

Comparison of Frequency Spectrum of Running Ground Reaction Forces in Children with Forward Head Posture and Healthy Controls

AmirAli Jafarnezhadgero^{1*}, Hamed Sheikhalizade², Milad Alipour Sari-Nasirloo³

1. Assistant Professor of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
2. MSc Student of Sport Biomechanics, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
3. MSc Student of Sport Physiology, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Education Sciences and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran

Received: 2019.January.18

Revised: 2019. May.26

Accepted: 2019.June.10

ABSTRACT

Background and Aims: Running related injuries have different causes. The objective of the present study was to investigate the frequency spectrum of ground reaction forces during stance phase of running in children with forward head posture and healthy controls.

Materials and Methods: A total of 28 male children were divided into two groups of healthy controls (n=16) and forward head posture (n=12). Two Kistler force platforms (sampling rate: 1000 Hz) were used to record the ground reaction forces during barefoot running. Independent sample t-test was used for statistical analysis. The significance level was set at 0.05.

Results: Findings indicated that running speed in children with forward head was lower than that in the control group ($P < 0.001$). The number of essential harmonics to reach 95% of total energy of the vertical ground reaction force signal in dominant limb in the healthy group was greater than that of forward head group (medium effect size; $P = 0.001$). The frequency content with 99.5% power of the number of essential harmonics of free moment in the forward head group was greater than that of the control group (large effect size; $P = 0.005$). Other components of running ground reaction force frequency content were not statistically different between the two groups ($P > 0.05$).

Conclusion: Due to lower walking speed in children with forward head posture, lower frequency content indicated lower center of gravity sway. Also, these lower walking velocity and frequency content demonstrated lower mechanical efficiency in children with forward head posture.

Keywords: Forward head; Running, Ground reaction force; Frequency content

Cite this article as: AmirAli Jafarnezhadgero, Hamed Sheikhalizade, Milad Alipour Sari-Nasirloo. Comparison of frequency spectrum of running ground reaction forces in children with forward head posture and healthy controls. J Rehab Med, 2020; 9(1): 37-48

***Corresponding Author:** AmirAli Jafarnezhadgero, Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Science and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
Email: amiralijafarnezhad@gmail.com

DOI: 10.22037/jrm.2019.111486.2023

مقایسه طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی دویدن در کودکان دارای عارضه سربه‌جلو و همسالان سالم

امیرعلی جعفرنژادگرو^{۱*}، حامد شیخعلی‌زاده^۲، میلاد علیپور ساری نصیرلو^۳

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

پذیرش مقاله ۱۳۹۸/۰۳/۲۰ *

بازنگری مقاله ۱۳۹۸/۰۳/۰۵

* دریافت مقاله ۱۳۹۷/۱۰/۱۸

چکیده

مقدمه و اهداف

آسیب‌های مرتبط با دویدن علت‌های مختلفی را دارا هستند. هدف از مطالعه حاضر، بررسی طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین در کودکان دارای عارضه سربه‌جلو و همسالان سالم آن‌ها طی فاز استقرار دویدن می‌باشد.

مواد و روش‌ها

۲۸ کودک پسر به ترتیب در دو گروه سالم (تعداد=۱۶ نفر) و سربه‌جلو (تعداد=۱۲ نفر) قرار گرفتند. دو سیستم صفحه نیرو کیستلر (نرخ نمونه‌برداری: ۱۰۰۰ هرتز) جهت ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین طی دویدن با پای برهنه استفاده شد. از آزمون آماری t مستقل جهت تحلیل آماری استفاده شد. سطح معناداری برابر ۰/۰۵ بود.

یافته‌ها

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که سرعت دویدن در کودکان دارای عارضه سربه‌جلو در مقایسه با گروه کنترل کمتر می‌باشد ($P<0/001$). تعداد هارمونی‌های لازم برای رسیدن به ۹۵ درصد انرژی سیگنال در مولفه‌ی نیروی عکس‌العمل زمین در پای غالب در گروه سالم نسبت به گروه سربه‌جلو بزرگتر بود ($P=0/001$ ؛ اندازه اثر متوسط). محتوای فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد تعداد هارمونی‌های ضروری مولفه‌ی گشتاور آزاد در پای غالب در گروه سربه‌جلو بیشتر بود ($P=0/005$ ؛ اندازه اثر بزرگ). سایر مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین طی دویدن تفاوت معناداری را بین دو گروه نشان نداد ($P>0/05$).

نتیجه‌گیری

با توجه به پایین بودن سرعت دویدن در کودکان دارای عارضه سربه‌جلو، میزان فرکانس پایین نشان‌دهنده نوسان کمتر مرکز ثقل می‌باشد. این تغییر سرعت و فرکانس پایین هنگام دویدن، نشان‌دهنده کاهش کارایی مکانیکی کودکان دارای عارضه سربه‌جلو است.

واژه‌های کلیدی

سربه‌جلو؛ دویدن؛ نیروی عکس‌العمل زمین؛ محتوای فرکانس

نویسنده مسئول: امیرعلی جعفرنژادگرو، استادیار بیومکانیک ورزشی، گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران.

