

Component of Ground Reaction Forces in People with Ankle Sprain Compared with Healthy Subjects During Running

Hoseini Y¹, Alemzadeh M²

Abstract

Purpose: Functional ankle sprain is a common injury in different sports. Study of Ground Reaction Forces in different physical activity is associated with the risk of lower extremity injury and has a clinical importance. The objectives of this study were to analyze the GRF, and loading rate during running in ankle sprain compared with healthy subjects.

Methods: In this study, 10 healthy men and 10 soccer player with ankle sprain participated. Using two adjacent Kistler force plates (1000Hz) GRF during stance phase of running was measured. Then, maximum GRF, impulse, and loading rate, were obtained. MANOVA was used to analyze the data ($\alpha=0.05$).

Results: The results showed that there is a significant difference between two groups in ground reaction force of Fz_1 and Fz_2 ($p=0.01$, $p=0.01$). On the other hand, there was a significant difference between the two groups in time to peak of components in Fz_3 and Fx_2 directions ($p=0.02$, $p=0.004$). Also, there was a significant difference between the two groups in time to peak of components in Fy_1 and Fy_2 directions ($p=0.04$, $p=0.04$). The experimental group showed a higher loading rate than the control group ($p=0.01$).

Conclusion: The results showed that the values of initial reaction force and loading rate in the experimental group were higher than the control group. It seem less foot adaptability increases the loading rate in the experimental group. Since these forces are exacerbating the types of structural damage, therefore, therapists should pay particular attention to reducing these forces by modifying the motor strategy, strengthening the muscles and, even in some cases, prescribing a medical insole.

Keywords: Running, Ground Reaction Force, Loading Rate, Ankle Sprain

Received: 2019.04.24 Accepted: 2019.11.30

مؤلفه های نیروهای عکس العمل زمین در افرادی با عارضه اسپرین مچ پا حین دویدن

یاسین حسینی^۱، محبوبه عالم زاده^۲

هدف: اسپرین عملکردی مچ پا یکی از آسیب های رایج در ورزشکاران مختلف می باشد. بررسی نیروهای عکس العمل زمین در فعالیت هایی از قبیل دویدن، فرود و ... با ریسک آسیب مفاصل اندام تحتانی مرتبط است و از اهمیت بالینی برخوردار است. هدف پژوهش حاضر بررسی مؤلفه های نیروهای عکس العمل زمین هنگام دویدن در افراد مبتلا به اسپرین مچ پا در مقایسه با افراد سالم بود.

روش بررسی: ۱۰ فوتبالیست سالم و ۱۰ فوتبالیست با عارضه اسپرین مچ پا در این مطالعه شرکت نمودند. با استفاده از یک صفحه نیرو (۱۰۰۰ هرتز) مؤلفه های نیروی عکس العمل زمین هنگام دویدن اندازه گیری شد. سپس متغیرهای اوج نیروهای عکس العمل زمین، و نرخ بارگذاری استخراج شدند. آزمون آماری آنوای چند متغیره با سطح معنی داری ($p < 0.05$) جهت تحلیل آماری مورد استفاده قرار گرفت.

یافته ها: نتایج نشان داد در نیروی عکس العمل همسان سازی شده در جهت Fz_1 و Fz_2 بین دو گروه اختلاف معنی داری وجود دارد ($p=0.019$, $p=0.014$)، از طرفی دیگر در زمان رسیدن به اوج مؤلفه ها در جهت Fz_3 و Fx_2 و بین دو گروه تفاوت معناداری مشاهده شد ($p=0.004$, $p=0.02$). همچنین در زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس العمل در جهت خلفی (Fy_1) و

قدامی (Fy2) بین دو گروه اختلاف معناداری مشاهده شد ($p=0/048$, $p=0/049$) گروه تجربی نرخ بارگذاری بالاتری نسبت به گروه کنترل نشان داد ($p=0/01$). اما در سایر متغیرهای نیروی عکس العمل زمین بین گروه ها اختلافی مشاهده نشد ($p>0/05$).

نتیجه گیری: نتایج نشان داد مقادیر نیروی عکس العمل اولیه و نرخ بارگذاری در گروه تجربی نسبت به گروه کنترل بالاتر است. به نظر می رسد انطباق پذیری کمتر پا باعث افزایش نرخ بارگذاری و نیروی عکس العمل اولیه زمین در افراد گروه تجربی شده است. از آنجا که این نیروها تشدید کننده انواع آسیب های ساختاری می باشند، بنابراین درمانگران باید توجه ویژه ای به کاهش این نیروها با استفاده از اصلاح استراتژی حرکتی، تقویت عضلات و حتی در مواردی تجویز کفی طبی نمایند.

کلمات کلیدی: دویدن، نیروی عکس العمل زمین، نرخ بارگذاری، اسپرین مچ پا

نویسنده مسئول: یاسین حسینی، yasin.hoseiny@gmail.com، ORCID: 0000-0003-3464-8860

آدرس: ملایر، دانشگاه ملایر، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، گروه علوم ورزشی

۱- استادیار گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده ادبیات و علوم انسانی، دانشگاه ملایر، ملایر، ایران

۲- استادیار گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکده علوم ورزشی، دانشگاه بوعلی سینا، همدان، ایران

مقدمه

ناپایداری عملکردی مچ پا و ضعف عضلات ساق پا باهم در ارتباط هستند (۱۰). از آنجا که نحوه انقباض عضلات ساق پا در کنترل نیروهای وارده بر بدن نقش مهمی دارند به نظر می رسد اختلال در عملکرد سیستم حسی عمقی و ضعف عضلات ساق پا باعث افزایش نیروهای وارده بر بدن می شود. هر فرد در طول یک مایل دویدن به طور معمول ۱۶۰۰ تماس پاشنه با زمین دارد (۱۱). در لحظه تماس بین پا و زمین نیروهای برخوردی باعث اعمال فشار بزرگی بر ساختار اندام تحتانی می شود و تکرار این نیروها و بارهای اعمال شده باعث توسعه آسیب های اندام تحتانی در ارتباط با دویدن می شود (۱۲).

