Archive of SID

Running Ground Reaction Force Characteristics in Children with Forward Head Posture Compared to Healthy Control Ones

AmirAli Jafarnezhadgero[1*], Hamed Sheikhalizadeh[1], Somaye Salahi Movasagh[2]

1. Department of Physical Education and Sport Sciences, Faculty of Educational Science and Psychology, University of Mohaghegh Ardabili, Ardabil, Iran
2. Faculty of Physical Education and Sport Sciences, University of Allame Tabatabaii, Tehran, Iran

Received: 2017.December.04 **Revised: 2018. March.04** **Accepted: 2018.March.28**

Abstract

Background and Aims: Forward head posture is one of the most prevalent disorders in the cervical area. The objective of the present study was to investigate ground reaction force components during running in an able-bodied control group and in children with forward head posture.

Materials and Methods: A total of 28 male children including 16 healthy controls and 16 children with forward head posture participated in the current study. Two Kistler force platforms were used to record the ground reaction forces during barefoot running. Peak ground reaction force components, their time to peak, impulses in all axes, and peak positive and negative free moments were assessed. Independent sample t-test was used for between-group comparisons. The significance level was set at $p<0.05$.

Results: The findings indicated that running speed in children with forward head was smaller than that in control group ($P<0.001$). Time to peak for vertical (by 11.2%; medium effect size; $P=0.035$) and lateral (by 76.3%; large effect size; $P=0.009$) ground reaction force components in forward head group were greater than those in healthy group. Peak ground reaction force components and peak positive and negative free moment amplitudes were not found to be statistically different between the two groups ($P>0.05$).

Conclusion: Running speed in children with forward head posture was lower than that in healthy control group, while the peak ground reaction force components were similar to those in control group. This altered running speed and ground reaction forces are suggestive of a lower mechanical efficiency of running in children with forward head posture. Children with forward head posture need interventions such as sport exercises to reduce peak ground reaction force components and free moment values during running.

Keywords: Ground reaction force; Running; Forward head; Free moment.

Cite this article as: AmirAli Jafarnezhadgero, Hamed Sheikhalizadeh, Somaye Salahi Movasagh. Running ground reaction force characteristics in children with forward head posture compared to healthy control ones. J Rehab Med. 2019; 7(4): 217-226

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

DOI: 10.22037/jrm.2018.111077.1742

www.SID.ir

Archive of SID

مقایسه مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی دویدن در کودکان دارای عارضه سربه‌جلو در مقایسه با همسالان سالم

امیرعلی جعفرنژادگرو[1*]، حامد شیخعلی‌زاده[2]، سمیه صلاحی موثق[3]

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. کارشناس ارشد آسیب‌شناسی ورزشی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورشی، دانشگاه علامه طباطبایی تهران، تهران، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۶/۰۹/۱۳ بازنگری مقاله ۱۳۹۶/۱۲/۱۳ پذیرش مقاله ۱۳۹۷/۰۱/۰۸ *

چکیده

مقدمه و اهداف

عارضه سربه‌جلو یکی از اختلالات شایع در ناحیه گردن است. هدف مطالعه حاضر بررسی مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در کودکان دارای عارضه سربه‌جلو در مقایسه با همتایان سالم طی فاز اتکای دویدن بود.

مواد و روش‌ها

۲۸ کودک پسر به ترتیب در دو گروه سالم (تعداد=۱۶ نفر) و سربه‌جلو (تعداد=۱۲ نفر) قرار گرفتند. دو سیستم صفحه‌نیرو کیستلر جهت ثبت نیروهای عکس‌العمل زمین طی دویدن با پای برهنه استفاده شد. اوج مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین، زمان رسیدن به اوج این مولفه‌ها، ایمپالس در سه بعد و اوج مثبت و منفی گشتاور آزاد جهت تحلیل‌های بیشتر مورد محاسبه قرار گرفت. از آزمون آماری تی مستقل جهت مقایسه بین گروهی استفاده شد. سطح معناداری برابر $P<۰/۰۵$ بود.

یافته‌ها

نتایج نشان داد که سرعت دویدن در کودکان دارای عارضه سربه‌جلو در مقایسه با گروه کنترل کمتر می‌باشد ($P<۰/۰۰۱$). زمان رسیدن اوج عمودی (حدود ۱۱/۲ درصد، اندازه اثر متوسط، $P=۰/۰۳۵$) و خارجی (حدود ۷۶/۳ درصد، اندازه اثر بزرگ، $P=۰/۰۰۹$) نیروی عکس‌العمل زمین در گروه سربه-جلو نسبت گروه سالم بزرگتر بود. اوج مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین و اوج مثبت و منفی گشتاور آزاد بین دو گروه به لحاظ آماری اختلاف معناداری را نشان نداد ($P>۰/۰۵$).

نتیجه‌گیری

سرعت دویدن در کودکان دارای عارضه‌ی سربه‌جلو نسبت به همسالان سالم پائین‌تر بود، در حالی که اوج مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین مشابه بود. تغییر سرعت دویدن و مولفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین مشابه، نشان‌دهنده کارایی مکانیکی پایین‌تر دویدن در کودکان دارای عارضه سربه‌جلو می‌باشد. این افراد نیازمند انجام تداخلات همچون تمرینات ورزشی هستند تا مقادیر اوج مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین و گشتاور آزاد را طی دویدن در آن‌ها کاهش دهد.

