# Comparison of Kinematic Variables of Ankle Joint in Athletes with Functional Ankle Instability, Coper and healthy During Running

Kordi Ashkezari M.H[1], Sahebozamani M[2], Daneshjoo A.H[3], Abbasi Bafghi H[4]

## Abstract

**Purpose:** Ankle sprain is one of the most common sports injuries. While the effects of static constraints in stabilizing the ankle joint are relatively well understood, those of dynamic constraints are less clear and require further investigation. The purpose of this study was to compare kinematic variables of ankle joint in athletes with functional ankle instability, Coper and healthy during running.

**Methods:** 75 athletes were randomly divided into 3 groups of functional ankle instability (age: 24.04±4.42 years, height: 182.20±6.63 cm, weight: 73.96±7.06 kg), Coper (age: 25.56±4.96 years, height: 185.44±6.97 cm, weight: 77.44±7.03 kg) and healthy (age: 26.40±4.71 years, height: 183.72±6.52 cm, weight: 74.26±6.56 kg). Subjects were asked to run on a treadmill at a speed of 10 km / h for 30 seconds. Kinematic data were recorded using a 3D optic track camera and then used with MATLAB to construct a dynamic model and analyze the data. To compare three groups, one-way analysis of variance test with a significance level of 0.05 with SPSS software was used.

**Results:** The present study showed that there was a significant difference in dorsiflexion and ankle inversion between the three groups at the moment of initial contact ($p \leq 0/05$). Also, the results of the Toki follow-up test showed that there was no significant difference between the Coper and healthy groups in the dorsiflexion and inversion ($p \geq 0/05$).

**Conclusion:** The results showed that functional ankle instability group had less dorsiflexion and more inversion than Coper and healthy group at the moment of initial contact. There was also no significant difference between Coper and healthy groups in dorsiflexion and inversion. Therefore, athletes' strategy of functional ankle instability has altered and the focus of rehabilitation protocols should be on the kinematics of ankle joint in functional activities to prevent recurrent sprain.

**Keywords:** Functional ankle instability, Kinematic, Running, Coper

Received: 2020.01.28 Accepted: 2020.06.07

# مقایسه متغیرهای کینماتیکی مفصل مچ پا در ورزشکاران مبتلا به بی ثباتی عملکردی مچ پا، کوپر و سالم در دویدن

محمد حسن کردی اشکذری[۱]، منصور صاحب الزمانی[۲]، عبدالحمید دانشجو[۳]، حمید عباسی بافقی[۴]

**هدف:** پیچ خوردگی مچ پا یکی از رایج ترین آسیب های ورزشی می باشد. در حالی که اثرات محدودیت های حرکتی ایستا در تثبیت مفصل مچ پا به خوبی درک شده است، اما محدودیت های حرکتی پویا از شفافیت کمتری برخوردار بوده و نیاز به بررسی بیشتری دارند. لذا هدف از تحقیق حاضر مقایسه متغیرهای کینماتیکی مفصل مچ پا در ورزشکاران مبتلا به بی ثباتی عملکردی مچ پا، کوپر و سالم در دویدن بود.

**روش بررسی:** تعداد ۷۵ ورزشکار به صورت تصادفی در قالب ۳ گروه بی ثباتی عملکردی مچ پا (سن: ۲۴/۰۴±۴/۴۲، قد: ۱۸۲/۶±۲۰/۶۳، وزن: ۷۳/۹۶±۷/۰۶)، کوپر (سن: ۲۵/۵۶±۴/۹۶، قد: ۱۸۵/۴۴±۶/۹۷، وزن: ۷۷/۴۴±۷/۰۳) و سالم (سن: ۲۶/۴±۴۰/۷۱، قد: ۱۸۳/۷۲±۶/۵۲، وزن: ۷۴/۲۶±۶/۵۶) تقسیم شدند. از آزمودنی ها خواسته شد تا بر روی تردمیل با سرعت ۱۰ km/h برای مدت ۳۰ ثانیه شروع به دویدن کنند. اطلاعات کینماتیک با استفاده از دوربین سه بعدی اوپتی تراک ثبت

شد و سپس با برنامه متلب جهت ساخت مدل دینامیکی و تحلیل داده ها استفاده شد. جهت مقایسه سه گروه از آزمون تحلیل واریانس یک راهه با سطح معناداری ۰/۰۵ با نرم افزار SPSS استفاده گردید.