تجزیه و تحلیل مقادیر نیروی عکس العمل زمین طی فعالیت های مختلف نظیر ایستادن، راه رفتن و دویدن، اطلاعات با ارزشی در مورد عملکرد صحیح سیستم عضلانی-اسکلتی و کنترل پوسچر فراهم می کند (۱۳). با استفاده از نیروهای عکس العمل زمین مقدار ایمپالس و نرخ بارگذاری عمودی را می توان اندازه گیری نمود. ایمپالس برابر است با انتگرال نیروی عکس العمل زمین در بازه زمانی مرحله استقرار راه رفتن که با اندازه حرکت بدن معادل است (۱۴). همچنین نرخ بارگذاری به عنوان شیب منحنی نیروی عکس العمل زمین در رسیدن به اولین قله تعریف شده است (۱۵). گزارشات علمی مختلف نشان داده اند که افزایش نرخ بارگذاری با ریسک ابتلا به آسیب مرتبط است (۱۶). محققین گزارش کرده اند که نرخ بارگذاری بیشتر از ۷۰ درصد وزن بدن بر ثانیه و ۷۲ درصد وزن بدن بر ثانیه

اسپرین مچ پا یکی از آسیب های رایج در ورزش است (۱). میزان شیوع این آسیب در والیبالیست ها و فوتبالیست ها به ترتیب برابر با ۴۶ و ۲۱ درصد می باشد (۲). در ایالات متحده، نزدیک به ۲ میلیون نفر در سال دچار اسپرین مچ پا می شوند (۳). بیشترین آمار شیوع این آسیب در ورزش هایی که دارای حرکاتی از قبیل توقف ناگهانی، چرخش به طرفین و فرود هستند، گزارش شده است (۴). شایع ترین نوع آسیب مچ پا اسپرین لیگامنت خارجی می باشد (۵) محققین نشان داده اند که Inversion بیش از حد مچ پا هنگام Plantarflexion مچ پا، باعث افزایش احتمال اسپرین مچ پا می شود (۶). ترکیب Plantarflexion همراه با Inversion مچ پا باعث Supination مچ پا می گردد (۶). احساس خالی شدن مچ پا و ناپایداری مچ پا از معمول ترین علائمی است که افراد بعد از اسپرین مچ پا با آن مواجه هستند (۷). هنگامی که هر دو علائم ذکر شده در فرد وجود داشته باشد افراد مبتلا به ناپایداری عملکردی مچ پا هستند (۷). ناپایداری عملکردی مچ پا در اثر اسپرین لیگامنت های خارجی پا، آسیب به گیرنده های مکانیکی مفصل و گیرنده های حسی عمقی ایجاد می شود (۸). از آنجا که گیرنده های حسی عمقی و گیرنده های مفصلی از اجزای اصلی درگیر در حفظ ثبات پاسچری در طول فعالیت هایی نظیر ایستادن، راه رفتن، دویدن و ... هستند، اختلال در هر کدام از این گیرنده ها باعث اختلال در حرکات می شود (۹). بسیاری از محققین بیان کرده اند که

در بین دو گروه هیچگونه اختلاف معناداری در خصوص شاخص های، قد، وزن و سن وجود نداشت.

معیارهای ورود به کنترل عبارت بودند از برخورداری از سیستم اسکلتی-عضلانی طبیعی، داشتن ساختار اسکلتی طبیعی پا (قوس طولی داخلی در حالت نرمال قرار داشت). همچنین معیارهای ورود به گروه تجربی عبارت بودند از: کسب امتیاز بالای ۲۶ از پرسشنامه ارزیابی عملکرد مچ پا (این پرسشنامه یکی از پرسشنامه های استاندارد در زمینه ارزیابی عملکرد مچ پا می باشد (۲۱)، ضریب همبستگی درون گروهی برابر با ۰/۹۴ گزارش شده است، همچنین تکرارپذیری مطلق این پرسشنامه با استفاده از شاخص خطای معیار اندازه گیری برابر با ۱/۵ گزارش شد (۲۱). در این پرسشنامه به منظور اندازه گیری عملکرد مچ پا ۱۲ سوال ۵ گزینه ای مطرح شده است که براساس مقیاس لیکرت با اعداد ۰ تا ۴ امتیازدهی می شوند و حداکثر امتیاز کلی این ابزار ۴۸ می باشد. امتیاز بالاتر از ۲۶ نشان دهنده وجود محدودیت عملکردی مچ پای آسیب دیده است)، سابقه یک بار پیچ خوردگی شدید بخش خارجی مچ پا، سابقه احساس ناپایداری مچ پا طی ۶ ماه اخیر، آزمودنی هایی که دارای سابقه جراحی، ناهنجاری های ارتوپدیکی از جمله اختلاف طول دو پا (بیشتر از ۳ میلی متر) بودند از مطالعه مورد نظر حذف می شدند. همه آزمودنی ها راست دست و راست پا بودند که به ترتیب با آزمون پرتاب توپ برای دست و ضربه به توپ برای پا سنجیده شد. به آزمودنی ها توصیه شده بود تا از پرداختن به فعالیت فیزیکی خسته کننده از ۴۸ ساعت قبل از آزمایش خودداری نمایند. قبل از اجرای آزمون اهداف و روش مطالعه برای آزمودنی ها شرح داده شد. آزمودنی ها از روند چگونگی آزمون اطلاع کامل داشتند. همه داوطلبان فرم رضایت نامه کتبی را قبل از شرکت در فعالیت امضا نمودند.

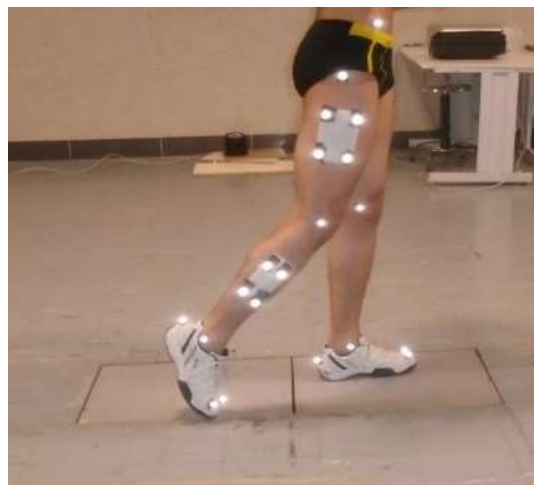
سرعت حرکت با استفاده از چهار عدد دوربین Vicon و مارکرهای منعکس کننده نور محاسبه شد. برای ثبت و تحلیل اطلاعات کینماتیکی دویدن از دستگاه تحلیل سه بعدی (Vicon (100Hz(Motion Lab Systems, Inc.15045 Old Hammond Highway, Baton Rouge, LA 70816USA) با فرکانس نمونه برداری برابر با ۱۰۰ هرتز و چهار دوربین سری T استفاده شد. برای این منظور لگن و اندام های تحتانی چپ و راست با

