تأثیر آنی نواربندی عضلات چرخش‌دهندهٔ خارجی و آبداکتور ران بر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی دویدن

امیرعلی جعفرنژادگرو [۱]*، الهام سرخه [۲]، گودرز غیاثوند [۳]

۱. استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل
۲. دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل
۳. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه آزاد اسلامی، واحد بروجرد

تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۶/۶/۴ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۶/۱۰/۱۸

چکیده

از نواربندی برای بهبود عملکرد عضلانی ورزشکاران استفاده می‌شود. هدف این مطالعه ارزیابی اثر آنی نواربندی عضلات چرخش‌دهندهٔ خارجی و آبداکتور ران بر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در سه بعد، زمان رسیدن به اوج آنها، ایمپالس، جابه‌جایی مرکز فشار، میزان بارگذاری عمودی، و گشتاور آزاد طی فاز اتکای دویدن بود. به‌این‌منظور، ۲۴ مرد سالم (سن: ۲/۵±۲۴/۶ ؛ جرم: ۶/۲±۷۴/۸ کیلوگرم؛ ۷/۹±۱۷۷/۱ سانتی‌متر) داوطلب شرکت در این تحقیق شدند. اطلاعات نیروی عکس‌العمل زمین به‌وسیلهٔ صفحه‌نیرو کیستلر (میزان نمونه‌برداری: ۱۰۰۰ هرتز) اندازه‌گیری شد. برای تحلیل آماری از آزمون تی هم‌بسته استفاده شد. در مقایسه با حالت بدون نواربندی، نواربندی ران به‌طور معنی‌داری سبب کاهش اوج نیروی تماسی و اوج فعال در طی فاز اتکای دویدن شد ($P\leq$۰/۰۵؛ اندازه اثر پایین تا متوسط). اعمال نواربندی به‌ترتیب سبب افزایش و کاهش میزان بارگذاری عمودی (به میزان ۱۹ درصد؛ $P=$۰/۰۴۷؛ اندازهٔ اثر متوسط) و اوج مقادیر گشتاور آزاد ($P\leq$۰/۰۰۱؛ اندازهٔ اثر پایین) شد. مقادیر ایمپالس قدامی–خلفی و عمودی در طی حالت نواربندی بزرگ‌تر از وضعیت عدم استفاده از نواربندی بود ($P\leq$۰/۰۰۱؛ اندازهٔ اثر پایین). یافته‌ها نشان داد نواربندی چرخشی و آبداکتوری ران می‌تواند سبب بهبود ارزش‌های گشتاور آزاد شود، اما در میزان بارگذاری عمودی طی فاز اتکای دویدن این‌گونه نیست.

کلیدواژه‌ها: نواربندی، دویدن، نیروی عکس‌العمل زمین، میزان بارگذاری، ایمپالس.

Immediate effects of femoral external rotational and abductoral taping on ground reaction force characteristics during running

Jafarnezhadgero, A.A[1*]., Sorkhe, E[1]., Ghiasvand, G[2].

1. Assistant Professor ,Sport Biomechanic, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Mohaghegh Ardabili University, Iran
2. Masters student, Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Science and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
3. Master of Science, Sport Biomechanic, Faculty of Physical Education and Sport Sciences, Islamic Azad University, Hamedan Branch, Iran

Abstract

Introduction and aim: Taping is a common method used by athletes to improve muscular function. The aim was to assess the immediate effect of femoral external rotational and abductoral taping on three-dimensional ground reaction force characteristics, their time to peak, impulse, displacement of center of pressure, vertical loading rate, and free moment during stance phase of running. Method: 24 healthy men (age: 24.6±2.5 years; mass: 74.8±6.2 kg; 177.1±7.9 cm) were included in the study. Ground reaction force data was recorded by a Kistler force platform (sampling rate: 1000 Hz). Paired sample t-test was used for statistical analysis. Results: Compared to without taping condition, taping significantly reduced the peak impact and peak active vertical ground reaction forces during stance phase of running ($P\leq0.05$; low to moderate effect size). Taping application increased and decreased the vertical loading rate (19%, $P=0.047$, moderate effect size) and the peak free moment values ($P\leq0.001$), respectively. The values of the anterior-posterior and vertical impulses during taping condition were greater than that of without taping condition ($P\leq0.001$; low effect size). Conclusion: Femoral external rotational and abductoral taping could improve the values of free moment, but this is not the case in vertical loading rate during the stance phase of running.

Keywords: Taping, Running, Ground reaction force, Loading rate, Impulse.

*. amiralijafarnezgad@gmail.com

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1396.15.14.5.5]

مقدمه

آسیب‌های ناشی از استفادهٔ مکرر اغلب در دوندگان رخ می‌دهد، گزارش شده است که میزان شیوع این آسیب بالاتر از ۸۵ درصد در دوندگان است (۱). یکی‌دیگر از آسیب‌های رایج در دوندگان سندرم درد کشککی رانی است که بر عملکرد زانو اثرگذار است (۲). عوامل پاتولوژیک–مکانیکی مختلفی در اندام تحتانی ممکن است به ایجاد سندرم درد کشککی‌رانی منجر شود (۳). علاوه‌بر فاکتور موضعی همچون ترکینگ کشکک، سندرم درد کشککی رانی ممکن است تحت تاثیر فاکتورهای پروگزیمال یا دیستال مانند اختلال مفصل ران/ مفصل مچ پا و بخش‌هایی از استخوان ران یا تیبیا قرار گیرد (۳). شواهد موجود در سال‌های اخیر نشان می‌دهند که ضعف پروگزیمال در ناحیهٔ مفصل ران و کنترل ضعیف عملکرد ران با این اختلال همراه است (۴, ۳). در مقایسه با گروه کنترل، افراد مبتلا به سندرم درد کشککی‌رانی احتمال ابتلا به کاهش قدرت عضلات آبداکتور و چرخش‌دهندهٔ خارجی مفصل ران (۵, ۴) را طی فعالیت‌هایی نظیر دویدن، و پریدن دارا می‌باشند (۷, ۶). ازنظر بیومکانیک، کینماتیک غیرطبیعی حرکتی ران می‌تواند به‌طور بالقوه سازوکار طبیعی مفصل کشککی‌رانی را تغییر دهد (۱۱–۸). مطالعات دیگر نشان داده است که چرخش داخلی بیش از حد ران، به جابه‌جایی جانبی کشکک منجر می‌شود (۹, ۸) که با افزایش فشار وارد بر ناحیه کشککی-رانی همراه است (۱۰). با توجه به پیامدهای منفی کنترل ضعیف ران بر مکانیک ناحیهٔ کشککی‌رانی، برخی مطالعات به بررسی اثربخشی تمرین درمانی با هدف تمرکز بر ناحیهٔ مفصل ران برای سنجش میزان کاهش درد و بهبود عملکرد در بیماران مبتلا به سندرم درد کشککی‌رانی پرداخته‌اند (۱۴–۱۲). کاهش درد ممکن است با تصحیح کینماتیک صفحهٔ عرضی استخوان ران مرتبط باشد. اخیراً، استفاده از یک بند خارجی برای تسهیل چرخش خارجی سبب کاهش درد و کاهش چشمگیر زاویهٔ والگوس زانو در حین اسکات طی تحلیل دوبعدی شد (۱۵). بااین‌حال، این روش تجزیه و تحلیل ویدیویی دوبعدی، حساسیت کمی به تغییرات اندک در زاویهٔ والگوس زانو نشان می‌دهد. همچنین، متغیرهای بیومکانیکی دیگر نیز باید در ارتباط با این آسیب ارزیابی شوند. به‌همین‌دلیل، سنجش بقیهٔ متغیرهای بیومکانیکی از جملهٔ مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین لازم است.