آدرس الکترونیکی: amirali.jafarnezhad@gmail.com

مقدمه و اهداف

دویدن یک ورزش فراگیر است. علت این امر این است که نیاز بسیار کمی به تجهیزات تخصصی، مهارت و تجربه دارد.^[۱] آسیب‌های مرتبط با دویدن علت‌های مختلفی دارد؛ با توجه به زنجیره حرکتی، یکی از عواملی که می‌تواند آسیب هنگام دویدن را تشدید کند، عارضه سربه‌جلو است. شیوع درد گردن و ناهنجاری‌های اسکلتی آن در سراسر جهان یکسان نیست. شیوع این آسیب در کشورهای غربی بین ۳۴ تا ۵۴ درصد^[۲-۴] گزارش شده است. در ایران نیز در مناطق شهری ۱۳/۴ درصد و در مناطق روستایی ۱۷/۹ درصد^[۵-۷] گزارش شده است. یکی از شایع‌ترین حالت‌های غیرطبیعی در بیماران مبتلا به اختلالات گردن^[۸]، کودکان و نوجوانان^[۹] عارضه سربه‌جلو است. عارضه سربه‌جلو با عنوان جلو آمدن سر نسبت به تنه در صفحه ساجیتال تعریف می‌شود.^[۱۰]

از آنجایی که فرکانس نیرو در ایجاد آسیب، مهمتر از بزرگی نیرو است^[۱۱]، آنالیز حوزه فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین موجب درک بهتری از مکانیسم آسیب می‌شود؛ بنابراین بررسی طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی تکالیفی همچون دویدن ضروری می‌باشد. در این زمینه، مطالعات مختلف بیان نموده‌اند که بهبود مولفه‌های فرکانس نیرو، بهترین راه جلوگیری از آسیب‌های طی تکالیف حرکتی می‌باشد.^[۲] در مطالعات پیشین، محتوای فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین به‌عنوان شاخصی برای ارزیابی مکانیک به‌خصوص نیروهای وارده طی تکالیف حرکتی استفاده شده است.^[۱۲، ۱۳] در این روش، مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین به‌صورت پیوسته و در حوزه فرکانس در کل مرحله استقرار بررسی می‌شود، در حالی که متغیرهای بیومکانیکی دیگر دویدن را فقط در یک نقطه از دوره بررسی می‌کنند. این در حالی است که عمل راه رفتن و دویدن ماهیت پیوسته دارد و به دلیل اینکه بررسی آن با استفاده از شاخص‌های گسسته اطلاعات کافی را فراهم نمی‌کند^[۱۴]، فضای فرکانسی نشان‌دهنده توالی الگوی نوسانات در واحد زمان می‌باشد.^[۱۵] تجزیه و تحلیل فضای فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در افراد سالم و آسیب‌دیده مورد ارزیابی قرار گرفته است.^[۱۶-۲۰] بررسی محتوای فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین اثر فرکانس‌های بالا و پایین را روی افراد نشان می‌دهد. وردمن در مطالعات خود در مورد بیماران مبتلا به مولتیپل اسکلروزیس پیشنهاد کرد که تجزیه و تحلیل طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین، امکان پیش‌بینی این بیماری را فراهم می‌کند.^[۲۱]

فرکانس‌های موجود در سیگنال‌های نیروی عکس‌العمل و شتاب تیبیا در حین پیاده‌روی و دویدن معمولاً با استفاده از تبدیل فوریه تجزیه و تحلیل می‌شود.^[۲۱، ۲۲] به دست آوردن تبدیل فوریه با استفاده از نرم‌افزارهای موجود نسبتاً آسان است. اگرچه تبدیل فوریه می‌تواند فرکانس‌ها و دامنه هر فرکانس موجود در یک سیگنال را نشان دهد، ولی زمان دقیق مولفه فرکانس را از دست می‌دهد. به‌عنوان مثال، تبدیل فوریه نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در طی دویدن پهنای باند کمتری (۴ تا ۸ هرتز) در طی فاز تماس پاشنه (اوج تماس) در مقایسه با مرحله هل دادن (اوج فعال نیروی عمودی عکس‌العمل، برابر ۱۰ تا ۲۰ هرتز) نشان داد.^[۲۳-۲۵] با این حال، دوره زمانی این اجزای فرکانسی و زمان رخ دادن بیشینه قدرت سیگنال را در حین دویدن از بین می‌برد. تبدیل مویک پیوسته، زمان و فرکانس را حفظ می‌کند و برای تجزیه و تحلیل مشابهت سیگنال اصلی با مقیاس‌های متفاوت و ورژن‌های انتقال-زمان عملکرد اساسی به کار می‌رود. تبدیل مویک برای تجزیه و تحلیل سیگنال‌های بیولوژیکی مانند فعالیت عضلانی^[۲۴] ارتعاشات بافت^[۲۵] و نیروی عکس‌العمل زمین در راه رفتن افراد سالم^[۲۶، ۲۷] و آزمودنی‌های بالینی^[۲۸] به کار می‌رود. سیگنال‌های نیروی عکس‌العمل زمین با فرکانس‌های مختلف توسط گیرنده‌های مکانیکی در سطح پوست دریافت شده و به سیستم عصبی-مرکزی منتقل می‌شود و پاسخ به‌صورت فرکانس به سطح پانتقل می‌شود؛ بنابراین تحلیل فرکانس داده‌های صفحه نیروی عکس‌العمل زمین طی دویدن ممکن است اطلاعات ارزشمند و دقیق‌تری را نسبت به بررسی بعد زمان در اختیار محققین قرار دهد. در مطالعات گذشته تحلیل حوزه فرکانس فاکتورهای بیومکانیکی از جمله نیروی عکس‌العمل زمین برای مقایسه محتوای فرکانسی سیگنال گام‌برداری افراد سالم و ناسالم استفاده شده است.^[۱۳، ۱۸، ۱۹] با این وجود، تحلیل فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین طی دویدن در افراد دارای عارضه سربه‌جلو مورد بررسی قرار نگرفته است.