هنگام دویدن فرد را به ترتیب در معرض استرس فزاینده و درد کشکی رانی قرار می دهد. همچنین نرخ بارگذاری بالای ۱۰۰ درصد وزن بر ثانیه هنگام دویدن ریسک ابتلا به عارضه فاستیت پلانتر را افزایش می دهد (۲۰-۱۶). عوامل مختلفی باعث افزایش و یا کاهش نیروهای عکس العمل زمین می شود از آن جمله می توان به دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی، استراتژی های حرکتی و نحوه انقباض عضلات اشاره کرد (۱۵). از آنجا که افرادی با عارضه ناپایداری عملکردی مچ پا به نظر می رسد با اختلال در عملکرد عضلات ساق و اختلال در دامنه حرکتی مچ پا مواجه هستند تاکنون تحقیقی در رابطه با نحوه توزیع سه بعدی مولفه های نیروی عکس العمل زمین در این افراد صورت نگرفته است (۱). از آنجا که نحوه توزیع سه بعدی نیروهای عکس العمل زمین از اهمیت کلینیکی برخوردار است و به درمانگران در تعیین استراتژی های درمانی مناسب کمک بسزایی خواهد کرد لذا در این تحقیق قصد داریم با بررسی دقیق نیروهای عکس العمل زمین و همچنین مولفه های وابسته به آن به درک درستی از نیروهای وارده به بدن در این افراد دست یابیم.

روش بررسی

پژوهش حاضر از نوع شبه تجربی و آزمایشگاهی است. در این پژوهش از بین فوتبالیست های مرد استان همدان تعداد ۱۰ نفر واجد شرایط به عنوان گروه کنترل انتخاب و مورد مطالعه قرار گرفتند. همچنین تعداد ۱۰ نفر از فوتبالیست های مبتلا به ناپایداری عملکردی مچ پا به عنوان گروه تجربی انتخاب شدند. آزمودنی ها توسط فراخوان عمومی که در باشگاه های فوتبال همدان توزیع شد به صورت تصادفی انتخاب گردیدند. تعداد ۱۰ آزمودنی در هر گروه با توجه به $\alpha = 0.05$, $\beta = 0.2$ (توان آماری ۰/۸۰) بر اساس روش محاسبه توان Faul (۲۰) و نرم افزار G*POWER در نظر گرفته شد (خروجی نرم افزار پیوست ۱ می باشد) (۲۰). میانگین و انحراف معیار سن، قد و جرم آزمودنی ها در گروه کنترل به ترتیب (21.1 ± 9.6 سال)، (175.4 ± 3.9 سانتی متر)، و (67.12 ± 1.6 کیلوگرم) بودند. همچنین میانگین و انحراف معیار سن، قد و جرم آزمودنی ها در گروه تجربی به ترتیب (22.1 ± 9.3 سال)، (176.5 ± 3.9 سانتی متر)، و (65.11 ± 2.3 کیلوگرم) بودند.

مارکرهای منعکس کننده نور به قطر ۱۴ میلی متر مشخص شدند (شکل ۱).



شکل ۱: مارکرهای اندام تحتانی

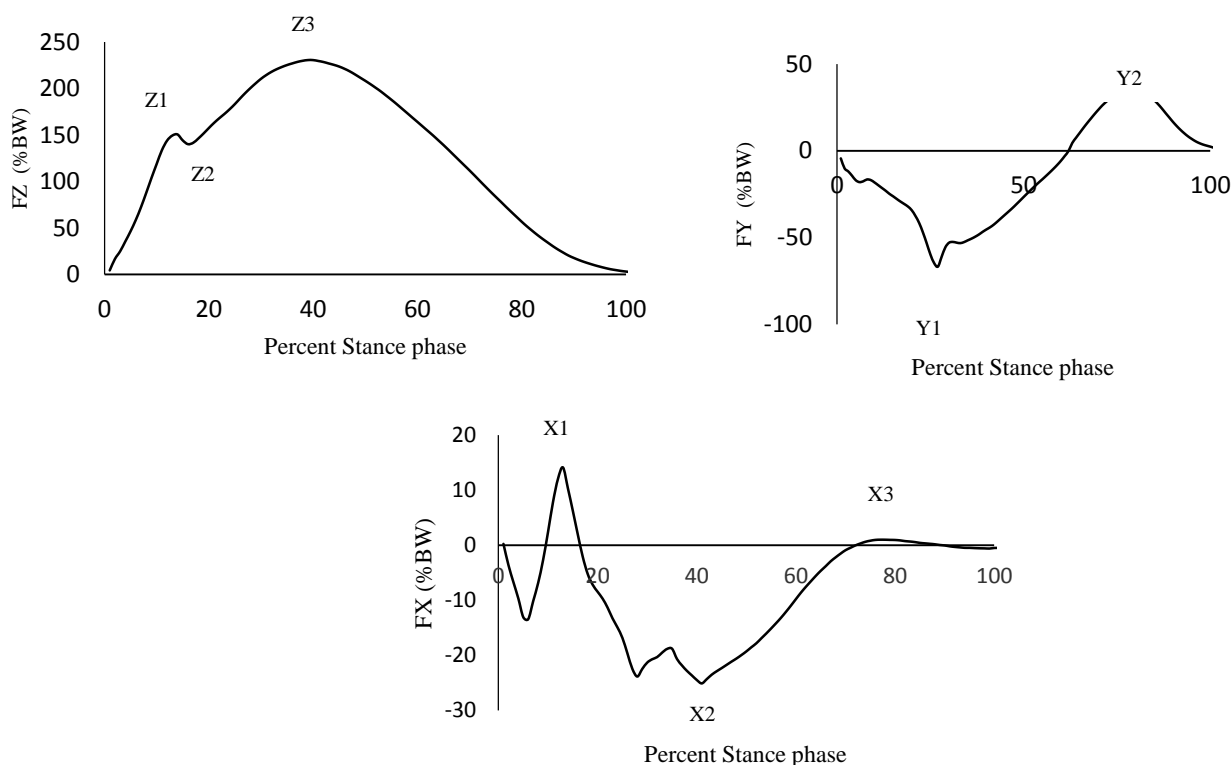
مارکرها با استفاده از نوار چسب دوطرفه بر روی خار خاصه قدامی فوقانی و خلفی فوقانی، یک سوم فوقانی ران راست (کلاستر چهار مارکری)، یک سوم تحتانی ران چپ (کلاستر چهار مارکری)، انتهای ران روی اپی کندیل خارجی، یک سوم فوقانی ساق راست (کلاستر چهار مارکری)، یک سوم تحتانی ساق چپ (کلاستر چهار مارکری)، پاشنه (بر روی کفش)، فوزک خارجی، سر متاتارس دوم (بر روی کفش) و سر متاتارس پنجم (بر روی کفش) در دو سمت راست و چپ نصب شدند)