**یافته ها:** نتایج تحقیق حاضر نشان داد تفاوت معناداری در دورسی فلکشن (Dorsiflexion) و اینورژن (Inversion) مچ پا بین سه گروه در لحظه تماس اولیه پا با زمین وجود دارد ($p\leq$۰/۰۵). همچنین نتایج آزمون تعقیبی توکی نشان داد در دورسی فلکشن و اینورژن بین گروه کوپر و سالم تفاوت معناداری وجود ندارد ($p\geq$۰/۰۵).

**نتیجه گیری:** نتایج نشان داد گروه بی ثباتی عملکردی مچ پا دورسی فلکشن کمتر و اینورژن بیشتری نسبت به گروه کوپر و سالم در لحظه ی تماس اولیه پا با زمین دارند. همچنین تفاوت معناداری بین گروه کوپر و سالم در دورسی فلکشن و اینورژن مشاهده نشد. بنابراین استراتژی دویدن ورزشکاران بی ثباتی عملکردی مچ پا تغییر کرده و می بایست تمرکز پروتکل های بازتوانی بر کینماتیک مفصل مچ پا در فعالیت های عملکردی متمرکز شود تا از پیچ خوردگی های مکرر پیشگیری شود.

**کلمات کلیدی:** بی ثباتی عملکردی مچ پا، کینماتیک، دویدن، کوپر

**نویسنده مسئول:** منصور صاحب الزمانی، mansursahebozamani@gmail.com، ORCID: 0000-0002-1368-8508

آدرس: کرمان، میدان پژوهش، دانشگاه شهید باهنر کرمان، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی

۱- دکتری آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران

۲- استاد گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران

۳- دانشیار گروه آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان، کرمان، ایران

۴- استادیار گروه تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشکده روانشناسی و علوم تربیتی، دانشگاه یزد، یزد، ایران

**مقدمه**

پیچ خوردگی مچ پا یکی از رایج ترین آسیب های ورزشی در رشته های بسکتبال، والیبال، ژیمناستیک، فوتبال، هندبال و ورزش های دارای مانورهای داینامیک می باشد (۱). بعضی از پیچ خوردگی های خارجی مچ پا با رویکرد درمانی حفاظتی بهبود می یابند، اما اکثر افرادی دچار پیچ خوردگی خارجی مچ پا شده اند گزارش کردند علائم مزمن از جمله درد ماندگار، ضعف، پیچ خوردگی مجدد و دیگر علائم بی ثباتی را دارند (۲). یک تحقیق پیمایشی (Follow-up) ۷ ساله نشان داد ۳۲ درصد از افرادی که علائم مزمن پیچ- خوردگی شامل: درد، تورم و پیچ خوردگی مکرر بوده است و ۷۴ درصد از این افراد احساس نقص عملکردی و خالی کردن را گزارش کردند (۳). مهم تر از همه، از هر سه نفر که دچار پیچ خوردگی مچ پا شده اند یک نفر دچار پیچ خوردگی مجدد شده بود (۴،۵).

بی ثباتی عملکردی مچ پا (Functional Ankle Instability) در افرادی که علائمی مانند خالی کردن مچ پا و احساس بی ثباتی بعد از پیچ خوردگی های مچ پا می باشند، ایجاد می‌گردد (۶) این افراد اغلب نقص های حسی – حرکتی (Sensorimotor) در زمان عکس العمل عضلات، حس وضعیت مفصل، نوسان پوسچر و زمان برای رسیدن ثبات دارند (۷،۸). اما بی ثباتی مکانیکی مچ پا به تغییرات در ساختارهای استاتیک مانند طویل شدن رباط ها، حرکت های درون مفصلی محدود شده و ... مربوط می باشد (۹). خطر آسیب پیچ خوردگی مکرر به بسیاری از عوامل، شامل: کاهش قدرت عضلات مچ پا (۱۰،۱۱،۱۲) زاویه محدود شده دورسی فلکشن (۱۱)، افزایش شلی حرکت اینورژن و حرکت قدامی مچ پا (۱۰)، کاهش زمان عکس العمل عضلات اندام تحتانی (۱۱،۱۳)، تغییرات کنترل پوسچر و حس عمقی (۱۲) بستگی دارد.