تجزیه و تحلیل فضای فرکانسی اطلاعاتی را در مورد جزئیات فرکانس‌هایی که یک سیگنال خاص را تشکیل می‌دهند، ارائه می‌کند.^[۲۷] از آنجایی که هر مؤلفه آناتومیکی فرکانس فعالیت مربوط به خودش را دارا می‌باشد، تجزیه و تحلیل فضای فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین به شرح دامنه و قدرت این مؤلفه‌ها در طیف فرکانس کمک می‌کند. تحلیل طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین طی گام‌برداری در شناسایی عوامل بالقوه ایجاد آسیب در کودکان مبتلا به فلج مغزی^[۲۹]، بزرگسالان مبتلا به بیماری مفصلی زانو^[۳۰] و بزرگسالان مبتلا به مولتیپل اسکلروز (Multiple Sclerosis)^[۳۱] کمک می‌نماید و از لحاظ کلینیکی اطلاعات مفیدی را در اختیار افراد مرتبط با حوزه توانبخشی قرار می‌دهد. علی‌رغم اهمیت بررسی طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل زمین، اثر عارضه سربه‌جلو بر روی مؤلفه‌های طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل

زمین طی فرآیند دوییدن تاکنون به لحاظ علمی مورد بررسی قرار نگرفته است؛ بنابراین هدف مطالعه حاضر بررسی تاثیر عارضه سربه‌جلو بر طیف فرکانس نیروهای عکس‌العمل عمودی، داخلی-خارجی و قدامی-خلفی طی دوییدن می‌باشد.

مواد و روش‌ها

با استفاده از اطلاعات مربوط به تحقیقات پیشین، حجم نمونه در تحقیق حاضر ۲۸ نفر برآورد شد تا توان آماری ۰/۸ در سطح معناداری ۰/۰۵ حاصل شود.^[۸] آزمودنی پژوهش حاضر، شامل ۱۶ نفر کودک پسر سالم با میانگین سن، قد و وزن به ترتیب برابر ۱۱/۸±۱/۳ سال، ۱۴۸/۲±۶/۶ سانتی‌متر و ۳۹/۶±۵/۴ کیلوگرم و ۱۲ نفر کودک پسر دارای عارضه سربه‌جلو با میانگین سن، قد و وزن به ترتیب برابر ۱۱/۷±۱/۴ سال، ۱۴۹/۷±۶/۲ سانتی‌متر و ۳۸/۰±۴/۷ کیلوگرم بود. معیارهای ورود به تحقیق حاضر عبارت‌اند از تکمیل فرم رضایت‌نامه، برتر بودن اندام فوقانی و تحتانی سمت راست، دامنه سنی ۱۵-۱۰ سال بود. شرکت‌کنندگان دارای زاویه کرانیوورتربرال کمتر از ۴۸ درجه در گروه دارای سربه‌جلو و شرکت‌کنندگان با زاویه کرانیوورتربرال بیشتر از ۴۸ در گروه سالم بود.^[۳۱] میانگین زاویه کرانیوورتربرال در گروه سربه‌جلو و گروه سالم به ترتیب ۴۲/۷±۱/۵ و ۵۲/۶±۱/۹ بود. از گونیامتر یونیورسال زاویه بین سطح افقی و خط بین مهره هفتم گردنی تا گوش داخلی برای اندازه‌گیری میزان سربه‌جلو شرکت‌کنندگان استفاده شد.^[۳۲] شرایط خروج از تحقیق کنونی شامل وجود درد در ناحیه سر و گردن، سابقه آسیب‌دیدگی ناحیه سر و گردن و اندام فوقانی و تحتانی، سابقه جراحی ناحیه سر و گردن و شانه و اندام تحتانی، داشتن مشکلات شدید بینایی و شنوایی و داشتن ناهنجاری‌های شدید ستون فقرات بود. قبل از اجرای آزمون، اهداف و روش مطالعه برای آزمودنی‌ها شرح داده شد.

با استفاده از دو صفحه نیرو (Kistler (Kistler AG, Winterthur, Switzerland با ابعاد ۴۰۰×۶۰۰ میلی‌متر مربع، نیروهای عکس‌العمل زمین در جهت‌های عمودی (Fz)، قدامی-خلفی (Fy) و داخلی-خارجی (Fx) هنگام دوییدن اندازه‌گیری شد. فرکانس نمونه‌برداری برابر ۱۰۰۰ هرتز تعیین شد.^[۳۲] این دو صفحه نیرو در امتداد یکدیگر و با فاصله ۱ سانتی‌متر از هم در نیمه راه یک مسیر ۲۰ متری به گونه‌ای قرار گرفته بودند که آزمودنی حداقل ۶ گام قبل از رسیدن به صفحه نیرو برمی‌داشت. قبل از شروع ثبت داده‌ها، ابتدا صفحه نیروها کالیبره شد. برای تنظیم قرارگیری پای آزمودنی‌ها بر روی صفحه نیرو طی دوییدن، ۵ مرتبه عمل دوییدن به طور آزمایشی توسط هر آزمودنی انجام گرفت. پس از آن ۵ کوشش قابل قبول با سرعت مشخص انجام شد و الگوی دوییدن پاشنه به پنجه (کینتیکی) هر آزمودنی ثبت گردید. در مواردی مانند از دست دادن تعادل آزمودنی، برخورد پا با لبه صفحه نیرو یا قرار نگرفتن هر دو پای آزمودنی روی صفحه نیرو، آزمون تکرار شد. طی فاز دوییدن در هنگام برخورد پاشنه با زمین توسط بیشتر بودن نیروی عکس‌العمل بیشتر از ۲۰ نیوتن و جدا شدن پنجه میزان کمتر از ۲۰ نیوتن بود.^[۳۳، ۳۴] داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین با استفاده از فیلتر باترورث مرتبه چهارم و با فرکانس قطع ۵۰ هرتز انجام شد. پس از فیلتر کردن داده‌های نیروی عکس‌العمل زمین، تحلیل هارمونیک طبق رابطه زیر و با استفاده از نرم‌افزار MATLAB نسخه ۲۰۱۶ از تابع زمان به تابع فرکانس تبدیل شد.

