Plantar pressure, Balance, Stance phase, Volleyball.



مقایسه توزیع فشار کف پا و تعادل ایستای پسران والیبالیست در فاز استانس راه رفتن

محمد علی سیاوش مقدم^۱، علی فتاحی^{۱*}، امیر علی جعفر نژادگرو^۲

۱- گروه بیومکانیک ورزشی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.

۲- گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

نویسنده مسئول: علی فتاحی؛ گروه بیومکانیک ورزشی، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران.
ایمیل: ali.fatahi@iauctb.ac.ir

پذیرش مقاله: ۱۴۰۲/۷/۲۳

دریافت مقاله: ۱۴۰۲/۶/۲

چکیده

مقدمه: تفاوت در توزیع نیروی عضلات کف پا در مرحله فرود در بازیکنان والیبالیست عامل مهمی در عدم کنترل تعادل و وقوع آسیب است. هدف از این مطالعه، مقایسه توزیع فشار کف پا و تعادل ایستای پسران والیبالیست در فاز استانس راه رفتن بود. **روش کار:** پژوهش حاضر نیمه تجربی و از نوع توصیفی-مقطعی بود. بدین منظور ۶۴ نفر والیبالیست پسر سالم، در ۳ گروه سنی به صورت هدمند تقسیم بندی شدند؛ نونهالان ($n=22$)، نوجوانان ($n=24$) و جوانان ($n=18$). تمرین به میزان حداقل، ۳ روز در هفته در نظر گرفته شد. جهت تعیین توزیع فشار عضلات کف پا در مسیر رفت و برگشت از دستگاه فوت پرشر استفاده شد. برای مقایسه بین گروهی سطح تماس پا و ایمپالس بخش های جلو و پشت پای راست و چپ، بررسی توزیع مرکز فشار از آزمون تی مستقل و تحلیل واریانس چند متغیری در سطح آلفای ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته ها: تحلیل واریانس چند متغیری برای مقایسه سطح تماس (جلو و پشت پا) در پای راست ($P=0.423$) و پای چپ ($P=0.706$) بین سه گروه نونهالان، نوجوانان و جوانان تفاوت معنی داری نشان نداد. نتایج تحلیل واریانس چند متغیری برای مقایسه ایمپالس (جلوی پا و پشت پا) در پای راست و چپ بین سه گروه نونهالان، نوجوانان و جوانان تفاوت معنی داری وجود نداشت ($P=0.496$). مقایسه مرکز فشار در بخش های داخلی به خارجی و قدامی به خلفی بین سه گروه نونهالان، نوجوانان و جوانان تفاوت معنی داری وجود نداشت ($P=0.062$). اما در مدت زمان پایداری در بخش داخلی به خارجی در گروه نونهالان با نوجوانان ($P=0.012$) و با گروه جوانان کاهش معنی داری وجود داشت ($P=0.023$). اما در مدت زمان پایداری در بخش قدامی به خلفی در هیچ کدام از گروه ها تفاوت معنی داری وجود نداشت ($P=0.768$).

نتیجه گیری: طبق نتایج احتمالی بدست آمده، کاهش تماس بخش های جلو و پشت پای راست و چپ با کاهش مدت زمان پایداری باعث تضعیف تعادل ایستا در بازیکنان والیبالیست شده و احتمال آسیب در اندام تحتانی را افزایش می دهد. **کلیدواژه ها:** فشار کف پای، تعادل، فاز استانس، والیبالیست.

مقدمه

در این بازی فرود مناسب نسبت به پرش از اهمیت بیشتری برخوردار است (۳). در لحظه فرود، وقوع آسیب های مفصل مچ پا به دلیل برخورد مستقیم با زمین موجب اورشن یا اینورشن مچ می شود (۴). به این دلیل آسیب اسپرین مفصل مچ پا در حرکات رو به جلو و پرش در اکثر ورزشکاران رشته های فوتبال و والیبالیست بیشتر حادث می شود (۵). هنگام فرود، نیروی برخوردی به بزرگی ۱۲

در اغلب رشته های ورزشی تیمی همچون بازی پرتلفدار والیبالیست، به توزیع مناسب نیروهای عضلات کف پا، در به حداقل رساندن آسیب های مرتبط با پایداری بدن توجه معطوف شده است (۱). زیرا در اجرای تکنیک هایی مانند اسپک و دفاع، رسیدن سریع به تعادل ایستا از ابتلاء به آسیب های مفصل اندام تحتانی پیشگیری می کند (۲).

تأثیر نیروی عمودی زمین در لحظه تماس پا می باشد (۲۱). از طرفی، توزیع نیروهای کف پا به تفاوت های قوس طولی - داخلی با ایجاد خستگی حین راه رفتن و نیز گسترش آسیب های رباطی - مفصلی در اجرای حرکات پیچیده ورزشی مرتبط است (۲۲). همچنین در انجام حرکات جهشی و پرشی نسبت تولید نیروی داخل به خارج کف پا کمتر شده و تماس پاشنه در لحظه فرود کاهش می یابد، بنابر این ریسک ابتلاء به آسیب تندینوپاتی آشیل افزایش می یابد (۲۳). در راه رفتن نسبت به ایستادن، بازخوردهای بازتابی و زمان عکس العمل چرخش مچ پا به داخل افزایش یافته، اما حفظ ثبات فرد کاهش می یابد (۲۴). در این خصوص عنوان شده، اختلال در فعال سازی گیرنده های عمقی موجود در کف پا موجب تأخیر در مدت زمان رسیدن به تعادل می شود (۲۵). افزایش تغییرات شاخص مرکز فشار در جهت داخلی - خارجی (COP x) در فاز مید استانس، به دلیل خستگی عضلات دورسی فلکسور و پلانتر فلکسور کف پای می باشد (۲۶)، در حالیکه کاهش شاخص تغییرات مرکز فشار در قسمت قدامی - خلفی (COP y) در فاز استانس، به دلیل خستگی گیرنده های حساس به کشش دهلیزی در عضلات کف پای نسبت به گیرنده های حساس موجود در زیر پوست است (۲۷) که موجب بر هم خوردن تعادل ایستا در لحظه فرود می شود (۲۸). ازدو و همکاران (۲۰۱۷) در مطالعه خود چنین اظهار داشتند که، تغییر در توزیع نیروهای فشار کف پا باعث آسیب در مفاصل نرم مچ می شود (۲۹). به این دلیل، در لحظه راه رفتن و فرود، تغییرات فازهای مختلف مید استانس به استانس به دلیل تغییر در توزیع نیروی فشار کف پا در کنترل یا عدم کنترل پاسچرال بدن و ایجاد آسیب در مفاصل اندام تحتانی اهمیت بسزایی دارد (۲۹). به نظر می رسد که، شناسایی تغییر شاخص های توزیع فشار کف پا راهبرد موثری در طراحی برنامه های تمرین برای علاقه مندان رشته والیبال باشد. اما با توجه به اندک مطالعات موجود در این زمینه، پژوهش حاضر برای اولین بار در بررسی مقایسه توزیع فشار کف پا و تعادل ایستای نونهالان، نوجوانان و والیبالیست در فاز استانس راه رفتن انجام شد.