افراد هنگام نصب مارکرها در حالت آناتومیک قرار می گرفتند. با استفاده از دو صفحه نیرو Kistler (Kistler AG, Winterthur, Switzerland) با ابعاد $(400 \times 600 \text{ mm}^2)$ نیروهای عکس العمل زمین (GRF) در جهت های عمودی (F_z)، قدامی - خلفی (F_y) و داخلی - خارجی (F_x) هنگام دویدن اندازه گیری شدند. فرکانس نمونه برداری برابر 1000 Hz تعیین شد (۲۲). این دو صفحه نیرو در امتداد یکدیگر، با فاصله ۱ سانتیمتر از هم در نیمه ی راه یک مسیر ۲۰ متری طوری قرار گرفته بودند که آزمودنی حداقل ۵ گام قبل از رسیدن به صفحه نیرو بر می داشت. قبل از شروع ثبت داده ها ابتدا صفحه نیروها کالیبره شدند.

طی دویدن، کینماتیک عکس العمل هر دو پا ثبت می شد و نتایج مربوط به پای غالب جهت تحلیل مورد استفاده قرار گرفت. در این تحقیق پای غالب افراد دچار عارضه اسپرین

شده بود. افرادی قبل از اجرای آزمون، جهت ایجاد هماهنگی با شرایط آزمایش هر آزمودنی حدود ۵ دقیقه در سطح آزمایشگاه می دوید. سپس هر آزمودنی ۶ بار با سرعت معمولی (آزمودنی ها موظف بودند که یک مسیر ۲۰ متری را در مدت زمان ۷ ثانیه طی کنند) می دوید. از ۶ تکراری که هر فرد انجام می داد کوششی صحیح تلقی می شد که پا به صفحه نیرو برخورد کرده باشد اما اگر پا به لبه ی صفحه نیرو برخورد می کرد این کوشش مورد قبول واقع نمی شد در نتیجه با بررسی کوشش ها به منظور میانگین گیری سه تکرار صحیح مورد استفاده قرار گرفت. اطلاعات کینماتیکی و کینماتیکی آن ها ثبت گردید. در این تحقیق به منظور بررسی سرعت از دو روش میدانی و آزمایشگاهی استفاده شد در روش میدانی از کرونومتر استفاده می شد و در روش آزمایشگاهی از دستگاه تجربه و تحلیل حرکتی استفاده شد. با توجه به اینکه سرعت دویدن توسط دوربین های تجزیه و تحلیل حرکتی مورد اندازه گیری قرار گرفت و به لحاظ آماری اختلافی در سرعت دویدن بین دو گروه کنترل و تجربی مشاهده نشد می توان بیان نمود که این مورد کنترل شده و در نتایج این تحقیق اثرگذار نبوده است. در پژوهش حاضر نوع کفش (طرح ASICS) برای تمام آزمودنی ها یکسان و با توجه به شماره پای آن ها انتخاب شد.

داده های کینماتیکی (سرعت آزمودنی ها) بدست آمده با استفاده از فیلتر پایین گذر باترورث سطح چهار و بدون اختلاف فازی (Fourth order Butterworth low pass filter, zero lag) با فرکانس برش 6 Hz هموار شدند. سیگنال های صفحه نیرو بدست آمده با استفاده از فیلتر پایین گذر باترورث سطح چهار و بدون اختلاف فازی با فرکانس برش 20 Hz هموار شدند. متغیرهای قله نیروهای عکس العمل زمین و نرخ بارگذاری اندازه گیری شدند. برای متغیرهای GRF سه مولفه عمودی، سه مولفه داخلی - خارجی و دو مولفه قدامی - خلفی استخراج گردیدند (۲۲) (نمودار ۱). همه نیروهای GRF برحسب وزن فرد همسان سازی شدند و در پای غالب مورد تحلیل قرار گرفتند. نرخ بارگذاری عمودی به عنوان شیب بخش اولیه (بین لحظه تماس پاشنه تا اولین قله نیروی عمودی عکس العمل زمین) منحنی نیروی عمودی عکس العمل زمین تعریف می شود (۱۷).



نمودار ۱: اجزاء مختلف هر یک از مولفه های نیروی عکس العمل در منحنی های Fz (عمودی) مقدار قله نیروی عمودی در لحظه تماس اولیه (Fz1)، میانه فاز استقرار (Mid stance) (Fz2) و فاز پیشرونده (Fz3)، Fy (قدامی-خلفی) (ب) قله ترمز (Fy1) و پیشروی (Fy2) و، Fx در راستای داخلی-خارجی ۳ قله (Fx3, Fx2, Fx1) * Percent Stance Phase: درصد فاز استقرار راه رفتن * BW: وزن بدن

یافته‌ها

نتایج پژوهش حاضر نشان داد، در متغیر سرعت دویدن بین دو گروه اختلاف معنی داری وجود ندارد ($p=0/541$). به این ترتیب که سرعت دویدن در دو گروه کنترل و تجربی به ترتیب برابر با $2/8 \pm 0/25$ و $2/7 \pm 0/27$ متر بر ثانیه گزارش شد.