ازآنجایی‌که در طول فعالیت‌های زنجیرهٔ جنبشی بسته، حرکات مفصلی اندام تحتانی به یکدیگر وابسته‌اند و حرکت‌های بیش‌ازحد مفصل ممکن است بافت‌ها را در زنجیرهٔ کینماتیک دچار بارگذاری بیشتر کند (۱۷, ۱۶)؛ این وابستگی متقابل در طول چندین وظیفهٔ تحمل وزن (برای مثال، راه‌رفتن، دویدن و پایین‌رفتن از پله) مشاهده می‌شود. چرخش داخلی و آداکشن مفصل ران اغلب به والگوس پویای زانو (برای مثال جابه‌جایی مفصل زانو به‌سمت خط میانی بدن) و درنتیجه پرونیشن مفصل سابتلار منجر می‌شود (۱۹, ۱۸). پدیدارشدن این حرکات بیش‌ازحد در صفحه‌های فرونتال و عرضی در طول فعالیت‌های عملکردی ممکن است باعث آسیب اسکلتی عضلانی (۲۰) همچون درد کشککی‌رانی، سندرم استرسی داخلی درشت‌نی و کمردرد شود (۲۳–۲۱). نواربندی عملی سریع و ساده برای ارائهٔ حمایت خارجی، کنترل حرکت، تحریک گیرنده‌های

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1396.15.14.5.5]

عمقی، یا توزیع مجدد استرس است. به‌لحاظ نظری، نواربندی ران جهت ایجاد آبداکشن و چرخش خارجی بالاتر، نه‌تنها ممکن است به تحریک گیرنده‌های حسی عمقی بینجامد بلکه می‌تواند به ایجاد محدودیت در چرخش داخلی و آداکشن ران بیش از حد منجر شود. اگر این فرآیند در نواحی پروگزیمال رخ دهد، احتمالاً مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین، که در انتهایی‌ترین بخش زنجیرهٔ یعنی بین پا و زمین وجود دارند، نیز تحت تأثیر قرار خواهند گرفت. گزارش شده است که ۸۹ درصد از دوندگان با الگوی پاشنه – پنجه دویدن خود را اجرا می‌کنند (۲۵, ۲۴). این الگوی برخورد در لحظهٔ تماس با نیروی عکس‌العمل عمودی تماسی زمین همراه است، و به‌دنبال آن اوج نیروی هل‌دادن رخ می‌دهد. میزان توسعهٔ نیروی عکس‌العمل عمودی زمین در طی فاز تماس پاشنه با نام میزان بارگذاری معرفی می‌شود. میزان بارگذاری بالا در لحظهٔ تماس پاشنه با زمین با تعدادی از آسیب‌های دویدن مانند شکستگی‌های ناشی از فشار تیبیا (۲۶)، سندروم درد کشککی‌رانی (۲۷)، و سندروم نیام کف پایی (۲۸) مرتبط است. از دیگر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین، مؤلفه‌های داخلی و خارجی این نیرو است. مؤلفهٔ نیروی عکس‌العمل زمین در راستای خارجی ممکن است باعث ظهور پرونیشن پا شود، که وقتی بیش از حد می‌شود، با درد پا و زانو مرتبط است (۳۰, ۲۹). علاوه‌براین، شواهدی وجود دارد که برخی شکستگی‌های فشاری تیبیا، شامل شکستگی مارپیچی است (۳۱). گزارش شده است که، علاوه‌بر نیروهای عمودی و برشی، گشتاور ممکن است در توسعهٔ شکستگی فشاری تیبیا درگیر باشد (۳۱). علاوه‌براین، اکنمن و همکاران (۳۲) گزارش کردند که تیبیا در معرض ترکیبی از خم‌شدن، برش و چرخش هم‌زمان در طول فعالیت‌هایی مانند دویدن قرار می‌گیرد. گشتاور آزاد حول محور عمودی به‌دلیل وجود اصطکاک بین پا و زمین در طول فاز اتکا به‌وجود می‌آید (۳۳). گزارش شده است که مقادیر گشتاور آزاد با پرونیشن پا ارتباط دارد (۳۳). باوجود نقش زیاد نیروهای عکس‌العمل زمین در ایجاد آسیب‌های اندام تحتانی و حتی تنه، تاکنون نقش نواربندی چرخش‌دهندگی خارجی و آبداکتوری ران روی مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی فاز اتکای دویدن ارزیابی نشده است. هدف پژوهش حاضر بررسی اثر آنی نواربندی چرخش‌دهندگی خارجی و آبداکتوری ران بر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین، زمان رسیدن به اوج نیروها، میزان بارگذاری عمودی، جابه‌جایی مرکز فشار، ایمپالس در سه بعد و اوج مثبت و منفی گشتاور آزاد طی فاز اتکای دویدن در مردان سالم بود.