روش کار

پژوهش حاضر نیمه تجربی و از نوع توصیفی - مقطعی است. جامعه آماری تشکیل شده از والیبالیست هایی که

برابر وزن بدن ایجاد می شود که ارتباط بالایی با وقوع آسیب در مفاصل ران و زانو دارد (۶). آسیب در مفاصل مچ پا یا زانو، همراه با اختلال در تعادل و نقص در پایداری گزارش شده است (۷) و زمان رسیدن به ثبات بدن، شاخص مهمی در نشان دادن بازخورد گیرنده های حس عمقی در عضلات کف پای می باشد (۸). شایان ذکر است که، مرکز فشار (Center of pressure)، نیروی لحظه ای وارد بر کف پا و مولفه نیروی عکس العمل جاذبه بر عضلات کف پای را بازگو می کند (۹). مسیر مرکز فشار مختصاتی تشکیل می دهد که از سمت پاشنه پا به جلو حرکت کرده و جهت آن قدامی - خلفی است (۱۰). اما انحراف آن در راستای داخلی - خارجی، ایجاد آسیب در اندام تحتانی را نشان می دهد (۱۱). در حین راه رفتن و یا فرود بعد از پرش، صاف شدن جلوی پا پس از برخورد پاشنه به زمین به عنوان فاز مید استانس شروع می شود و تا لحظه جدا شدن پاشنه از زمین ادامه پیدا می کند و بارگیری آن از پاشنه به جلوی پا (متاتارسال داخلی و انگشت شست) منتقل می شود (۱۲). توزیع متغیرهای فشار در آخرین سگمنت بدنی متصل به زمین، کف پا را از عوامل اصلی و بنیادین در توسعه مهارت راه رفتن در سنین نونهالی، نوجوانی و جوانی معرفی می کند (۱۳). از آنجایی که حین راه رفتن، پا تنها منبع تماس با زمین می باشد، تماس پاشنه با زمین در جذب شوک و پیشروی به سمت جلو و افزایش اندازه حرکت نقش مهمی دارد (۱۴). با این حال، تفاوت فیزیولوژیکی جهت توزیع نیروهای کف پا همراه با تغییرات در رشد استخوان در مکانیک حرکت (۱۵)، حفظ یا عدم تعادل در افراد با سنین مختلف تفاوت هایی را ایجاد می کند (۱۶). در مختصات محور مرکز فشار، اگر زمان رسیدن به پایداری در جهت داخلی - خارجی، طولانی تر از زمان رسیدن به پایداری در جهت قدامی - خلفی باشد، شاخص تعادل را تحت تأثیر قرار می دهد (۱۷). بر این اساس جابجایی مرکز فشار و نیز تغییرات توزیع نیرو در عضلات کف پا، به عنوان دو شاخص مهم در بررسی های سینتیکی در حوزه های مختلف بالینی یا ورزشی مورد توجه متخصصان علم بیومکانیک می باشد (۱۸). همچنین جابجایی مرکز فشار به عنوان نقطه ای در فضای بین پاها و نیروی جاذبه زمین از برآیند انتقال نیروهای کل بدن در کنترل تعادل است (۱۹)، که در ایجاد یا جلوگیری از آسیب بافت های نرم مفاصل اندام تحتانی موثر است (۲۰). افزایش در نیروهای چرخاننده داخلی از مفصل قاپ - ناوی، ناشی از

بررسی گردید، تا هر گونه ناهنجاری تاثیرگذار بر نتایج تحقیق باعث خروج آزمودنی از تحقیق گردد. مسیر ۱۰ متری برای انجام تست راه رفتن آزمودنی‌ها در نظر گرفته و در مرکز آن قرار داده شدند. آزمودنی‌ها می‌بایست برای پیشگیری از هر گونه اختلال در راه رفتن عادی طول ۱۰ متری مسیر را از ابتدا تا انتها طی کنند. قبل از شروع آزمون، برای آشنایی آزمودنی‌ها از آنها درخواست شد تا مسیر را چندین بار با سرعت دلخواه، ثابت و هماهنگ به صورت رفت و برگشت بپیمایند. برای انجام آن فرد در محل شروع آزمون قرار گرفت و با دستور آزمون گر شروع به راه رفتن نمود. بدین صورت که در مسیر رفت با پای برتر و در مسیر برگشت با پای غیر برتر خود از روی دستگاه فوت پرشر عبور کند. داده‌های هر مسیر توسط آزمون گر ضبط و برای محاسبات بعدی ذخیره شد. اگر ضبط داده‌ها از کیفیت مناسبی برخوردار نبود، به آزمودنی اطلاع داده شد که برای بار دوم نیز در فرآیند ارزیابی شرکت کند. مقادیر تقارن با استفاده از روش داده‌های پیوسته بر اساس فرمول زیر محاسبه شد (۳۰):