واژه‌های کلیدی

نیروی عکس‌العمل زمین؛ دویدن؛ سربه‌جلو؛ گشتاور آزاد

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

آدرس الکترونیکی: amiralijafarnezhad@gmail.com

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه و اهداف

وضعیت‌های بدنی تکراری باعث استفاده زیاد از تعداد خاصی از عضلات بدن و عدم توجه به عضلات مخالف می‌شود. این امر در طولانی-مدت سبب عدم توازن در قدرت، طول عضلانی و بروز ناهنجاری‌های وضعیتی می‌شود.[۱] سربه‌جلو (Forward Head Posture یا FHP) یکی از شایع‌ترین حالت‌های غیرطبیعی در بیماران مبتلا به اختلالات گردن می‌باشد[۲] که در تحقیقات مختلف میزان شیوع این عارضه ۶۶ درصد[۳] و ۸۰ درصد[۴] برآورد شده است. عارضه سربه‌جلو با هایپراکستنشن مهره‌های بالایی گردن (C1–C3) و فلکشن مهره‌های پایین گردن (C4-C7) همراه است. همچنین این عارضه با کوتاه شدن عضلات ذوزنقه فوقانی، بازکننده خلفی گردن، عضلات جناغی چنبری پستانی، و عضله بالابرنده کتف همراه می‌باشد.[۵] عارضه سربه‌جلو به وضعیت قرارگیری قدامی سر در ارتباط با تنه در وضعیت آناتومیکی اشاره می‌کند.[۲] انحراف وضعیت سر از راستای نرمال و طبیعی سبب افزایش تنش در دستگاه اسکلتی–عضلانی نواحی گردن، کمربند شانه‌ای، بازو و تنه می‌شود.[۶] در این عارضه سر جلوتر از مرکز ثقل بدن قرار دارد که موجب وارد آمدن فشار زیادی روی مفاصل فکی–گیجگاهی و مفاصل گردن و عضلات پشت گردن در طی حرکات دینامیک مانند دویدن می‌گردد.[۷]

سر و گردن یک پایه برای ثبات وضعیت چشم را در حین حرکات انتقالی فراهم می‌کند.[۸] حرکات چشم و در نتیجه سیستم بینایی یکی از عوامل اصلی حفظ تعادل در این تکالیف می‌باشد. تثبیت‌کننده سر، به عنوان حفظ تعادل سر در فضا تعریف می‌شود[۹] و تسهیل‌کننده شرایط مطلوب برای مجرای دهلیزی و دید در طول حرکت است.[۱۰] در طی حرکات انتقالی افراد سالم درجه بالایی از ثبات سر را از طریق حرکات جبرانی مانند هماهنگی حرکات سر با گام‌برداری در حین حرکات خطی و زاویه‌ای توسط کل بدن اعمال می‌کنند.[۱۱] درجه تثبیت حرکت در طی حرکت، عمدتا با فرکانس و سرعت اختلالات سر تعیین می‌شود.[۱۰،۱۱] یکی از عوامل تاثیرگذار بر میزان فرکانس اعمالی بر سر مقادیر نیروی عکس‌العمل زمین است که از طریق سایر اندام‌ها تا ناحیه سر و گردن در طی حرکاتی در طی دویدن وارد می‌شود.[۱۲]

مهارت‌های حرکتی مانند دویدن، راه رفتن یا پریدن در اکثر فعالیت‌های فیزیکی کودکان ضروری است. نیروهای عکس‌العمل زمین (Ground Reaction Force یا GRF)، زمان به اوج رسیدن (Time to Peak یا TTP) این مولفه‌ها، نرخ بارگذاری عمودی، ایمپالس و گشتاور آزاد از جمله مهم‌ترین متغییرهای جنبشی هستند که می‌توانند بر روی مکانیک دویدن تاثیر گذارند.[۱۳] به نظر می‌رسد نرخ بارگذاری عمودی نشان‌دهنده نسبت اوج اولیه مولفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین به زمان رسیدن به اوج آن طی فاز تماس پاشنه است.[۱۴] مطالعات نشان داده‌اند که میزان نرخ بارگذاری یک متغییر مهم برای ارزیابی اضافه بار بافت عضلات اسکلتی است.[۱۵] مقدار این نیروها و نرخ بارگذاری عمودی با آسیب‌های اندام تحتانی مرتبط است. مطالعات پیشین اثبات نموده‌اند میانگین نرخ نمونه بارگذاری عمودی بیشتر از ۷۰ نیوتون بر کیلوگرم بر ثانیه با خطر آسیب استرس فراکچر، بیشتر از ۷۲ با درد کشککی–رانی و بیشتر از ۱۰۰ با افزایش خطر آسیب‌های نیام کف پایی در دوندگان مرتبط است.[۱۶،۱۷] گشتاور آزاد همان گشتاور در محور عمودی می‌باشد و در مرکز فشار قرار دارد.[۱۸] گزارش شده است تغییر در پایداری سر نسبت به حالت نرمال سبب افزایش زاویه فلکشن ران در طی فاز تماس پاشنه می‌شود و همچنین حدود ۸ درصد تواتر گام‌برداری را افزایش می‌دهد[۱۹] که این امر می‌تواند در مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین نیز اثرگذار باشد. علت احتمالی اثرگذاری عارضه سربه‌جلو بر مولفه‌های عکس‌العمل زمین این امر می‌باشد که اندام‌ها و بافت‌های بدن انسان همچون یک زنجیره به هم متصل هستند[۲۰] و تغییر در وضعیت یک اندام می‌تواند بر سایر اندام‌ها و در نتیجه بر مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین اثرگذار باشد. با این وجود، تاکنون مطالعه‌ای که به مقایسه مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین طی دویدن در کودکان دارای عارضه سربه‌جلو در مقایسه با همسالان سالم پرداخته باشد، توسط پژوهشگر مشاهده نشد؛ بنابراین هدف پژوهش حاضر مقایسه اوج مولفه‌های نیروی عکس-العمل زمین، زمان رسیدن به این اوج‌ها، ایمپالس در سه بعد و اوج مثبت و منفی گشتاور آزاد طی دویدن در کودکان دارای عارضه سربه‌جلو در مقایسه با همسالان سالم می‌باشد.