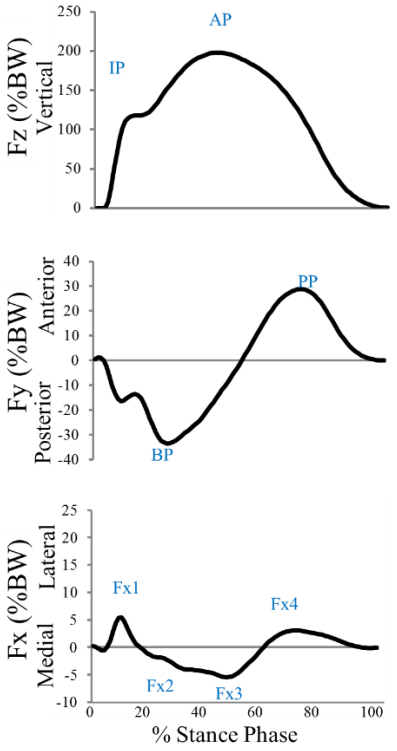
روش‌شناسی

در این پژوهش نیمه‌آزمایشگاهی، ۲۴ مرد سالم (سن: ۲/۵±۲۴/۶ ؛ جرم: ۶/۲±۷۴/۸ کیلوگرم؛ ۷/۹±۱۷۷/۱ سانتی‌متر) به‌عنوان آزمودنی مشارکت کردند. از آزمودنی‌ها رضایت‌نامهٔ کتبی دریافت شد. معیارهای خروج از پژوهش شامل بیماری‌های مفاصل، بیماری استخوان، آسیب لیگامنت، اختلال عصبی عضلانی، بیماری‌های تاندون، سابقهٔ ترومای شدید یا جراحی اندام‌های تحتانی، عفونت مزمن مفصل، تزریق داخل مفصلی کورتیکواستروئید (۳۴)، وجود ناهنجاری قامتی در اندام تحتانی و تنه، و سابقهٔ استفاده از نواربندی طی دو سال گذشته بود. همهٔ آزمودنی‌ها، اندام تحتانی غالبشان تحت آزمایش شوت توپ تعیین می‌شد (۳۵). همه

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1396.15.14.5.5]

شرکت‌کنندگان حاضر در این مطالعه با کفش‌های یکسانی پروتکل دویدن را اجرا کردند. یک صفحه نیروی (Kistler AG, Winterthur, Switzerland) در وسط مسیر دویدن ۱۵ متر جاسازی شده بود. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین در سه بعد (F_x، F_y، F_z) و با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت شد. اجرای کوشش دویدن صحیح شامل تماس کامل پا با بخش میانی دستگاه صفحه‌نیرو بود. اگر صفحه‌نیرو توسط آزمودنی جهت تنظیم گام هدف قرار می‌گرفت یا تعادل آزمودنی مختل می‌شد، کوشش دویدن تکرار می‌شد. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین در طی فاز اتکای دویدن استخراج شد. فاز اتکای دویدن فاصلهٔ تماس پاشنهٔ پا با زمین (شروع $Fz \geq 10N$) تا بلندشدن پنجه ($Fz \leq 10\ N$) (۳۷, ۳۶) تعیین شد. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از فیلتر باترورث پایین‌گذر مرتبهٔ چهارم با برش فرکانسی ۲۰ هرتز فیلتر شد. با استفاده از روش اینترپولیشن، تمام داده‌ها در مرحلهٔ اتکای دویدن به درصدی از فاز اتکا تبدیل شدند (۳۸). پارامترهایی که برای تجزیه و تحلیل آماری بیشتر به‌کاررفت. شامل مقادیر اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در سه بعد و زمان رسیدن به اوج در مؤلفه‌های داخلی–خارجی (F_x)، قدامی–خلفی(F_y) و عمودی (F_z) نیروی عکس‌العمل زمین بود. اوج‌های اول و دوم منحنی نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی (اوج در لحظه تماس (IP) و اوج فعال (AP) برای تحلیل بیشتر مورد استفاده قرار گرفت (شکل ۱). در راستای داخلی–خارجی، اوج نیروی خارجی و اوج نیروی داخلی تحلیل شد (شکل ۱). در راستای قدامی–خلفی، اوج نیروی ترمزکننده (BP) و اوج نیروی پروپالژن (PP) ارزیابی شد (شکل ۱).



شکل ۱). مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در سه بعد

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1396.15.14.5.5]

میزان بارگذاری عمودی به‌منزلهٔ شیب متوسط از ۲۰ درصد تا ۸۰ درصد از منحنی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین (F_z) در نظر گرفته شد (۳۹). ایمپالس با استفاده از روش ترپزویدال در سه راستای x، y و z به‌ترتیب فرمول ذیل محاسبه شد:

$$Impulse = \Delta t \left[\left(\frac{F_1 + F_n}{2} \right) + \sum_{i=2}^{n-1} F_i \right]$$

در این رابطهٔ F_1 و F_n به‌ترتیب نشان‌دهندهٔ مقادیر نیرو در فرم‌های اول و پایانی هستند؛ Δt برابر با مدت زمان نمونه‌گیری است و n تعداد نقطه‌داده‌ها است. مقادیر گشتاور آزاد با استفاده از معادلهٔ زیر محاسبه شد (۴۰):

