DOI: 10.48305/jims.v44.i853.253

مجله دانشکده پزشکی اصفهان — سال چهل و چهارم/شماره‌ی ۸۵۳/هفته‌ی اول اردیبهشت ۱۴۰۵

تاریخ دریافت: ۱۴۰۵/۰۱/۰۴ — تاریخ پذیرش: ۱۴۰۵/۰۲/۰۲ — تاریخ چاپ: ۱۴۰۵/۰۲/۰۸

سازگاری‌های پاسچرال سرویکوتوراسیک و ارتباط آن‌ها با مشخصات کینتیکی راه رفتن در ورزشکاران ورزش‌های الکترونیک: یک تحلیل مقطعی مقایسه‌ای

شیرین عالی[۱]، پریناز فهیمی[۲]، مرجان زارعیان[۳]

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: سازگاری‌های پاسچرال ناحیه‌ی سرویکوتوراسیک، به‌ویژه وضعیت سر به جلو، از شایع‌ترین اختلالات اسکلتی- عضلانی در ورزشکاران ورزش‌های الکترونیک محسوب می‌شود. این مطالعه با هدف، مقایسه‌ی مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین طی راه رفتن در ورزشکاران نوجوان ورزش‌های الکترونیک با و بدون سازگاری سرویکوتوراسیک و بررسی ارتباط این سازگاری‌ها با کینتیک راه رفتن انجام شد.

روش‌ها: در این مطالعه‌ی مقطعی مقایسه‌ای، ۳۰ نوجوان گیمر (۱۵ نفر دارای آسیب و ۱۵ نفر سالم) شرکت کردند. در هر گروه ۸ زن و ۷ مرد، مورد بررسی قرار گرفتند. زاویه‌ی کرانیوورتبرال برای تشخیص سربه جلو اندازه‌گیری شد. مؤلفه‌های اوج نیرو، زمان رسیدن به اوج و ایمپالس در سه جهت عمودی، قدامی- خلفی و داخلی- خارجی طی راه رفتن روی فورس‌پلیت ثبت شد. داده‌ها با آزمون Independent Sample T-test و Cohen's d تحلیل شدند.

یافته‌ها: در گروه سر به جلو، اوج نیروی داخلی- خارجی در برخورد پاشنه کاهش (P = ۰/۰۰۲) و در میانه اتکا افزایش یافت (P = ۰/۰۱۶). اوج نیروی عمودی در برخورد پاشنه کمتر بود (P = ۰/۰۳۸). زمان رسیدن به اوج در برخورد پاشنه برای نیروی داخلی- خارجی کاهش و برای عمودی افزایش داشت. در میانه اتکا، زمان رسیدن به اوج داخلی- خارجی افزایش یافت (P = ۰/۰۰۶). در فاز هل دادن، زمان رسیدن به اوج هر سه مؤلفه افزایش معنادار یافت. گشتاور آزاد حداقل کاهش و حداکثر افزایش نشان داد. سایر متغیرها تفاوت معنادار نداشتند.

نتیجه‌گیری: در نوجوانان گیمر دارای سربه جلو با تغییرات قابل‌توجه در الگوی نیروهای عکس‌العمل زمین همراه است که می‌تواند نشان‌دهنده‌ی اختلال در جذب شوک، کاهش پایداری پویا و تأخیر در اعمال نیروی پیش‌ران باشد. غربالگری و طراحی برنامه‌های اصلاحی برای این گروه ضروری تلقی می‌شود.

واژگان کلیدی: سر به جلو؛ نیروهای عکس‌العمل زمین؛ راه رفتن؛ زاویه‌ی کرانیوورتبرال

ارجاع: عالی شیرین، فهیمی پریناز، زارعیان مرجان. **سازگاری‌های پاسچرال سرویکوتوراسیک و ارتباط آن‌ها با مشخصات کینتیکی راه رفتن در ورزشکاران ورزش‌های الکترونیک: یک تحلیل مقطعی مقایسه‌ای.** مجله دانشکده پزشکی اصفهان ۱۴۰۵؛ ۴۴ (۸۵۳): ۲۵۳- ۲۶۱.

مقدمه

وضعیت بدنی، به عنوان نحوه چیدمان بخش‌های مختلف بدن نسبت به یکدیگر و محیط، نقش حیاتی در عملکرد سیستم اسکلتی- عضلانی و حفظ تعادل پویا ایفا می‌کند (۱، ۲). یکی از شایع‌ترین ناهنجاری‌های وضعیتی که در دهه‌های اخیر به دلیل تغییر سبک زندگی افزایش قابل توجهی داشته، وضعیت سربه جلو FHP (Forward Head Posture) است، که با جابه‌جایی قدامی سر نسبت به تنه در صفحه ساجیتال مشخص می‌شود (۳). این وضعیت باعث افزایش اکستنشن مفصل آتلانتو-اکسیپیتال (Atlanto-occipital) و مهره‌های فوقانی گردن و فلکشن مهره‌های تحتانی گردن و فوقانی قفسه سینه می‌شود (٤).

تغییر در راستای ساجیتال گردن منجر به افزایش بار مکانیکی روی بافت ستون فقرات گردنی و اختلال در عملکرد سیستم‌های اسکلتی- عضلانی، عصبی و عروقی می‌شود، به‌طوری که بار مکانیکی روی مهره‌های گردنی در افراد دارای FHP تا ۱۰-۲۰ درصد افزایش می‌یابد. پیامدهای بالینی این عارضه شامل درد گردن و سردرد است، که در نوجوانان شیوع ۲۵ تا ٤۰ درصدی دارد و همچنین مرکز ثقل

۱- استادیار، گروه آموزش تربیت بدنی، دانشگاه فرهنگیان، تهران، ایران

۲ – دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده‌ی علوم تربیتی و روانشناسی، دانشگاه محقق اردبیلی، اردبیل، ایران

۳- دکترای علم اطلاعات و دانش‌شناسی، دانشکده‌ی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی اصفهان، اصفهان، ایران

نویسنده‌ی مسؤول: شیرین عالی: استادیار، گروه آموزش تربیت بدنی، دانشگاه فرهنگیان، تهران، ایران

Email: Sh.aali@cfu.ac.ir

منتقل شده به سمت قدامی- فوقانی در این افراد و باعث تغییر شکل در شانه، مهره‌های قفسه سینه و مهره‌های کمری می‌شود (۵، ٦). علاوه بر این، هزینه‌ی اقتصادی درمان و مدیریت FHP در نوجوانان برای دوره‌ی ۳ تا٦ ماهه شامل فیزیوتراپی و درمان‌های مرتبط حدود ۲۰۰ تا ۵۰۰ دلار برآورد شده است (۷).