$$SI = \int_{t_1}^{t_2} A |x_r(t) - x_l(t)| dt$$

$$A = \frac{2}{\text{range}(x_r(t)) + \text{range}(x_l(t))}$$

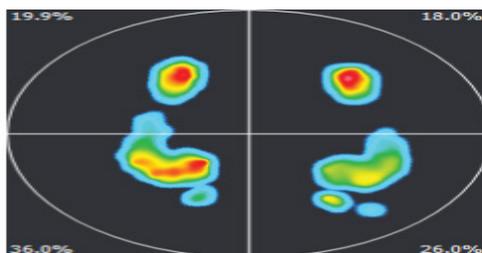
راست به تفکیک گروه‌ها، از آزمون تی مستقل استفاده شد. از آزمون تحلیل واریانس چند متغیری (MANOVA) برای مقایسه شاخص‌های بررسی فشار، سطح تماس و ایمپالس در بخش‌های جلو و پشت پا در بین سه گروه استفاده شد. همچنین، تفاوت بین گروه‌ها به صورت مقایسه‌های جفتی با استفاده از آزمون شفه بررسی شد. همه آزمون‌ها توسط نرم افزار SPSS نسخه ۲۴ و در سطح آلفای ۰/۰۵ انجام شد.

حداقل ۳ روز در هفته به صورت هدفمند تمرین نموده و برای شرکت در تحقیق حاضر از میان سه رده سنی: نونهالان در سنین ۸ تا ۱۰ سال ($n=22$)، نوجوانان، سن ۱۲ تا ۱۴ سال ($n=24$) و جوانان، سن ۱۵ تا ۱۸ سال ($n=18$) به صورت هدفمند، به ۳ گروه مذکور تقسیم بندی شدند. قبل از انجام پژوهش در ابتدا اهمیت و ضرورت اجرا برای آزمودنی‌ها به صورت کامل توضیح داده شد. سپس با توجه به اینکه در این تحقیق بررسی تقارن عملکرد بیومکانیکی تعادل ایستا با متغیرهای توزیع و تغییر مرکز فشار کف‌پایی در نونهالان، نوجوانان و جوانان پسر فعال در رشته ورزشی والیبال در فاز استانس راه رفتن مورد نظر بود، در ابتدا پروتکل انجام آزمون برای آزمودنی‌ها و نیز والدین آنها بطور کامل بیان شد و هر یک از افراد همراه با والدین خود فرم رضایت‌نامه شرکت در تحقیق و نیز فرم پرسشنامه اطلاعات فردی را تکمیل کردند.

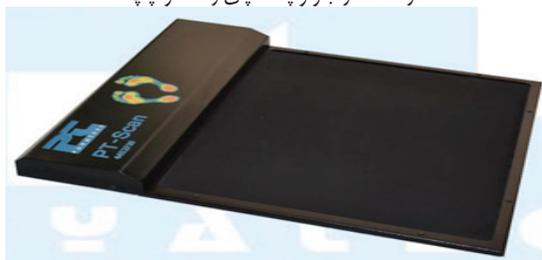
ارزیابی هنجاری

ارزیابی‌های هنجاری توسط آزمون گر آگاه به ناهنجاری‌ها

در این فرمول SI شاخص تقارن، X متغیر مفصل، $XI(t)$ مقدار متغیر مفصل خاصی که برای پای راست در زمان t ثبت شد و $XI(t)$ مقدار متغیر ثبت شده برای پای چپ در زمان t بود و مقدار A نیز طبق فرمول بدست آمد. از میانگین و انحراف استاندارد برای توصیف متغیرها، آزمون کولموگروف - اسمیرنوف برای بررسی طبیعی بودن داده‌ها و از آزمون M-Box جهت بررسی تجانس واریانس بین گروه‌ها استفاده شد. برای بررسی مرکز فشار، مقایسه سطح تماس پا و ایمپالس در دو بخش جلو و پشت پای چپ و



درصد فشار جلو و پشت پای راست و چپ



دستگاه فوت پرشر مورد استفاده در پژوهش حاضر

نتایج تحلیل واریانس چند متغیری برای مقایسه ایمپالس (جلوی پا و پشت پا) در پای راست و چپ بین سه گروه نونهالان، نوجوانان و جوانان تفاوت معنی داری مشاهده نشد ($P=0.496$). نتایج آزمون های بین گروهی MANOVA برای مقایسه ایمپالس پای راست ($P=0.728$) و پای چپ ($P=0.726$) تفاوت معنی داری بین سه گروه نونهالان، نوجوانان و جوانان نشان نداد. شکل (۳). نتایج آزمون تی مستقل در بررسی مرکز فشار در بخش های داخلی به خارجی و قدامی به خلفی در همه گروه ها تفاوت معنی داری نشان داد ($P=0.037$). همچنین نتایج آزمون تی مستقل در بررسی مدت زمان پایداری در بخش داخلی به خارجی ($P=0.002$) و قدامی به خلفی در همه گروه ها تفاوت معنی داری نشان داد ($P=0.004$). اما بر طبق نتایج تحلیل واریانس چند متغیری برای مقایسه مرکز فشار در بخش های داخلی به خارجی و قدامی به خلفی بین سه گروه نونهالان، نوجوانان و جوانان تفاوت معنی داری مشاهده نشد ($P=0.062$). جدول (۳). اما نتایج آزمون های بین گروهی MANOVA برای مقایسه زمان پایداری در بخش داخلی به خارجی تفاوت معنی داری بین سه گروه نونهالان، نوجوانان و جوانان نشان داد ($P\leq 0.05$) و طبق نتایج آزمون تحلیل واریانس چند متغیری، مدت زمان پایداری در بخش داخلی به خارجی در گروه نونهالان با نوجوانان ($P=0.012$) و با گروه جوانان ($P=0.023$) کاهش معنی داری مشاهده شد. اما در مدت زمان پایداری در بخش قدامی به خلفی در هیچ کدام از گروه ها تفاوت معنی داری مشاهده نشد ($P=0.768$). شکل (۴).