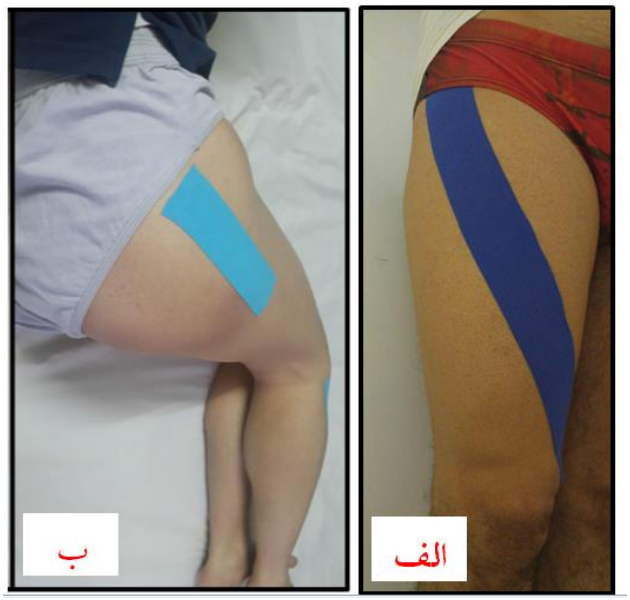
$$FM = M_z - F_y(CoP_x) + F_x(CoP_y)$$

در این معادله، CoP_x و CoP_y به‌ترتیب نشان‌دهندهٔ مقادیر جابه‌جایی مرکز فشار در دو راستای داخلی–خارجی و قدامی–خلفی است. اوج اول منحنی نشان‌دهندهٔ گشتاور آبداکتوری وارد بر پا است و علامت منفی دارد و اوج دوم منحنی نشان‌دهندهٔ گشتاور آداکتوری وارد بر پا است و علامت مثبت دارد (۴۱). از نواربندی کینزیو[1] برای چرخش‌دهندگی خارجی و آبداکتوری ران استفاده شد. این نوع نواربندی این امکان را فراهم می‌آورد تا طیف کامل حرکت در عضلات و مفاصل با نیروهای مختلف کششی به پوست اعمال شود. ابتدا، از آزمودنی خواسته شد تا حداکثر چرخش خارجی ران خود را در موقعیت ایستادن حفظ کند. در ادامه، آزمونگر نوار کینزیو به‌شکل I را در قسمت داخلی –پایین ران قرار داد. سپس، آزمونگر نوار را به طرف بالا و خارج کشید و با امتداددادن آن و عبور به‌طور مورب از ناحیهٔ کپل آن را روی این ناحیه قرار داد، بعد، پایهٔ I-tape را در همان طرف خار خاصرهٔ خلفی فوقانی متصل کرد (شکل ۲ الف). جهت نواربندی عضلهٔ سرینی میانی، آزمودنی به پهلو دراز کشید و در وضعیت آداکشن ران و فلکشن زانو قرار گرفت و سپس نواربندی انجام شد. نوار به‌صورت تنش کم حدوداً ۲۰ درصد طول استراحت عضله، به‌خاطر آداکشن اندام ران به لبهٔ خارجی تاج خاصره چسبید. نواربندی در انتهای پروگزیمال عضله و همچنین در انتهای دیستال روی تروکانتر بزرگ استخوان ران قرار گرفت (شکل ۲ ب). پهنای نوار استفاده‌شده به‌طور استاندارد ۵ سانتی‌متر است که به‌صورت جانبی برای هردو اندام غالب و غیرغالب استفاده شد. تمام عملیات نواربندی به‌دست متخصص انجام شد.

1. Kinesio Tex Tape ؛Kinesio Holding Corporation ،Albuquerque ،NM

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1396.15.14.5.5]



شکل ۲). نواربندی عضلات چرخش‌دهنده خارجی (الف) و آبداکتور ران (ب)

تجزیه و تحلیل آماری با استفاده از SPSS 16.0 انجام شد. طبیعی‌بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون Kolmogorov-Smirnov بررسی شد. با استفاده از آزمون تی هم‌بسته داده‌ها طی دو وضعیت با و بدون نواربندی تحت مقایسه قرار گرفت. علاوه‌براین، مقادیر اندازهٔ اثر برای هر مقایسهٔ جفتی محاسبه شد. با استفاده از آمار کوهن اندازهٔ اثر (d) برابر۰/۵–۰/۰، ۰/۸–۰/۵، و ۱/۰–۰/۸ به‌ترتیب کوچک، متوسط و بزرگ در نظر گرفته شد (۴۲).

یافته‌ها

یافته‌ها نشان داد که میزان اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در لحظهٔ تماس و پروپالژن طی وضعیت نواربندی به‌ترتیب حدود ۱۶ (P=۰/۰۰۸؛ اندازهٔ اثر پایین) و۱۴ (P≤۰/۰۰۱؛ اندازهٔ اثر پایین) نیوتن کمتر از وضعیت بدون استفاده از نواربندی است (P=۰/۰۰۸؛ اندازهٔ اثر پایین) (جدول ۱). مقادیر اوج نیروی عکس-العمل زمین در راستای قدامی–خلفی بین دو وضعیت با و بدون نواربندی اختلاف معناداری به‌لحاظ آماری نشان نداد (P≥۰/۰۵). در راستای داخلی–خارجی مقادیر Fx_1 وFx_3 طی وضعیت نواربندی در مقایسه با وضعیت بدون نواربندی پایین‌تر بود (جدول ۱). همچنین، مقادیر Fx_2 و Fx_4 در وضعیت نواربندی در مقایسه با وضعیت بدون نواربندی به‌لحاظ آماری به‌طور معناداری بالاتر بود (جدول ۱).

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1396.15.14.5.5]

جدول ۱. مقادیر اوج مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی دو وضعیت دویدن با و بدون نواربندی

راستا	نیروی عکس العمل زمین	بدون نوار بندی	با نوار بندی	سطح معناداری	اندازه اثر
عمودی	Fz_{IP}	۹۶۶/۲۴۷±۸۵/۵۱	۹۵۰/۱۰±۲۴۷/۴۶	*۰/۰۰۸	۰/۰۷
	Fz_{AP}	۱۶۵۹/۸۲±۱۶۰/۵۱	۱۶۴۵/۱۸±۱۸۷/۹۸	*۰/۰۰۰	۰/۰۸
قدامی-خلفی	Fy_{BP}	-۳۵۳/۹۹±۷۱/۵۷	-۲۹۲/۵۲±۲۹۴/۵۸	۰/۱۹۴	۰/۳۴
	Fy_{PP}	۳۴۲/۹۰±۱۰۶/۵۱	۳۹۳/۸۷±۲۸۰/۸۴	۰/۳۴۷	۰/۲۶
داخلی-خارجی	Fx_1	۳۷/۸۵±۲۴/۶۲	۴۱/۶۲±۳۸/۱۱	*۰/۰۰۲	۰/۱۲
	Fx_2	-۷۵/۲۸±۳۴/۳۷	-۷۱/۸۵±۳۷/۶۸	*۰/۰۰۲	۰/۱۰
	Fx_3	-۷۴/۹۱±۳۷/۴۵	-۸۰/۸۴±۴۱/۷۵	*۰/۰۰۰	۰/۱۴
	Fx_4	۱۲/۱۱±۲۰/۱۵۰	۸/۸۳±۲۰/۴۴	*۰/۰۰۰	۰/۱۶