ظهور عصر دیجیتال و گسترش بازی‌های ویدئویی باعث شده، سبک زندگی نوجوانان از فعالیت‌های فیزیکی به سمت رفتارهای ایستا و نشستن‌های طولانی‌مدت تغییر کند (۸). گیمرهای نوجوان، ساعت‌های متمادی را در وضعیت‌های بدنی نامناسب و با تمرکز بر صفحه نمایش سپری می‌کنند. این رفتارها معمولاً با فلکشن طولانی‌مدت ستون فقرات گردنی و جابه‌جایی قدامی سر همراه است که در طول زمان منجر به سازگاری‌های بافت نرم و اختلال در حس پیکری (Proprioception) می‌شود (۹).

Lee، نشان داد که وضعیت سر به جلو می‌تواند کنترل تعادل ایستا را مختل کند و منجر به افزایش نوسان مرکز ثقل و کاهش ثبات شود، در حالی که تأثیر آن بر تعادل پویا کمتر است (٤). این موضوع می‌تواند حاکی از آن باشد که تغییرات طولانی‌مدت در وضعیت گردنی و الگوهای نشستن نوجوانان گیمر، ممکن است خطر آسیب‌های ارتوپدی و کاهش کارایی عملکرد حرکتی را افزایش دهد.

راه‌رفتن، به‌عنوان یکی از بنیادی‌ترین الگوی حرکتی انسان، نقش تعیین‌کننده‌ای در توزیع بار مکانیکی میان مفاصل و بافت‌های نرم اندام تحتانی دارد (۱۰). از این‌رو، اندازه‌گیری کمی این توزیع بار برای درک مکانیسم‌های کنترل حرکتی و شناسایی الگوهای پاتولوژیک ضروری است (۱۰). پارامترهای کلیدی موجود در منحنی‌های GRF، از جمله مقادیر اوج، نرخ بارگذاری و ایمپالس، اطلاعات حیاتی در مورد شدت، سرعت و مدت‌زمان اعمال بار فراهم می‌کنند (۱۱). تغییر در تراز بخش‌های فوقانی بدن، به ویژه وضعیت سر و گردن، می‌تواند استراتژی‌های کنترل تعادل در حین حرکت را جابه‌جا کند. در وضعیت سر به جلو، گشتاورهای اعمال شده بر ستون فقرات افزایش یافته و مفاصل پایین‌دست در زنجیره کینتیکی (لگن، زانو و مچ پا) مجبور به تغییر در زوایا و فعالیت‌های عضلانی خود می‌شوند. این تغییرات مستقیماً بر مولفه‌های GRF اثرگذار هستند (۱۲، ۱۳).

با وجود مطالعات گسترده در زمینه‌ی پیامدهای فیزیولوژیک و اسکلتی- عضلانی وضعیت سر به جلو، توجه محدودی به گیمرهای نوجوان به عنوان گروهی در معرض خطر صورت گرفته است. اکثر پژوهش‌ها به درد گردن و اختلالات عملکردی متمرکز بوده‌اند و بررسی‌های بیومکانیکی دقیق، به ویژه پارامترهای کینتیکی راه رفتن در این جمعیت، محدود است (۹). درک نحوه توزیع GRF در گیمرهای دارای FHP می‌تواند اطلاعات ارزشمندی در زمینه‌ی خطر آسیب‌های فرسایشی مفاصل اندام تحتانی و نقص‌های کنترل تعادل ارائه دهد.

با توجه به این شکاف تحقیقاتی، مطالعه‌ی حاضر با هدف بررسی دامنه و مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین در حین راه رفتن بر روی فورس‌پلیت در گیمرهای نوجوان دارای وضعیت سر به جلو طراحی شده است. سؤال اصلی پژوهش این است که آیا وضعیت سر به جلو (FHP) منجر به تغییرات معنادار در مؤلفه‌های سه‌گانه نیروهای عکس‌العمل زمین (GRF) می‌شود و آیا این تغییرات می‌توانند نشان‌دهنده‌ی نقص در مدیریت بارهای مکانیکی و استراتژی‌های پیشران باشند؟ نتایج این مطالعه می‌تواند مبنایی برای طراحی برنامه‌های اصلاحی و پیشگیرانه دقیق‌تر برای جامعه گیمرها فراهم آورد تا از بروز ناهنجاری‌های ثانویه در زنجیره حرکتی جلوگیری شود.

روش‌ها

پژوهش حاضر از نوع مقطعی- مقایسه‌ای بود و در مرکز سلامت و تندرستی دانشگاه محقق اردبیلی در سال ۱٤۰۵ انجام شد. کلیه‌ی مراحل پژوهش مطابق با دستورالعمل‌های چک لیست مطالعات کمی و مشاهده‌ای STROBE انجام شد تا شفافیت و دقت در گزارش‌دهی رعایت شد (۱٤). کد اخلاق مقاله IR.CFU.REC.1404.005 می‌باشد. با استفاده از نرم‌افزار G*Power نسخه‌ی ۳/۱ و بر اساس اندازه اثر متوسط (۰/۵)، توان آزمون ۰/۸۵ و سطح معناداری ۰/۰۵، حجم نمونه‌ی مورد نیاز ۳۱ نفر برآورد گردید (۱۵).

جامعه‌ی آماری، معیارهای ورود و خروج:

در این پژوهش، ۳۰ نفر نوجوان و جوان (۱۵ زن و ۱۵ مرد) در دامنه‌ی سنی ۱۲ تا ۲۰ سال که به‌صورت منظم به بازی‌های ویدئویی می‌پرداختند، به‌صورت هدفمند و در دسترس از میان مراجعه‌کنندگان به گیم‌نت‌های استان اردبیل انتخاب شدند. شرکت‌کنندگان در دو گروه مستقل شامل گروه تجربی (۱۵ نفر با وضعیت سر به جلو) و گروه کنترل (۱۵ فرد سالم) قرار گرفتند. معیارهای ورود شامل سن ۱۲ تا ۲۰ سال، فعالیت منظم در بازی‌های ویدئویی حداقل ۵ ساعت در هفته طی ۳ ماه گذشته، توانایی انجام ارزیابی‌های فیزیکی و بیومکانیکی، درد درد در سروگردن و رضایت آگاهانه برای شرکت در مطالعه بود. تشخیص و تعیین وضعیت سر به جلو در گروه تجربی بر اساس اندازه‌گیری زاویه کرانیوورتبرال (Craniovertebral Angle) CVA انجام شد؛ به این صورت که یک اپراتور آموزش‌دیده و آشنا به پروتکل ارزیابی، با استفاده از تصویربرداری جانبی در وضعیت استاندارد ایستاده، اقدام به ثبت تصویر شرکت‌کنندگان از زاویه سمت راست نمود. سپس زاویه سر به جلو با استفاده از تحلیل تصویر و ترسیم خطوط مرجع بین مهره C7 و تراگوس گوش اندازه‌گیری شد

و افرادی که دارای زاویه کمتر از ٤٥ درجه بودند به عنوان مبتلا به FHP در گروه تجربی قرار گرفتند. در گروه کنترل، افرادی انتخاب شدند که در ارزیابی مشابه، فاقد نشانه‌های بالینی FHP و دارای زاویه‌ی طبیعی (۵۰-۵۵ درجه) بودند.