مواد و روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع مقطعی–عرضی بود. با استفاده از اطلاعات مربوط به تحقیقات پیشین، حجم نمونه حداقل ۲۴ نفر برآورد شد تا توان آماری ۰/۸ در سطح معناداری ۰/۰۵ حاصل شود.[۲۱] 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 برتر بودن اندام فوقانی و تحتانی سمت راست، قرار گرفتن در دامنه سنی ۱۰–۱۵ سال، زاویه گردنی کمتر از ۴۸ درجه در گروه دارای سربه-جلو و بیشتر از ۴۸ درجه در گروه سالم.[۲۲] میانگین زاویه گردنی (Craniovertebral) در گروه سربه‌جلو و گروه سالم به ترتیب ۴۲/۷±۱/۵ و ۵۲/۶±۱/۹ درجه بود. از گونیامتر یونیورسال جهت اندازه‌گیری زاویه بین سطح افقی و خط بین مهره هفتم گردنی تا گوش داخلی استفاده شد.[۲۳] شرایط خروج از تحقیق شامل وجود درد در ناحیه سر و گردن، سابقه آسیب‌دیدگی ناحیه سر و گردن و اندام فوقانی و

www.SID.ir

Archive of SID

تحتانی، سابقه جراحی ناحیه سر و گردن و شانه و اندام تحتانی، داشتن مشکلات شدید بینایی، شنوایی و داشتن ناهنجاری‌های ستون فقرات و یا اندام تحتانی بود. قبل از اجرای آزمون، اهداف و روش مطالعه برای آزمودنی‌ها شرح داده شد.

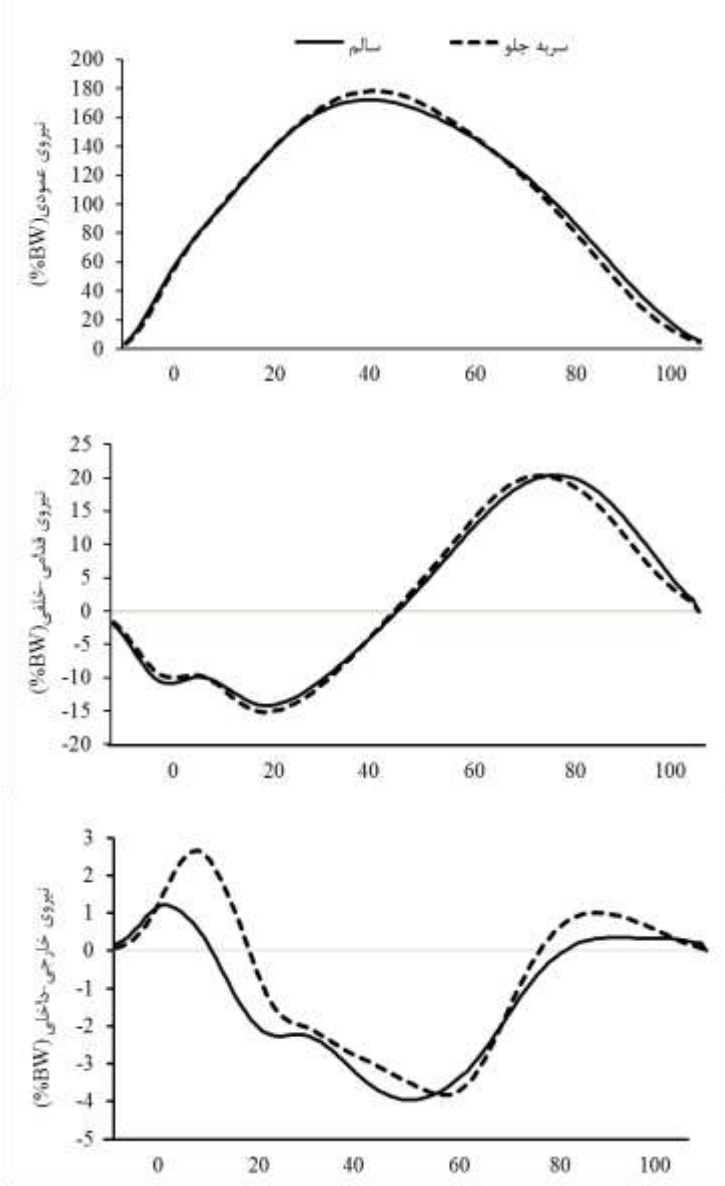
با استفاده از دو صفحه‌نیرو Kistler (Kistler AG, Winterthur, Switzerland) با ابعاد (۶۰۰×۴۰۰ میلی‌متر مربع) نیروهای عکس‌العمل زمین در جهت‌های عمودی (F_z)، قدامی–خلفی (F_y) و داخلی–خارجی (F_x) هنگام دویدن اندازه‌گیری شد (شکل ۱). فرکانس نمونه‌برداری برابر ۱۰۰۰ هرتز تعیین شد. این دو صفحه‌نیرو در امتداد یکدیگر و با فاصله ۱ سانتی‌متر از هم در نیمه راه یک مسیر ۲۰ متری به گونه‌ای قرار گرفته بود که آزمودنی حداقل ۶ گام قبل از رسیدن به صفحه‌نیرو برمی‌داشت. قبل از شروع ثبت داده‌ها، ابتدا صفحه‌نیروها کالیبره شد. سرعت راه رفتن از طریق تقسیم طول مسیر راه رفتن بر زمان ثبت‌شده به وسیله کرنومتر محاسبه گردید.