بسیاری از افراد با سابقه پیچ خوردگی مچ پا می توانند مانورهای ورزشی و فعالیت های روزمره را بدون علائمی مانند خالی کردن، درد، تورم، بی ثباتی و ... اجرا کنند که این افراد به عنوان افراد کوپر (Coper) شناخته می شوند (۱۴). تحقیقات نشان داده اند که افراد کوپر ممکن است برای جلوگیری از پیچ خوردگی های مکرر الگو های حرکتی شان را سازگار کنند (۱۴). این تغییرات الگوی حرکتی و سازگاری بعد از آسیب پیچ خوردگی مچ پا به محدودیت ها موجود و نیازهای حرکتی بستگی دارد (۱۵). اگرچه بسیاری از تحقیقات افراد سالم را با افراد بی ثباتی مزمن مچ پا

مقایسه کرده است اما تحقیقات اندکی به مقایسه افراد کوپر و بی ثباتی مزمن مچ پا پرداخته است که این تحقیقات نیز از تکلیف فرود برای بررسی تغییرات استفاده کرده اند (۱۶،۱۷) به عنوان مثال Brown و همکاران (۱۶) کینماتیک مفصل مچ در حین پرش فرود بین افراد کوپر و بی ثباتی عملکردی مچ پا پرداختند. آن ها تفاوتی در حین برخورد اولیه با زمین بین دو گروه مشاهده نکردند (۱۶). در گزارشات بعدی Brown و همکاران (۱۷) مقایسه ای بین گروه ها انجام دادند و تمرکزشان فقط روی تنوع پذیری حرکات بود و زوایا را گزارش نکردند. آن ها دریافتند که افراد مبتلا به بی ثباتی مچ پا نسبت به افراد سالم محدودیت در تنوع پذیری حرکات ران و زانو دارند (۱۷). در همین راستا Cynthia و همکاران (۱۸) به بررسی تغییرات کینماتیک فورفوت (Fore Foot) و هیند فوت ( Hind Foot) بین سه گروه بی ثباتی عملکردی مچ پا، کوپر و کنترل در پرش-فرود پرداختند و دریافتند که لحظه برخورد اولیه گروه بی ثباتی عملکردی مچ پا دورسی فلکشن بیشتری نسبت به گروه کوپر و کنترل نشان دادند (۱۸). بنابراین با توجه موارد ذکر شده و دانش نویسنده، تحقیقی که به مقایسه ورزشکاران مبتلا به بی ثباتی عملکردی مچ پا، کوپر و سالم در مفصل مچ پا در هنگام دویدن را مورد بررسی قرار دهد انجام نشده است. بنابراین هدف از تحقیق حاضر مقایسه متغیرهای کینماتیکی مفصل مچ پا در ورزشکاران مبتلا به بی ثباتی عملکردی مچ پا، کوپر و سالم در دویدن می باشد.

**روش بررسی**

با توجه به اهداف و محتوای تحقیق حاضر، این تحقیق از نوع علی-مقایسه ای می باشد. تعداد ۱۳۰ مرد ورزشکار در رشته های والیبال، بسکتبال و هندبال که حداقل یک بار دچار پیچ خوردگی مچ پا در ۱۲ ماه گذشته تجربه کرده اند را با استفاده از پرسشنامه فارسی تشخیص بی ثباتی عملکردی مچ پا ( Identification of Functional Ankle Instability- Persian; IdFAI-P) که روایی و پایایی برای فارسی زبانان عالی گزارش شده است (۱۹) (امتیاز بالای ۱۱ بی ثباتی عملکردی مچ پا و امتیاز مساوی یا کم تر از ۱۱ کوپر شناخته می شد) در سه گروه بی ثباتی عملکردی مچ پا، کوپر و سالم قرار داده شد. لازم به ذکر است پس از تشخیص با پرسشنامه، آزمودنی توسط فیزیوتراپ متخصص معاینه شده تا از نظر تشخیص مورد تایید قرار گیرند. در نهایت با توجه به معیارهای ورود و خروج، با توجه به حجم نمونه در ادبیات پیشینه (۱۸) و همچنین نرم افزار G*Power با داشتن سه گروه، روش آماری آنالیز واریانس یک طرفه، خطای آماری ۵ درصد، اندازه اثر ۰/۵ و توان آماری ۹۵ درصد حجم نمونه را ۶۶ نفر تایید کرد که با توجه به ریزش نمونه ها در این تحقیق از ۲۵ ورزشکار در گروه بی ثباتی عملکردی مچ پا، ۲۵ ورزشکار در گروه کوپر و ۲۵ ورزشکار در گروه سالم استفاده گردید (پیوست ۱). اگر ورزشکار آسیب اندام تحتانی یا پیچ خوردگی مچ پا در سه ماه گذشته، درد در اندام تحتانی به هر دلیلی غیر از پیچ خوردگی، اختلالات عصبی عضلانی و تاریخچه ای از جراحی در اندام تحتانی یا مچ پا داشتند از تحقیق خارج می شدند (۳۰،۳۱) (خروجی نرم افزار).

