


Effects of Femoral External Rotational and Abductor Taping on Frequency Content of Ground Reaction Forces during Running

Amir Ali Jafarnezhadgero*¹ , Elham Sorkhe², Milad Alipoor Sarinasilou³

1. Assistant Professor in Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardebil, Iran

2. MSc Student of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardebil, Iran

3. MSc Student of Sport Physiology, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardebil, Iran

Received: 2018.August.27

Revised: 2018. November.07

Accepted: 2018.December.22

Abstract

Background and Aims: Taping is a common method used by athletes to improve pain. The aim of the present study was to assess the immediate effect of femoral external rotational and abductor taping on frequency content of ground reaction forces during stance phase of running.

Materials and Methods: A total of 24 healthy men (age: 24.6 ± 2.5 years) volunteered to participate in the study. Ground reaction force data was recorded using a Kistler force platform (sampling rate: 1000 Hz) before and after hip abductor and external rotator muscles taping. Paired sample t-test was used for statistical analysis.

Results: Compared to without taping condition, taping significantly increased the frequency content with power 99.5% power ($P=0.034$) and essential number of harmonics ($P=0.007$) for vertical ground reaction force during stance phase of running. Taping application did not change frequency content of anterior-posterior and medio-lateral ground reaction forces ($P>0.05$).

Conclusion: Femoral external rotational and abductor taping increased the values of frequency content of ground reaction forces in vertical direction, which is a risk factor of injury during running. However, further study is warranted to provide more support.

Keywords: Taping; Running; Ground reaction force; Frequency content

Cite this article as: Amir Ali Jafarnezhadgero, Elham Sorkhe, Milad Alipoor Sarinasilou. Effects of femoral external rotational and abductor taping on frequency content of ground reaction forces during running. *J Rehab Med.* 2019; 8(2): 147-158.

* **Corresponding Author:** AmirAli Jafarnezhadgero, Assistant Professor Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardebil, Iran, Postal code: 5619911367, Phone: 09105146214.
Email: amiralijafarnezgad@gmail.com

DOI: 10.22037/jrm.2018.111338.1926

اثر کنزیوتیپینگ آبداکتوری و چرخش‌دهندگی خارجی ران بر روی طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین طی دویدن

امیرعلی جعفرنژادگرو^{۱*}، الهام سرخه^۲، میلاد علی‌پور ساری نصیرلو^۳

۱. استایار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۲. دانشجوی کارشناسی ارشد بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران
۳. دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیولوژی ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

پذیرش مقاله ۱۳۹۷/۱۰/۰۱ *

بازنگری مقاله ۱۳۹۷/۰۸/۱۶

* دریافت مقاله ۱۳۹۷/۰۶/۰۵

چکیده

مقدمه و اهداف

نواربندی روش معمولی است که ورزشکاران برای بهبود درد استفاده می‌کنند. هدف مطالعه حاضر ارزیابی اثر آبی نواربندی عضلات چرخش‌دهنده خارجی و آبداکتور ران بر محتوای فرکانسی مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در طی فاز اتکای دویدن بود.

مواد و روش‌ها

۲۴ مرد سالم (سن: $24 \pm 2/5$ سال) داوطلب شرکت در مطالعه شدند. داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین به وسیله دستگاه صفحه‌نیرو کیستلر (نرخ نمونه‌برداری: ۱۰۰۰ هرتز) قبل و بعد از نواربندی عضلات آبداکتوری و چرخش‌دهندگی خارجی ران اندازه‌گیری شد. آزمون t زوجی جهت تحلیل آماری مورد استفاده قرار گرفت.

یافته‌ها

در مقایسه با شرایط بدون نواربندی، نواربندی ران به طور معناداری سبب افزایش محتوای فرکانسی با توان $99/5$ درصد ($p=0/034$) و تعداد هارمونی‌های ضروری ($p=0/007$) در راستای عمودی طی فاز اتکای دویدن شد. اعمال نواربندی محتوای فرکانسی را در دو راستای قدامی-خلفی و داخلی-خارجی تغییر نداد ($p>0/05$).

نتیجه‌گیری

نواربندی چرخشی و آبداکتوری ران سبب افزایش طیف فرکانس در راستای عمودی شده که یک ریسک‌فاکتور افزایش احتمال آسیب طی دویدن است. با این وجود، مطالعات بیشتر در این زمینه توصیه می‌شود.

واژه‌های کلیدی

نواربندی؛ دویدن؛ نیروی عکس‌العمل زمین؛ محتوای فرکانسی

نویسنده مسئول: امیرعلی جعفرنژادگرو، استایار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و

روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

آدرس الکترونیکی: amirali.jafarnezgad@gmail.com

دویدن طی زمان طولانی با توجه به تکرارهای فراوان انجام گرفته، مفصل مختلف اندام تحتانی را در معرض نیروهای داخلی و خارجی مکرر قرار می‌دهد که این نیروهای مکرر همواره با آسیب‌های ناشی از دویدن همراه می‌باشد.^[۱] طبق گزارشات تقریباً ۵۰٪ دوندگان سالانه دچار آسیب می‌شوند.^[۲] بیشترین آسیب‌های مرتبط با دویدن در اثر آسیب‌دیدگی بیش از حد زانو، مچ پا و ساق پا می‌باشد که میزان بروز آن‌ها به ترتیب حدود ۵۰، ۳۹ و ۳۲ درصد گزارش شده است^[۳] که از تمام آسیب‌های مرتبط با دویدن، درد کشککی-رانی بیشتر گزارش شده است.^[۳]

پژوهش‌ها در سال‌های اخیر و شواهد موجود نشان می‌دهد که با توجه به علل سندرم درد کشککی-رانی، اختلال در کنترل عضلانی مفصل ران می‌تواند کینماتیک مفصل کشککی-رانی را تحت تاثیر قرار دهد.^[۴] به عنوان مثال، مطالعات بیومکانیکی نشان داده است که زنان با سندرم درد کشککی-رانی طی فعالیت‌هایی مانند فرود، پرش و دویدن نسبت به گروه کنترل بدون درد بیشترین حرکت در صفحه افقی و عرضی در مفصل ران را نشان می‌دهند.^[۵، ۶] همچنین در مقایسه با گروه کنترل، افراد مبتلا به سندرم درد کشککی-رانی احتمال ابتلا به کاهش قدرت عضلات آداکتور و چرخش‌دهنده‌ی خارجی مفصل ران^[۷] طی فعالیت‌هایی نظیر دویدن، و پریدن را دارا می‌باشند.^[۸] از آنجایی که چرخش داخلی و آداکشن مفصل ران اغلب منجر به واگوس دینامیک زانو و در ادامه پرونیشن مفصل سابتلار ایجاد می‌گردد.^[۹] پدیدار شدن این حرکات بیش از حد در صفحه‌های فرونتال و عرضی در طی فعالیت‌های عملکردی ممکن است باعث آسیب اسکلتی-عضلانی^[۱۰] همچون درد کشککی-رانی، سندرم استرسی داخلی درشتنی و کمردرد گردد.^[۱۱] کینزیوتیپینگ یکی از روش‌های رو به گسترش در فیزیوتراپی است که فقط محدود به توانبخشی بیماران نمی‌شود و برای ورزشکاران و افراد سالم نیز کاربرد دارد.