تصویر ۱: موقعیت قرارگیری صفحه‌نیرو در مسیر راه رفتن

برای تنظیم قرارگیری پای آزمودنی‌ها بر روی صفحه‌نیرو طی دویدن، ۵ مرتبه عمل دویدن به طور آزمایشی توسط هر آزمودنی انجام گرفت. پس از آن ۵ کوشش قابل قبول با سرعت دلخواه انجام شد و الگوی دویدن (کینتیکی) هر آزمودنی ثبت گردید. بین هر کوشش دویدن یک دقیقه استراحت وجود داشت. کار آزمایشگاهی برای هر دو گروه در بازه زمانی مشابه بین ساعت ۱۰ تا ۱۲ ظهر انجام شد. همه‌ی شرکت‌کنندگان از الگوی دویدن پنجه–پاشنه (الگوی رایج در دویدن پا برهنه) استفاده نمودند. در مواردی مانند از دست دادن تعادل آزمودنی، برخورد پا با لبه صفحه‌نیرو یا قرار نگرفتن هر دو پای آزمودنی روی صفحه‌نیرو آزمون تکرار شد. فاز اتکای دویدن از لحظه برخورد پاشنه با زمین (نیروی عکس‌العمل عمودی بزرگتر از ۲۰ نیوتن) تا هنگام جداشدن پنجه (نیروی عمودی عکس‌العمل زمین کمتر از ۲۰ نیوتن) بود. داده‌های کینتیکی با استفاده از فیلتر باتروورث مرتبه چهار با برش فرکانسی ۲۰ هرتز هموار شد. پارامترهایی که برای تجزیه و تحلیل بیشتر مورد استفاده قرار گرفت، شامل حداکثر مقادیر GRF سه‌بعدی و زمان رسیدن به اوج مولفه‌های داخلی–خارجی (F_x)، مولفه قدامی–خلفی (F_y) و مولفه عمودی (F_z) بود. اوج منحنی عمودی GRF (اوج فعال [Fz]) برای تحلیل بیشتر مورد توجه قرار گرفت. در جهت داخلی–خارجی، اوج نیروهای داخلی (Fx_{ms}) و خارجی (Fx_{hc}) مورد بررسی قرار گرفت. در جهت قدامی–خلفی، اوج نیروی خلفی (Fy_{hc}) و اوج نیروی قدامی (Fy_{po}) مورد بررسی قرار گرفت (نمودار ۱). نیروها با جرم بدن نرمال شد و به عنوان درصدی از جرم بدن گزارش گردید. جهت ترسیم الگوی نیروهای عکس‌العمل زمین ابتدا داده‌ها با روش اینتپولیتد (Interpolated) نسبت به زمان نرمال گردید و سپس میانگین نفرات در دو گروه محاسبه و الگوی آن ترسیم گردید (نمودار ۱).

www.SID.ir

Archive of SID



نمودار ۱: میانگین مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در سه بعد در تمام آزمودنی‌های دو گروه سالم و سربه‌جلو (محور افقی درصدی از فاز اتکا می‌باشد.)

ایمپالس با استفاده از روش ذوزنقه‌ای برای محورهای X، Y و Z به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$\text{Impulse}=\Delta t\left(\left[\frac{F1+fn}{2}\right]+\sum_{i=2}^{n-1}Fi\right)$$

در فرمول بالا F_1 و F_n به ترتیب نیروهای اول و آخر هستند، Δt نیز برابر مدت زمان نمونه‌گیری و n برابر تعداد نقطه‌داده‌های نیروی ثبت‌شده هستند.

گشتاور آزاد از فرمول زیر محاسبه می‌گردد[۲۴]:

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

M_z، CoP_x و CoP_y به ترتیب گشتاور در محور عمودی، محل مرکز فشار در دو راستای داخلی-خارجی و قدامی-خلفی هستند. مقادیر گشتاور آزاد با استفاده از حاصل ضرب وزن بدن در قد نرمال گردید.