جدول ۱ میانگین قله مولفه های نیروی عکس العمل همسان سازی شده Fz، Fy، Fx در دو گروه کنترل و تجربی را نشان می دهد. همان طور که قابل مشاهده می-شود در هیچکدام از مولفه های نیروی عکس العمل در صفحات Fx، Fy بین دو گروه تفاوت معنی داری وجود ندارد ($p>0/05$). اما نتایج نشان داد در نیروی عکس العمل همسان سازی شده در جهت Fz1 بین دو گروه اختلاف معنی داری وجود دارد ($f=7/45$ ، $p=0/014$). همچنین آزمون لونی نشان داد واریانس خطای متغیرهای وابسته در بین گروه‌ها برابرند ($p=0/186$ ، $f=1/89$). به طوری که میزان نیروی عمودی در گروه کنترل در حدود ۱۱ درصد

$$\text{Loading rate} = \left[\frac{\text{peak Fz(N)/body weight(N)}}{\text{time to peak Fz}} \right]$$

Peak Fz: اوج نیروی عمودی

Body weight: وزن بدن

time to peak Fz: زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی

برای تحلیل آماری داده ها ابتدا از آزمون شاپیروویلیک برای بررسی طبیعی بودن توزیع داده ها استفاده شد. نتایج نرمال بودن هرکدام از مولفه ها نیروی عکس العمل همسان سازی شده Fz، Fy، Fx و نرخ بارگذاری در آزمون شاپیروویلیک به ترتیب عبارت بودند از $p=0/208$ ، $p=0/356$ ، $p=0/105$ و $p=0/371$. با توجه به نرمال بودن توزیع داده ها از آزمون آنوای چند متغیره برای مقایسه بین گروهی در سطح معنی داری $p<0/05$ استفاده گردید. عملیات آماری در محیط نرم افزاری SPSS نسخه ۱۹ انجام شد.

جدول ۱: مولفه های همسان سازی شده نیروهای عکس العمل زمین بر حسب درصدی از وزن بدن در سه بعد

مقدار p	F	تجربی (میانگین ± انحراف معیار)	کنترل (میانگین ± انحراف معیار)	%BW	
۰/۰۱۴*	۷/۴۵۱	۱۳۸/۵۴±۳۵/۶۸	۱۰۵/۳۷±۱۴/۲۶	Fz ₁	Fz
۰/۰۱۹*	۶/۶۲۱	۱۲۹/۷۵±۳۴/۹۶	۹۸/۴۹±۱۵/۹۱	Fz ₂	
۰/۱۹	۱/۸۳۲	۱۹۸/۸±۲۵/۷۳	۱۸۴/۰۵±۲۲/۸۷	Fz ₃	
۰/۹	۰/۰۱۴	۱۱/۸±۶/۱	۱۱/۴۶±۶/۴۳	Fx ₁	Fx
۰/۱۷	۲/۰۰۵	۲۲/۸۳±۲/۶	۲۰/۶۳±۴/۱	Fx ₂	
۰/۳۹	۰/۷۶۳	۲/۵۱±۷۷/۲	۱/۴±۱/۹۸	Fx ₃	
۰/۳۷	۰/۸۵۲	۳۶/۷۳±۱۳/۴۴	۳۲/۵±۵/۹۶	Fy ₁	Fy
۰/۲۱	۱/۶۲۵	۶۴/۵±۲۸/۹۱	۶۰/۷±۳۵/۵۶	Fy ₂	

:/BW: درصد وزن بدن، Fz₁: نیروی عمودی در لحظه تماس پاشنه با زمین. Fz₂: نیروی عمودی در لحظه FOOT FLAT. Fz₃: نیروی عمودی در فاز پیشروی. Fx₁: نیروی افقی در لحظه تماس پاشنه، Fx₂: نیروی افقی در میانه فاز استقرار، Fx₃: نیروی افقی در فاز پیشروی. Fy₁: نیروی عکس العمل خلفی (فاز ترمز)، Fy₂: نیروی عکس العمل قدامی (فاز پیشروی)، * اختلاف معنی دار بین دو گروه

بین افراد سالم و افرادی با عارضه ناپایداری عملکردی مچ پا بود.

نتایج این تحقیق نشان داد که در افرادی با عارضه ناپایداری عملکردی مچ پا در نیروهای عکس العمل عمودی در لحظه تماس پاشنه با زمین بین دو گروه اختلاف معنی-داری وجود دارد. در لحظه تماس پاشنه با زمین هنگام دویدن فاکتورهای مختلفی از قبیل جنس سطح، نوع کفش، نحوه فعالیت عضلات، دامنه حرکتی مفاصل و... بر میزان نیروی عکس العمل زمین تاثیر می گذارد (۲۳). از آنجا که در این تحقیق هم سطحی که روی آن دویدن صورت می گرفت و هم نوع کفش برای هر دو گروه یکسان در نظر گرفته شد پس می توان علت تفاوت در نیروی عکس العمل زمین را در نتیجه اختلال در عملکرد عضلات و تغییر در دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی از قبیل مچ و زانو دانست (۲۴).

تحقیقات مختلف نشان داده اند در لحظه تماس پاشنه با زمین فعالیت مناسب عضلات از یک طرف و دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی از طرف دیگر باعث کاهش نیروی عکس العمل زمین در افراد مختلف می شود. تحقیقات مختلف نشان داده اند که افزایش فعالیت عضله ساقی قدامی به علت ایجاد گشتاور Invertory باعث افزایش ریسک اسپرین لیگامنت خارجی پا می شود (۲۵). فعالیت بیشتر عضله ساقی قدامی باعث افزایش Supination مچ پا در لحظه برخورد پا با زمین می شود (۲۶). یکی از دلایل دیگر Supination بیش از حد، ضعف عضله نازک نئی طویل