کاربرد نواربندی با توجه به نوع ورزش و نیازهای ورزشکاران نقش مهمی در پیشگیری آسیب‌های ناشی از ورزش و حمایت از اندام‌ها را دارد.^[۱۲] اساس فیزیولوژیکی روش‌های نواربندی این بوده است که نواربندی پوست موجب تحریک گیرنده‌های مکانیکی پوستی شده، بنابراین ورودی داده‌های حسی از محیط به سیستم عصبی-مرکزی را افزایش داده و این افزایش ورودی‌های حسی خود باعث بهبود حس عمقی و عملکرد عضلانی می‌شوند.^[۱۳، ۱۴] پژوهش‌های بسیاری از انواع مختلف نواربندی جهت جلوگیری از آسیب‌دیدگی و کاهش درد استفاده کرده‌اند، ولی به تازگی روش‌های مختلف نواربندی به منظور افزایش عملکرد عضله نیز مورد استفاده قرار گرفته است. به لحاظ تئوریک نواربندی ران جهت ایجاد آداکشن و چرخش خارجی بیشتر ممکن است نه تنها منجر به تحریک گیرنده‌های حسی عمقی گردد، بلکه می‌تواند منجر به ایجاد محدودیت در چرخش داخلی و آداکشن بیش از حد ران گردد.^[۱۵] اگر این فرآیند در نواحی پروگزیمال رخ دهد، احتمالاً طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین که در انتهای‌ترین بخش زنجیره یعنی بین پا و زمین وجود دارند نیز تحت تأثیر قرار خواهند گرفت.

نیروی عکس‌العمل زمین به عنوان آشکارسازی کینتیکی ناشی از جمع‌آوری بسیاری از مؤلفه‌های نوسانی اجزای آناتومیک مانند مفصل، عضلات و اعصاب، طی گام‌برداری در نظر گرفته شده است.^[۱۶] فرکانس‌های موجود در سیگنال‌های نیروی عکس‌العمل زمین و سیگنال‌های فاز شتاب‌گیری تیبیا در طی راه‌رفتن و دویدن معمولاً با استفاده از تبدیل فوریه مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفته می‌شود.^[۱۷] یک ابزار برای ارزیابی تغییرات مکانیکی در گام‌برداری، تجزیه و تحلیل دامنه فرکانس می‌باشد که توانایی بررسی کل سیکل گام‌برداری و نه فقط نقاط گسسته خاص مانند حداکثر یا حداقل مقدار زاویه مفصل یا نیرو در طی سیکل گام‌برداری را فراهم می‌کند. تجزیه و تحلیل دامنه فرکانس اطلاعاتی در مورد جزئیات مجموعه فرکانس‌هایی که سیگنال خاصی را تشکیل می‌دهند، فراهم می‌کند.^[۱۸] در تجزیه و تحلیل دویدن، یک سیگنال حاصل از آن مجموع نوسانات متعدد حرکت می‌باشد که در نهایت منجر به حرکت مورد نظر می‌شود. سیگنال‌های ممکن که می‌توانند از یک الگوی گام‌برداری تجزیه و تحلیل شوند شامل الگوهای حرکت زاویه‌ای مفصل مچ پا، زانو و ران و یا نیروهای عکس‌العمل زمین در طی فاز اتکا می‌باشند.^[۱۶، ۱۷، ۱۹] از آنجایی که هر مؤلفه آناتومیک فرکانس فعالیت مربوط به خود را دارد، تجزیه و تحلیل دامنه فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین به تشریح دامنه و قدرت این مؤلفه در طیف فرکانس کمک می‌کند.^[۲۰] تحلیل طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی حرکات انتقالی در شناسایی عوامل بالقوه ایجاد آسیب در کودکان مبتلا به فلج مغزی^[۲۱]، بزرگسالان مبتلا به بیماری مفصلی زانو^[۲۲]، بزرگسالان مبتلا به مولتیپل اسکلروز^[۲۳] و سالمندان با بیماری شریانی محیطی^[۲۴] به لحاظ بالینی مهم می‌باشد. یک تبدیل فوریه داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین را با بسیاری از هارمونیک‌ها نشان می‌دهد که هر کدام دارای فرکانس متفاوت هستند. ضرایب فوریه (هارمونیک) سه تا پنج هارمونیک به طور عمده تعیین‌کننده شکل منحنی نیروی عکس‌العمل زمین می‌باشد و الگوی غیرطبیعی در افراد مبتلا به بیماری را نشان می‌دهد.^[۲۱، ۲۲] سایر متغیرهای رایج عبارتند از فرکانس و تعداد هارمونیک‌های ضروری برای بازسازی داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین در یک سطح دقت مشخصی دارند.^[۲۳، ۲۴] علی‌رغم اهمیت بررسی طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین به لحاظ کلینیکی، اثر تداخلات درمانی همچون نواربندی بر روی مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروهای

¹ Multiple Sclerosis

عکس العمل زمین طی تکالیفی همچون دویدن تاکنون به لحاظ علمی مورد بررسی قرار نگرفته است. بنابراین، هدف مطالعه حاضر بررسی اثر نواربندی آبدانکتوری و چرخش دهنده گی خارجی ران بر طیف فرکانس نیروی عکس العمل عمودی، داخلی-خارجی، و قدامی-خلفی طی تکلیف دویدن می باشد. فرض ما بر این است که طیف فرکانس نیروی عکس العمل عمودی زمین طی دویدن بدون نواربندی بیشتر از شرایط با نواربندی باشد.