درد فعال کمر در سه ماه گذشته، بیماری‌های مزمن قلبی، ریوی یا متابولیک محدودکننده‌ی فعالیت و ناتوانی در انجام آزمون‌های تعادل یا استفاده از فورس‌پلیت بود. قد و وزن آزمودنی توسط آزمونگر به وسیله ترازو و قدسنج دیجیتال اندازه‌گیری و در فرم اطلاعات فردی ثبت گردید.

ابزار اندازه‌گیری:

ابتدا روند اجرای آزمون و کلیات طرح پژوهش برای شرکت‌کنندگان به طور کامل شرح داده شد و از آنها درخواست گردید قبل از اجرای آزمون فرم رضایت‌نامه و اطلاعات فردی را تکمیل و امضا نمایند. همچنین، به آنها اطمینان داده شد که اطلاعات آنها به صورت محرمانه باقی خواهد ماند و هر زمانی بخواهند می‌توانند از روند مطالعه خارج شوند.

برای مشخص کردن فازهای مختلف راه رفتن از دستگاه صفحه نیرو (ساخت آمریکا، شرکت برتک) با فرکانس نمونه برداری ۱۰۰۰ هرتز استفاده شد. صفحه‌نیرو در قسمت میانی یک مسیر به طول ۱۸ متر واقع شده بود. برای جلوگیری از اثر خستگی، بین هر آزمون ۳۰ ثانیه تا یک دقیقه استراحت در نظر گرفته شد. در صورتی‌که شرکت‌کننده برای تماس با صفحه‌نیرو به‌طور مشهودی الگوی راه‌رفتن خود را تغییر می‌داد، آن آزمون حذف و تکرار می‌شد. هر شرکت‌کننده سه آزمون معتبر را تکمیل کرد و میانگین نتایج سه آزمون برای تحلیل داده‌ها مورد استفاده قرار گرفت (١٦).

برای ارزیابی شدت درد از مقیاس دیداری- خطی درد (Visual VAS (Analogue Scale استفاده شد. اندازه‌گیری شدت درد صرفاً با هدف توصیف وضعیت بالینی شرکت‌کنندگان گروه تجربی و تأیید بودن درد انجام گرفت و به‌عنوان متغیر وابسته در تحلیل‌های آماری در نظر گرفته نشد. این مقیاس، ابزاری معتبر و رایج برای سنجش درد ادراک شده توسط فرد است که شدت درد را بر اساس خودگزارشی در دامنه‌ای از ۰ تا ۱۰ نمره‌گذاری می‌کند، به‌طوری‌که نمره‌ی ۰ نشان‌دهنده‌ی عدم وجود درد و نمره‌ی ۱۰ بیانگر بیشترین میزان درد قابل‌تصور برای فرد می‌باشد. این مقیاس معتبرترین سیستم درجه‌بندی درد است که روایی و پایایی آن مورد تأیید قرار گرفته و ضریب پایایی آن برابر ۹۱ درصد = ICC است. بر اساس طبقه‌بندی شدت درد، نمرات ۱ تا ۳ به‌عنوان درد خفیف، نمرات ٤ و ٥ به‌عنوان درد متوسط، نمرات ٦ تا ٨ به‌عنوان درد زیاد، و نمرات ۹ و ۱۰ به‌عنوان درد بسیار شدید در نظر گرفته شدند (١٧).

برای ارزیابی وضعیت سر به جلو، از زاویه کرانیوورتبرال (CVA) به‌عنوان شاخص کمی استفاده شد. این اندازه‌گیری بر اساس تحلیل تصویربرداری جانبی و مطابق پروتکل‌های استاندارد ارزیابی پاسچر انجام گرفت. در مرحله مارکینگ آناتومیکی، نقاط شاخص شامل برجستگی مهره C7 و تراگوس گوش با استفاده از مارکرهای پوستی مشخص شدند. سپس یک اپراتور آموزش‌دیده اقدام به ثبت تصویر از نمای جانبی (سمت راست) هر شرکت‌کننده نمود. تصاویر ثبت‌شده به نرم‌افزار تحلیل تصویر Kinovea منتقل شده و زاویه CVA به‌عنوان زاویه بین خط افقی عبوری از C7 و خط اتصال C7 به تراگوس گوش اندازه‌گیری شد (شکل ۱و جدول ۱) (١٨).

شکل ۱. نحوه‌ی اندازه‌گیری زاویه‌ی کرانیوورتبرال (CVA) در وضعیت ایستاده. زاویه بین خط افقی عبوری از مهره C7 و خط اتصال مهره C7 به تراگوس گوش، زاویه CVA را مشخص می‌کند.

جدول ۱. محدوده‌ی زاویه‌ی کرانیوورتبرال (CVA)

محدوده‌ی زاویه‌ی کرانیوورتبرال (CVA)	وضعیت پاسچر
۵۶/۸° – ۵۳/۲°	طبیعی
۴۹/۱° – ۴۶/۹°	FHP خفیف
۴۳/ ۲° –۴۰/۷°	FHP متوسط تا شدید

متغیرهای مورد بررسی:

در این پژوهش، متغیرهای وابسته از منحنی نیروهای عکس‌العمل زمین در سه راستای عمودی (Fz)، قدامی- خلفی (Fy) و داخلی- خارجی(Fx) استخراج شدند. برای هر مؤلفه، مقدار اوج نیرو در سه فاز چرخه اتکاء شامل برخورد پاشنه، میانه اتکا و هل‌دادن اندازه‌گیری شد. مقدار هر اوج نیرو بر وزن بدن شرکت‌کننده تقسیم گردید تا

مقادیر به‌صورت درصد وزن بدن (%BW) نرمال‌سازی شوند.

$$Fn = (\frac{Fpeak}{BW}) \times 100$$

به‌منظور تحلیل زمان‌بندی پاسخ نیروها، زمان رسیدن به اوج نیروها TTP در هر راستا محاسبه شد. همچنین، ایمپالس نیروها که نشان‌دهنده‌ی کل نیروی انتقال‌یافته طی زمان تماس است، از مساحت زیر منحنی هر مؤلفه نیرو محاسبه شد و سپس بر وزن بدن تقسیم گردید تا مقادیر نرمال‌سازی شود (۱۹).