تحلیل آماری

داده‌ها به وسیله نرم‌افزار SPSS ورژن ۲۴ با سطح معناداری ۰/۰۵ مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. از آزمون شپیرو-ویلک جهت بررسی نرمال بودن توزیع داده‌ها استفاده شد. سپس با توجه به نرمال بودن توزیع داده‌های مربوط به کلیه متغیرها، جهت بررسی وجود اختلاف در مشخصات آنتروپومتریکی بین دو گروه و مقایسه مقادیر نیروی عکس‌العمل بین دو گروه از آزمون t مستقل استفاده شد. مقادیر اندازه اثر با استفاده رابطه d کوهن گزارش گردید.[۲۵]

www.SID.ir

Archive of SID

یافته ها

یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که سرعت دویدن در گروه سربه‌جلو (۰/۰۹±۲/۷۰ متر بر ثانیه) به طور معناداری کمتر از سرعت دویدن در گروه سالم (۰/۱۴±۲/۹۱ متر بر ثانیه) می‌باشد (P<۰/۰۰۱).

اوج مولفه‌های نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در سه بعد گروه سربه‌جلو و گروه سالم مشابه بود (P>۰/۰۵) (جدول ۱). زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در گروه سربه‌جلو حدود ۱۱/۲ درصد بزرگتر از گروه سالم بود (P=۰/۰۳۵) (جدول ۱). زمان رسیدن به اوج مؤلفه خارجی نیروی عکس‌العمل زمین در گروه سربه‌جلو حدود ۷۶/۳ درصد بزرگتر از گروه سالم بود (P=۰/۰۰۹، اندازه اثر بالا) (جدول ۱).

جدول ۱: میانگین و انحراف استاندارد اوج مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین (درصدی از جرم بدن) و زمان رسیدن (میلی‌ثانیه) به اوج آن‌ها در دو گروه سالم و سربه‌جلو

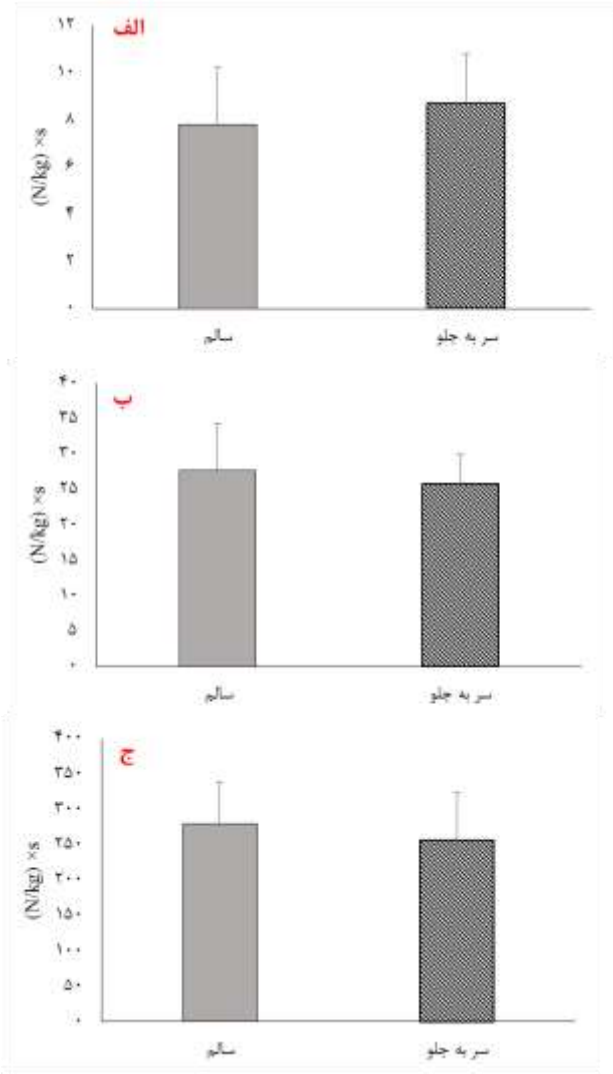
متغیر	مولفه	گروه سالم	گروه سربه‌جلو	سطح معناداری	اندازه اثر
اوج نیروی عکس‌العمل زمین	Fz_{po}	۱۸۳/۶±۴۶/۵	۱۹۰/۰±۴۵/۶	۰/۶۹۱	۰/۱۳
	Fy_{hc}	−۱۶/۳±۴/۷	−۱۷/۵±۴/۸	۰/۴۷۱	۰/۲۵
	Fy_{po}	۲۰/۵±۵/۹	۲۰/۴±۶/۰	۰/۹۸۷	۰/۰۱
	Fx_{hc}	۲/۸±۱/۴	۴/۰±۲/۳	۰/۰۷۲	۰/۶۵
	Fx_{ms}	−۶/۲±۲/۹	−۶/۴±۱/۲	۰/۸۳۷	۰/۰۸
زمان رسیدن به اوج	Fz_{po}	۱۱۱/۸±۱۰/۹	۱۲۴/۴±۲۱/۵	* ۰/۰۳۵	۰/۷۷
	Fy_{hc}	۵۷/۶±۱۸/۳	۶۹/۵±۱۹/۰	۰/۰۷۲	۰/۶۳
	Fy_{po}	۱۹۶/۲±۱۵/۶	۲۰۹/۴±۳۷/۷	۰/۱۸۲	۰/۴۹
	Fx_{hc}	۱۱/۰±۵/۳	۱۹/۴±۱۱/۶	* ۰/۰۰۹	۰/۹۹
	Fx_{ms}	۱۲۶/۴±۳۸/۴	۱۲۵/۷±۳۸/۲	۰/۹۶۱	۰/۰۱