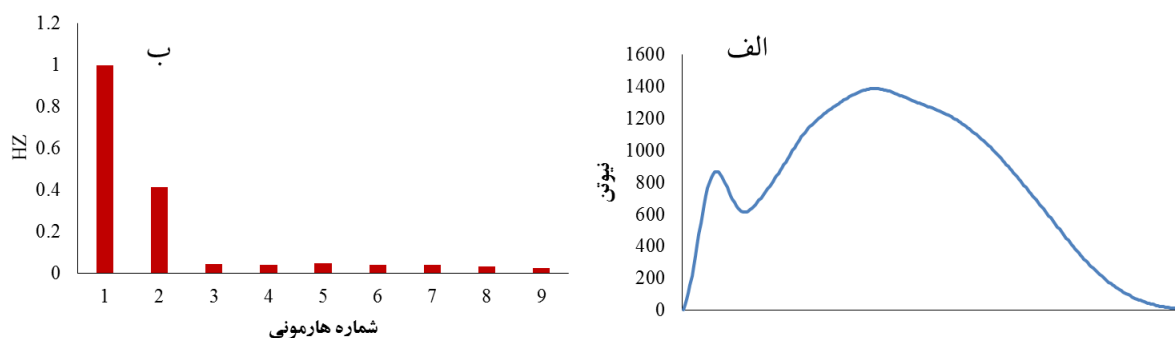
مواد و روش ها

تحقیق حاضر از نوع نیمه تجربی بود. نمونه آماری پژوهش حاضر شامل ۲۴ مرد سالم (سن: $24/6 \pm 2/5$ سال؛ جرم: $74/8 \pm 6/2$ کیلوگرم؛ $177/1 \pm 7/9$ سانتی متر) بود. جهت شرکت در پژوهش از آزمودنی ها رضایت نامه کتبی دریافت شد. معیارهای خروج از پژوهش عبارت بودند از علائم بیماری های مفاصل، بیماری استخوان، آسیب لیگامنت، اختلال عصبی-عضلانی، بیماری های تاندون، سابقه ترومای شدید یا جراحی اندام های تحتانی، عفونت مزمن مفصل، تزریق داخل مفصلی کورتیکواستروئید^[۲۵]، سابقه استفاده از نواربندی. همه آزمودنی ها، اندام تحتانی غالبشان تحت آزمایش شوت توپ تعیین گردید.^[۲۶] همه شرکت کنندگان حاضر در این مطالعه پای غالبشان پای راست بود و با کفش های یکسانی پروتکل دویدن را اجرا نمودند.

تجزیه و تحلیل دویدن

یک صفحه نیرو (Kistler AG, Winterthur, Switzerland) در وسط مسیر دویدن ۱۵ متری قرار داشت. داده های نیروی عکس العمل زمین در سه بعد (F_z, F_y, F_x) و با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت گردید. آزمودنی در مسیر تعیین شده ابتدا بدون نواربندی سپس با نواربندی ۵ بار دویدن را با سرعتی برابر ۳/۱ متر بر ثانیه با رعایت الگوی دویدن پاشنه-پنجه تحت هر شرایط اجرا شد و برای کنترل سرعت دویدن از مترونوم استفاده شد و در هر یک از شرایط مورد نظر، میانگین ۵ بار تکرار برای محاسبات آماری در نظر گرفته شد. جهت جلوگیری از خستگی، بین هر تکرار متوالی ۳۰ ثانیه و بین هر دو شرایط نیز ۲ دقیقه استراحت وجود داشت. شرایط اجرای یک کوشش دویدن صحیح شامل برخورد کامل پا با الگوی حرکتی پاشنه-پنجه بر روی بخش میانی دستگاه صفحه نیرو بود. اگر صفحه-نیرو توسط آزمودنی جهت تنظیم گام مورد هدف قرار می گرفت یا تعادل آزمودنی دچار اختلال می شد، کوشش دویدن تکرار می گردید. الگوی دویدن در تمام آزمودنی های به صورت پاشنه-پنجه بود که این مورد توسط مشاهده مورد بررسی قرار گرفت. جهت کنترل سرعت دویدن از زمان سنج دیجیتال استفاده شد و سرعت دویدن حدود ۳/۳ متر بر ثانیه بود. داده های نیروی عکس العمل زمین در طی فاز اتکای دویدن استخراج شد. فاز اتکای دویدن به عنوان فاصله تماس پاشنه پا با زمین (شروع $F_z > 20N$) تا بلند شدن پنجه $(F_z < 20N)$ ^[۲۷] تعیین گردید. داده های نیروی عکس العمل زمین با استفاده از یک فیلتر باترورت پایین گذر مرتبه چهارم با برش فرکانسی ۲۰ هرتز فیلتر شد.^[۲۹] این برش فرکانسی توسط منحنی Residual تعیین شد.

پس از فیلتر کردن داده های نیروی عکس العمل عمودی، قدامی-خلفی، و داخلی-خارجی در تابع زمان، از طریق تبدیل فوریر یا تحلیل هارمونیک طبق رابطه ذیل و با استفاده از نرم افزار MATLAB نسخه ۲۰۱۱ از تابع زمان به تابع فرکانس تبدیل گردید (شکل ۱).^[۳۰]

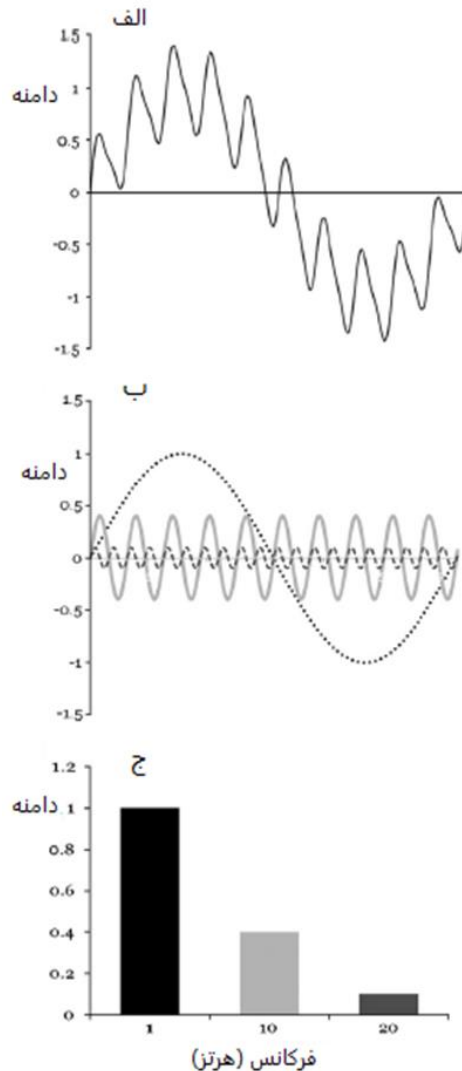


تصویر ۱: تبدیل فوریر (الف) نیروی عکس العمل در تابع زمان (ب) طیف توان نیروی عکس العمل زمین