کوچکتر از گروه تجربی گزارش شد. همچنین در نیروی عکس العمل همسان سازی شده در جهت Fz₂ بین دو گروه اختلاف معنی داری وجود دارد (p=۰/۰۱۹, f=۶/۶۲۱). جدول ۲ زمان رسیدن به اوج قله مولفه های نیروی عکس العمل همسان سازی شده Fx, Fy و Fz در دو گروه کنترل و تجربی را نشان می دهد. همان طور که قابل مشاهده است زمان رسیدن به حداکثر نیروی عکس العمل در جهت قدامی - خلفی و در نیروی افقی در میانه فاز استقرار در گروه کنترل به طور معناداری بزرگتر از گروه تجربی می باشد (p<۰/۰۵). از طرفی دیگر نتایج نشان داد در زمان رسیدن به اوج در فاز پیشروی (Fz₃) بین دو گروه اختلاف معنی داری وجود دارد (p=۰/۰۰۴). همچنین آزمون لونز نشان داد واریانس خطای متغیرهای وابسته در بین گروه ها برابرند (f=۰/۷۲۵, p=۰/۵۶). نمودار ۲ میزان بار وارد شده نیروی عمودی در دو گروه کنترل و تجربی را نشان می دهد. میزان بار وارد شده نیروی عمودی در گروه کنترل برابر ۲۶/۷۳±۶/۷۵ وزن بدن بر ثانیه (BW/S) و در گروه تجربی برابر با ۳۶/۲۳±۹/۳۳ وزن بدن بر ثانیه (BW/S) بود (f=۶/۷۸۸, p=۰/۰۱). همچنین آزمون لونز نشان داد واریانس خطای متغیرهای وابسته در بین گروه ها برابرند (f=۰/۶۴۹, p=۰/۴۳۱).

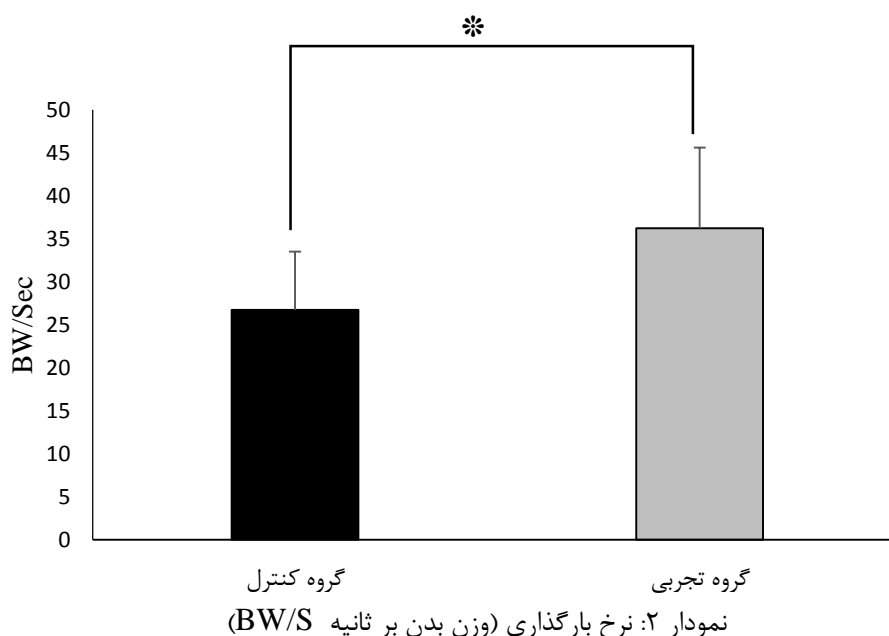
بحث و نتیجه گیری

هدف پژوهش حاضر مقایسه مولفه های نیروی عکس العمل زمین، و نرخ بارگذاری عمودی در مرحله استقرار دویدن

جدول ۲: زمان رسیدن به اوج نیروهای عکس العمل زمین

مقدار-p	F	تجربی (میانگین ± معیار)	کنترل (میانگین ± معیار)	Time(sec)	
۰/۳۷	۰/۸۳۷	۰/۰۴۷±۰/۰۰۸	۰/۰۵۱±۰/۰۰۸	TFz ₁	TFz
۰/۱۶	۲/۱۴۶	۰/۰۵۶±۰/۰۱۱	۰/۰۶۲±۰/۰۰۸	TFz ₂	
۰/۰۰۴	۱۱/۲۱۳	۰/۲۳±۰/۱۲۱	۰/۱۸۰±۰/۱۵۳	TFz ₃	
۰/۲۸	۱/۱۹۵	۰/۰۴۴±۰/۰۰۸	۰/۰۴±۰/۰۰۷	TFx ₁	Fx
۰/۰۲	۶/۰۶۶	۰/۱۲۵±۰/۰۲۲	۰/۱۶±۰/۰۳۹	TFx ₂	
۰/۳۰۹	۱/۰۹۸	۰/۸۴±۰/۲۹	۰/۸۰±۰/۳۳	TFx ₃	
۰/۰۴۸	۴/۵۱۸	۰/۰۷۶±۰/۰۱۸	۰/۰۹۱±۰/۰۱۳	TFy ₁	TFy
۰/۰۴۹	۴/۴۶۴	۰/۴۸۰±۰/۲۳۲	۰/۸۷۰±۰/۲۹۹	TFy ₂	

TFz1: زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی در لحظه تماس پاشنه با زمین. TFz2: زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی در لحظه FOOT FLAT. TFz3: زمان رسیدن به اوج نیروی عمودی در فاز پیشروی. TFX1: زمان رسیدن به اوج نیروی افقی در لحظه تماس پاشنه، TFX2: زمان رسیدن به اوج نیروی افقی در میانه فاز استقرار، TFX3: زمان رسیدن به اوج نیروی افقی در فاز پیشروی. TFY1: زمان رسیدن به اوج نیروی عکس العمل خلفی (فاز ترمز)، TFY2: زمان رسیدن به اوج نیروی عکس العمل قدامی (فاز پیشروی)



چرخش دهنده داخلی و خارجی و همچنین تغییر دامنه حرکتی مفاصل اندام تحتانی باعث افزایش نیروی عمودی عکس العمل زمین در لحظه تماس پاشنه با زمین می‌شود. Hopkins و همکارانش (۲۹) نشان دادند که عدم تعادل عضلانی اطراف مچ پا در افرادی با عارضه اسپرین مچ پا منجر به تغییرات در مرکز فشار و نیروهای عکس العمل زمین می‌شود (۲۹). اما از آنجا که در این تحقیق از داده‌های الکترومایوگرافی استفاده نشده است با قطعیت نمی‌توان در رابطه با تغییر در الگوی فعالیت عضلات بحث کرد.