طیف گسسته، فضای فرکانس به صورت مضربی از فرکانس پایه تعیین می‌شود مجموع n هارمونیک برابر است با:
رابطه ۱

$$F(t) = \sum A_n \sin(n\omega_0 t + \theta_n)$$

An=دامنه=ω0=فرکانس پایه n=ضریب هارمونیک θn=زاویه فازی

برای ارزیابی محتوای فرکانس نیرو شاخص‌های زیر محاسبه می‌شود.^[۱۳، ۱۴]

رابطه ۲

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

P=توان محاسبه برای رسیدن به ۹۵ درصد انرژی سیگنال

fmax=حداکثر فرکانس برای رسیدن به ۹۵ درصد انرژی سیگنال

میان‌ه فرکانس نیرو در نقطه‌ای اتفاق می‌افتد که نیمی از توان سیگنال در بالا و نیمی دیگر در پایین آن قرار دارد.

رابطه ۳

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

f_{max} = حداکثر فرکانس برای رسیدن به ۹۵ درصد انرژی سیگنال

f_{med} = میان‌ه فرکانس برای رسیدن به ۹۵ درصد انرژی سیگنال

پهنای باند فرکانس نیرو برابر با تفاوت بین فرکانس حداکثر و حداقل است. توان سیگنال برابر با توان هارمونی‌های بیشتر از نصف حداکثر توان سیگنال می‌باشد.

رابطه ۴

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

f_{max} = حداکثر فرکانس برای رسیدن به ۹۵ درصد انرژی سیگنال

f_{min} = حداقل فرکانس برای رسیدن به ۹۵ درصد انرژی سیگنال

f_{band} = پهنای باند برای رسیدن به ۹۵ درصد انرژی سیگنال

P_{max} = حداکثر توان برای رسیدن به ۹۵ درصد انرژی سیگنال

شاخص چهارم تعیین تعداد هارمونی‌های لازم برای رسیدن به ۹۵ درصد انرژی سیگنال در هر راستا بود که بر طبق روش آشنایدر، تعداد هارمونی‌های لازم برای رسیدن به ۹۵ درصد انرژی سیگنال n_e برای بازسازی ۹۵ درصد از داده‌های سیگنال به‌عنوان تعدادی از هارمونیک‌ها که مجموع دامنه‌های نسبی هر هارمونیک در کل دامنه کمتر یا برابر با ۰/۹۵ است، در نظر گرفته شد. [۳۴]

رابطه ۵

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

یافته‌ها

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که سرعت دویدن در گروه سربه‌جلو ($2/70 \pm 0/09$ متر بر ثانیه) به طور معناداری کمتر از سرعت دویدن در گروه سالم ($2/91 \pm 0/14$ متر بر ثانیه) می‌باشد ($P < 0/001$).

تعداد هارمونی‌های لازم برای رسیدن به ۹۵ درصد انرژی سیگنال در مولفه‌ی عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در پای غالب در گروه سالم به میزان ۸ درصد از گروه سربه‌جلو بیشتر بود ($P = 0/001$; اندازه اثر متوسط) (جدول ۱). همچنین، مقادیر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد تعداد هارمونی‌های لازم برای رسیدن به ۹۵ درصد انرژی سیگنال مولفه‌ی گشتاور آزاد در پای غالب در گروه سربه‌جلو به میزان ۲۲ درصد از گروه سالم بیشتر بود ($P = 0/005$; اندازه اثر بزرگ) (جدول ۱). در سایر مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در سه جهت اختلاف معناداری بین دو گروه سالم و سربه‌جلو مشاهده نشد ($P > 0/05$).

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین و گشتاور آزاد در دو گروه سالم و سر به جلو در پای غالب

اندازه اثر	سطح معناداری	گروه سر به جلو	گروه سالم	متغیر	راستا
۰/۱۹	۰/۰۶۹	۷/۵۶±۱/۵۰	۶/۷۷±۰/۶۸	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	مولفه‌های داخلی -
۰/۰۹	۰/۷۷۷	۹/۷۵±۱/۷۷	۹/۹۴±۲/۱۵	تعداد هارمونی‌های لازم برای رسیدن به ۹۵ درصد انرژی سیگنال	خارجی نیروی
۰/۰۰	۱/۰۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	میانۀ فرکانس	عکس‌العمل زمین
۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	پهنای باند فرکانس	
۰/۰۸	۰/۸۱۸	۶/۷۵±۱/۲۹	۶/۶۶±۰/۷۶	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	مولفه‌ی قدامی-خلفی
۰/۲۰	۰/۵۶۴	۸/۶۲±۱/۶۲	۸/۸۸±۰/۹۶	تعداد هارمونی‌های لازم برای رسیدن به ۹۵ درصد انرژی سیگنال	نیروی عکس‌العمل
۰/۰۰	۱/۰۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	میانۀ فرکانس	زمین
۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	پهنای باند فرکانس	
۰/۰۳	۰/۹۱۲	۴/۸۷±۱/۱۴	۴/۸۳±۱/۰۴	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	مولفه‌ی عمودی
۰/۵۳	۰/۰۰۱ *	۷/۰۰±۰/۷۳	۷/۶۱±۱/۵۷	تعداد هارمونی‌های لازم برای رسیدن به ۹۵ درصد انرژی سیگنال	نیروی عکس‌العمل
۰/۰۰	۱/۰۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	میانۀ فرکانس	زمین
۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	پهنای باند فرکانس	
۱/۱۲	۰/۰۰۵ *	۸/۵۰±۲/۰۶	۶/۹۴±۰/۷۲	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	مولفه‌های گشتاور آزاد
۰/۳۱	۰/۳۷۰	۱۱/۰۰±۴/۶۳	۱۲/۶۱±۵/۵۷	تعداد هارمونی‌های لازم برای رسیدن به ۹۵ درصد انرژی سیگنال	
۰/۰۰	۱/۰۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	میانۀ فرکانس	
۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	پهنای باند فرکانس	

* سطح معناداری $P < ۰/۰۵$

یافته‌های پژوهش حاضر هیچ‌گونه اختلاف معناداری را در مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در سه راستای عمودی، قدامی-خلفی و داخلی-خارجی و همچنین طیف فرکانس گشتاور آزاد بین دو گروه سالم و سر به جلو در پای غیر غالب نشان نداد ($P > ۰/۰۵$) (جدول ۲).