$$F(t) = \sum A_n \sin(n\omega_0 t + \theta_n) \quad \text{رابطه ۱}$$

زاویه فازی θ_n ، ضریب هارمونیک n ، فرکانس پایه ω_0 ، دامنه A_n

با توجه به فرمول ذکر شده n ضریب هارمونیک و ω_0 فرکانس پایه، به دلیل آن که فرکانس پایه ۱ Hz بود، در نتیجه مقدار N یا ضریب هارمونیک در حالت های مختلف فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد ($F \%$ ۹۹/۵) بین ۱۳ تا ۲۰، برای میانه فرکانس (FMED) بین ۲-۴ و برای



تصویر ۲: تبدیل فوریر، الف) سیگنال ما از مجموع سه موج مختلف که دارای فرکانس‌ها و دامنه‌های مختلف می‌باشد. ب) سیگنال از حالت شکل الف به سه موج سینوسی شکسته شده است. به این ترتیب، با داشتن موج‌های سینوسی تشخیص دامنه پایه و همچنین فرکانس بسیار ساده‌تر می‌شود. ج) طیف توان سیگنال، فرکانس‌ها و دامنه‌ها را برای هر سیگنال سینوسی به طور مجزا نشان می‌دهد.^[۲۳]

بعد از محاسبه فرکانس سیگنال ورودی، ۵ شاخص فرکانس جهت تحلیل‌های بیشتر محاسبه شد.^[۲۳، ۲۴] شاخص اول شامل فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد ($F_{99/5}$) بود که نشان‌دهنده فرکانس می‌باشد که حاوی ۹۹/۵ درصد توان سیگنال را دارا می‌باشد یا به عبارت دیگر ۹۹/۵ توان سیگنال پایین‌تر از آن فرکانس قرار دارد و فرمول محاسبه آن طبق (رابطه ۲) می‌باشد. در این فرمول P توان محاسبه شده به عنوان انتگرال سیگنال فرکانس در مقابل دامنه و F_{MAX} حداکثر فرکانس سیگنال می‌باشد. کاهش محتوای فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد نیروی عکس‌العمل زمین نشان‌دهنده نوسان آرام‌تر در حرکت است، کاهش نوسان می‌تواند نمایانگر کنترل پاسچر باشد. ادبیات پژوهش نشان می‌دهد افزایش محتوای فرکانسی، باعث ناپایداری و لغزش در الگوی حرکتی می‌شود.^[۲۳] شاخص دوم میانه فرکانس (F_{MED}) است که در نقطه‌ای اتفاق می‌افتد که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی در پایین آن قرار دارند (رابطه ۳). در مطالعات مختلف فرض شده است زمانی که بدن به زمین نیرو وارد می‌کند، میانه فرکانس نیروی عکس‌العمل می‌تواند به طور متوسط نشان‌دهنده عملکرد اجزاء نوسانی سیستم عصبی-حرکتی باشد. شاخص سوم پهنای باند فرکانس (FBAND) است که تفاوت بین فرکانس حداکثر و فرکانس حداقل زمانی که توان سیگنال بالاتر از نصف حداکثر توان سیگنال است، می‌باشد (رابطه ۴). این شاخص میزان نیاز به فراخوان واحدهای حرکتی را در عضلات نشان می‌دهد.^[۳۱]

(رابطه ۲)

$$\int_0^{f^{99.5}} p(f) df = 0.995 \times \int_0^{f_{max}} p(f) df$$

(رابطه ۳)

$$\int_0^{f_{med}} p(f) df = \int_{f_{med}}^{f_{max}} p(f) df$$

(رابطه ۴)

$$f_{band} = f_{max} - f_{min} \text{ (when } p > 1/2 \times p_{max} \text{)}$$

شاخص چهارم تعیین تعداد هارمونی‌های ضروری در هر راستا بود که بر طبق روش اشنایدر، تعداد هارمونیک ضروری n_e برای بازسازی سطح ۰.۹۵٪ از داده‌ها به عنوان تعدادی از هارمونیک‌ها که مجموع دامنه‌های نسبی هر هارمونیک در کل دامنه کمتر یا برابر با ۰/۹۵ بود در نظر گرفته شد.^[۲۲]

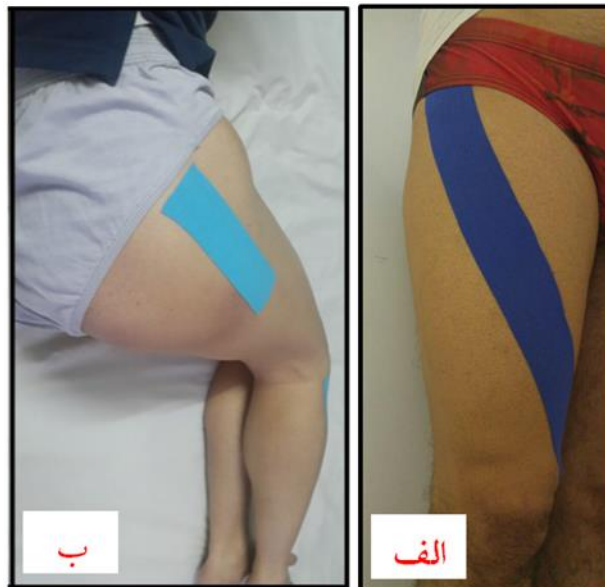
(رابطه ۵)

$$\sum_{n=1}^{n_e} \frac{\sqrt{A_n^2 + B_n^2}}{\sum_{n=1}^m \sqrt{A_n^2 + B_n^2}} \leq 0.95$$

شاخص پنجم شامل دامنه هر هارمونی می‌باشد که نشان‌دهنده دامنه و تعداد هارمونیک در سه راستا عمودی، قدامی-خلفی، و داخلی-خارجی برای تعداد هارمونی‌های ضروری در هر راستا، در دو شرایط با و بدون نواربندی بود.^[۲۱]