*سطح معنی‌داری $P\leq$۰/۰۵

مقادیر زمان رسیدن به اوج مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در سه بعد نشان داد که تقریباً زمان رسیدن به اوج در مؤلفه‌های نیرو که در نیمهٔ اول فاز اتکا رخ می‌دهند طی وضعیت نواربندی به‌طور معناداری کمتر از مقادیر این مؤلفه‌ها بدون نواربندی است ($P\leq$۰/۰۵؛ اندازهٔ اثر پایین تا متوسط) (جدول ۲). درحالی‌که زمان رسیدن به اوج در مؤلفه‌هایی که طی نیمهٔ دوم فاز اتکا رخ داده بودند در وضعیت نواربندی بیشتر از وضعیت بدون نواربندی بود ($P\leq$۰/۰۵؛ اندازهٔ اثر پایین تا متوسط) (جدول ۲).

جدول ۲. مقادیر زمان رسیدن به اوج مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی دو شرایط دویدن با و بدون نواربندی

راستا	زمان رسیدن به اوج	بدون نوار بندی	با نوار بندی	سطح معناداری	اندازه اثر
عمودی	Fz_{IP}	۳۵/۱۷±۶۲/۷۵	۲۹/۵۸±۱۲/۷۵	*۰/۰۰۶	۰/۴۰
	Fz_{AP}	۱۱۲/۵۸±۲۹/۲۵	۱۱۵/۸۷±۱۹/۲۵	*۰/۰۰۳	۰/۱۴
قدامی-خلفی	Fy_{BP}	۶۵/۷۵±۱۱/۷۳	۶۳/۱۲±۹/۶۶	*۰/۰۰۰	۰/۲۵
	Fy_{PP}	۱۹۶/۷۵±۲۹/۰۳	۱۹۹/۳۳±۳۱/۷۳	*۰/۰۰۰	۰/۰۸
داخلی-خارجی	Fx_1	۴۳/۱۲±۲۳/۱۳	۳۵/۷۹±۱۹/۹۵	*۰/۰۰۰	۰/۳۴
	Fx_2	۸۴/۰۰±۲۶/۸۰۰	۷۹/۰۰±۲۶/۹۱	*۰/۰۰۳	۰/۱۸
	Fx_3	۱۳۳/۲۰±۲۱/۸۷	۱۲۸/۰۴±۲۵/۶۱	*۰/۰۰۰	۰/۲۱
	Fx_4	۲۰۹/۰±۳۴/۳۰	۲۱۲/۷۰±۳۶/۷۲	*۰/۰۰۰	۰/۱۰

*سطح معنی‌داری $P\leq$۰/۰۵

مقدار بارگذاری عمودی طی وضعیت نواربندی حدود ۱۹ درصد در مقایسه با وضعیت بدون نواربندی بالاتر بود (P=۰/۰۴۷؛ اندازه اثر متوسط) (جدول ۳). مقادیر ایمپالس در دو راستای قدامی-خلفی (P=۰/۰۰۰؛ اندازهٔ اثر پایین) و عمودی (P=۰/۰۰۰؛ اندازهٔ اثر پایین) طی وضعیت نواربندی بزرگ‌تر از مقادیر این متغیرها در وضعیت بدون نواربندی است (جدول ۳). مقادیر جابه‌جایی مرکز فشار در دو راستای داخلی (P=۰/۰۰۱؛ اندازهٔ اثر پایین) و قدامی (P=۰/۰۱۰؛ اندازهٔ اثر پایین) طی وضعیت نواربندی کمتر از وضعیت بدون نواربندی بود. مقادیر اوج مثبت گشتاور آزاد حدود ۱ نیوتن در متر (P=۰/۰۰۰؛ اندازه اثر پایین) و مقادیر اوج

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1396.15.14.5.5]

منفی گشتاور آزاد حدود ۰/۱ نیوتن در متر (P=۰/۰۰۱؛ اندازه اثر پایین) طی وضعیت نواربندی پایین‌تر از وضعیت بدون نواربندی بود (جدول ۳).

جدول ۳. مقادیر نرخبارگذاری، ایمپالس، مرکز فشار، و گشتاور آزاد طی دو شرایط دویدن با و بدون نواربندی

راستا	متغییر	بدون نوار بندی	با نوار بندی	سطح معناداری	اندازه اثر
عمودی	نرخ بارگذاری	۴۰/۱۴±۱۹ /۰۶	۴۷/۸۴±۱۵/۳۹	۰/۰۴۷	۰/۴۷
داخلی–خارجی	Impulse x	۱۱/۱۸±۲/۸۹	۱۲/۰۹±۳/۶۱	۰/۱۶۶	۰/۲۸
قدامی–خلفی	Impulse y	۵۶/۰۵±۱۵/۱۰	۵۶/۸۰±۱۲/۷۷	✻۰/۰۰۰	۰/۰۵
عمودی	Impulse z	۲۸۱/۶۱±۴۶/۲۹	۲۸۷/۷۶±۴۴/۵۶	✻۰/۰۰۰	۰/۱۳
داخلی–خارجی	$Copx_{max}$	۰/۰۳±۰/۰۳۹	۰/۰۲±۰/۰۳۹	۰/۰۵۱	۰/۳۰
	$Copx_{min}$	−۰/۰۷±۰/۰۲۴	−۰/۰۷±۰/۰۲۲	✻۰/۰۰۱	۰/۰۴
قدامی–خلفی	$Copy_{max}$	۰/۱۴±۰/۰۵۵	۰/۱۳±۰/۰۴۹	✻۰/۰۱۰	۰/۳۲
	$Copy_{min}$	−۰/۱۷±۰/۰۶۳	−۰/۱۹±۰/۰۶۱	۰/۲۷۴	۰/۳۲
هوریزنتال	$Free\ moment_{max}$	۳۱/۹۸±۸/۸۶	۳۰/۸۲±۱۱/۴۷	✻۰/۰۰۰	۰/۱۱
	$Free\ moment_{min}$	−۲۹/۴۴±۸/۸۲	−۲۹/۳۴±۱۰/۲۷	✻۰/۰۰۱	۰/۰۱