*** سطح معناداری P<۰/۰۵**

مقادیر ایمپالس در سه بعد بین دو گروه در نمودار ۲ به لحاظ آماری مورد مقایسه قرار گرفته است. میزان ایمپالس در سه بعد بین دو گروه اختلاف معناداری را نشان نداد (P>۰/۰۵) (نمودار ۲).

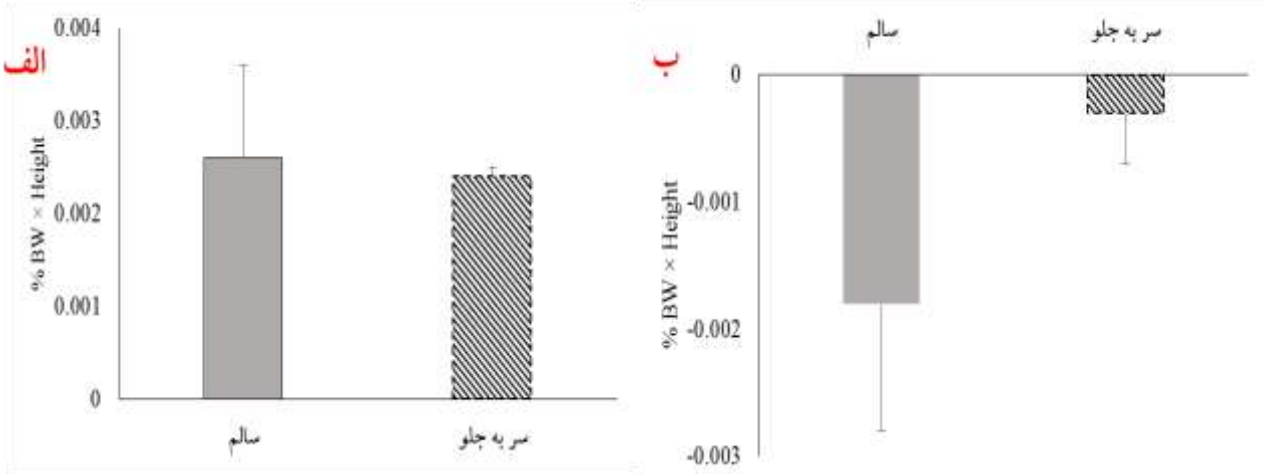
www.SID.ir

Archive of SID



نمودار ۲: میانگین و انحراف استاندارد ایمپالس داخلی-خارجی
الف) ایمپالس قدامی-خلفی ب) ایمپالس عمودی ج) در دو گروه سالم و سربه‌جلو

اوج مثبت و منفی مقادیر گشتاور آزاد بین دو گروه در نمودار ۳ مورد مقایسه قرار گرفته است. یافته‌ها نشان داد که اوج مثبت و منفی گشتاور آزاد نیز بین دو گروه اختلاف معناداری را دارا نمی‌باشد (P>۰/۰۵) (نمودار ۳).



نمودار ۳. میانگین و انحراف استاندارد الف) اوج مثبت گشتاور آزاد و ب) اوج منفی گشتاور آزاد در دو گروه سالم و سربه‌جلو

www.SID.ir

Archive of SID

بحث

هدف پژوهش حاضر مقایسه اوج مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین، زمان رسیدن به اوج این مولفه‌ها، ایمپالس در سه بعد و اوج مثبت و منفی گشتاور آزاد طی دویدن در کودکان دارای عارضه سربه‌جلو در مقایسه با همسالان سالم می‌باشد. یافته‌ها نشان داد که سرعت دویدن در کودکان دارای عارضه سربه‌جلو در مقایسه با گروه کنترل کمتر می‌باشد. همچنین اوج مولفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین در گروه سربه‌جلو مشابه گروه سالم بود. اوج مثبت و منفی گشتاور آزاد بین دو گروه به لحاظ آماری اختلاف معناداری را بین دو گروه نشان نداد.