شیوه‌ی نواربندی چرخش‌دهندگی خارجی و ابدکتوری ران

جهت نواربندی، از نواربندی کینزیو (Kinesio Tex Tape؛ Kinesio Holding Corporation، Albuquerque، NM) 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 نماید. در ادامه آزمونگر نوار کینزیو به شکل I را در قسمت داخلی پایین ران قرار داد. در ادامه آزمونگر نوار را به طرف بالا و خارج کشیده و با امتداد دادن آن و عبور به طور مورب از ناحیه‌ی کپل آن را بر روی این ناحیه قرار داد. سپس پایه‌ی I-tape را در همان طرف خار خاصه خلفی فوقانی متصل نمود (شکل ۲ الف).^[۲۳] جهت نواربندی عضله سیرینی میانی، آزمودنی به پهلو دراز کشیده و در وضعیت آداکشن ران و فلکشن زانو قرار گرفته و سپس نواربندی انجام شد. نوار به صورت تنش کم حدوداً ۲۰ درصد طول استراحت عضله، به خاطر آداکشن اندام ران به لبه خارجی تاج خارچه چسبیده شد. نواربندی در انتهای پروگزیمال عضله و همچنین در انتهای دیستال بر روی تروکانتر بزرگ استخوان ران قرار گرفت (شکل ۲ ب). پهنای نوار استفاده‌شده به طور استاندارد ۵ سانتی‌متر می‌باشد که به صورت جانبی برای هر دو اندام غالب و غیرغالب استفاده شد. تمام نواربندی توسط یک آزمونگر متخصص انجام شد.



تصویر ۲: نواربندی عضلات چرخش دهنده خارجی (الف) و آبداکتور ران (ب)

تحلیل آماری

تجزیه و تحلیل آماری با استفاده از اس.پی.اس.اس نسخه ۱۶ انجام شد. نرمال بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون کلموگروف-اسمیرنوف مورد بررسی قرار گرفت. با توجه به سطح معناداری هر یک از متغیرها در آزمون کلموگروف-اسمیرنوف بیشتر از ۰/۰۵ بود، داده‌ها از توزیع نرمال برخوردار بودند؛ بنابراین برای آزمون فرضیه‌ها از روش‌های آماری پارامتریک استفاده شد. برای بررسی اثر متغیر مستقل (کینزیوتیپینگ) بر متغیر وابسته (شاخص‌های فرکانسی نیروی عکس‌العمل) از t زوجی در سطح معناداری ۰/۰۵ استفاده شد. علاوه بر این، مقادیر اندازه اثر برای هر مقایسه جفتی مورد محاسبه قرار گرفت. با استفاده از آمار کوهن اندازه اثر برابر ۰/۲، ۰/۵ و ۰/۸ به ترتیب کوچک، متوسط و بزرگ در نظر گرفته شد.^[۳۳]

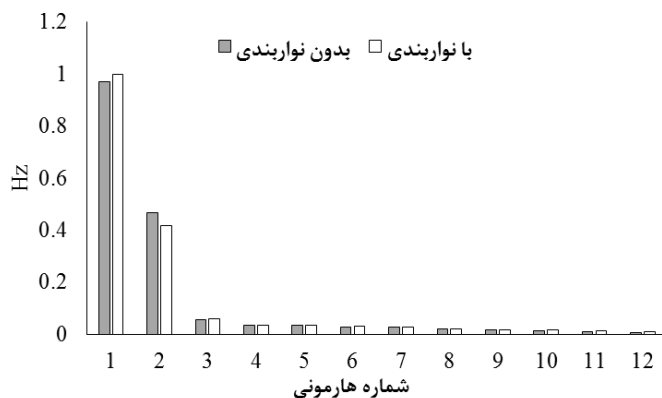
یافته‌ها

جدول ۱ میانگین و انحراف استاندارد مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی را طی دو شرایط با و بدون نواربندی نشان می‌دهد. یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که مقادیر فرکانس با توان ۹۹/۵٪ نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی طی شرایط با نواربندی حدود ۸/۹ درصد بیشتر از شرایط بدون نواربندی است ($p=0/034$; اندازه اثر کم). میانه فرکانس و همچنین پهنای باند فرکانسی در راستای عمودی بین دو شرایط دویدن با و بدون نواربندی اختلاف معناداری را نشان نداد ($p>0/05$). تعداد هارمونی‌های ضروری جهت بازسازی سیگنال عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در شرایط با نواربندی حدود ۱۰/۴ درصد بیشتر از شرایط بدون نواربندی بود ($p=0/007$; اندازه اثر کم). دامنه هارمونی‌های ضروری در راستای عمودی بین دو شرایط دویدن با و بدون نواربندی اختلاف معناداری را به لحاظ آماری نشان نداد (نمودار ۱؛ $p>0/05$).

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی طی دو شرایط دویدن با و بدون نواربندی ($n=24$)

اندازه اثر	سطح معناداری	بدون نواربندی	با نواربندی	فرکانس با توان ۹۹/۵٪ میانه فرکانس پهنای باند تعداد هارمونی ضروری
۰/۲۳	*۰/۰۳۴	۸/۹۱±۲/۳۳	۹/۷۰±۲/۱۹	
۰/۲۵	۰/۲۰۳	۲/۲۹±۰/۶۹	۲/۰۸±۰/۲۸	
۰/۴۳	۰/۲۰۳	۱/۲۹±۰/۶۹	۱/۰۸±۰/۲۸	
۰/۳۶	*۰/۰۰۷	۱۲/۰۴±۳/۷۴	۱۳/۲۹±۳/۱۵	

*سطح معناداری $p<0/05$



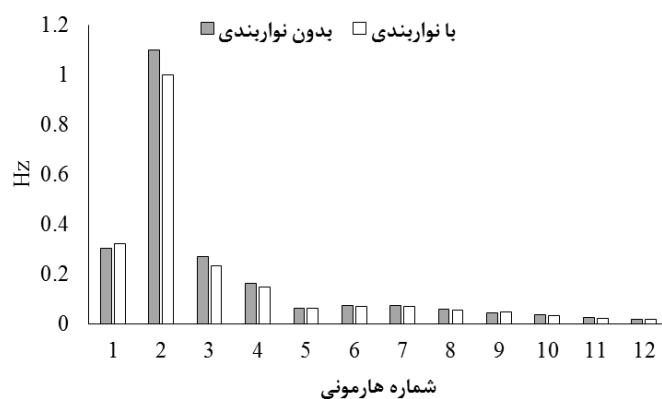
نمودار ۱: طیف توان فرکانسی نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی طی دویدن در دو شرایط با و بدون نواربندی (n=۲۴)

جدول ۲ میزان فرکانس با توان ۹۹/۵٪، میانه فرکانس، پهنای باند و تعداد هارمونی‌های ضروری نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی را نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود هیچ‌گونه اختلاف معناداری بین دو شرایط با و بدون نواربندی در این متغیرها وجود ندارد ($p > 0.05$). دامنه هارمونی‌های ضروری در راستای قدامی-خلفی بین دو شرایط دویدن با و بدون نواربندی اختلاف معناداری را به لحاظ آماری نشان نداد (نمودار ۲؛ $p > 0.05$).

جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی طی دو شرایط دویدن با و بدون نواربندی (n=۲۴)

اندازه اثر	سطح معناداری	بدون نواربندی	با نواربندی	فرکانس با توان ۹۹/۵٪ میانه فرکانس پهنای فرکانس تعداد هارمونی ضروری
۰/۰۲	۰/۹۲۸	۱۰/۱۶±۲/۱۶	۱۰/۲۰±۱/۵۵	
۰/۲۲	۰/۳۷۷	۱/۶۲±۰/۵۷	۱/۵۰±۰/۵۱	
۰	۱/۰۰۰	۱/۰۴±۰/۲۰	۱/۰۴±۰/۲۰	
۰/۱۳	۰/۴۰۰	۱۲/۵۸±۲/۴۳	۱۲/۹۱±۲/۴۳	

*سطح معناداری $p < 0.05$



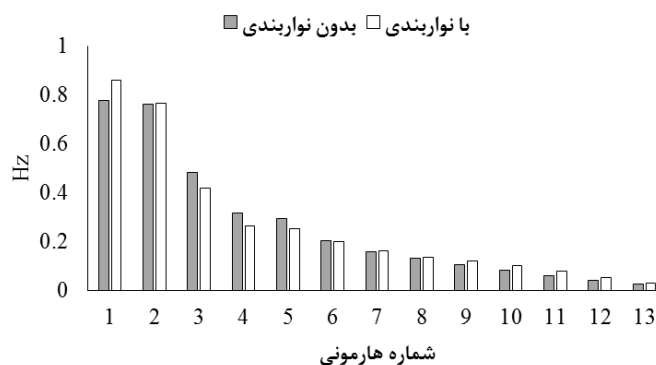
نمودار ۲: طیف توان فرکانسی نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی طی دویدن در دو شرایط با و بدون نواربندی (n=۲۴)

جدول ۳ میزان فرکانس با توان ۹۹/۵٪، میانه فرکانس، پهنای باند و تعداد هارمونی‌های ضروری نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی را نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود هیچ‌گونه اختلاف معناداری بین دو شرایط با و بدون نواربندی در این متغیرها وجود ندارد ($p > 0.05$). دامنه هارمونی‌های ضروری در راستای داخلی-خارجی بین دو شرایط دویدن با و بدون نواربندی اختلاف معناداری را به لحاظ آماری نشان نداد (نمودار ۳؛ $p > 0.05$).

جدول ۳: میانگین و انحراف استاندارد مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی طی دو شرایط دویدن با و بدون نواربندی (n=۲۴)

اندازه اثر	سطح معناداری	بدون نواربندی	با نواربندی	فرکانس با توان ۹۹/۵٪ میان‌فرکانس پهنای فرکانس تعداد هارمونی ضروری
۰/۲۵	۰/۳۰۹	۱۰/۹۱±۲/۱۲	۱۱/۵۰±۲/۵۷	
۰/۴۰	۰/۱۴۹	۲/۸۷±۱/۴۵	۲/۳۷±۱/۰۱	
۰/۳۸	۰/۱۷۸	۱/۸۷±۱/۴۵	۱/۴۱±۰/۹۷	
۰/۱۵	۰/۱۶۲	۱۳/۴۵±۳/۳۸	۱۳/۹۵±۳/۱۲	

*سطح معناداری ۰/۰۵ < p



نمودار ۳: طیف توان فرکانسی نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی طی دویدن در دو شرایط با و بدون نواربندی (n=۲۴)

بحث

هدف پژوهش حاضر بررسی محتوای فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین طی دویدن افراد در دو شرایط با و بدون نواربندی بود. تغییر سرعت دویدن روی الگوهای فعال‌سازی عضله^[۳۴] طول فیبر عضلانی^[۳۵] و پارامترهای گام‌برداری‌های خاص^[۳۶] تأثیر می‌گذارد. یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که طی هر دو شرایط سرعت دویدن همسان بود، به این معنی که تفاوت‌های مشاهده‌شده تنها به علت وجود نواربندی می‌باشد و تحت تأثیر تفاوت‌های سرعت دویدن افراد طی دو شرایط مختلف قرار نگرفته است. یافته‌های این پژوهش نشان داد که مقادیر فرکانس با توان ۹۹/۵٪ نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی طی شرایط با نواربندی حدود ۸/۹ درصد بیشتر از شرایط بدون نواربندی است. مطالعات نشان دادند که میانگین محتوای فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین طی دویدن در اوج برخورد عمودی طی شرایط دویدن با نواربندی عضلات چرخش‌دهنده خارجی و آبداکتوری ران دچار افزایش می‌شود. افزایش فرکانس مولفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین نوسان بیشتر را در حرکت نشان می‌دهد.^[۲۳، ۲۸] افزایش میزان نوسانات می‌تواند نشانه کنترل پاسچر ضعیف‌تر در راستای عمودی باشد. با این حال افزایش میزان فرکانس باعث افزایش ناپایداری و لغزش در الگوی حرکتی می‌شود.^[۳۸] بنابراین با توجه به افزایش طیف فرکانس طی شرایط دویدن با نواربندی می‌توان گفت که دویدن تحت شرایط نواربندی با افزایش ناپایداری و کنترل پاسچر ضعیف‌تر همراه است. با این وجود، اثبات هرچه بهتر این موضوع نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتر در این زمینه دارد. همچنین یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که میان‌فرکانس و همچنین پهنای باند فرکانسی در راستای عمودی بین دو شرایط دویدن با و بدون نواربندی اختلاف معناداری را دارا نمی‌باشد. باین وجود، تعداد هارمونی‌های ضروری جهت بازسازی سیگنال عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در شرایط با نواربندی حدود ۱۰/۴ درصد بیشتر از شرایط بدون نواربندی بود. متغیرهای تأثیرگذار بر نیروی برخوردی طی دویدن عبارت‌اند از: سرعت دویدن، سطح تماس و ناحیه‌ی تماس پا طی برخورد با زمین، خواص مواد مورد استفاده طی دویدن از جمله کفش‌ها، حمایت‌کننده‌ها می‌باشد.^[۳۹] طیف فرکانسی نیروی عکس‌العمل زمین، به تمام مؤلفه‌های شریک در سیستم حرکتی از جمله استخوان‌ها، عضلات، اعصاب و بافت‌های دیگر وابسته می‌باشد که اثر تعاملی آن‌ها باعث ایجاد حرکت می‌شود.^[۲۴] تفاوت در تعاملات سیستم‌های عصبی و عضلانی برای دویدن افراد را می‌توان با استفاده از تجزیه و تحلیل فرکانس موجود یافت.^[۲۴] تجزیه و تحلیل فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین قبلاً نشان داده است که با تغییرات مرتبط با پیری متفاوت بوده است که به احتمال زیاد به علت تغییرات در سیستم عصبی-عضلانی بوده است.^[۱۷] طی حرکات انتقالی زمانی که بدن به زمین نیرو وارد می‌کند، فرکانس سیگنال نیروی عکس-العمل زمین امکان دارد تا حدودی عملکرد مؤلفه‌ی نوسانی سیستم عصبی-حرکتی را نشان دهد.^[۲۳، ۲۴] عضلات یکی از مهمترین مؤلفه