نتایج این تحقیق همچنین نشان داد که نرخ بارگذاری

می‌باشد (۲۷). عضله نازک نئی طویل یکی از مهم‌ترین عضلات ثبات دهنده مچ پا هنگام Inversion ناگهانی بشمار می‌رود (۲۷). در افرادی با عارضه ناپایداری عملکردی مچ پا میزان فعالیت عضله نازک نئی طویل نسبت به افراد سالم به طور معنی‌داری کمتر می‌باشد (۲۷). یکی از دلایل افزایش نیروی عمودی عکس العمل زمین هنگام تماس پاشنه پا با زمین تغییر در الگوی حرکتی مچ پا می‌باشد (۲۸). از آنجا که در افرادی با عارضه ناپایداری مچ پا با اختلال در سیستم حسی عمقی مفصل مچ پا مواجه هستند (۲)، به نظر می‌رسد در این گروه از افراد اختلال در سیستم حسی عمقی، اختلال در عملکرد عضلات

عمل زمین و یا در اثر کاهش زمان رسیدن به آن می باشد. طی مطالعه ای محققین توصیه نمودند که با استفاده از برنامه تمرینی و طراحی کفش مناسب می توان میزان آسیب ناشی از نرخ بارگذاری بالا را به حداقل رساند. نتایج مختلف نشان داده اند که افزایش نرخ بارگذاری با انواع آسیب ها اندام تحتانی در ارتباط است و کاهش نرخ بارگذاری در تحقیقات مختلف به عنوان یک راهبرد در کاهش آسیب های اندام تحتانی در نظر گرفته شده است (۳۶).

این تحقیق از محدودیت های خاصی نیز برخوردار است که از آن جمله می توان به مواردی چون عدم آگاهی کامل از شرایط روحی افراد شرکت کننده در تحقیق و عدم مطالعه در رابطه با زنان اشاره کرد. لذا در تحقیقات آینده پیشنهاد می شود که تحقیق حاضر در رابطه با زنان نیز انجام شود همچنین به منظور تصمیم گیری دقیق تر، بهتر است از داده های الکترومیوگرافی و داده ای کینماتیک نیز بهره برد.

نتایج این تحقیق نشان داد که افراد گروه تجربی مقادیر نیروی عکس العمل اولیه و نرخ بارگذاری بالاتری نسبت به گروه کنترل دارند. از آنجا که این نیروها تشدید کننده انواع آسیب های ساختاری می باشد، بنابراین درمانگران باید توجه ویژه ای به کاهش این نیروها با استفاده از اصلاح استراتژی حرکتی، تقویت عضلات و حتی در مواردی تجویز کفی طبی نمایند.

سپاسگزاری

این مقاله مستخرج از طرح پژوهشی مصوب دانشگاه ملایر به شماره ۸۴/۵-۱-۲۳۱ می باشد. بدین وسیله از همه آزمودنی های شرکت کننده در پژوهش و دانشگاه ملایر که در اجرای این پژوهش ما را یاری کردند، کمال تشکر و سپاسگزاری را می نمایم.

منابع

1. Moisan G, Descarreaux M, Cantin V. Effects of chronic ankle instability on kinetics, kinematics and muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait & Posture* 2016; 52(1): 381-399.

عمودی در گروه تجربی بالاتر از گروه کنترل است. با توجه به اینکه بافت های بدن انسان از رفتار مواد ویسکوالاستیکی تبعیت می کند، بنابراین پاسخ بارگذاری آن ها وابسته به زمان است، در نتیجه هرچه میزان نرخ های بارگذاری پایین تر باشد در نتیجه احتمال آسیب به ساختار نیز کمتر می باشد (۳۰). نتایج این تحقیق در زمینه نرخ بارگذاری با نتایج تحقیق Hreljac و همکارانش (۳۱) و همچنین John و همکارانش (۳۲) همسو می باشد. افزایش نرخ بارگذاری باعث افزایش استرس غیر طبیعی بر مفصل مچ پا می شود به همین دلیل افرادی با عارضه اسپرین مچ پا مستعد ابتلا به استئوآرتریت در این مفصل هستند. در تحقیقات قبلی نشان داده اند که ۶۶ درصد از افرادی که دچار اسپرین مچ پا هستند کارتلج مفصل مچ پای آسیب دیده دارند (۳۲). همچنین مطالعات مختلف نشان داده اند که دامنه حرکتی کم مفاصل مچ پا، زانو و ران، الگوی دویدن و یا راه رفتن و میزان انطباق کل پا یا سفتی کل بدن تحت تأثیر قرار دهد (۳۳). در مرحله تماس پاشنه با زمین افرادی با عارضه استئوآرتریت زانو، دارای فلکشن زانوی کمتری در مقایسه با افراد عادی هستند در نتیجه میزان نرخ بارگذاری بیشتری در این افراد مشاهده شد (۳۳). انطباق کمتر پا که در افرادی با عارضه اسپرین مچ پا مشاهده می شود معمولاً در نتیجه Supination بیش از حد پا رخ می دهد که می تواند منجر به نرخ بارگذاری بالاتر شود و در نهایت ریسک آسیب وارده بر مفاصل فوقانی و اندام های فوقانی را افزایش می دهد (۲۶). همچنین بیماری که در آستانه ابتلا به استئوآرتریت هستند، نرخ بارگذاری عمودی بیشتری در مقایسه با گروه کنترل نشان دادند (۳۴). استفاده از بریس حمایتی در مچ پا موجب کاهش دامنه حرکتی مفاصل مچ پا و زانو می گردد، و باعث افزایش نرخ بارگذاری و افزایش ریسک ابتلا به آسیب می شود (۳۵). نتایج تحقیقات قبلی نشان داده است افرادی با عارضه اسپرین مچ پا از یک استراتژی جبرانی برای محافظت از مچ آسیب دیده استفاده می کنند و از آن استراتژی تحت عنوان استراتژی خشکی یاد می کنند، استفاده از این استراتژی ممکن است یکی از علت های افزایش نرخ بارگذاری باشد. به منظور اطمینان بیشتر از این قضیه در مطالعات آینده بهتر است به تعیین استراتژی حرکتی این افراد نیز توجه ویژه ای شود. افزایش نرخ بارگذاری در نتیجه افزایش در مقدار نیروی عکس-