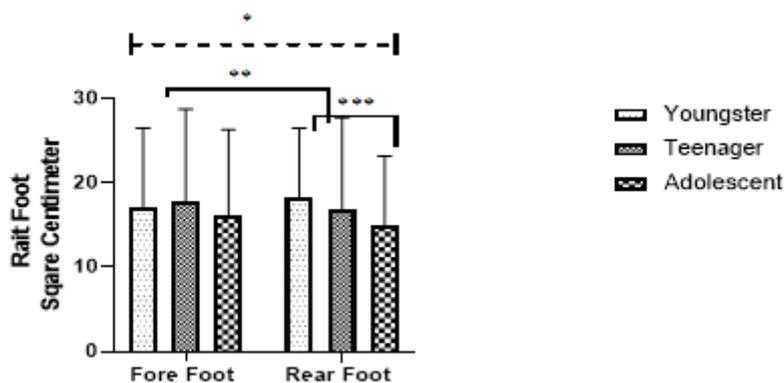
یافته ها

جدول (۱) نتایج آزمون تی مستقل ناحیه سطح تماس جلوی پای راست با پای چپ در گروه نونهالان تفاوت معنی داری نشان نداد ($P=0.715$)، اما در بخش پشت پای راست با پای چپ تفاوت معنی داری نشان داد ($P=0.030$). ناحیه سطح تماس جلو و پشت پای راست با پای چپ در دو گروه نوجوانان و جوانان تفاوت معناداری را نشان داد ($P\leq 0.05$). ناحیه تماس در نتایج تحلیل واریانس چند متغیری برای مقایسه سطح تماس (جلو و پشت پا) در پای راست بین سه گروه نونهالان، نوجوانان و جوانان تفاوت معنی داری نشان نداد ($P=0.423$). نتایج آزمون های بین گروهی MANOVA برای مقایسه سطح تماس پای راست در بخش جلوی پا بین سه گروه تفاوت معناداری را نشان نداد ($P=0.174$)، اما در بخش پشت پا ($P=0.008$) بین سه گروه نونهالان، نوجوانان و جوانان تفاوت معنی داری را نشان داد. نتایج تحلیل واریانس چند متغیری برای مقایسه سطح تماس (جلوی پا و پشت پا) در پای چپ بین سه گروه نونهالان، نوجوانان و جوانان تفاوت معنی داری نشان نداد ($P=0.706$). همچنین، نتایج آزمون های بین گروهی MANOVA برای مقایسه سطح تماس پای چپ در بخش جلوی پا ($P=0.691$)، و پشت پا بین سه گروه نونهالان، نوجوانان و جوانان تفاوت معنی داری را نشان نداد ($P=0.844$). شکل (۲و۱). طبق نتایج آزمون تی مستقل ایمپالس در هیچ کدام از بخش ها و گروه ها در پای راست و چپ تفاوت معنی داری نشان نداد ($P\geq 0.05$). جدول (۲). همچنین طبق

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد ناحیه سطح تماس در دو بخش و نتایج آزمون تی مستقل برای مقایسه پای راست و چپ به تفکیک گروه ها

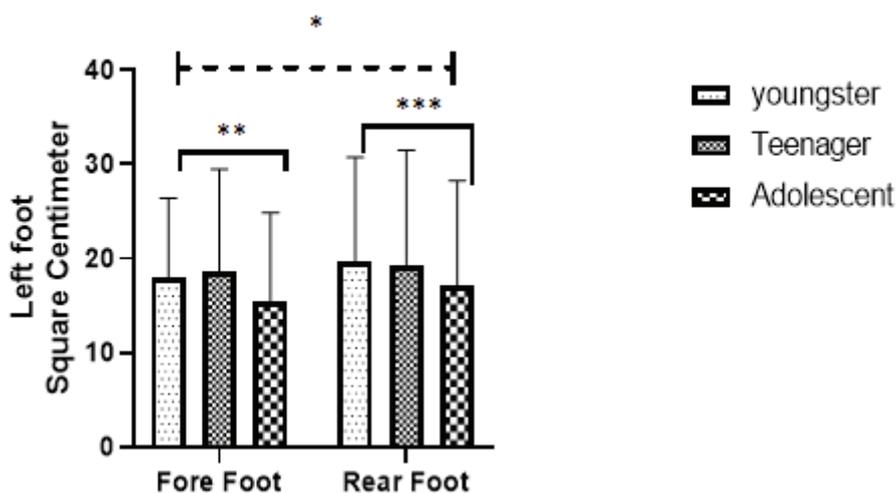
P	t (۲۱)	پای چپ		پای راست		ناحیه تماس پا سانتیمتر مربع	گروه
		SD	M	SD	M		
۰.۷۱۵	۱.۳۵۰	۸.۳۹۹	۲۳.۶۴۸	۶.۳۲۶	۲۳.۰۰۰	جلو	نونهالان
۰.۰۳۰	۱.۶۲۹	۷.۹۴۰	۲۹.۴۰۰	۸.۸۹۳	۲۳.۹۵۰	پشت	
۰.۰۰۱	-۲۱.۸۳۶	۵.۹۲۲	۲۵.۱۶۳	۴.۹۶۱	۲۴.۱۱۵	جلو	نوجوانان
۰.۰۰۵	-۲۴.۹۱۴	۵.۱۸۴	۲۸.۳۶۶	۴.۲۵۲	۲۲.۱۳۴	پشت	
۰.۰۲۴	-۱۷.۴۳۳	۵.۳۳۳	۲۳.۹۷۲	۵.۳۸۴	۲۵.۷۶۵	جلو	جوانان
۰.۰۰۷	-۱۲.۱۳۲	۵.۸۸۴	۲۸.۳۰۴	۶.۱۱۵	۲۱.۹۶۰	پشت	

* سطح معنی دار آلفای ۰.۰۵



شکل ۱: مقایسه ناحیه سطح تماس جلو و پشت پای راست بر حسب سانتی متر مربع در سه گروه.

* سطح معنی داری سطح تماس پا در سه گروه ($P < 0.05$).
 ** سطح معنی دار دو گروه نونهالان یا نوجوانان ($P < 0.05$).
 *** سطح معنی دار گروه نونهالان با جوانان ($P < 0.05$).