✻سطح معنی‌داری $P\leq$۰/۰۵

بحث

هدف پژوهش حاضر بررسی اثر آنی نواربندی چرخش‌دهندگی خارجی و آبداکتوری ران روی مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین، زمان رسیدن به اوج نیروها، میزان بارگذاری عمودی، جابه‌جایی مرکز فشار، ایمپالس در سه بعد و اوج مثبت و منفی گشتاور آزاد طی فاز اتکای دویدن در مردان سالم بود. یافته‌ها نشان داد که میزان اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در لحظهٔ تماس و پروپالژن طی وضعیت نواربندی کمتر از وضعیت بدون نواربندی است. ازسوی‌دیگر، زمان رسیدن به اوج اولیهٔ نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در وعیت نواربندی کاهش یافت و اوج بارگذاری عمودی افزایش معنی‌داری طی وضعیت نواربندی نشان داد. ازآنجایی‌که بافت‌های بدن انسان از نوع ویسکوالاستیک هستند، پاسخ بارگذاری آن‌ها به زمان وابسته است و در بارگذاری پایین‌تر، کمتر مستعد آسیب است (۴۴, ۴۳). علت این است که در میزان بارگذاری پایین‌تر نیروی معینی طی مدت زمان طولانی‌تری روی بافت‌ها اعمال می‌شود و احتمال آسیب بافت کاهش می‌یابد. ازطرفی، الگوی دویدن و میزان انطباق کل پا یا سفتی کل بدن ممکن است تحت تأثیر سفتی مفاصل مچ پا، زانو و ران قرار گیرد (۴۵). یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که نواربندی چرخش‌دهندگی خارجی و آبداکتوری ران در ارتباط با مقادیر بارگذاری نیروی عمودی عکس‌العمل زمین اثر مثبتی ندارد. با توجه به اینکه مقادیر اندازهٔ اثر در این پژوهش درحد پایین تا متوسط بود، اثبات هرچه بهتر این موضوع به انجام پژوهش‌های بیشتر در آینده نیاز دارد. در پژوهش حاضر، مقادیر اوج نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی–خلفی بین دو وضعیت با و بدون نواربندی اختلاف معناداری به‌لحاظ آماری نشان نداد. در راستای داخلی–خارجی مقادیر Fx_1 وFx_3 طی وضعیت نواربندی در مقایسه با وضعیت بدون نواربندی پایین‌تر بود.

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1396.15.14.5.5]

مقادیر Fx_1 برابر با اوج نیروی خارجی عکس‌العمل زمین در طی فاز تماس پاشنه است، و ممکن است باعث بروز پرونیشن پا شود، که وقتی بیش از حد می‌شود با درد پا و زانو مرتبط است (۳۰، ۲۹). بنابراین، کاهش این مؤلفه یکی از نتایج مثبت استفاده از نواربندی چرخش‌دهندگی خارجی و آبداکتوری ران طی تکلیف دویدن است. همچنین، مقادیر Fx_2 و Fx_4 در وضعیت نواربندی در مقایسه با وضعیت بدون نواربندی به‌طور معناداری به‌لحاظ آماری بالاتر بود. گزارش شده است که عضلات تولیدکننده بیش از ۹۲ درصد مؤلفه‌های داخلی خارجی نیروی عکس‌العمل زمین طی راه‌رفتن با سرعت مختلف هستند (۴۶)؛ بنابراین، با توجه به اثر احتمالی نواربندی در پژوهش حاضر بر تحریک گیرنده‌های عمقی عضلات (۴۷)، این تغییرات در مؤلفه‌های داخلی–خارجی نیروی عکس‌العمل زمین را می‌توان توجیه کرد.

مقادیر زمان رسیدن به اوج مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در سه بعد نشان داد که تقریباً زمان رسیدن به اوج در مؤلفه‌های نیرو که در نیمهٔ اول فاز اتکا رخ می‌دهند، طی وضعیت نواربندی به‌طور معناداری کمتر از مقادیر این مؤلفه‌ها بدون استفاده از نواربندی است. با توجه به این یافته‌ها، یکی از دلایل افزایش بارگذاری عمودی طی وضعیت نوربندی را نیز می‌توان کاهش زمان رسیدن به اوج در قلهٔ اولیهٔ نیروی عمودی عکس‌العمل زمین دانست. در پژوهش حاضر، زمان رسیدن به اوج در مؤلفه‌هایی که طی نیمهٔ دوم فاز اتکا رخ داده بودند در وضعیت نواربندی بیشتر از وضعیت بدون نواربندی بود. برخی از محققان ثبات زمان‌بندی مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین را طی فعالیت‌هایی نظیر دویدن و راه‌رفتن، به وجود ثبات در برنامهٔ کنترل حرکتی مرتبط دانسته‌اند؛ به‌این‌ترتیب که این ثبات زمان‌بندی مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل، منعکس‌کنندهٔ برنامهٔ حرکتی است که در آن یک توالی از دستورهای حرکتی ذخیره‌شده برای هر وظیفهٔ مشخص از مغز صادر می‌شود (۴۹, ۴۸)؛ بنابراین، می‌توان گفت نواربندی در پژوهش حاضر قابلیت تغییر در برنامهٔ حرکتی را طی فعالیت دویدن دارد. مقادیر ایمپالس در دو راستای قدامی–خلفی و عمودی طی وضعیت نواربندی بزرگ‌تر از مقادیر این متغیرها بدون نواربندی است. مقادیر جابه‌جایی مرکز فشار در دو راستای داخلی و قدامی طی وضعیت نواربندی کمتر از وضعیت بدون نواربندی بود. ازآنجایی‌که کاهش جابه‌جایی مرکز فشار با بهبود تعادل مرتبط است (۲۳)، با توجه به نتایج، نواربندی چرخش‌دهندگی خارجی و آبداکتوری ران می‌تواند در بهبود تعادل افراد طی اجرای تکلیف دویدن کمک‌کننده باشد. به‌علاوه، مقادیر اوج مثبت و منفی گشتاور آزاد طی وضعیت نواربندی پایین‌تر از وضعیت بدون نواربندی بود. مقادیر گشتاور آزاد با بارهای پیچشی وارد بر بدن در طی حرکات انتقالی مرتبط است (۴۱). سانگ و همکاران (۲۰۱۵) گزارش کردند که نواربندی چرخش‌دهندگی خارجی ران در زنان مبتلا به سندرم درد کشککی رانی، چرخش داخلی ران و درد را کاهش می‌دهد و موقعیت کشکک را نیز به خلف و دیستال تغییر می‌دهد. یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که نواربندی چرخش‌دهندگی خارجی و آبداکتوری ران قادر به کاهش مقادیر اوج گشتاور آزاد و در نتیجه کاهش احتمال ابتلا به آسیب‌های ناشی از بارهای پیچشی است. با توجه به اینکه مقادیر اندازهٔ اثر در این پژوهش پایین تا متوسط بود، اثبات هرچه بهتر این موضوع به انجام پژوهش‌های بیشتر در آینده نیاز دارد.