$$IMP = \Delta T\left((\frac{F1 + Fn}{2})\right) + \sum_{i=2}^{n-1} Fi$$

$$IMPn = \frac{imp}{bw}$$

افزون بر این، برای بررسی چرخش و پیچش کف پا بر روی زمین، گشتاور آزاد (Tz) محاسبه گردید. مقادیر گشتاور آزاد بر وزن بدن و قد آزمودنی نرمال‌سازی شدند تا اثرات تفاوت ابعاد بدنی میان شرکت‌کنندگان حذف گردد. در نهایت، برای افزایش دقت، هر متغیر بر اساس میانگین سه گام معتبر و متوالی از هر آزمودنی محاسبه و در تحلیل‌های آماری استفاده شد (۲۰).

$$Tz = Mz + (COPx \times Fy) - (COPy \times Fx)$$

$$Tzn = \frac{Tz}{BW \times H}$$

تحلیل داده:

نرمال بودن توزیع داده‌ها با آزمون Shapiro-Wilk بررسی شد. برای مقایسه‌ی میانگین متغیرها بین گروه‌ها از آزمون Independent sample T-test و برای محاسبه اندازه اثر از شاخص Cohen's d استفاده شد که در این رابطه اگر میزان اندازه اثر، ۰/۲ یا کمتر باشد نشان‌دهنده‌ی تغییرات کم، ۰/۵ تغییرات متوسط و ۰/۸ تغییرات بزرگ می‌باشد (۲۱). سطح معنی‌داری در $\alpha = ۰/۰۵$ در نظر گرفته شد. کلیه تحلیل‌ها با نرم‌افزار SPSS نسخه‌ی ۲۷ (version 27, IBM Corporation, Armonk, NY) انجام گرفت.

$$D = (Mean1 - Mean2) / ([SD1 + SD2]/2)$$

یافته‌ها

مقایسه‌ی پارامترهای آنتروپومتریک مربوط به هر دو گروه سالم و آسیب‌دیده در جدول (۲) آورده شده است. به‌منظور بررسی همگن بودن دو گروه از نظر ویژگی‌های آنتروپومتریک، ابتدا از آزمون Leven برای برابری واریانس‌ها استفاده شد و سپس میانگین‌ها با استفاده از آزمون Independent sample T-test مورد مقایسه قرار گرفتند (۲۲، ۲۳). نتایج نشان داد که هیچ تفاوت معناداری در ویژگی‌های دموگرافیک (سن، قد، وزن) بین دو گروه وجود ندارد ($P < ۰/۰۵$)؛ بنابراین، گروه‌ها از نظر ویژگی‌های فردی همگن بودند. تفاوت معنادار زاویه کرانیوورتبرال بین دو گروه ($P = ۰/۰۰۱$) امری قابل انتظار و ناشی از معیارهای ورود به مطالعه است. گروه سالم متشکل از افرادی بود که زاویه CVA طبیعی داشتند و فاقد نشانه‌های بالینی وضعیت سر به جلو بودند. در مقابل، گروه دارای آسیب بر اساس داشتن زاویه کمتر از ٤٥ درجه به عنوان مبتلا به FHP تشخیص داده شد. بنابراین، اختلاف میانگین حدود ۱۳ درجه (٥٤/٧٦ در مقابل ٤١/٠٧) نه تنها از نظر آماری معنادار است، بلکه تأییدی بر صحت فرآیند گروه‌بندی و موفقیت در جداسازی دو جمعیت سالم و دارای ناهنجاری وضعیتی محسوب می‌شود. این تفاوت زمینه را برای بررسی تأثیر FHP بر متغیرهای کینتیکی راه رفتن فراهم می‌آورد.

در جدول ۳، مقایسه‌ی بین گروه نوجوانان گیمر دارای وضعیت سر به جلو و گروه سالم نشان داد که تفاوت‌های معنادار آماری ($P < ۰/۰۵$) در چندین متغیر نیروی عکس‌العمل زمین وجود دارد. در مؤلفه‌ی داخلی- خارجی، مقادیر اوج نیرو در فاز برخورد پاشنه در گروه FHP به‌طور معناداری کاهش یافت ($P = ۰/۰۰۲$)، در حالی که در فاز میانه اتکا افزایش معنادار نشان داد ($P = ۰/۰۱٦$). همچنین در مؤلفه‌ی عمودی، اوج نیروی برخورد پاشنه در گروه FHP به‌طور معناداری کمتر از گروه سالم بود ($P = ۰/۰۳۸$). در بررسی زمان رسیدن به اوج نیرو (TTP)، تفاوت‌های معناداری در چندین فاز

جدول ۲. اطلاعات دموگرافیک آزمودنی‌ها

متغیرها	گروه دارای آسیب (میانگین ± انحراف معیار)	گروه سالم (میانگین ± انحراف معیار)	سطح معنی‌داری
سن (سال)	۱۶/۳۳ ± ۲/۵۵	۱۷/۶۰ ± ۲/۰۶	۰/۱۴۶
قد (سانتی‌متر)	۱۶۹/۶۰ ± ۲/۶۶	۱۷۱/۹۳ ± ۶/۴۰	۰/۲۰۴
وزن (کیلوگرم)	۶۹/۳۳ ± ۱۱/۹۰	۷۱/۰۶ ± ۱۲/۳۰	۰/۶۹۸
زاویه‌ی کرانیوورتبرال (CVA)	۴۱/۰۷ ± ۲/۰۸	۵۴/۷۶ ± ۱/۲۴	*۰/۰۰۱
شدت درد VAS (سانتی‌متر)	۷/۱۰ ± ۱/۰۲	۰	۰
جنسیت	۸ مرد، ۷ زن	۸ مرد، ۷ زن	-

*: نشان‌دهنده‌ی سطح معناداری آماری ($P < ۰/۰۵$) است.