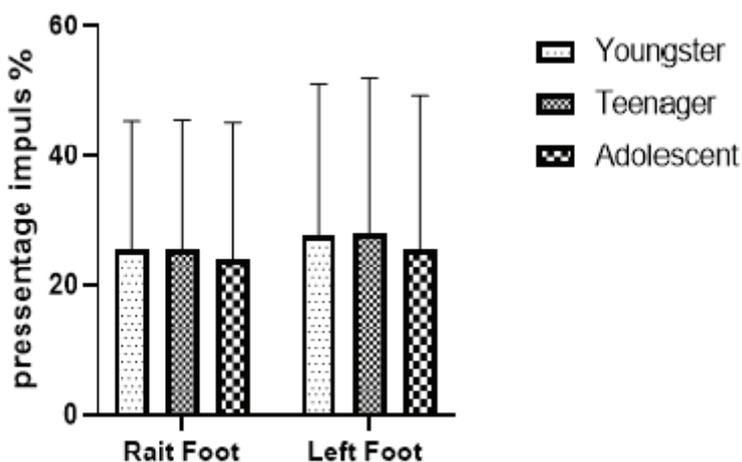
شکل ۲: مقایسه ناحیه سطح تماس جلو و پشت پای چپ بر حسب سانتی متر مربع در سه گروه.

* سطح معنی داری سطح تماس پا در سه گروه ($P < 0.05$).
 ** سطح معنی دار دو گروه نونهالان یا نوجوانان ($P < 0.05$).
 *** سطح معنی دار گروه نونهالان با جوانان ($P < 0.05$).

جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد ایمپالس در دو بخش و نتایج آزمون تی مستقل برای مقایسه پای راست و چپ به تفکیک گروه ها

P	t(۲۱)	پای چپ		پای راست		ایمپالس %	گروه
		SD	M	SD	M		
۰.۱۳۴	۱.۱۰۸	۳.۳۲۹	۱۳.۵۴۳	۵.۴۳۱	۴۳.۶۷۲	جلو	نونهالان
۰.۰۵۷	۱.۰۹۱	۳.۱۲۰	۳۱.۱۲۱	۴.۲۳۱	۱۹.۵۳۱	پشت	
۰.۰۹۶	۰.۵۳۱	۲.۱۱۰	۱۶.۰۹۳	۲.۴۳۱	۱۱.۲۱۳	جلو	نوجوانان
۰.۰۷۰	۱.۳۵۸	۱.۰۱۴	۱۱.۲۷۲	۲.۱۲۳	۱۰.۰۱۸	پشت	
۰.۱۱۹	۱.۰۶۵	۰.۱۵۹	۱۰.۸۲۳	۵.۳۸۴	۲۵.۷۶۵	جلو	جوانان
۰.۰۸۹	۱.۲۷۸	۵.۸۸۴	۹.۷۶۳	۶.۱۱۵	۲۱.۹۶۰	پشت	

* سطح معنی دار آلفای ۰.۰۵



شکل ۳: مقایسه ایمپالس جلو و پشت پای راست و چپ بر حسب درصدی از سطح پا در سه گروه.

* سطح معنی دار ی سطح تماس پا در سه گروه ($P < 0.05$).

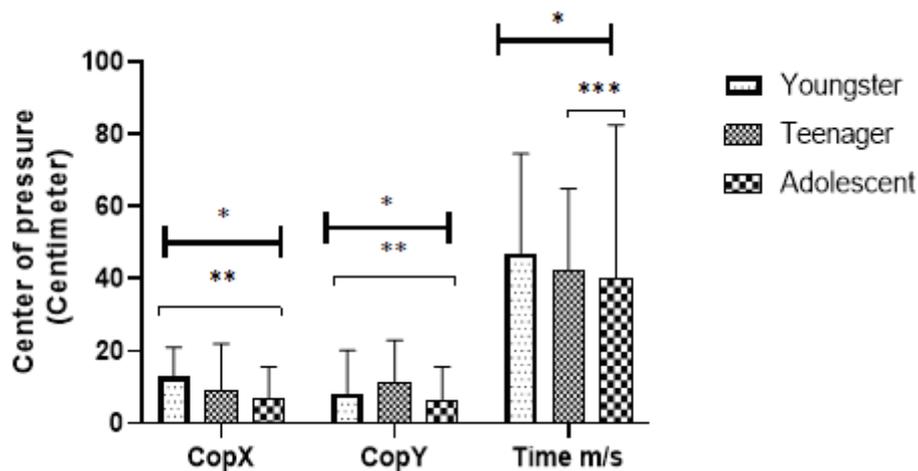
** سطح معنی دار دو گروه نونهالان با نوجوانان ($P < 0.05$).

*** سطح معنی دار گروه نونهالان با جوانان ($P < 0.05$).

جدول ۳: میانگین و انحراف استاندارد مرکز فشار و مدت زمان پایداری و نتایج آزمون تی مستقل به تفکیک گروه ها

P	t(۲۱)	M/SD		مرکز فشار (سانتیمتر) مدت زمان پایداری (متر بر ثانیه)	گروه
۰.۰۲۲	-۲.۴۶۸	۱۰.۴۳۰	۶.۴۸۹	Cop x	نونهالان
۰.۳۴۷	۰.۹۶۲	۲.۲۳۳	۰.۵۴۱	Cop y	
۰.۰۰۴	-۸.۲۳۱	۴۲.۹۹۹	۷۶.۴۵۴	Time m/s	نوجوانان
۰.۸۶۴	۰.۱۷۴	۵.۰۰۸	۱.۸۲۲	Cop x	
۰.۶۱۸	۰.۵۰۶	۹.۰۴۴	۱.۰۶۵	Cop y	جوانان
۰.۰۰۱	-۹.۱۵۴	۳۵.۱۱۹	۶۷.۶۲۵	Time m/s	
۰.۰۰۶	۳.۱۶۳	۲.۹۷۸	۰.۷۱۵	Cop x	جوانان
۰.۰۰۴	۶.۱۸۸	۲.۱۳۳	-۰.۲۰۲	Cop y	
۰.۰۰۵	-۲۵.۹۳۸	۱۳.۶۹۸	۸۹.۱۷۶	Time m/s	

* سطح معنی دار آلفای ۰.۰۵



شکل ۴: مقایسه مرکز فشار و مدت زمان پایداری در بخش های داخلی به خارجی (COP X) و قدامی به خلفی (COP Y) بر حسب سانتی متر در سه گروه. * سطح معنی داری در سه گروه ($P < 0.05$). ** سطح معنی داری دو گروه نونهالان با نوجوانان ($P < 0.05$). *** سطح معنی داری سه گروه نونهالان با جوانان ($P < 0.05$).