اوج فعال مولفه نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در گروه سالم مشابه گروه سربه‌جلو بود. تاکنون مطالعه‌ای به بررسی اوج نیروی عکس-العمل عمودی زمین در کودکان دارای عارضه سربه‌جلو در مقایسه با همسالان سالم نپرداخته است؛ به همین دلیل امکان مقایسه نتایج پژوهش حاضر با سایر پژوهش‌ها ممکن نیست. با توجه به پایین بودن سرعت دویدن در گروه سربه‌جلو و مشابه بودن مقادیر اوج نیروی عمودی، علت احتمالی این تفاوت می‌تواند این امر باشد که با توجه با جلوتر بودن سر در این افراد نسبت به خط گرانش بدن از نمای جانبی، مرکز جرم در این افراد جلوتر از همسالان سالم است و در نتیجه موقعیت مرکز جرم در این افراد تغییر کرده و میزان بار وارده در راستای عمودی افزایش پیدا کرده و در نتیجه سبب ایجاد نیروی عکس‌العمل مشابه در سرعت پایین‌تر شده است. این احتمال وجود دارد که میزان این نیروی عمودی عکس‌العمل زمین به عنوان یکی از شاخص‌های بار واردشده بر پا معرفی شده است.[۲۶] با توجه به اینکه اوج فعال نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در گروه سربه‌جلو در مقایسه با همسالان سالم مشابه بود (با در نظر گرفتن سرعت دویدن مشابه نیروی عمودی بزرگتری را خواهند داشت)، به همین دلیل پیدا نمودن شیوه‌هایی جهت کاهش این مولفه در کودکان دارای عارضه سربه‌جلو ضروری می‌باشد. اسلامی و همکاران گزارش کرده‌اند که اوج فعال مولفه عمودی نیروی عکس‌العمل زمین هنگام استفاده از ارتز پا حدود ۵ درصد دچار کاهش می‌شود.[۲۷] با این وجود، بررسی اثر ارتزهای پا یا سایر تداخلات درمانی در کودکان دارای عارضه سربه‌جلو بر پارامترهایی همچون مولفه‌های عمودی نیروی عکس‌العمل زمین نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتر در آینده دارد. اوج مولفه خلفی نیروی عکس‌العمل زمین در گروه سربه‌جلو مشابه گروه سالم بود. میزان اوج خلفی نیروی عکس‌العمل زمین نشان‌دهنده میزان نیروی ترمزکننده می‌باشد.[۲۷] یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که عارضه سربه‌جلو نه تنها منجر به افزایش لوردوز گردنی، افزایش اکستنشن ناحیه میانی مهره‌های گردنی و همچنین افزایش فلکشن مهره‌های ناحیه تحتانی گردن می‌شود[۲۸]، بلکه می‌تواند این تغییرات را تا ناحیه زیر پا و مقادیر نیروی عکس‌العمل زمین گسترش دهد. با توجه به پایین‌تر بودن سرعت دویدن در گروه سربه‌جلو، مقادیر مشابه نیروی عکس‌العمل زمین در راستای قدامی-خلفی و داخلی-خارجی نشان‌دهنده کارایی مکانیکی کمتر در افراد سربه‌جلو است که احتمالا به دلیل تغییر موقعیت خط گرانش بدن می‌باشد. با این وجود، اثبات علمی این موضوع نیاز به انجام پژوهش‌های بیشتر در این زمینه دارد.

زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی عکس‌العمل زمین در گروه سربه‌جلو حدود ۱۱/۲ درصد و زمان رسیدن به اوج مؤلفه خارجی نیروی عکس‌العمل زمین در گروه سربه‌جلو حدود ۷۶/۳ درصد بزرگتر از گروه سالم بود. گزارش شده است که زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس‌العمل زمین با چگونگی برنامه کنترل حرکتی مرتبط است.[۲۹] با توجه به تغییر الگوی زمان‌بندی اوج نیروهای عکس‌العمل زمین در افراد سربه‌جلو، می‌توان بیان نمود که احتمالا الگوی کنترل حرکتی در این افراد در طی دویدن در مقایسه با افراد سالم دچار تغییر شده است.

میزان ایمپالس در گروه سربه‌جلو مشابه گروه سالم بود. اوج مثبت و منفی گشتاور آزاد نیز بین دو گروه اختلاف معناداری را نشان نداد. عملکرد اصلی گشتاور آزاد در دویدن، کنترل حرکت زاویه‌ای بدن در سطح عرضی است.[۳۰] علی‌رغم مشابه بودن مقادیر گشتاور آزاد در دو گروه، از آنجایی که سرعت دویدن در گروه سربه‌جلو پایین‌تر بود، می‌توان گفت عارضه سربه‌جلو گشتاور آزاد را تحت تاثیر قرار می‌دهد. از دلایل احتمالی این امر می‌تواند این نکته باشد که عارضه سربه‌جلو بیشتر در صفحه ساجیتال رخ می‌دهد و در محاسبه‌ی گشتاور آزاد مقادیر مرکز فشار و همچنین نیروی عکس‌العمل در این راستا اثرگذار است. بر اساس نتایج پژوهش حاضر نیاز به استفاده از تداخلات درمانی همچون تمرینات ورزشی در افراد دارای عارضه سربه‌جلو می‌باشد تا ریسک‌فاکتورهای آسیب همچون مقادیر گشتاوری آزاد و مقادیر نیروی عکس‌العمل در سه راستای داخلی-خارجی، قدامی-خلفی و عمودی در این افراد طی دویدن بهبود یابد.

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 سربه‌جلو فراهم آورد. همچنین نیاز به مطالعات بیشتر در زمینه کینماتیک و کینتیک ناحیه گردن در طی تکالیفی همچون دویدن در افراد دارای عارضه سربه‌جلو می‌باشد.

www.SID.ir

Archive of SID

نتیجه‌گیری

کودکان پسر دارای عارضه سربه‌جلو با سرعت پایین‌تر و با اوج عمودی و خلفی نیروی عمودی عکس‌العمل زمین بالاتری نسبت به گروه سالم تکلیف دویدن را اجرا نمودند. مقادیر اوج مثبت و منفی گشتاور آزاد بین دو گروه سالم و سربه‌جلو طی تکلیف دویدن همسان بود.