جدول ۳. مقایسه‌ی بین‌گروهی (T-test) برای متغیرهای پژوهش

متغیر	فاز	گروه دارای آسیب (تعداد = ۱۵) میانگین ± انحراف معیار	گروه سالم (تعداد =۱۵) میانگین ± انحراف معیار	تفاوت (گروه دارای آسیب - گروه سالم) [فاصله اطمینان ۹۵٪]	سطح معنی‌داری	اندازه اثر (Cohen's d)
نیروی داخلی- خارجی**	برخورد پاشنه	۴/۰۶ ± ۲/۲۲	۶/۶۳ ± ۱/۹۰	-۲/۵۷ [-۴/۱۲، -۱/۰۲]	۰/۰۰۲*	-۱/۲۴
نیروی قدامی – خلفی***	برخورد پاشنه	-۱۳/۹۴ ± ۴/۶۷	-۱۹/۱۹ ± ۹/۰۶	۵/۲۵ [-۰/۱۳، ۱۰/۶۵]	۰/۰۵۶	۰/۷۲
نیروی عمودی****	برخورد پاشنه	۹۶/۱۶ ± ۱۴/۴۳	۱۰۸/۴۷ ± ۱۶/۴۵	-۱۲/۳۰ [-۲۳/۸۸، -۰/۷۳]	۰/۰۳۸*	-۰/۷۹
نیروی داخلی- خارجی	میانه اتکا	-۴/۸۳ ± ۱/۱۴	-۶/۲۶ ± ۱/۸۳	۱/۴۲ [۰/۲۸، ۲/۵۶]	۰/۰۱۶*	۰/۹۳
نیروی عمودی	میانه اتکا	۶۹/۴۰ ± ۹/۴۳	۷۲/۶۸ ± ۱۰/۸۸	-۳/۲۷ [-۱۰/۸۹، ۴/۳۴]	۰/۳۸۹	-۰/۳۲
نیروی داخلی- خارجی	هل دادن	-۶/۱۷ ± ۲/۰۱	-۶/۱۶ ± ۲/۲۴	-۰/۰۰ [-۱/۶۰، ۱/۵۸]	۰/۹۹۰	-۰/۰۰
نیروی قدامی – خلفی	هل دادن	۱۹/۶۴ ± ۴/۰۲	۲۱/۷۹ ± ۳/۱۹	-۲/۱۵ [-۴/۸۶، ۰/۵۶]	۰/۱۱۶	-۰/۵۹
نیروی عمودی	هل دادن	۹۹/۷۳ ± ۱۷/۵۴	۱۰۵/۸۳ ± ۸/۵۸	-۶/۰۸ [-۱۶/۴۱، ۴/۲۴]	۰/۲۳۸	-۰/۴۴
زمان رسیدن به اوج در نیروی داخلی – خارجی	برخورد پاشنه	۱۶/۵۰ ± ۴/۸۵	۲۱/۲۶ ± ۷/۳۶	-۴/۷۶ [-۹/۴۲، -۰/۱۰]	۰/۰۴۵*	-۰/۷۶
زمان رسیدن به اوج در نیروی قدامی – خلفی	برخورد پاشنه	۶۴/۹۰ ± ۳۱/۰۹	۶۸/۶۳ ± ۲۴/۵۳	-۳/۷۳ [-۲۴/۶۸، ۱۷/۲۱]	۰/۷۱۸	-۰/۱۳
زمان رسیدن به اوج در نیروی عمودی	برخورد پاشنه	۱۵۲/۷۳ ± ۲۶/۴۴	۱۳۰/۶۳ ± ۲۷/۸۳	۲۲/۱۰ [۱/۷۹، ۴۲/۴۰]	۰/۰۳۴*	۰/۸۱
زمان رسیدن به اوج در نیروی داخلی – خارجی	میانه اتکا	۲۰۸/۸۰ ± ۵۸/۴۰	۱۴۷/۸۳ ± ۵۵/۰۸	۶۰/۹۶ [۱۸/۵۰، ۱۰۳/۴۲]	۰/۰۰۶*	۱/۰۷
زمان رسیدن به اوج در نیروی عمودی	میانه اتکا	۳۰۹/۳۳ ± ۳۸/۰۵	۲۹۷/۰۳ ± ۳۶/۷۴	۱۲/۳۰ [-۱۵/۶۷، ۴۰/۲۷]	۰/۳۷۶	۰/۳۲
زمان رسیدن به اوج در نیروی داخلی – خارجی	هل دادن	۵۲۷/۷۶ ± ۶۳/۳۵	۴۷۲/۵۰ ± ۴۰/۱۰	۵۵/۲۶ [۱۵/۶۱، ۹۴/۹۲]	۰/۰۰۸*	۱/۰۴
زمان رسیدن به اوج در نیروی قدامی – خلفی	هل دادن	۵۹۹/۹۳ ± ۵۴/۳۸	۵۵۷/۵۳ ± ۳۹/۶۴	۴۲/۴۰ [۶/۸۰، ۷۷/۹۹]	۰/۰۲۱*	۰/۸۹
زمان رسیدن به اوج در نیروی عمودی	هل دادن	۵۲۳/۰۳ ± ۵۰/۶۰	۴۸۲/۵۰ ± ۳۲/۱۱	۴۰/۵۳ [۸/۸۳، ۷۲/۲۳]	۰/۰۱۴*	۰/۹۵
حداقل گشتاور آزاد	-	-۴۸/۷۹ ± ۶۳/۰۸	-۱/۳۷ ± ۰/۷۵	۶۴/۴۵ [۲۰/۶۴، ۱۰۸/۲۷]	۰/۰۰۷*	-۱/۰۶
حداکثر گشتاور آزاد	-	۶۸/۶۴ ± ۸۲/۸۲	۴/۱۸ ± ۱/۷۸	-۲/۵۷ [-۴/۱۲، -۱/۰۲]	۰/۰۰۵*	۱/۱۰
ایمپالس نیروی داخلی- خارجی	-	۰/۰۲ ± ۰/۰۰	۰/۰۲ ± ۰/۰۰	۰/۰۰ [-۰/۰۱، ۰/۰۱]	۰/۸۵۸	۰/۰۶
ایمپالس نیروی قدامی – خلفی	-	۰/۰۵ ± ۰/۰۰	۰/۰۵ ± ۰/۰۱	-۰/۰۱ [-۰/۰۱ ، ۰/۰۱]	۰/۵۴۲	-۰/۲۲
ایمپالس نیروی عمودی	-	۰/۵۰ ± ۰/۰۷	۰/۵۰ ± ۰/۰۶	-۰/۰۰ [-۰/۰۵ ، ۰/۰۴]	۰/۸۸۰	-۰/۰۵

مقادیر به‌صورت میانگین ± انحراف معیار ارائه شده‌اند. مخفف‌ها: n، تعداد شرکت‌کنندگان. علامت *: نشان‌دهنده‌ی سطح معناداری آماری ($P < ۰/۰۵$) است.
**: در مؤلفه‌ی داخلی- خارجی، علامت مثبت نمایانگر نیروی عکس‌العمل زمین به سمت بیرون (lateral)، و علامت منفی به سمت داخل (medial) می‌باشد.
***: در مؤلفه قدامی- خلفی، مقدار مثبت به معنی نیروی عکس‌العمل زمین در جهت جلو و مقدار منفی به معنی نیرو در جهت عقب است.
****: در مؤلفه عمودی جهت مثبت بیانگر نیروی عکس العمل زمین به سمت بالا و جهت منفی به سمت پایین است.