آزمودنی ها قبل از شرکت در آزمون، فرم موافقت آگاهانه مورد نظر را تکمیل و امضا کردند. سپس آزمودنی به مدت ۵ دقیقه زیر نظر آزمونگر به طوری که برای تمام افراد تست شونده یکسان باشد، شروع به گرم کردن می کرد. مارکر گذاری در نواحی کمر، ران، زانو، ساق، مچ پا، و پاشته به صورت خوشه ای (Cluster) روی بدن ورزشکاران قرار داده شد (شکل ۱) (۳۵). پس از ماکرگذاری، تعداد ۳ مارکر عمود هم به عنوان دستگاه مرجع روی صفحه تردمیل قرار گرفت تا اطلاعات دستگاه دوربین داخل این دستگاه تعریف شود. سپس از آزمودنی خواسته شد تا بر روی تردمیل به صورت آناتومیکی قرار بگیرد تا داده برداری استاتیک صورت پذیرد. سپس با روشن کردن تردمیل و افزایش سرعت تا ۱۰ km/h کیلومتر بر ساعت و برای مدت ۳۰ ثانیه حرکت دویدن داده برداری انجام شد. اطلاعات کینماتیک با استفاده از سیستم Capture Motion دوربین سه بعدی Optitrack مدل V120 Duo ساخت آمریکا ثبت شده (شکل ۲) و سپس با برنامه متلب جهت ساخت مدل دینامیکی و تحلیل داده ها استفاده شد.

همچنین برای تجزیه و تحلیل داده های آماری از نرم افزار SPSS نسخه ۲۰ و پیش فرض های همگنی واریانس ها، نرمال بودن و عدم خود همبستگی خطاهای مد به وسیله آزمون های لون، کلموگروف اسمیرونوف و آزمون علامت مورد تایید قرار گرفت پس از تعیین توزیع نرمال و برابری واریانس لون برای مقایسه در سه گروه از آزمون تحلیل واریانس یک راهه با سطح معناداری ۰/۰۵

شکل۱: شیوه مارکر گذاری روی اندام تحتانی ورزشکار به روش کلاستر

شکل ۲: دوربین سه بعدی Optitrack مدل V120 Duo ساخت آمریکا

استفاده گردید. همچنین با توجه به یکسان بودن نمونه ها در گروه ها آزمون تعقیبی توکی استفاده گردید.

**یافته ها**

اطلاعات توصیفی تحقیق به تفکیک گروه ها در جدول ۱ آمده است.

به منظور بررسی همگن بودن گروه ها در شاخص های سن، قد، وزن و سابقه ورزشی از آزمون تحلیل واریانس یک راهه استفاده گردید که نتایج آزمون در رابطه با این متغیرها نشان داد که بین گروه ها تفاوت معناداری وجود ندارد ($p\geq ۰/۰۵$) و گروه ها در این متغیرها همگن می باشند. همچنین به منظور مقایسه زوایای مفصل مچ پا در حین دویدن در سه گروه از روش آماری تحلیل واریانس یک راهه استفاده گردید که نتایج آزمون ها در جدول ۲،۳ ذکر شده است. نتایج نشان داد که بین سه گروه افراد مبتلا به بی-ثباتی عملکردی، کوپر و کنترل تفاوت معنی داری در دورسی فلکشن مچ پا و اینورژن وجود دارد. نتایج آزمون تعقیبی نیز نشان داده است که بین گروه بی ثباتی عملکردی با گروه کوپر و کنترل تفاوت معنی دار وجود دارد، اما بین دو گروه کوپر و کنترل تفاوت معنی داری مشاهده نگردید.