سیستم عصبی-حرکتی محسوب می‌شوند. یکی از مکانیزم‌های افزایش آسیب در اندام تحتانی طی دویدن که باعث افزایش در بارگیری نیرو می‌شود، افزایش سختی^۲ اندام تحتانی می‌باشد که باعث کاهش جذب شوک می‌شود.^{۴۰، ۴۱} با توجه به افزایش تعداد فرکانس‌های ضروری جهت بازسازی سیگنال عمودی طی شرایط دویدن با نواربندی، احتمالاً می‌توان ذکر نمود اگرچه این شیوه نواربندی به لحاظ دامنه حرکتی ممکن است مفید باشد، اما احتمالاً با افزایش میزان سختی مفاصل منجر به افزایش طیف فرکانس نیروی عمودی عکس‌العمل زمین می‌گردد. با این وجود، در پژوهش حاضر دامنه هارمونی‌های ضروری در راستای عمودی بین دو شرایط دویدن با و بدون نواربندی اختلاف معناداری را به لحاظ آماری نشان نداد.

در پژوهش حاضر، هیچ‌گونه اختلاف معناداری بین دو شرایط با و بدون نواربندی در متغیرهای مورد بررسی در راستای قدامی-خلفی و داخلی-خارجی مشاهده نشد. دامنه هارمونی‌های ضروری در راستای قدامی-خلفی بین دو شرایط دویدن با و بدون نواربندی اختلاف معناداری را به لحاظ آماری نشان نداد. گزارش شده است که افزایش جذب شوک منجر به کاهش نیروی ضربه می‌شود و با توجه به اینکه توان فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین از دامنه‌های مؤلفه‌های فرکانس متفاوت سیگنال نیرو-زمان تشکیل می‌شود و هرچه مؤلفه توان این سیگنال (نیرو-زمان) بیشتر شود فرکانس نیز بالاتر خواهد بود.^{۳۷} تجزیه و تحلیل فرکانس می‌تواند تفاوت‌های را در فرکانس‌های موجود را مورد ارزیابی قرار دهد.^{۱۷} در پژوهش مگگارس^۳ فرکانس میانه در محتوای فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در افراد دارای بیماری شریان محیطی در مقایسه با افراد سالم کمتر است.^{۳۴} تعداد هارمونیک مورد نیاز برای بازسازی الگوی نیروی عکس‌العمل زمین کمتر از حداکثر توسط قضیه شانون تعریف شده است.^{۳۲} با این حال، در منحنی‌های میانگین، تعداد هارمونیک‌های مورد نیاز کاهش بیشتری می‌یابند. انتخاب تعداد هارمونیک ضروری برای مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین بستگی به دقت بازسازی شکل موج لازم برای تحلیل‌های خاص دارد. در پژوهش حاضر نواربندی هیچ یک از متغیرهای طیف فرکانس را در دو راستای قدامی-خلفی و داخلی-خارجی طی دویدن تغییر نداد.

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان به این موارد اشاره نمود که در این پژوهش تنها اثر آنی نواربندی مورد بررسی قرار گرفت، حال آنکه بررسی اثر استفاده طولانی‌مدت از این شیوه نواربندی ممکن است اثرات متفاوتی را نشان دهد. از سوی دیگر پژوهش حاضر بر روی افراد سالم انجام شد، حال آنکه اجرای این پژوهش بر روی افراد دارای نشانه درد همچون دوندگان دارای درد کشککی-رانی ممکن است اثرات متفاوتی را بر روی متغیرهای طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین نشان دهد. همچنین نمونه آماری پژوهش حاضر تنها شامل جنسیت مرد بود، بنابراین امکان تعمیم نتایج پژوهش حاضر به تمامی افراد جامعه از جمله جمعیت زنان میسر نمی‌باشد و باید در تعمیم نتایج با احتیاط عمل نمود.

نتیجه‌گیری

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که اثرات نواربندی عضلات چرخش‌دهنده خارجی و آبداکتور ران بر طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در راستای عمودی بیشتر از دو راستای قدامی-خلفی و داخلی-خارجی بیشتر است. همچنین این اثرات بیشتر منجر به ایجاد اغتشاشات بیشتر در حرکت و کنترل پاسچر ضعیف‌تر می‌گردد؛ بنابراین، استفاده از نواربندی نه تنها اثرات پیشگیری در ارتباط به کاهش طیف فرکانس ندارد، بلکه می‌تواند سبب افزایش این متغیر گردد.

تشکر و قدردانی

بدین‌وسیله از تمام کسانی که ما را در انجام تحقیق حاضر یاری نمودند، خصوصاً شرکت‌کنندگان در این طرح تشکر و قدردانی می‌گردد.