بحث

پژوهش حاضر به مقایسه توزیع فشار کف پا در بخش های جلو و پشت پا و تغییرات مرکز فشار و تعادل ایستای نونهالان، نوجوانان و جوانان والیبالیست در فاز استانس راه رفتن پرداخت. نتایج پژوهش حاضر بیانگر این است که سطح تماس پا در بخش جلو و پشت پای راست با چپ پای نوجوانان و جوانان تفاوت معناداری داشت. اما در گروه نونهالان بین سطح تماس جلو در پای راست و چپ با یکدیگر تفاوت معناداری وجود نداشت. سطح تماس در بخش های جلو و پشت پا در هر دو گروه نوجوانان و جوانان بیشتر از گروه نونهالان بود. ایمپالس بخش های جلو و پشت پا در هیچ یک از پاها و گروه ها با یکدیگر تفاوت معناداری نداشت. مدت زمان پایداری در بخش های داخلی به خارجی و قدامی به خلفی در همه گروه ها با یکدیگر تفاوت معناداری داشت. کمترین مدت زمان پایداری در گروه نونهالان و در فاز استانس، در مرکز فشار قسمت داخلی به خارجی وجود داشت. بیشترین مدت زمان پایداری در گروه جوانان در هر دو فاز استانس در بخش داخلی به خارجی و فاز استانس در بخش قدامی به خلفی وجود داشت. در گروه نوجوانان در هیچکدام از بخش های داخلی به خارجی و هیچ یک از فازها تفاوت معناداری وجود نداشت. از آنجایی که کاهش سطح تماس در بخش های جلو و پشت پا در گروه نونهالان به کاهش مدت زمان پایداری

ارتباط دارد. انجام تمرینات ویژه نوع رشته ورزشی و مداومت بیشتر به استفاده از پای برتر نسبت به پای غیر برتر در عدم توزیع نیروی تولیدی در گروه عضلانی بر پارامترهای کینتیکی اندام تحتانی و ایجاد آسیب اندام تحتانی اثر گذار است (۲۹). به نظر می رسد که فاز مید استانس نشان دهنده عملکرد حس عمقی در عضلات کف پای و همکاری با عملکرد گیرنده های دهلیزی در عضلات کف پای در تولید نیرو و حفظ تعادل ایستار تباط زیادی دارد (۸). طبق نتایج بدست آمده افزایش مقیاس COP X نشان می دهد که انحراف در قسمت داخلی- به خارجی وجود دارد و صاف شدن جلوی پا پس از برخورد پاشنه به زمین به عنوان فاز مید استانس به دلیل افزایش در فلکشن مچ پا و کاهش در بارگیری آن از پاشنه به جلوی پا به سمت متاتارسال داخلی و انگشت شست با ایجاد آسیب های بافت نرم اطراف مفاصل (۱۲) و آسیب تندینوپاتی آشیل در این دست از بازیکنان وقوع بیشتری دارد (۲۳). از طرف دیگر افزایش انحنای مختصات محور داخل به خارج همراه با افزایش خستگی و کاهش عملکرد عضلات عمقی کف پا به دلیل کاهش در تولید نیرو ارتباط دارد (۲۲). افزایش در زمان عکس العمل چرخش مچ پا به نشان می دهد که حفظ ثبات فرد کاهش یافته و تعادل ایستا تضعیف می شود (۳۱). همینطور کاهش در توزیع نیرو در عضلات دورسی و پلانتر فلکسور با افزایش در انحنای چرخش در قسمت داخل به خارج همراه با خستگی موجب کاهش فاز استقرار در لحظه

مرتبط با اندام تحتانی (۳۴)، خستگی (۳۸) و کاهش تعادل ایستا شود (۲۹). طبق نتایج بدست آمده از مطالعه حاضر به نظر می رسد که، توجه بیشتر به طراحی برنامه های تمرین با در نظر گرفتن عملکرد سایر عضلات تنه در بهبود سطوح مهارتی بازیکنان والیبال جهت پیشگیری از آسیب اندام تحتانی و کنترل تعادل ایستا مهم باشد. محدودیت های مطالعه حاضر: ۱- عدم بررسی اندازه گیری همزمان مقیاس خستگی عضلانی با استفاده از پرسشنامه بورگ یا خستگی سنجی تعدیلی ایت (Abt)، ۲- عدم بررسی همزمان عملکرد عضلات تنه همراه با تغییرات فشار کف پا در تغییرات کنترل تعادل می باشد.

نتیجه گیری

براساس نتایج بدست آمده از مطالعه حاضر، کاهش تماس بخش های جلو و پشت پای راست و چپ با کاهش مدت زمان پایداری باعث تضعیف تعادل ایستا شده و احتمال آسیب در اندام تحتانی را افزایش می دهد.

سیاسگزارى

پژوهش حاضر بخشی از رساله مقطع دکتری رشته بیومکانیک ورزشی در دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران مرکزی با تصویب و تأیید کد اخلاق به شماره IR.SSRI. REC.1401.1726 در پژوهش و فناوری دانشگاه مذکور انجام گردید. لذا از اساتید گرانقدری که در انجام آن به ما یاری رساندند سپاسگذاری می کنیم.

تعارض منافع

طبق اظهار نویسندگان، هیچ گونه تعارض منافی در رابطه با مقاله حاضر وجود ندارد.

References

1. Bibrowicz K, Szurmik T, Wodarski P, Michnik R, Myśliwiec A, Barszcz J, et al. Quality of body posture and postural stability in people with intellectual disability playing volleyball. *Acta of bioengineering and biomechanics*. 2019;21:23-30.
2. Daoukas S, Malliaropoulos N, Maffulli N. ACL biomechanical risk factors on single-leg drop-jump: a cohort study comparing football players with and without history of lower limb injury. *Muscles, Ligaments & Tendons Journal (MLTJ)*. 2019;9(1).