**بحث و نتیجه گیری**

هدف از تحقیق حاضر مقایسه متغیرهای کینماتیکی مفصل مچ پا در ورزشکاران مبتلا به بی ثباتی عملکردی مچ پا، کوپر و سالم در دویدن بود. نتایج حاصل از تحقق حاضر نشان داد که دامنه دورسی فلکشن در افراد با بی ثباتی عملکردی مچ پا کاهش می‌یابد اما دامنه اینورژن در افراد مبتلا به بی‌ثباتی عملکردی مچ پا افزایش می یابد.

نتایج تحقیق حاضر با نتایج تحقیقات Spaulding و همکاران (۲۰)، Chinn و همکاران (۲۱)، که بررسی دامنه حرکتی دورسی فلکشن پرداخته اند و Dingenen و همکاران (۲۲)، Monaghan و همکاران (۲۳)، Wright و همکاران (۲۴)، که به بررسی دامنه اینورژن مچ پا پرداخته اند همسو بود. اما با نتایج Wrightو همکاران (۱۸) و Caulfield و همکاران (۲۵)، که به بررسی دامنه حرکتی دورسی فلکشن مچ پا پرداخته اند، غیرهمسو بود. از دلایل غیر همسو بودن این تحقیقات می توان به الگوی تست مورد مطالعه اشاره کرد که در Caulfield و همکاران (۲۵)، Wright و همکاران (۱۸) از تست فرود استفاده گردیده است و در تحقیق حاضر تست مورد استفاده تست دویدن بوده است. از طرف دیگر به علت اینکه اینورژن مچ پا یکی از مکانیسم پیچ خوردگی می باشد نتایج دیگر تحقیقات که به بررسی دامنه حرکتی اینورژن مچ پا پرداختند با تحقیق حاضر همسو بود.

آسیب پیچ‌خوردگی جانبی مچ پا یکی از متداول ترین آسیب مچ پا می باشد (۳۲). از آنجایی که میزان آسیب مجدد این آسیب زیاد می باشد، متاسفانه بسیاری از افراد پیچ خوردگی جانبی مچ را آسیب ناچیز و جزئی قلمداد می‌کنند (۲۱). کمتر از نیمی از افراد با پیچ خوردگی مچ پا مراقبت های پزشکی را در اولین پیچ خوردگی دریافت می کنند (۲۱). محدودیت در درمان مناسب می‌تواند ضعف عملکرد عصبی–عضلانی، کنترل قامت ضعیف، تغییر الگوی راه رفتن را در افراد با پیچ خوردگی جانبی افزایش دهد

جدول۱: اطلاعات توصیفی نمونه ها به تفکیک گروه

| گروه (تعداد) | سن (سال) (انحراف معیار ± میانگین) | قد (سانتی متر) (انحراف معیار ± میانگین) | وزن (کیلوگرم) (انحراف معیار ± میانگین) | سابقه ورزشی (سال) (انحراف معیار ± میانگین) |
|---|---|---|---|---|
| **بی ثباتی عملکردی مچ پا (۲۵)** | ۲۴/۰۴ ± ۴/۴۲ | ۱۸۲/۲۰ ± ۶/۶۳ | ۷۳/۹۶ ± ۷/۰۶ | ۶/۸۸ ± ۱/۸۳ |
| **کوپر (۲۵)** | ۲۵/۵۶ ± ۴/۹۶ | ۱۸۵/۴۴ ± ۶/۹۷ | ۷۷/۴۴ ± ۷/۰۳ | ۶/۳۲ ± ۱/۷۷ |
| **سالم (۲۵)** | ۲۶/۴۰ ± ۴/۷۱ | ۱۸۳/۷۲ ± ۶/۵۲ | ۷۴/۲۶ ± ۶/۵۶ | ۵/۸۰ ± ۱/۹۱ |
| **p – مقدار** | ۰/۲۰۶ | ۰/۲۴۰ | ۰/۱۴۹ | ۰/۱۲۴ |