منابع

1. van Mechelen, W., Running injuries. *Sports Medicine*, 1992. 14(5): p. 320-335.
2. Fields, K.B., et al., Prevention of running injuries. *Current sports medicine reports*, 2010. 9(3): p. 176-182.
3. Van Gent, B.R., et al., Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *British journal of sports medicine*, 2007.
4. Southwick, H. and M. Crupi, A Screening Program for the Young Dancer: Perspectives on What and Why to Include in a Screen, in *Prevention of Injuries in the Young Dancer*. 2017, Springer. p. 43-62.
5. Telles, G., et al., The effect of adding myofascial techniques to an exercise programme for patients with anterior knee pain. *Journal of bodywork and movement therapies*, 2016. 20(4): p. 844-850.
6. Khayambashi, K., et al., Hip muscle strength predicts noncontact anterior cruciate ligament injury in male and female athletes: a prospective study. *The American journal of sports medicine*, 2016. 44(2): p. 355-361.
7. Cerny, K., J. Perry, and J.M. Walker, Effect of an unrestricted knee-ankle-foot orthosis on the stance phase of gait in healthy persons. *Orthopedics*, 1990. 13(10): p. 1121-1127.

¹ Stiffness

² McGrath

8. Souza, R.B. and C.M. Powers, Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy*, 2009. 39(1): p. 12-19.
9. Fellin, R.E., K. Manal, and I.S. Davis, Comparison of lower extremity kinematic curves during overground and treadmill running. *Journal of applied biomechanics*, 2010. 26(4): p. 407-414.
10. Chuter, V.H. and X.A.J. de Jonge, Proximal and distal contributions to lower extremity injury: a review of the literature. *Gait & posture*, 2012. 36(1): p. 7-15.
11. Dowling, G.J., et al., Dynamic foot function as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review. *Journal of foot and ankle research*, 2014. 7(1): p. 53.
12. Alexander, C.M., M. McMullan, and P.J. Harrison, What is the effect of taping along or across a muscle on motoneurone excitability? A study using triceps surae. *Manual therapy*, 2008. 13(1): p. 57-62.
13. Chang, H.-Y., et al., Immediate effect of forearm Kinesio taping on maximal grip strength and force sense in healthy collegiate athletes. *Physical Therapy in Sport*, 2010. 11(4): p. 122-127.
14. Halseth, T., et al., The effects of kinesio™ taping on proprioception at the ankle. *Journal of sports science & medicine*, 2004. 3(1): p. 1.
15. Herrington, L., The effect of patella taping on quadriceps strength and functional performance in normal subjects. *Physical Therapy in Sport*, 2004. 5(1): p. 33-36.
16. Giakas, G., et al., Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces. *Spine*, 1996. 21(19): p. 2235-2242.
17. Stergiou, N., et al., Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. *Clinical Biomechanics*, 2002. 17(8): p. 615-617.
18. Stergiou, N., *Innovative analyses of human movement*. 2004: Human Kinetics Publishers.
19. Tsepis, E., et al., Frequency content asymmetry of the isokinetic curve between ACL deficient and healthy knee. *Journal of biomechanics*, 2004. 37(6): p. 857-864.
20. Gruber, A.H., et al., A comparison of the ground reaction force frequency content during rearfoot and non-rearfoot running patterns. *Gait & Posture*, 2017. 56: p. 54-59.
21. White, R., I. Agouris, and E. Fletcher, Harmonic analysis of force platform data in normal and cerebral palsy gait. *Clinical Biomechanics*, 2005. 20(5): p. 508-516.
22. Schneider, E. and E. Chao, Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. *Journal of biomechanics*, 1983. 16(8): p. 591-601.
23. Wurdeman, S.R., et al., Multiple sclerosis affects the frequency content in the vertical ground reaction forces during walking. *Clinical Biomechanics*, 2011. 26(2): p. 207-212.
24. McGrath, D., et al., Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. *Clinical Biomechanics*, 2012. 27(10): p. 1058-1063.
25. Stief, F., et al., Effect of lower limb malalignment in the frontal plane on transverse plane mechanics during gait in young individuals with varus knee alignment. *The Knee*, 2014. 21(3): p. 688-693.
26. Jafarnehadgero, A.A., M. Majlesi, and E. Azadian, Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. *Gait & posture*, 2017. 53: p. 236-240.
27. Pamukoff, D.N., M.D. Lewek, and J.T. Blackburn, Greater vertical loading rate in obese compared to normal weight young adults. *Clinical Biomechanics*, 2016. 33: p. 61-65.
28. Willwacher, S., et al., The free moment in running and its relation to joint loading and injury risk. *Footwear Science*, 2016. 8(1): p. 1-11.
29. Fukaya, T., H. Mutsuzaki, and Y. Wadano, Kinematic analysis of knee varus and rotation movements at the initial stance phase with severe osteoarthritis of the knee. *The Knee*, 2015. 22(3): p. 213-216.
30. Winter, D.A., *Biomechanics and motor control of human movement*. 2009: John Wiley & Sons.
31. Judkins, T.N., et al., Robotic surgery and training: electromyographic correlates of robotic laparoscopic training. *Surgical Endoscopy And Other Interventional Techniques*, 2006. 20(5): p. 824-829.
32. Song, C.-Y., et al., Effects of femoral rotational taping on pain, lower extremity kinematics, and muscle activation in female patients with patellofemoral pain. *Journal of science and medicine in sport*, 2015. 18(4): p. 388-393.
33. Cohen, J., *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates, 1988. 2.
34. Sinkjær, T., J.B. Andersen, and B. Larsen, Soleus stretch reflex modulation during gait in humans. *Journal of neurophysiology*, 1996. 76(2): p. 1112-1120.
35. Cronin, N.J., et al., Mechanical and neural stretch responses of the human soleus muscle at different walking speeds. *The Journal of physiology*, 2009. 587(13): p. 3375-3382.
36. Dingwell, J.B., J. John, and J.P. Cusumano, Do humans optimally exploit redundancy to control step variability in walking? *PLoS computational biology*, 2010. 6(7): p. e1000856.
37. Hamill, J., T. Derrick, and K. Holt, Shock attenuation and stride frequency during running. *Human movement science*, 1995. 14(1): p. 45-60.
38. White, L.J. and R.H. Dressendorfer, Exercise and multiple sclerosis. *Sports medicine*, 2004. 34(15): p. 1077-1100.

39. Nigg, B.M., Biomechanics of running shoes. 1986: Champaign, Ill.: Human Kinetics Publishers.
40. Williams, D.S., et al., High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners. *Gait & posture*, 2004. 19(3): p. 263-269.
41. Williams III, D.S., et al., Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches. *Journal of applied biomechanics*, 2001. 17(2): p. 153-163.