مشاهده شد: در فاز برخورد پاشنه، زمان رسیدن به اوج نیروی داخلی- خارجی در گروه FHP کاهش (P = ۰/۰۴۵) و برای نیروی عمودی افزایش یافت (P = ۰/۰۳۴). در فاز میانه اتکا، زمان رسیدن به اوج نیروی داخلی- خارجی در گروه FHP به‌طور معناداری بیشتر از گروه سالم بود (P = ۰/۰۰۶). در فاز هل دادن نیز زمان رسیدن به اوج هر سه مؤلفه داخلی- خارجی (P = ۰/۰۰۸)، قدامی- خلفی (P = ۰/۰۲۱) و عمودی (P = ۰/۰۱۴) در گروه FHP افزایش معنادار داشت. علاوه بر این، حداقل گشتاور آزاد در گروه FHP به‌طور معناداری کاهش (P = ۰/۰۰۷) و حداکثر گشتاور آزاد افزایش یافت (P = ۰/۰۰۵). سایر متغیرها از جمله ایمپالس هر سه جهت و نیز اوج نیروی قدامی-خلفی در هر دو فاز برخورد و هل دادن تفاوت معناداری را نشان ندادند.

بحث

پژوهش حاضر با هدف بررسی دامنه و مؤلفه‌های نیروهای عکس‌العمل زمین در حین راه رفتن در گیمرهای نوجوان دارای وضعیت سربه جلو طراحی شد تا مشخص گردد آیا این ناهنجاری وضعیتی می‌تواند الگوی کینتیکی راه رفتن را تحت تأثیر قرار دهد یا خیر. یافته‌های پژوهش حاضر نشان داد که در گروه دارای سر به جلو، اوج نیروی عمودی و داخلی-خارجی در فاز برخورد پاشنه (به ترتیب P = ۰/۰۳۸ و P = ۰/۰۰۲) کاهش یافته است. این تغییر می‌تواند نشان‌دهنده‌ی تغییر در استراتژی جذب شوک در ابتدای چرخه راه رفتن باشد. به نظر می‌رسد افراد دارای FHP به صورت جبرانی الگوی تماس پاشنه را تعدیل می‌کنند تا بار مکانیکی ناگهانی وارد بر زنجیره حرکتی کاهش یابد. هرچند این سازوکار احتمالاً از ستون فقرات محافظت می‌کند، اما ممکن است در بلندمدت توزیع بار بر بافت‌های نرم و غضروف‌های اندام تحتانی را تغییر داده و خطر آسیب‌های فرسایشی را افزایش دهد (۱۲، ۲۴). افزایش معنادار اوج نیروی داخلی-خارجی در فاز میانه اتکا (P = ۰/۰۱۶)، می‌تواند حاکی از ناپایداری بیشتر در صفحه فرونتال باشد. به عبارت دیگر، افراد دارای FHP احتمالاً برای حفظ تعادل پویا در این فاز، نیروی جانبی بیشتری به زمین اعمال می‌کنند. این یافته با گزارش‌های پیشین مبنی بر اختلال کنترل تعادل در وضعیت FHP همسو بود و نشان داد که بی‌ثباتی ممکن است تنها به تعادل ایستا محدود نباشد (۴، ۲۵).

Lin و همکاران، در یک مطالعه‌ی مقطعی- مقایسه‌ای به بررسی بیومکانیک راه رفتن و سازگاری‌های وضعیتی در افراد دارای وضعیت سر به جلو پرداختند (۲۴). آنها ۴۸ شرکت‌کننده را بر اساس زاویه کرانیوورتبرال (CVA) به دو گروه کنترل و FHP تقسیم کردند. نتایج نشان داد که افراد دارای FHP از راهبردهای جبرانی مرحله- ویژه (نظیر افزایش فلکشن تنه) برای حفظ پایداری راه رفتن استفاده می‌کنند. یافته‌های این مطالعه با نتایج پژوهش حاضر دارای همسویی است. هر دو مطالعه تأیید کردند که وضعیت سر به جلو باعث تغییرات معنادار در بیومکانیک راه رفتن می‌شود، هرچند در مطالعه لین تأکید بر متغیرهای کینماتیک (فلکشن جبرانی تنه، تغییر زوایای مرکز جرم به زانو و توان مفصلی) بوده، در حالی که مطالعه‌ی حاضر، تغییرات معناداری را در مؤلفه‌های نیروی عکس‌العمل زمین شامل کاهش اوج نیروی عمودی و داخلی- خارجی در برخورد پاشنه، افزایش زمان رسیدن به اوج نیروها و تغییرات گشتاور آزاد نشان داد. به عبارت دیگر، هر دو پژوهش وجود اختلال در کنترل حرکتی و توزیع بار مکانیکی در افراد دارای FHP را تأیید کردند و نتایج یکدیگر را به صورت مکمل پشتیبانی نمودند.

در مطالعه‌ی Kang و همکاران که به بررسی اثر وضعیت سر به جلو بر تعادل وضعیتی در کارمندان طولانی‌مدت کامپیوتری پرداخت ، مشاهده شد افرادی که روزانه بیش از ۶ ساعت با کامپیوتر کار می‌کنند، نسبت به گروه با ساعات کاری کمتر، دارای زاویه سر به جلو بارزتری بوده (P < ۰/۰۵) و مرکز ثقل آن‌ها اندکی به سمت جلو تمایل داشت. همچنین در این گروه اختلالاتی در تعادل وضعیتی و توانایی تنظیم حرکت در جهت‌های قدامی و خلفی گزارش گردید (۲۵). اگرچه یافته‌های Kang و همکاران عمدتاً به تعادل ایستا و پوسچر اشاره دارد، اما به نظر می‌رسد با نتایج پژوهش حاضر تا حدودی همسو باشد، چراکه در مطالعه حاضر نیز شرکت‌کنندگان دارای FHP، تغییرات قابل توجهی در الگوی نیروهای عکس‌العمل زمین حین راه رفتن نشان دادند. برای نمونه، در گروه FHP اوج نیروی عمودی در فاز برخورد پاشنه نسبت به گروه سالم کاهش یافت (۹۶/۱۶ در مقابل ۱۰۸/۴۷، P = ۰/۰۳۸) و زمان رسیدن به اوج نیرو در فاز هل دادن در هر سه جهت افزایش پیدا کرد (مؤلفه‌ی عمودی P = ۰/۰۱۴). این یافته‌ها احتمالاً حاکی از آن است که وضعیت سر به جلو، چه در بزرگسالان شاغل و چه در نوجوانان گیمر می‌تواند با اختلالاتی در کنترل تعادل و توزیع بار مکانیکی همراه باشد، هرچند که شدت و نوع این اختلالات ممکن است تحت تأثیر سن، نوع فعالیت و روش‌های اندازه‌گیری متفاوت باشد.