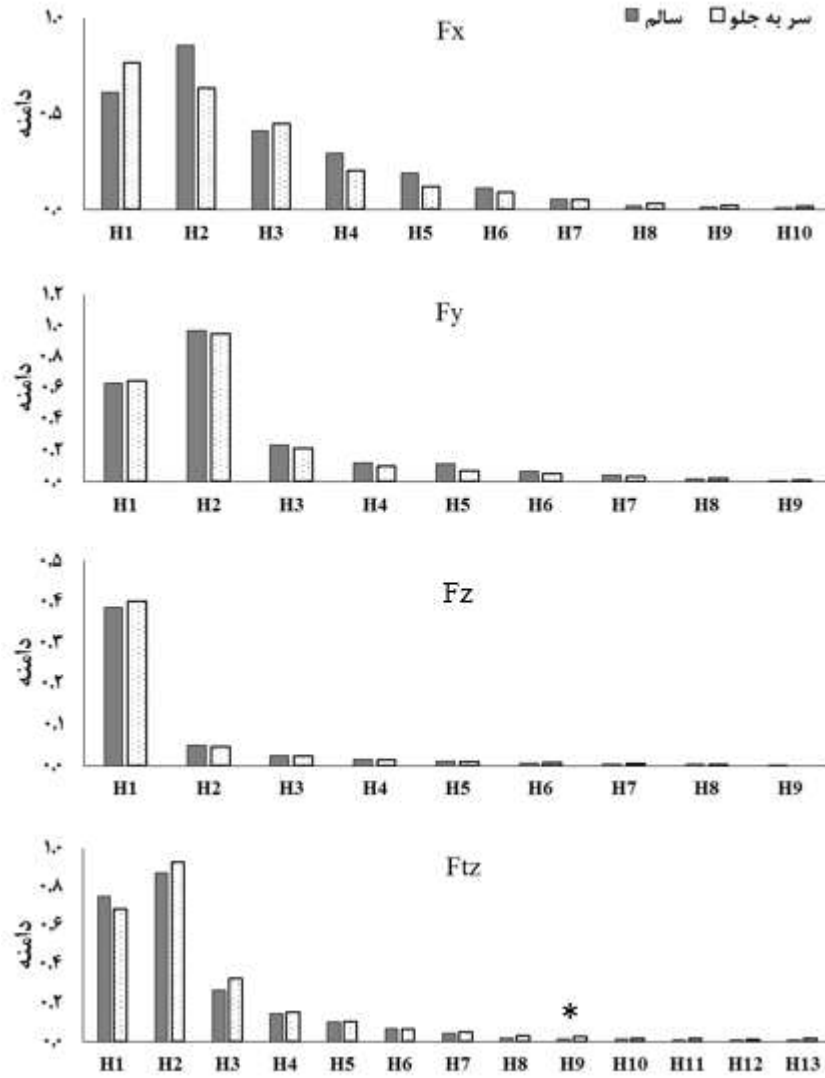
جدول ۲: میانگین و انحراف استاندارد مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین و گشتاور آزاد در دو گروه سالم و

سربه‌جلو در پای غیر غالب

اندازه اثر	سطح معناداری	گروه سربه‌جلو	گروه سالم	متغیر	راستا
۰/۰۴	۰/۹۰۰	۷/۵۶±۱/۳۱	۷/۶۱±۰/۹۱	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	مولفه‌های داخلی -
۰/۲۰	۰/۵۳۶	۱۰/۴۳±۳/۱۶	۱۱/۲±۴/۴۶	تعداد هارمونی‌های لازم برای رسیدن به ۹۵ درصد انرژی سیگنال	خارجی نیروی عکس‌العمل زمین
۰/۴۸	۰/۲۹۶	۲/۰۶±۰/۲۵	۲/۰±۰/۰۰	میان‌فرکانس	
۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	پهنای باند فرکانس	
۰/۶۵	۰/۱۱۳	۷/۶±۱/۱۹	۸/۸۸±۲/۷۲	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	مولفه‌ی قدامی-خلفی
۰/۲۵	۰/۴۶۳	۱۱/۰۶±۵/۰۶	۱۲/۲۲±۴/۰۳	تعداد هارمونی‌های لازم برای رسیدن به ۹۵ درصد انرژی سیگنال	نیروی عکس‌العمل زمین
۰/۵۲	۰/۳۵۴	۲/۰±۰/۰۰	۱/۹۴±۰/۲۳	میان‌فرکانس	
۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	پهنای باند فرکانس	
۰/۴۱	۰/۲۵۷	۴/۶۸±۱/۱۳	۵/۲۷±۱/۷۴	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	مولفه‌ی عمودی
۰/۶۹	۰/۰۸۵	۹/۵۶±۰/۸۱	۱۰/۶۱±۲/۲۲	تعداد هارمونی‌های لازم برای رسیدن به ۹۵ درصد انرژی سیگنال	نیروی عکس‌العمل زمین
۰/۰۰	۱/۰۰۰	۲/۰۰±۰/۰۰	۲/۰±۰/۰۰	میان‌فرکانس	
۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	پهنای باند فرکانس	
۰/۱۷	۰/۶۲۹	۷/۶۲±۱/۲۰	۷/۸۸±۱/۸۴	فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد	مولفه‌های گشتاور آزاد
۰/۲۳	۰/۴۹۵	۱۱/۲۵±۴/۷۵	۱۲/۲۷±۳/۹۲	تعداد هارمونی‌های لازم برای رسیدن به ۹۵ درصد انرژی سیگنال	
۰/۴۸	۰/۲۹۶	۲/۰۶±۰/۲۵	۲/۰±۰/۰۰	میان‌فرکانس	
۰/۰۰	۱/۰۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	۱/۰۰±۰/۰۰	پهنای باند فرکانس	