فرود می شود و این عامل در افزایش اکستنشن زانو در پاسخ جبرانی به افزایش انحناى داخل به خارج و ایجاد آسیب در مفصل ران - زانو می گردد (۷). همچنین افزایش والگوس زانو در پاسخ به بزرگی نیروی عکس العمل زمین در غلبه بر نیروی تولید شده از عضلات کف پا در پاسخ به افزایش آبداکشن لگن همراه با افزایش انحناى داخل به خارج مختصات بزرگی نیروی گرانش را نشان می دهد (۳۲). عدم تقارن توزیع نیرو و فشار کف پا در لحظه فرود، در با التهاب فاشیا و در رفتگی سر استخوان با عضلات کف پایى در ورزشکاران رشته های فوتبال و والیبال مرتبط است (۱۶). در لحظه فرود و راه رفتن اگر در فاز پوش آف جلوی پا منحنی فشار از سمت داخل به خارج متمایل شود، نیروی پیش ران کاهش یافته و باعث باز شدن مفصل زانو می شود و آسیب لندینگ افزایش می یابد (۳۳). در مطالعه ای که توسط ماهر و همکاران (۲۰۲۲)؛ در بررسی تغییر الگوهای فشار کف پا، خستگی عضلات تنه را عامل مهمی در کاهش یکپارچگی تنه دانستند (۳۴). همچنین افزایش انحناى فشار در مرکز داخلی به خارجی منعکس کننده عملکرد دینامیک کلی بدن (۳۵) و افزایش شتابگیری سر در کاهش ثبات تعادل ایستا می باشد (۳۶). بوچر و همکاران (۲۰۱۸)؛ در مطالعه خود چنین اظهار داشتند که، خستگی عضلات تنه مکانیک اندام تحتانی را تحت تاثیر منفی قرار می دهد (۳۷). لانگ و همکاران (۲۰۱۷)؛ در مطالعه خود چنین اظهار داشتند که، ۶ هفته تمرینات توانبخشی کنترل کمربند - لگنی را در کنترل نوسانات پاسچر و کاهش احتمال وقوع آسیب در اندام تحتانی مرتبط دانستند (۳۸). با توجه به مطالعات انجام شده و نیز نتایج حاصل از مطالعه حاضر، خارجی تر شدن مسیر مرکز فشار در فاز صاف شدن جلوی پا با عث تغییر در افزایش یا کاهش مدت زمان نسبی در بروز آسیب های

<https://doi.org/10.32098/mltj.01.2019.16>

3. Zamporri J, Aguinaldo A. The effects of a compression garment on lower body kinematics and kinetics during a drop vertical jump in female collegiate athletes. *Orthopaedic journal of sports medicine*. 2018;6(8):2325967118789955. <https://doi.org/10.1177/2325967118789955>
4. Zhang S, Wortley M, Silvernail JF, Carson D, Paquette MR. Do ankle braces provide similar effects on ankle biomechanical variables in subjects with and without chronic ankle instability during landing? *Journal of*

- Sport and Health Science. 2012;1(2):114-20.
<https://doi.org/10.1016/j.jshs.2012.07.002>
5. Suda EY, Sacco IC. Altered leg muscle activity in volleyball players with functional ankle instability during a sideward lateral cutting movement. *Physical therapy in sport*. 2011;12(4):164-70.
<https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2011.01.003>
 6. Hadadnezhad M, Letafatkar A. The relationship between genu varum abnormality and lower extremity's performance and strength in teenage footballers. *Journal of Research in Rehabilitation Sciences*. 2011;7(2).
 7. Mongashti Joni Y, Fatahi F, Ghanizadeh Hasar N, Hosseinpour E. Effect of genu varum deformity on gluteus medius muscle activity and postural control during single-leg jump-landing. *Physical Treatments-Specific Physical Therapy Journal*. 2017;7(2):79-88.
<https://doi.org/10.32598/ptj.7.2.79>
 8. Karunakaran KK, Pilkar R, Ehrenberg N, Bentley KS, Cheng J, Nolan KJ. Kinematic and Functional Gait Changes After the Utilization of a Foot Drop Stimulator in Pediatrics. *Frontiers in neuroscience*. 2019;13:732.
<https://doi.org/10.3389/fnins.2019.00732>
 9. Li B, Xiang Q, Zhang X. The center of pressure progression characterizes the dynamic function of high-arched feet during walking. *Journal of Leather Science and Engineering*. 2020;2:1-3.10.
<https://doi.org/10.1186/s42825-019-0016-6>
 10. Masani K, Vette AH, Abe MO, Nakazawa K. Center of pressure velocity reflects body acceleration rather than body velocity during quiet standing. *Gait & posture*. 2014;39(3):946-52.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.12.008>
 11. Morrison KE, Hudson DJ, Davis IS, Richards JG, Royer TD, Dierks TA, et al. Plantar pressure during running in subjects with chronic ankle instability. *Foot & ankle international*. 2010;31(11):994-1000.
<https://doi.org/10.3113/FAI.2010.0994>
 12. Bai S, Lu X, Pan Q, Wang B, Pong UK, Yang Y, et al. Cranial Bone Transport Promotes Angiogenesis, Neurogenesis, and Modulates Meningeal Lymphatic Function in Middle Cerebral Artery Occlusion Rats. *Stroke*. 2022;53(4):1373-85.
<https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.121.037912>
 13. Chester VL, Calhoun M. Gait symmetry in children with autism. *Autism research and treatment*. 2012;2012.
<https://doi.org/10.1155/2012/576478>
 14. Riskowski JL, Hagedorn TJ, Hannan MT. Measures of foot function, foot health, and foot pain. *Arthritis care & research*. 2011;63(0 11):S229.
<https://doi.org/10.1002/acr.20554>
 15. Phethean J, Nester C. The influence of body weight, body mass index and gender on plantar pressures: results of a cross-sectional study of healthy children's feet. *Gait & posture*. 2012;36(2):287-90.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.03.012>
 16. Wafai L, Zayegh A, Woulfe J, Aziz SM, Begg R. Identification of foot pathologies based on plantar pressure asymmetry. *Sensors*. 2015;15(8):20392-408.
<https://doi.org/10.3390/s150820392>
 17. Xue X, Wang Y, Xu X, Li H, Li Q, Na Y, et al. Postural Control Deficits During Static Single-leg Stance in Chronic Ankle Instability: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Health*. 2023;19417381231152490.
<https://doi.org/10.1177/19417381231152490>
 18. Knapp D, Lee SY, Chinn L, Saliba SA, Hertel J. Differential ability of selected postural-control measures in the prediction of chronic ankle instability status. *Journal of athletic training*. 2011;46(3):257-62.
<https://doi.org/10.4085/1062-6050-46.3.257>
 19. Pope M, Chinn L, Mullineaux D, McKeon PO, Drewes L, Hertel J. Spatial postural control alterations with chronic ankle instability. *Gait & posture*. 2011;34(2):154-8.
<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.04.012>
 20. Özdalyan F, Mancı E, Gençoğlu C, Gümüş H, Kosova S. Comparison of The Shooting Angles In Wheelchair Basketball And Basketball Players: Shooting Angles In Wheelchair Basketball. *European Journal of Human Movement*. 2022;48:35-45.
<https://doi.org/10.21134/eurjhm.2022.48.4>
 21. Rusu L, Paun E, Marin MI, Hemanth J, Rusu MR, Calina ML, et al. Plantar Pressure and Contact Area Measurement of Foot Abnormalities in Stroke Rehabilitation. *Brain sciences*. 2021;11.(9).
<https://doi.org/10.3390/brainsci11091213>
 22. Tan JM, Crossley KM, Munteanu SE, Collins NJ, Hart HF, Donnar JW, et al. Associations of foot and ankle characteristics with knee symptoms and function in individuals with patellofemoral osteoarthritis. *Journal of*