منابع

1. de Morais Faria CDC, Teixeira-Salmela LF, de Paula Goulart FR, de Souza Moraes GF. Scapular muscular activity with shoulder impingement syndrome during lowering of the arms. Clinical Journal of Sport Medicine. 2008;18(2):130-6.
2. 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.
3. Griegel-Morris P, Larson K, Mueller-Klaus K, Oatis CA. Incidence of common postural abnormalities in the cervical ,shoulder, and thoracic regions and their association with pain in two age groups of healthy subjects. Physical therapy. 1992;72(6):425-31.
4. Williams R. Heads up on more reason your back hurts. Sports Medicine, November/December. 2006;8(2):119-22.
5. Lynch SS, Thigpen CA, Mihalik JP, Prentice WE, Padua D. The effects of an exercise intervention on forward head and rounded shoulder postures in elite swimmers. British journal of sports medicine. 2010;44(5):376-81.
6. Knight JF, Baber C. Effect of head-mounted displays on posture. Human factors. 2007;49(5):797-807.
7. Balague F, Troussier B, Salminen J. Non-specific low back pain in children and adolescents: risk factors. European spine journal. 1999;8(6):429-38.
8. Mulavara AP, Bloomberg JJ. Identifying head-trunk and lower limb contributions to gaze stabilization during locomotion. Journal of Vestibular Research. 2002;12(5, 6):255-69.
9. Cromwell RL, Newton RA, Carlton LG. Horizontal plane head stabilization during locomotor tasks. Journal of motor behavior. 2001;33(1):49-58.
10. Keshner E, Cromwell R, Peterson B. Mechanisms controlling human head stabilization. II. Head-neck characteristics during random rotations in the vertical plane. Journal of neurophysiology. 1995;73(6):2302-12.
11. Pozzo T, Berthoz A, Lefort L. Head stabilization during various locomotor tasks in humans. Experimental brain research. 1990;82(1):97-106.
12. Grossman GE, Leigh RJ, Bruce EN, Huebner WP, Lanska DJ. Performance of the human vestibuloocular reflex during locomotion. Journal of Neurophysiology. 1989;62(1):264-72.
13. Farahpour N, Jafarnezhad A, Damavandi M, Bakhtiari A, Allard P. Gait ground reaction force characteristics of low back pain patients with pronated foot and able-bodied individuals with and without foot pronation. Journal of biomechanics. 2016;49(9):1705-10.
14. Stacoff A, Diezi C, Luder G, Stüssi E, Kramers-de Quervain IA. Ground reaction forces on stairs: effects of stair inclination and age. Gait & posture. 2005;21(1):24-38.
15. Liikavainio T, Bragge T, Hakkarainen M, Karjalainen PA, Arokoski JP. Gait and muscle activation changes in men with knee osteoarthritis. The Knee. 2010;17(1):69-76.
16. Cheung RT, Davis IS. Landing pattern modification to improve patellofemoral pain in runners: a case series. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2011;41(12):914-9.
17. Pohl MB, Hamill J, Davis IS. Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners. Clinical Journal of Sport Medicine. 2009;19(5):372-6.
18. Holden JP, Cavanagh PR. The free moment of ground reaction in distance running and its changes with pronation. Journal of biomechanics. 1991;24(10):887891-9897.
19. Lim J, Busa MA, Van Emmerik RE, Hamill J. Adaptive changes in running kinematics as a function of head stability demands and their effect on shock transmission. Journal of biomechanics. 2017;52:122-9.
20. Hamill J, Knutzen KM. Biomechanical basis of human movement: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
21. Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, Buchner A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. Behavior research methods. 2007;39(2):175-91.

www.SID.ir

Archive of SID

22. 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.

23. 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.

24. Almosnino S, Kajaks T, Costigan PA. The free moment in walking and its change with foot rotation angle. BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation. 2009;1(1):19.

25. Cohen J. Statistical power analysis for the behavior science. Lawrance Eribaum Association. 1988.

26. Perry S, Lafortune M. Influences of inversion/eversion of the foot upon impact loading during locomotion. Clinical Biomechanics. 1995;10(5):253-7.

27. Eslami M, Begon M, Hinse S, Sadeghi H, Popov P, Allard P. Effect of foot orthoses on magnitude and timing of rearfoot and tibial motions, ground reaction force and knee moment during running. Journal of Science and Medicine in Sport. 2009;12(6):679-84.

28. Harman K, Hubley-Kozey CL, Butler H. Effectiveness of an exercise program to improve forward head posture in normal adults: a randomized, controlled 10-week trial. Journal of Manual & Manipulative Therapy. 2005;13(3):163–76.

29. Jafarnezhadgero AA, Majlesi M, Azadian E. Gait ground reaction force characteristics in deaf and hearing children. Gait & Posture. 2017;53:236-40.

30. Willwacher S, Eglitits S, Heinrich K, Sanno M, Brüggemann G, editors. Transversal plane whole body angular momentum control in straight running. Proceedings of the International Calgary Running Symposium; 2014.

www.SID.ir