*سطح معناداری $P < 0.05$

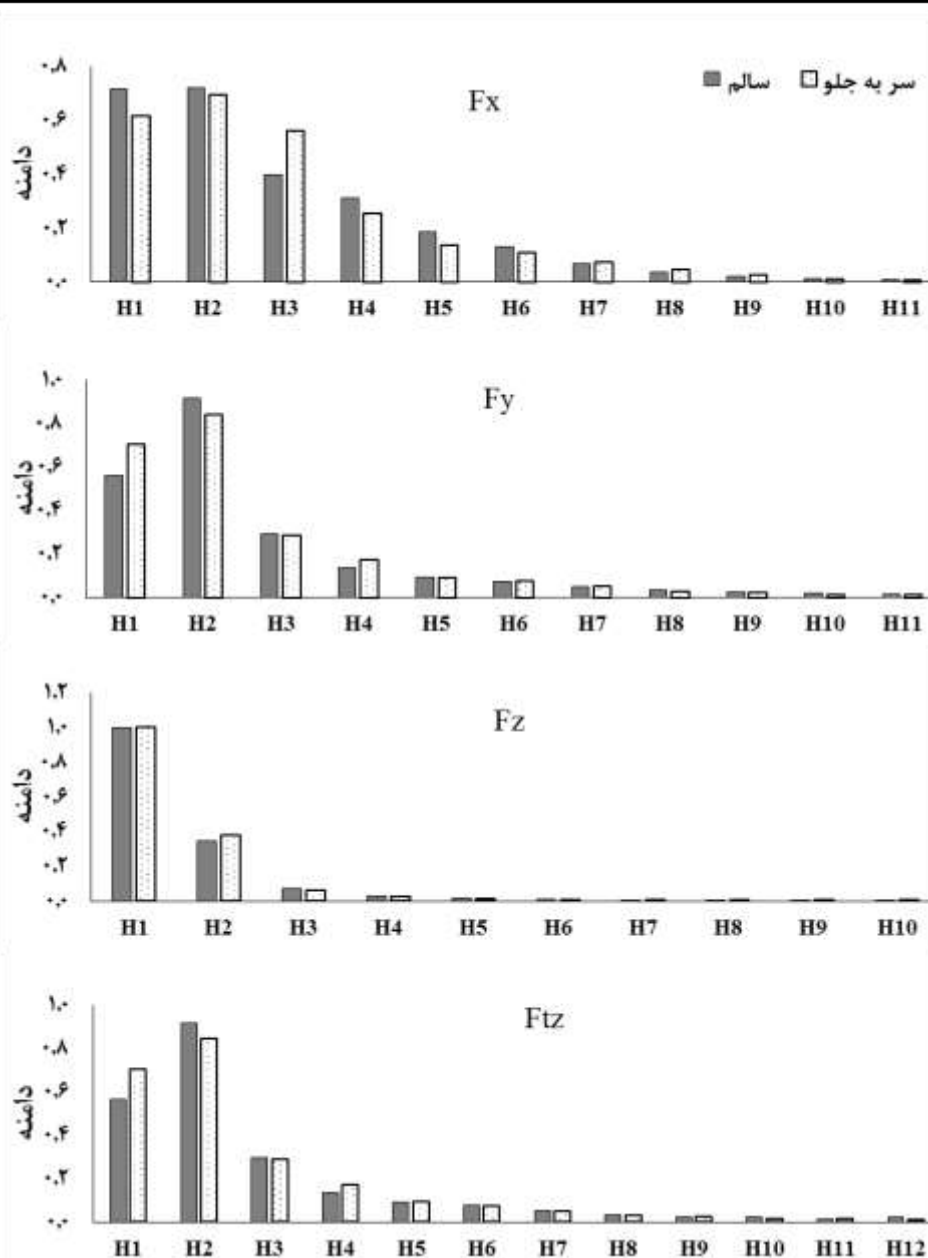
دامنه هارمونی نهم گشتاور آزاد در گروه سربه‌جلو بزرگتر از گروه سالم بود ($P = 0.025$). دامنه هارمونی‌های نیروهای عکس‌العمل زمین در هیچ‌یک از هارمونی‌های دیگر در پای راست معنادار نبود ($P > 0.05$) (نمودار ۱).



نمودار ۱:

طیف توان فرکانسی نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی، قدامی-خلفی، عمودی و گشتاور آزاد طی راه رفتن در دو گروه سالم و سر به جلو (پای راست)

دامنه هارمونی‌های نیروهای عکس‌العمل زمین در هیچ‌یک از هارمونی‌های دیگر در پای راست معنادار نبود ($P > 0.05$) (نمودار ۲).



نمودار ۲: طیف توان فرکانسی نیروی عکس‌العمل زمین در راستای داخلی-خارجی (الف)، قدامی-خلفی، عمودی و گشتاور آزاد طی راه رفتن در دو گروه سالم و سر به جلو (پای چپ)

بحث

هدف پژوهش حاضر بررسی محتوای فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین طی دویدن در دو گروه افراد سر به جلو و سالم بود. یافته‌ها نشان داد که سرعت دویدن در کودکان دارای عارضه سر به جلو در مقایسه با گروه سالم کمتر می‌باشد. تعداد هارمونی‌های لازم برای رسیدن به ۹۵ درصد انرژی سیگنال در مولفه‌ی عمودی نیروی عکس‌العمل زمین در پای غالب در گروه سالم به میزان ۸ درصد از گروه سر به جلو بیشتر بود. همچنین مقادیر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد تعداد هارمونی‌های لازم برای رسیدن به ۹۵ درصد انرژی سیگنال مولفه‌ی گشتاور آزاد در پای غالب در گروه سر به جلو به میزان ۲۲ درصد از گروه سالم بیشتر بود. در سایر مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در سه جهت بین دو گروه به لحاظ آماری اختلاف معناداری را نشان نداد.