- foot and ankle research. 2020;13(1):57. <https://doi.org/10.1186/s13047-020-00426-8>
23. Willwacher S, Kurz M, Robbin J, Thelen M, Hamill J, Kelly L, et al. Running-Related Biomechanical Risk Factors for Overuse Injuries in Distance Runners: A Systematic Review Considering Injury Specificity and the Potentials for Future Research. *Sports medicine (Auckland, NZ)*. 2022;52(8):1863-77. <https://doi.org/10.1007/s40279-022-01666-3>
 24. Rosen A, Swanik C, Thomas S, Glutting J, Knight C, Kaminski TW. Differences in lateral drop jumps from an unknown height among individuals with functional ankle instability. *J Athl Train*. 2013;48(6):773-81. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-48.5.05>
 25. Tan F, Guney-Deniz H, Harput G, Ulusoy B, Dönmez G, Nyland J, et al. Altered Ankle Muscle Activation at 2-Year Post Achilles Tendon Repair: An Age, Gender, and Activity Level-Matched Comparison With Healthy Subjects. *Journal of sport rehabilitation*. 2023;32(3):305-14. <https://doi.org/10.1123/jsr.2022-0064>
 26. Brazen DM, Todd MK, Ambegaonkar JP, Wunderlich R, Peterson C. The effect of fatigue on landing biomechanics in single-leg drop landings. *Clinical journal of sport medicine: official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*. 2010;20(4):286-92. <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e3181e8f7dc>
 27. Fullam K, Caulfield B, Coughlan G, Delahunty E. The effect of cryotherapy application to the ankle joint on dynamic postural stability in an elite athletic population. *British Journal of Sports Medicine*. 2014;48(7):596-. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093494.98>
 28. Fukuchi CA, Duarte M, Stefanyshyn DJ. Postural sway following cryotherapy in healthy adults. *Gait & posture*. 2014;40(1):262-5. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.02.010>
 29. Azevedo RR, da Rocha ES, Franco PS, Carpes FP. Plantar pressure asymmetry and risk of stress injuries in the foot of young soccer players. *Physical Therapy in Sport*. 2017;24:39-43. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.10.001>
 30. García-Pérez JA, Pérez-Soriano P, Llana S, Martínez-Nova A, Sánchez-Zuriaga D. Effect of overground vs treadmill running on plantar pressure: Influence of fatigue. *Gait & posture*. 2013;38(4):929-33. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.04.026>
 31. Okamura K, Kanai S, Hasegawa M, Otsuka A, Oki S. The effect of additional activation of the plantar intrinsic foot muscles on foot dynamics during gait. *Foot (Edinburgh, Scotland)*. 2018;34:1-5. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2017.08.002>
 32. Burnfield M. Gait analysis: normal and pathological function. *Journal of Sports Science and Medicine*. 2010;9(2):353.
 33. Wu CC, Chen YJ, Hsu CS, Wen YT, Lee YJ. Multiple Inertial Measurement Unit Combination and Location for Center of Pressure Prediction in Gait. *Front Bioeng Biotechnol*. 2020;8:566474. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2020.566474>
 34. Möhler F, Fadillioğlu C, Stein T. Changes in spatiotemporal parameters, joint and CoM kinematics and leg stiffness in novice runners during a high-intensity fatigue protocol. *PloS one*. 2022;17(4):e0265550. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0265550>
 35. Yu P, Liang M, Fekete G, Baker JS, Gu Y. Effect of running-induced fatigue on lower limb mechanics in novice runners. *Technology and health care : official journal of the European Society for Engineering and Medicine*. 2021;29(2):231-42. <https://doi.org/10.3233/THC-202195>
 36. Askari Z, Esmaili H. Effect of trunk muscles fatigue on plantar pressure distribution in novice runners. *Journal of Biomechanics*. 2021;122:110487. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2021.110487>
 37. Bucher E, Sandbakk Ø, Donath L, Roth R, Zahner L, Faude O. Exercise-induced trunk fatigue decreases double poling performance in well-trained cross-country skiers. *European journal of applied physiology*. 2018;118:2077-87. <https://doi.org/10.1007/s00421-018-3938-4>
 38. Long M. The Effects of a Six Week Lumbopelvic Control and Balance Training Program in High School Basketball Players: West Virginia University; 2017.