در مقایسه با یافته‌های مطالعه‌ی حاضر، Uluğ و همکاران با بررسی ۶۶ فرد بزرگسال جوان (۳۱ نفر با وضعیت FHP و ۳۵ نفر با وضعیت طبیعی) به این نتیجه رسیدند که ناهنجاری FHP تأثیر معناداری بر پارامترهای کینماتیک فضایی- زمانی راه رفتن و تقارن ندارد، به‌جز یک همبستگی مثبت متوسط بین طول سیکل گام پای چپ و زاویه روتاسیون کرانیال. در حالی که مطالعه‌ی حاضر در نوجوانان گیمر دارای FHP، تغییرات معناداری را در مؤلفه‌های نیروی

عکس‌العمل زمین نشـــان داد. این تضـــاد یافته‌ها می‌تواند ناشـــی از تفاوت‌های جمعیت‌شـــناختی (نوجوانان گیمر با ســـابقه نشـــســـتن طولانی‌مدت در مقابل بزرگســـالان جوان عمومی)، ابزار اندازه‌گیری (صـــفحه نیروی برتک با آنالیز مؤلفه‌های اوج و ایمپالس در مقابل باروپودومتری با تأکید بر پارامترهای فضـــایی-زمانی)، و حســـاســـیت متغیرها باشد. به عبارت دیگر، اگرچه وضعیت FHP ممکن است در بزرگســالان جوان بدون علامت، پارامترهای درشـت راه رفتن را تغییر ندهد، اما در نوجوانان گیمر که در معرض ســـازگاری‌های وضـــعیتی مزمن هستند، تغییرات ظریف‌تر کینتیکی نظیر اختلال در جذب شوک و تأخیر در اعمال نیروی پیشران بروز می‌کند (۲۶).

از محدودیت‌های پژوهش می‌توان به، عدم کنترل عواملی مانند نوع بازی، وضـعیت نشـسـتن و سـطح فعالیت بدنی، و همچنین عدم استفاده از الکترومایوگرافی برای بررسی فعالیت عضلانی و فوت‌اسکن برای ارزیابی کف‌پا اشاره کرد. بنابراین پیشنهاد می‌شود در مطالعات آینده به طور همزمان از الکترومایوگرافی (برای بررسی الگوی فعالیت عضـــلات گردن و اندام تحتانی) و فوت‌اســـکن (برای ارزیابی ارتباط قوس کف‌پا با تغییرات GRF اســـتفاده گردد. همچنین ترکیب کینتیک با کینماتیک ســـه‌بعدی و مقایســـه گیمرها با غیرگیمرها می‌تواند مکانیسم‌های دقیق‌تری آشکار کند و در نهایت، طراحی کارآزمایی‌های بالینی برای بررســـی اثر مداخلات اصـــلاحی بر مؤلفه‌های GRF در گیمرهای نوجوان ضروری تلقی می‌شود.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که وضعیت سر به جلو در نوجوانان گیمر با تغییرات معناداری در نیروهای عکس‌العمل زمین همراه اســـت، از جمله کاهش اوج نیرو در برخورد پاشـــنه، افزایش آن در میانه اتکا، افزایش زمان رســـیدن به اوج نیرو و تغییر گشـــتاور آزاد. این یافته‌ها می‌تواند حاکی از اختلال در جذب شوک، کاهش پایداری پویا، تأخیر در نیروی پیش‌ران و افزایش بار پیچشی بر مفاصل اندام تحتانی باشد. با وجود ثابت ماندن ایمپالس کلی، به نظر می‌رسد سیستم عصبی-عضلانی با تغییر الگوی زمانی و پیک‌های نیرو، بار مکانیکی را جبران می‌کند. بنابراین، غربالگری و طراحی برنامه‌های اصـــلاحی برای این گروه در معرض خطر ضروری به نظر می‌رسد.

تشکر و قدردانی

این مقاله منتج از طرح تحقیقاتی مقطع کارشـــناســـی ارشـــد رشـــته‌ی بیومکانیک ورزشـی با کد ۵۰۳۰۰/۱۵۸۰۲۱۱ می‌باشـد که در دانشـگاه فرهنگیان به تصـویب رسـیده و با حمایت مالی دانشـگاه فرهنگیان به انجام رسـیده اسـت. بدین‌وسـیله از زحمات تمامی افرادی که ما در انجام این پژوهش یاری کردند، تقدیر و تشکر می‌شود.

References

1. Kasnakova P, Tornyova B, Paskaleva T. Importance of posturology as prevention and intervention for musculoskeletal and spinal deformities. J IMAB-Annu Proceeding (Scientific Pap 2025; 31(1): 5974–7.
2. Iordan D-A, Mușat CL, Neagu SG, Nicoleta N-Ș, et al. Postural Disorders of the Spine in Children and Adolescents: Risk Factors and the Effectiveness of Corrective Interventions. Balneo and PRM Research Journal 2025; 16 (4): 922.
3. Mahmoud NF, Hassan KA, Abdelmajeed SF, Moustafa IM, et al. The relationship between forward head posture and neck pain: a systematic review and meta-analysis. Curr Rev Musculoskelet Med 2019; 12(4): 562–77.
4. Lee J-H. Effects of forward head posture on static and dynamic balance control. J Phys Ther Sci 2016; 28(1): 274–7.
5. Harrison DE, Harrison DD, Betz JJ, Janik TJ, et al. Increasing the cervical lordosis with chiropractic biophysics seated combined extension-compression and transverse load cervical traction with cervical manipulation: nonrandomized clinical control trial. J Manipulative Physiol Ther 2003; 26(3): 139–51.
6. Singla D, Veqar Z. Association between forward head, rounded shoulders, and increased thoracic kyphosis: a review of the literature. J Chiropr Med 2017; 16(3): 220–9.
7. Hoy D, Geere J-A, Davatchi F, Meggitt B, et al. A time for action: opportunities for preventing the growing burden and disability from musculoskeletal conditions in low-and middle-income countries. Best Pract Res Clin Rheumatol 2014; 28(3): 377–93.
8. Kamolthip R, Yang YN, Latner JD, O'Brien KS, et al. The effect of time spent sitting and excessive gaming on the weight status, and perceived weight stigma among Taiwanese young adults. Heliyon 2023; 9(3): e14298.
9. Sepehri S, Sheikhhoseini R, Piri H, Sayyadi P. The effect of various therapeutic exercises on forward head posture, rounded shoulder, and hyperkyphosis among people with upper crossed syndrome: a systematic review and meta-analysis. BMC Musculoskelet Disord 2024; 25(1): 105.
10. Park JS, Kim CH. Ground-Reaction-Force-Based Gait Analysis and Its Application to Gait Disorder Assessment: New Indices for Quantifying Walking Behavior. Sensors (Basel) 2022; 22(19): 7558.
11. Yu L, Mei Q, Xiang L, Liu W, et al. Principal Component Analysis of the Running Ground Reaction Forces With Different Speeds. Front Bioeng Biotechnol 2021; 9: 629809.
12. Neumann DA. Kinesiology of the musculoskeletal system. Mosby; 2019.