کاهش محتوای فرکانسی مولفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین نشان‌دهنده نوسان کمتر در حرکت می‌باشد.^[۳۵،۱۳] کاهش نوسان می‌تواند نشان‌دهنده کنترل پاسچری بهتر در راستای عمودی باشد. تحقیقات گذشته بیان نموده‌اند افزایش محتوای فرکانسی، باعث ناپایداری و لغزش در الگوی حرکتی می‌گردد.^[۳۵،۱۳] گیانهیا و همکاران گزارش کرده‌اند کودکان دارای سندرم داون نسبت به گروه سالم همسالان خود، در پنج هارمونی اول خود، طیف قدرت متفاوتی داشتند و دارای فرکانس پایین و تعداد هارمونیک ۹۹ درصد تا ۹۹/۵ درصد از کل قدرت بودند.^[۳۶] با این حال، راه رفتن با سرعت زیاد با اعمال بار بر قسمت خارجی مچ پا در اصلاح طیف قدرت تولیدی در کودکان دارای سندرم داون مؤثر بود.^[۳۶] محتوای فرکانس نیروهای عمودی عکس‌العمل زمین، پارامترهای زیادی را در ارزیابی عملکرد رفتار کودکان با سندرم داون فراهم می‌کند.^[۳۶] استیجیو و همکاران گزارش کرده‌اند زنان سالخورده نسبت به جوان در جهت قدامی-خلفی دارای محتوای فرکانس بسیار بیشتری بودند^[۱۹]؛ در نتیجه تفاوت‌های سنی با تحلیل دامنه طیف فرکانس در جهت قدامی-خلفی قابل تشخیص است.^[۱۹] ممکن است این تفاوت‌ها نتیجه کاهش سرعت پیاوردی در مقایسه با گروه سالمند باشد.^[۱۹] همچنین مک‌گرید و همکاران گزارش کرده‌اند طیف وسیعی از محدودیت‌های دامنه فرکانس نیروی عکس‌العمل زمین در بیماران شریان محیطی در فاز استقرار وجود دارد که در تجزیه و تحلیل نیروهای عمودی به تنهایی مشخص نمی‌شود.^[۱۲] تجزیه و تحلیل فرکانس حرکاتی تعیین‌کننده فضای فرکانس‌های مربوط به تمامی اجزای سیستم عصبی-حرکتی، استخوان‌ها، عضلات، اعصاب و بافت همبند است و با یکدیگر برای تولید حرکت هماهنگی دارند.^[۱۲] پهنای باند پایین نشان‌دهنده این است که یک یا چند مورد، نوسان حرکت قدامی-خلفی را محدود می‌کند.^[۱۲] تجزیه و تحلیل فضای فرکانس در بیماران عروق محیطی، پدیده‌های فراوانی ناشی از درد در این بیماران نشان داد. وردمن و همکاران در سال ۲۰۱۱ گزارش کردند محتوای فرکانس افراد دارای بیماری مولتیپل اسکلروزیس در مقایسه با افراد سالم، به‌طور معناداری کاهش داشته است. این تفاوت می‌تواند به این دلیل باشد که افراد مبتلا به این بیماری برای حفظ تعادل خود، کنترل بیشتری نسبت به حرکت خود دارند.^[۱۳] با توجه به مقادیر طیف فرکانس پایین‌تر در افراد سر به جلو، به نظر می‌رسد افراد دارای عارضه سر به جلو نیز برای حفظ تعادل پاسچر خود، کنترل بیشتری نسبت به حرکات خود طی دویدن دارند. یکی از دلایل احتمالی طیف فرکانس پایین‌تر در این افراد، سرعت دویدن پایین‌تر را می‌توان نام برد.

پژوهش حاضر دارای محدودیت‌هایی بود که از آن جمله می‌توان به نبودن کودکان دختر در نمونه آماری اشاره نمود. همچنین در پژوهش حاضر تنها نیروهای عکس‌العمل زمین مورد بررسی قرار گرفت، حال آنکه سطح فعالیت عضلات عمقی و سطحی ناحیه گردن، تنه و اندام تحتانی می‌تواند اطلاعات بیشتری را در ارتباط با چرایی وجود این تغییرات در نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد دارای عارضه سر به جلو فراهم آورد. همچنین نیاز به مطالعات بیشتر در زمینه کینماتیک و کینتیک ناحیه گردن در طی تکالیفی همچون دویدن در افراد دارای عارضه سر به جلو می‌باشد.

نتیجه‌گیری

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که تعداد هارمونی‌های لازم برای رسیدن به ۹۵ درصد انرژی سیگنال در مولفه‌ی عمودی نیروی عکس‌العمل در پای غالب در گروه سالم از گروه سر به جلو بزرگتر بود. مقادیر فرکانس با توان ۹۹/۵ درصد تعداد هارمونی‌های لازم برای رسیدن به ۹۵ درصد انرژی سیگنال مولفه‌ی گشتاور آزاد در پای غالب در گروه سر به جلو از گروه سالم بیشتر بود. در سایر مولفه‌های طیف فرکانس نیروی عکس-العمل زمین در سه جهت اختلاف معناداری را نشان نداد. در پای چپ نیز در سه جهت اختلاف معناداری را نشان نداد.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله از تمامی افراد شرکت‌کننده در پژوهش حاضر، کمال تشکر و قدردانی را داریم.

منابع

1. Pearce PL. Australian music and Aussie team sports: how the experience economy and the score interact. *Music Business and the Experience Economy*: Springer; 2013. p. 175-88.
2. Fejer R, Kyvik KO, Hartvigsen J. The prevalence of neck pain in the world population: a systematic critical review of the literature. *European spine journal*. 2006;15(6):834-48.
3. Côté P, Cassidy JD, Carroll L. The factors associated with neck pain and its related disability in the Saskatchewan population. *Spine*. 2000;25(9):1109-17.
4. Bovim G, Schrader H, Sand T. Neck pain in the general population. *Spine*. 1994;19(12):1307-9.
5. Davatchi F. Rheumatic diseases in the APLAR region. *APLAR Journal of Rheumatology*. 2006;9(1):5-10.