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1396.15.14.5.5]

پژوهش حاضر محدودیت‌هایی داشت که عدم استفاده از نواربندی sham را می‌توان ازآن‌جمله برشمرد. همچنین، در پژوهش حاضر اثر آنی نواربندی بررسی شد، بنابراین، امکان تعمیم نتایج به استفادهٔ طولانی‌مدت از نواربندی میسر نخواهد بود. ازسوی‌دیگر، آزمودنی‌های پژوهش حاضر افراد سالم بودند، بنابراین فهم چگونگی اثرگذاری نواربندی چرخش‌دهندگی خارجی و آبداکتوری ران بر مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در بیماران مختلف به انجام پژوهش‌های بیشتر در آینده نیاز دارد.

نتیجه‌گیری

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که نواربندی چرخش‌دهندگی خارجی و آبداکتوری ران بر میزان بارگذاری عمودی اثر منفی را دارد، درحالی‌که سبب کاهش اوج مثبت و منفی مقادیر گشتاور آزاد (کاهش مؤلفه‌های بارهای پیچشی وارد بر بدن) در افراد سالم طی فاز اتکای دویدن می‌شود. همچنین، این شیوهٔ نواربندی قادر به تغییر دادن زمان‌بندی رسیدن به اوج مؤلفه‌های زمین نیز هست.

منابع

1. Bovens, A.M.P., Janssen, G.M.E., Vermeer, H.G.W., Hoeberigs, J.H., Janssen, M.P.E., Verstappen, F.T.J. (1989). Occurrence of running injuries in adults following a supervised training program. International Journal of Sports Medicine. 10(S3): S186-S90.
2. Chesworth, B.M., Culham, E.G., Tata, G.E., Peat, M. (1989). Validation of outcome measures in patients with patellofemoral syndrome. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 10(8): 302-8.
3. Powers C.M. (2003). The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: atheoretical perspective. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 33(11): 639-46.
4. Carry, P.M., Kanai, S., Miller, N.H., Polousky, J.D. (2010). Adolescent patellofemoral pain: a review of evidence for the role of lower extremity biomechanics and core instability. Orthopedics. 33(7): 498-507.
5. Prins, M.R., Van Der Wurff, P. (2009). Females with patellofemoral pain syndrome have weak hip muscles: a systematic review. Australian Journal of Physiotherapy. 55(1): 9-15.
6. Willson, J.D., Davis, I.S. (2008). Lower extremity mechanics of females with and without patellofemoral pain across activities with progressively greater task demands. Clinical Biomechanics. 23(2): 203-11.
7. Souza, R.B., Powers, C.M. (2009). Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 39(1): 12-9.
8. Souza, R.B., Draper, C.E., Fredericson, M., Powers, C.M. (2010). Femur rotation and patellofemoral joint kinematics: a weight-bearing magnetic resonance imaging analysis. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 40(5): 277-85.
9. Powers, C.M., Ward, S.R., Fredericson, M., Guillet, M., Shellock, F.G. (2003). Patellofemoral kinematics during weight-bearing and non-weight-bearing knee extension in persons with lateral subluxation of the patella: a preliminary study. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 33(11): 677-85.
10. Lee, T.Q., Anzel, S.H., Bennett, K.A., Pang, D., Kim, W.C. (1994). The influence of fixed rotational deformities of the femur on the patellofemoral contact pressures in human cadaver knees. Clinical Orthopaedics and Related Research. 302: 69-74.
11. Noehren, B., Barrance, P., Pohl, M., Davis, I. (2012). A comparison of tibiofemoral and patellofemoral alignment during a neutral and valgus single leg squat: an MRIstudy. The Knee. 19(4): 380-6.
12. Boling, M.C., Bolgla, L.A., Mattacola, C.G., Uhl, T.L., Hosey, R.G. (2015). Outcomes of a weight-bearing rehabilitation program for patients diagnosed with patellofemoral pain syndrome. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 20(11): 80-7.
13. Earl, J.E., Hoch, A.Z. (2011). A proximal strengthening program improves pain, function, and biomechanics in women with patellofemoral pain syndrome. The American Journal of Sports Medicine. 39(1): 154-63.
14. Tyler, T.F., Nicholas, S.J., Mullaney, M.J., McHugh, M.P. (2006). The role of hip muscle function in the treatment of patellofemoral pain syndrome. The American Journal of Sports Medicine. 34(4): 630-6.
15. Herrington, L. (2013). Effect of a SERF strap on pain and knee-valgus angle during unilateral squat andstep landing in patellofemoral patients. Journal of Sport Rehabilitation. 22(1): 27-32.
16. Barwick, A., Smith, J., Chuter, V. (2012). The relationship between foot motion and lumbopelvic–hip function: A review of the literature. The Foot. 22(3): 224-31.
17. Fonseca, S., Ocarino, J., Silva, P., Aquino, C. (2007). Integration of stresses and their relationship to the kinetic chain. Scientific foundations and principles of practice in musculoskeletal rehabilitation St Louis: Saunders Elsevier. 476-86.
18. Fellin, R.E., Manal, K., Davis, IS. (2010). Comparison of lower extremity kinematic curves during overground and treadmill running. Journal of Applied Biomechanics. 26(4): 407-14.