جدول۲: نتایج آزمون تحلیل واریانس یک راهه برای مقایسه زوایای دورسی فلکشن، اینورژن مچ پا در بین گروه های تحقیق

| متغیر | گروه ها | انحراف معیار ± میانکین | مجموع مجذورات | درجه آزادی | مجذور میانگین ها | آماره F | p – مقدار |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **دورسی فلکشن** | **بی ثباتی عملکردی** | ۳/۱±۴۹/۹۲ | ۱۰۴/۰۰۹ | ۲ | ۵۲/۰۰۴ | | |
| | **کوپر** | ۵/۲±۵۰/۳۸ | ۳۸۵/۵۱۲ | ۷۲ | ۵/۳۵۴ | ۹/۷۱۳ | *۰/۰۰۱ |
| | **سالم** | ۶/۲±۲۹/۵۷ | | | | | |
| **اینورژن** | **بی ثباتی عملکردی** | ۵/۲±۳۸/۵۳ | ۷۷/۹۶۳ | ۲ | ۳۸/۹۸۲ | | |
| | **کوپر** | ۳/۲±۴۲/۰۵ | ۳۳۰/۳۰۶ | ۷۲ | ۴/۵۸۸ | ۸/۴۹۷ | *۰/۰۰۱ |
| | **سالم** | ۳/۱±۰۵/۷۶ | | | | | |

*سطح معناداری p<۰/۰۵

جدول۳: نتایج آزمون تعقیبی توکی

| نوع حرکت | مقایسه دو به دوی گروه ها | | p – مقدار |
|---|---|---|---|
| **دورسی فلکشن** | **بی ثباتی عملکردی** | **کوپر** | ۰/۰۰۹ |
| | | **سالم** | *۰/۰۰۱ |
| | **سالم** | **کوپر** | ۰/۴۵ |
| **اینورژن** | **بی ثباتی عملکردی** | **کوپر** | *۰/۰۰۵ |
| | | **سالم** | *۰/۰۰۱ |
| | **سالم** | **کوپر** | ۰/۸۱۴ |

*سطح معناداری p<۰/۰۵

(۳۴). اولین نتیجه نشان دهنده کاهش دامنه دورسی فلکشن مچ پا که افراد با پیچ خوردگی جانبی می باشد (۳۳). محدودیت دامنه دورسی فلکشن مچ پا ممکن است ناشی از تغییر ارتروکینماتیک مفصل مچ پا می باشد (۲۴). برای دستیابی حداکثر دورسی فلکشن، استخوان تالوس باید به صورت خلفی روی استخوان درشت نی کشیده شود (۳۳). از دست رفتن حرکت کامل دورسی فلکشن از رسیدن مفصل مچ پا به وضعیت ثابت هنگام وضعیت زنجیره حرکتی بسته (مانند جاگینگ) جلوگیری می‌کند (۳۳). لغزش خلفی محدود استخوان تالوس در افراد بهبود یافته از پیچ خوردگی حاد مچ پا و پیچ خوردگی مزمن نیز نشان داده شده است. افراد بهبود یافته از پیچ خوردگی مچ پا بوسیله موبیلزاسیون (Mobilization) قدامی-خلفی مفصل برای برگرداندن دامنه حرکتی دورسی فلکشن، بهبود سرعت راه رفتن و طول گام بیشتری را نسبت به افرادی که موبیلزاسیون دریافت نکرده اند را نشان داده اند (۲۶).

یک مطالعه شبیه سازی شده راه رفتن در مدل اجساد نشان داده است که در مرحله برخورد فاز نوسان راه رفتن (برخورد غیرارادی پا با زمین منجر به اعمال بار از وضعیت بدون بار به وضعیت با بار بر مچ پا می گردد) می تواند باعث افزایش

خطر پیچ خوردگی مچ پا گردد. افزایش پلانتار فلکشن در افراد بی ثباتی عملکردی ممکن است باعث کاهش فاصله پا با زمین و افزایش خطر برخورد در فاز نوسان گردد. به عبارت دیگر، این الگو ممکن است نشان دهنده‌ی استراتژی مقابله برای جلوگیری از برخورد فاز نوسان ناشی از دورسی فلکشن ناکافی باشد (۲۷).