13. Kendall F, McCreary E, Provance P. Muscles, testing and function. Med Sci Sports Exerc 1994; 26(8): 1070.
14. von Elm E, Altman DG, Egger M, Pocock SJ, et al. Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) statement: guidelines for reporting observational studies. BMJ 2007; 335(7624): 806–8.
15. Porwal S, Rizvi MR, Sharma A, Ahmad F, Alshahrani MS, Raizah A, et al. Enhancing Functional Ability in Chronic Nonspecific Lower Back Pain: The Impact of EMG-Guided Trunk Stabilization Exercises. Healthcare 2023; 11(15):2153.
16. Jaafarnejad A, Amirzade N, Heseinpour A, Siahkouhian M, et al. Evaluation of Frequency Spectrum of Ground Reaction Force during Walking on Sand and Flat Surface in Individuals with Pronated Foot [in Persian]. J Rehab Med 2020; 9(3): 93–101.
17. Anbarian M, Hosseinimehr SH, Mohammadnazari Z. Comparison of electrical activity of selected trunk and thigh muscles in forward and backward bending with different loads in people with and without chronic low back pain [in Persian]. Studies in Medical Sciences 2023; 34(3): 158–68.
18. Darwesh AA, Abdelrahman S, Fahmy E, Heneidy S, et al. Impact of cranio-vertebral angle on the severity of cervicogenic dizziness and cervical proprioception in cervical radiculopathy patients: a case controlled study. Egypt J Neurol Psychiatry Neurosurg 2025; 61(1): 61.
19. Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. Research methods in biomechanics. 1st ed. Champaign, IL: Human kinetics; 2013.
20. Almosnino S, Kajaks T, Costigan PA. The free moment in walking and its change with foot rotation angle. Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol 2009; 1(1): 19.
21. Cohen J. Statistical power analysis for the behavior science: Lawrance Eribaum association. Lawrence Erlbaum Associates, Publishers; 1988.
22. Minoonejad H, Mousavi SH, Daylamizadeh M. Comparison of Kinematic Risk Patterns Associated with ACL Injury During an Unanticipated Cutting Maneuver in Athletes with and without Non-Specific Chronic Low Back Pain. Journal of Advanced Sport Technology 2023; 7(3): 38–47.
23. Schultz BB. Levene's test for relative variation. Systematic Zoology 1985; 34(4): 449–56.
24. Lin G, Zhao X, Tao Z, Wang W. Gait biomechanics and postural adaptations in forward head posture: a comparative cross-sectional study. BMC Musculoskelet Disord 2025; 26(1): 754.
25. Kang JH, Park RY, Lee SJ, Kim JY, et al. The effect of the forward head posture on postural balance in long time computer based worker. Ann Rehabil Med 2012; 36(1): 98–104.
26. Uluğ N, Begen S, Karahan ZC, Yılmaz S. Does Head Posture Alter Gait Parameters and Symmetry in Young Adults with Forward Head Posture? A Cross-Sectional Study. İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Dergisi 2025; 10(3): 464–9.

DOI: *10.48305/jims.v44.i853.253*

Journal of Isfahan Medical School **Vol. 44, No. 853, 1st Week, May 2026**

Received: 24.03.2026 Accepted: 22.04.2026 Published: 28.04.2026

Cervicothoracic Postural Adaptations and Their Association with Gait Kinetic Profiles in Esports Athletes: A Cross-Sectional Comparative Analysis

Shirin Aali[1], Parinaz Fahimi[2], Marjan Zareyan[3]

Original Article

Abstract

Background: Cervicothoracic postural adaptations, especially forward head posture, are among the most common musculoskeletal disorders in e-sports athletes. This study aimed to compare the components of ground reaction forces during gait in adolescent e-sports athletes with and without cervicothoracic adaptations and to investigate the relationship of these adaptations with gait kinetics.

Methods: In this cross-sectional comparative study, 30 adolescent gamers (15 with injury and 15 healthy) participated. In each group, 8 females and 7 males were studied. Craniovertebral angle was measured to detect forward head tilt. Peak force components, time to peak, and impulse were recorded in three directions, vertical, anterior-posterior, and medial-lateral, while walking on the force plate. Data were analyzed with independent t-test and Cohen's d.

Findings: In the forward group, the peak internal-external force decreased at heel strike (P= 0.002) and increased at mid-stance (P = 0.016). The peak vertical force was lower at heel strike (P = 0.038). The time to peak at heel strike decreased for the internal-external force and increased for the vertical. At mid-stance, the time to peak internal-external increased (P = 0.006). In the push phase, the time to peak all three components increased significantly. Free torque showed a minimum decrease and a maximum increase. Other variables did not differ significantly.

Conclusion: In adolescent gamers, forward head posture is associated with significant changes in the ground reaction force pattern, which may indicate impaired shock absorption, reduce dynamic stability, and delay propulsive force application. Screening and design of corrective programs for this group are considered essential.

Keywords: Forward Head Posture, Ground Reaction Forces, Gait, Craniovertebral Angle

Citation: Aali Sh, Fahimi P, Zareyan M. **Cervicothoracic Postural Adaptations and Their Association with Gait Kinetic Profiles in Esports Athletes: A Cross-Sectional Comparative Analysis.** J Isfahan Med Sch 2026; 44(853): 253- 61.

1- Assistant Professor, Department of Physical Education, Farhangian University, Tehran, Iran
2- MSc Student, Department of Sports Biomechanics, Faculty of Psychology and Educational Sciences, Mohaghegh Ardabili University, Ardabil, Iran
3- PhD in Information Science and Epistemology, Faculty of Medicine, Isfahan University of Medical Sciences, Isfahan, Iran
Corresponding Author: Shirin Aali, Assistant Professor, Department of Physical Education, Farhangian University, Tehran, Iran; Email: Sh.aali@cfu.ac.ir