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1396.15.14.5.5]

19. Earl, J.E., Monteiro, S.K., Snyder, K.R. (2007). Differences in lower extremity kinematics between a bilateral drop-vertical jump and a single-leg step-down. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 37(5): 245-52.
20. Chuter, VH., Janse de Jonge, X.A. (2012). Proximal and distal contributions to lower extremity injury: a review of the literature. Gait & Posture. 36(1): 7-15.
21. Dowling, G.J., Murley, G.S., Munteanu, S.E., Smith, M.M., Neal, B.S., Griffiths, I.B., Barton, C.J., Collins, N.J. (2014). Dynamic foot function as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review. Journal of Foot and Ankle Research. 7(1): 53.
22. Neal, B.S., Griffiths,I.B., Dowling, G.J., Murley, G.S., Munteanu, S.E., Smith, M.M., Collins, N.J., Barton, C.J. (2014). Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review and meta-analysis. Journal of Foot and Ankle Research. 7(1):55.
23. Willems, T.M., Witvrouw, E., De Cock, A., De Clercq, D. (2007). Gait-related risk factors for exercise-related lower-leg pain during shod running. Medicine & Science in Sports & Exercise. 39(2): 330-9.
24. Hasegawa, H., Yamauchi, T., Kraemer, W.J. (2007). Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. Journal of Strength and Conditioning Research. 21(3): 888-93.
25. Larson, P., Higgins, E., Kaminski, J., Decker, T., Preble, J., Lyons, D. (2011). Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race. Journal of Sports Sciences. 29(15): 1665-73.
26. Milner, C.E., Ferber, R., Pollard, C.D., Hamill, J., Davis, I.S. (2006). Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. Medicine & Science in Sports & Exercise. 38(2): 323-8.
27. Davis, I.S., Bowser, B.J., Hamill, J. (2010). Vertical impact loading in runners with a history of patellofemoral pain syndrome. Medicine & Science in Sports & Exercise. 42(5):682.
28. Pohl, M.B., Hamill, J., Davis, I.S. (2009). Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners. Clinical Journal of Sport Medicine. 19(5): 372-6.
29. Rodrigues, P., TenBroek, T., Hamill, J. (2013). Runners with anterior knee pain use a greater percentage of their available pronation range of motion. Journal of Applied Biomechanics. 29(2): 141-6.
30. Willems, T.M., De Clercq, D., Delbaere, K., Vanderstraeten, G., De Cock, A., Witvrouw, E. (2006). A prospective study of gait related risk factors for exercise-related lower leg pain. Gait & Posture .23(1): 88-91.
31. Spector, F.C., Karlin, J.M., DeValentine, S., Scurran, B.L., Silvani, S.L. (1983). Spiral fracture of the distal tibia: an unusual stress fracture. The Journal of Foot Surgery. 22(4): 358-61.
32. Ekenman, I., Halvorsen, K., Westblad, P., Fellãnder-Tsai, L., Rolf, C. (1998).Local bone deformation at two predominant sites for stress fractures of the tibia: an in vivo study. Foot & Ankle International. 19(7): 479-84.
33. Holden, J.P., Cavanagh, P.R. (1991). The free moment of ground reaction in distance running and its changes with pronation. Journal of Biomechanics. 24(10): 887-97 .
34. Stief, F., Böhm, H., Dussa, C.U., Multerer, C., Schwirtz, A., Imhoff, A.B. (2014). Effect of lower limb malalignment in the frontal plane on transverse plane mechanics during gait in young individuals with varus knee alignment. The Knee. 21(3): 688-93.
35. Jafarnezhadgero, A.A., Majlesi, M., Azadian, E. (2017). Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. Gait & Posture. 53: 236-40.
36. Pamukoff, D.N., Lewek, M.D., Blackburn, J.T. (2016). Greater vertical loading rate in obese compared to normal weight young adults. Clinical Biomechanics. 33: 61-5.
37. Willwacher, S., Goetze, I., Fischer, K.M., Brüggemann, G.P. (2016). The free moment in running and its relation to joint loading and injury risk. Footwear Science. 8(1): 1-11.
38. Fukaya, T., Mutsuzaki, H., Wadano, Y. (2015). Kinematic analysis of knee varus and rotation movements at the initial stance phase with severe osteoarthritis of the knee. The Knee. 22(3): 213-6.
39. Lafortune, M., Hennig, E. (1992). Cushioning properties of footwear during walking: accelerometer and force platform measurements. Clinical Biomechanics. 7(3): 181-4.
40. Almosnino, S., Kajaks, T., Costigan, P.A. (2009).The free moment in walking and its change with foot rotation angle. BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation. 1:19.
41. Milner, C.E., Davis, I.S., Hamill, J. (2006). Free moment as a predictor of tibial stress fracture in distance runners. Journal of Biomechanics. 39(15): 2819-25.
42. Cohen, J. (1988). Statistical power analysis for the behavioral sciences . Hilsdale. NJ: Lawrence Earlbaum Associates.
43. Kulin, R.M., Jiang, F., Vecchio, K.S. (2011). Effects of age and loading rate on equine cortical bone failure. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials. 4(1): 57-75.
44. Schaffler, M., Radin, E., Burr, D. (1989). Mechanical and morphological effects of strain rate on fatigue of compact bone. Bone. 10(3): 207-14.
45. Brughelli, M., Cronin, J. (2008). Influence of running velocity on vertical, leg and joint stiffness. Sports Medicine. 38(8): 647-57.
46. John, C.T., Seth, A., Schwartz, M.H., Delp, S.L. (2012). Contributions of muscles to mediolateral ground reaction force over a range of walking speeds. Journal of Biomechanics. 45(14): 2438-43.
47. Long, Z., Wang, R., Han, J., Waddington, G., Adams, R., Anson, J. (2017). Optimizing ankle performance when taped: Effects of kinesiology and athletic taping on proprioception in full weight-bearing stance. Journal of Science and Medicine in Sport. 20(3): 236-40.
48. Begg, R., Sparrow, W., Lythgo, N. (1998). Time-domain analysis of foot–ground reaction forcesin negotiating obstacles. Gait & Posture. 7(2): 99-109.
49. Shapiro, D.C., Zernicke, R.F., Gregor, R.J., Diestel, J.D. (1981). Evidence for generalized motor programs using gait pattern analysis. Journal of Motor Behavior. 13(1): 33-47.

[Downloaded from jsmt.khu.ac.ir on 2024-03-29]

[DOR: 20.1001.1.22520708.1396.15.14.5.5]