6. Moghimi N, Davatchi F, Rahimi E, Saidi A, Rashadmanesh N, Moghimi S, et al. WHO-ILAR COPCORD study (stage 1, urban study) in Sanandaj, Iran. *Clinical rheumatology*. 2015;34(3):535-43.
7. Davatchi F, Banihashemi AT, Gholami J, Faezi ST, Forouzanfar MH, Salesi M, et al. The prevalence of musculoskeletal complaints in a rural area in Iran: a WHO-ILAR COPCORD study (stage 1, rural study) in Iran. *Clinical rheumatology*. 2009;28(11):1267-74.
8. Yip CHT, Chiu TTW, Poon ATK. The relationship between head posture and severity and disability of patients with neck pain. *Manual therapy*. 2008;13(2):148-54.
9. Grimmer K. An investigation of poor cervical resting posture. *Australian Journal of Physiotherapy*. 1997;43(1):7-16.
10. Silva AG, Punt TD, Sharples P, Vilas-Boas JP, Johnson MI. Head posture and neck pain of chronic nontraumatic origin: a comparison between patients and pain-free persons. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. 2009;90(4):669-74.
11. Nigg BM. *Biomechanics of sport shoes*: University of Calgary; 2010.
12. McGrath D, Judkins TN, Pipinos II, Johanning JM, Myers SA. Peripheral arterial disease affects the frequency response of ground reaction forces during walking. *Clinical Biomechanics*. 2012;27(10):1058-63.
13. Wurdeman SR, Husinga JM, Filipi M, Stergiou N. Multiple sclerosis affects the frequency content in the vertical ground reaction forces during walking. *Clinical biomechanics*. 2011;26(2):207-12.
14. Stergiou N. *Innovative analyses of human movement*: Human Kinetics Publishers; 2004.
15. Crowe A, Schiereck P, De Boer R, Keessen W. Characterization of human gait by means of body center of mass oscillations derived from ground reaction forces. *IEEE Transactions on biomedical engineering*. 1995;42(3):293-303.
16. Giakas G, Baltzopoulos V. Optimal digital filtering requires a different cut-off frequency strategy for the determination of the higher derivatives. *Journal of biomechanics*. 1997;30(8):851-5.
17. Giakas G, Baltzopoulos V, Dangerfield PH, Dorgan JC, Dalmira S. Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces. *Spine*. 1996;21(19):2235-42.
18. Stergiou N, Giakas G, Byrne JE, Pomeroy V. Frequency domain characteristics of ground reaction forces during walking of young and elderly females. *Clinical Biomechanics*. 2002;17(8):615-7.
19. White R, Agouris I, Selbie R, Kirkpatrick M. The variability of force platform data in normal and cerebral palsy gait. *Clinical biomechanics*. 1999;14(3):185-92.
20. Shorten MR, Winslow DS. Spectral analysis of impact shock during running. *International Journal of Sport Biomechanics*. 1992;8(4):288-304.
21. Potthast W, Brüggemann G-P, Lundberg A, Arndt A. The influences of impact interface, muscle activity, and knee angle on impact forces and tibial and femoral accelerations occurring after external impacts. *Journal of applied biomechanics*. 2010;26(1):1-9.
22. Nigg B, Wakeling J. Impact forces and muscle tuning: a new paradigm. *Exercise and sport sciences reviews*. 2001;29(1):37-41.
23. von Tscharnar V. Intensity analysis in time-frequency space of surface myoelectric signals by wavelets of specified resolution. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2000;10(6):433-45.
24. Enders H, von Tscharnar V, Nigg BM. Analysis of damped tissue vibrations in time-frequency space: A wavelet-based approach. *Journal of biomechanics*. 2012;45(16):2855-9.
25. Gillespie KA, Dickey JP. Determination of the effectiveness of materials in attenuating high frequency shock during gait using filterbank analysis. *Clinical Biomechanics*. 2003;18(1):50-9.
26. Verdini F, Leo T, Fioretti S, Benedetti M, Catani F, Giannini S. Analysis of ground reaction forces by means of wavelet transform. *Clinical Biomechanics*. 2000;15(8):607-10.
27. Giakas G, Baltzopoulos V, Dangerfield P. Comparison of gait patterns between healthy and scoliotic patients using time and frequency domain analysis of ground reaction forces. *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 1997;17(2):274.
28. Stergiou N. *Innovative Analysis of Human Movement*.|| Human Kinetics. Leeds, UK. 2004.
29. White R, Agouris I, Fletcher E. Harmonic analysis of force platform data in normal and cerebral palsy gait. *Clinical Biomechanics*. 2005;20(5):508-16.
30. Schneider E, Chao E. Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease. *Journal of biomechanics*. 1983;16(8):591-601.
31. Salahzadeh Z, Maroufi N, Ahmadi A, Behtash H, Razmjoo A, Gohari M, et al. Assessment of forward head posture in females: observational and photogrammetry methods. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation*. 2014;27(2):131-9.

32. Van Niekerk S-M, Louw Q, Vaughan C, Grimmer-Somers K, Schreve K. Photographic measurement of upper-body sitting posture of high school students: a reliability and validity study. *BMC musculoskeletal disorders*. 2008;9(1):113.
33. Pamukoff DN, Lewek MD, Blackburn JT. Greater vertical loading rate in obese compared to normal weight young adults. *Clinical Biomechanics*. 2016;33:61-5.
34. Willwacher S, Goetze I, Fischer KM, Brüggemann G-P. The free moment in running and its relation to joint loading and injury risk. *Footwear Science*. 2016;8(1):1-11.
35. White LJ, Dressendorfer RH. Exercise and multiple sclerosis. *Sports medicine*. 2004;34(15):1077-100.
36. Wu J, Beerse M, Ajisafe T. Frequency domain analysis of ground reaction force in preadolescents with and without Down syndrome. *Research in developmental disabilities*. 2014;35(6):1244-51.