2. Waterman B R, Owens BD, Davey S, Zacchilli MA, & Belmont PJ. The epidemiology of ankle sprains in the United States. *J Bone Joint Surg Am* 2010; 92(13): 2279-2284.
3. Fong DTP, Hong Y, Chan L K, Yung PSH, Chan KM. A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sports medicine* 2007; 37(1): 73-94.
4. Zouita ABM, Majdoub O, Ferchichi H, Grandy K, et al. The effect of 8-weeks proprioceptive exercise program in postural sway and isokinetic strength of ankle sprains of Tunisian athletes. *Annals of physical and rehabilitation medicine* 2013; 56(9): 634-643
5. Ha SCW, Fong DTP, Chan K M. Review of ankle inversion sprain simulators in the biomechanics laboratory. *Asia-Pacific Journal of Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation and Technology* 2015; 2(4): 114-121.
6. Guillodo Y, Le Goff, A, Saraux A. Adherence and effectiveness of rehabilitation in acute ankle sprain. *Annals of physical and rehabilitation medicine* 2011; 54(4): 225-235.
7. Hertel J. Functional instability following lateral ankle sprain. *Sports Medicine* 2000; 29(5): 361-371.
8. Mohammadi, F. Comparison of 3 preventive methods to reduce the recurrence of ankle inversion sprains in male soccer players. *The American journal of sports medicine* 2007; 35(6): 922-926.
9. Lin W H, & Lee A JY. The relationship between ankle inversion/eversion strength and balance ability. *Bull Phys Educ* 2003; 34(1): 55-64.
10. Griffin LYE. Neuromuscular training and injury prevention in sports. *Clinical orthopaedics and related research* 2003; 409(3): 53-60.
11. Spurgeon B E. Do running shoes protect all runners? *Journal of sports science & medicine* 2005; 4(4): 617-625.
12. Bishop M, Fiolkowski P, Conrad B, Brunt D, Horodyski M. Athletic footwear, leg stiffness, and running kinematics. *Journal of athletic training* 2006; 41(4): 387-386.
13. Castro MP, Figueiredo M C, Abreu S, Sousa H, et al. The influence of gait cadence on the ground reaction forces and plantar pressures during load carriage of young adults. *Applied ergonomics* 2015; 49(1): 41-46.
14. Robertson G, Caldwell G, Hamill J, Kamen G, Whittlesey S. *Research methods in biomechanics, 2E. Human Kinetics*; 2013: 86
15. Munro CF, Miller D I, Fuglevand AJ. Ground reaction forces in running: a reexamination. *Journal of biomechanics* 1987; 20(2): 147-155.
16. Zadpoor A, Nikooyan A. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: a systematic review. *Clinical Biomechanics* 2011; 26(1): 23-28.
17. Crowell HP, Davis I S. Gait retraining to reduce lower extremity loading in runners. *Clinical biomechanics* 2011; 26(1): 78-83.
18. Cheung R T, Davis IS. Landing pattern modification to improve patellofemoral pain in runners: a case series. *journal of orthopaedic & sports physical therapy* 2011; 41(12): 914-919.
19. Davis IS, Bowser B J, Hamill J. Vertical impact loading in runners with a history of patellofemoral pain syndrome. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 2010; 42(5): 682-690.
20. Faul F, Erdfelder E, Lang A, Buchner A. G* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res methods* 2007; 39(2): 175-191.
21. Ross, S. E., Guskiewicz, K. M., Gross, M. T., Yu, B. Assessment tools for identifying functional limitations associated with functional ankle instability. *Journal of athletic training*, 2008; 43(1): 44-50.
22. Damavandi M, Dixon P C, Pearsall D J. Ground reaction force adaptations during cross-slope walking and running. *Human movement science* 2012; 31(1): 182-189.
23. Frederick, E. C., Hagy, J. L. Factors affecting peak vertical ground reaction forces in

- running. *International journal of sport biomechanics* 1986; 2(1): 41-49.
24. Brown C, Padua D, Marshall S W, Guskiewicz K. Individuals with mechanical ankle instability exhibit different motion patterns than those with functional ankle instability and ankle sprain copers. *Clinical biomechanics* 2008; 23(6): 822-831.
25. Oatis CA. *Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement*. Lippincott Williams & Wilkins; 2009. Chapter 45.
26. Morley JB, Decker, LM, Dierks T et al. Effects of varying amounts of pronation on the mediolateral ground reaction forces during barefoot versus shod running. *Journal of applied biomechanics* 2010; 26(2): 205-214.
27. Suda, EY, Sacco IC. Altered leg muscle activity in volleyball players with functional ankle instability during a sideward lateral cutting movement. *Physical Therapy in Sport* 2011; 12(4): 164-170.
28. Caulfield B, Garrett M. Changes in ground reaction force during jump landing in subjects with functional instability of the ankle joint. *Clinical Biomechanics* 2004; 19(6): 617-621.
29. Hopkins J, Coglianesi M, Glasgow P, Reese S, Seeley, M. K.. Alterations in evertor/invertor muscle activation and center of pressure trajectory in participants with functional ankle instability. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2012; 22(2): 280-285.
30. Kulin R M, Jiang F, Vecchio K S. Effects of age and loading rate on equine cortical bone failure. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2011; 4(1): 57-75.
31. Hreljac, Alan. Impact and overuse injuries in runners. *Medicine and science in sports and exercise*, 2004; 36(5): 845-849.
32. Bigouette J, Simon J, Liu K, Docherty CL. Altered vertical ground reaction forces in participants with chronic ankle instability while running. *Journal of athletic training*, 2016; 51(9): 682-687.
33. Brughelli M, & Cronin J. Influence of running velocity on vertical, leg and joint stiffness. *Sports Medicine* 2008; 38(8): 647-657.
34. Mündermann A, Dyrby C O, Andriacchi T P. Secondary gait changes in patients with medial compartment knee osteoarthritis: increased load at the ankle, knee, and hip during walking. *Arthritis & Rheumatism* 2005; 52(9): 2835-2844.
35. Radin EL, Yang K H, Riegger C, Kish VL, O'Connor J J. Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. *Journal of orthopaedic research* 1991; 9(3): 398-405.
36. Queen R M, Mall N A, Nunley JA, Chuckpaiwong B. Differences in plantar loading between flat and normal feet during different athletic tasks. *Gait & posture* 2009; 29(4): 582-586.

پیوست ۱ خروجی نرم افزار G*POWER