اما در رابطه با افزایش اینورژن در ورزشکاران مبتلا به بی ثباتی عملکردی مچ پا نسبت به افراد کوپر و سالم می توان به نقص در عملکرد نرمال عضله پرونئوس لانگوس اشاره کرد که فعالیتش در فاز استنس در افراد بی ثباتی عملکردی مچ پا کاهش می یابد (۲۸). از دلایل احتمالی دیگر اینورژن بیشتر این ورزشکاران که می‌توان به آن اشاره کرد این است که در این افراد هنگام دویدن برای اینکه تماس کامل پا با زمین باشد باید جفت های بیومکانیکی بین قسمت عقبی (Rear Foot) و جلویی پا ( Fore Foot) وجود داشته باشد، به این صورت که پرونیشن قسمت عقبی پا با سوپینیشن با قسمت جلویی پا همراه باشد (۱۸). بنابراین در این وضعیت اینورژن بیشتری در افراد بی ثباتی عملکردی مچ پا اتفاق می افتد و مچ پا را در وضعیت آزاد (Loose-Packed) گذاشته که نشان از شرایط بی ثباتی بیشتر این افراد می باشد. اما نکته ارزشمند این است که بین گروه کوپر و سالم تفاوت معناداری در اینورژن مچ پا نداشتند که این موضوع نشان می دهد که افراد کوپر سازگاری کینماتیکی بعد از پیچ خوردگی مچ پا داشته و ممکن است این سازگاری را با عامل های تاثیر گذار دیگر از جمله حس عمقی، ثبات پوسچر، قدرت یا کنترل عصبی – عضلانی یا تغییرات کینماتیکی مفاصل پروگزیمال بدست آورده باشد (۷،۱۰). بنابراین تحقیقات آینده به بررسی این فاکتورها در بین این گروه و افراد بی ثباتی عملکردی و سالم نیاز می باشد. اگر چه احساس می کنیم نتایج پژوهش حاضر امیدوارکننده است، اما برخی محدودیت های روش شناختی نیز باید در نظر داشته باشیم که دویدن در تحقیق حاضر با کفش بوده و اختلاف مکانیکی بین حرکت پابرهنه و کفش نشان داده شده است که به طور ویژه، افزایش انعطاف پذیری پلانتار مچ پا و کاهش میزان اورژن در دویدن پا برهنه در مقایسه با دویدن با کفش گزارش شده است (۲۹). اگرچه دویدن پابرهنه ممکن است کاملاً نمایانگر شرایط معمولی ورزش نباشد.

نتایج نشان داد گروه بی ثباتی عملکردی مچ پا دورسی فلکشن کمتر و اینورژن بیشتری نسبت به گروه کوپر و سالم در لحظه ی تماس اولیه پا با زمین دارند. همچنین تفاوت معناداری بین گروه کوپر و سالم در دورسی فلکشن و اینورژن مشاهده نشد. بنابراین استراتژی دویدن ورزشکاران بی ثباتی عملکردی مچ پا تغییر کرده و می بایست تمرکز پروتکل های بازتوانی بر کینماتیک مفصل مچ پا در فعالیت های عملکردی متمرکز شود تا از پیچ خوردگی های مکرر پیشگیری شود.

## سپاسگزاری

از کلیه همکاران و شرکت کنندگان در تحقیق حاضر و هیئت پزشکی ورزشی استان یزد به دلیل شرکت در تحقیق و معرفی افراد در این طرح پژوهشی کمال تشکر و قدردانی را داریم. لازم به ذکر است این مقاله برگرفته از رساله دکتری می باشد و دارای کد اخلاق با شماره IR.UK.VETMED.REC.1398.008 در دانشگاه شهید باهنر کرمان ثبت گردیده است.

## منابع

1. Hootman JM, Dick R, Agel J. Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. J Athl Train 2007; 42(2): 311–319.

2. Mahdavi Z, Mahdavinejad R, Zolaktaf V, Sahebozamani M, Mahmudi A. Comparison of balance between female basketball players with and without a history of ankle lateral sprain. JESM 2010; 2(1): 103-114 [Persian].

3. Konradsen L, Bech L, Ehrenbjerg M, Nickelsen T. Seven years follow-up after ankle inversion trauma. Scand J Med Sci Sports 2002; 12(3): 129-135.

4. Beynnon B, Murphy D, Alosa D. Predictive factors for lateral ankle sprains: a literature review Athl Train 2002; 37(4): 376-380.

5. McKay GD, Goldie PA, Payne WR, Oakes BW. Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. Br J Sports Med 2001; 35(2): 103-108.

6. Delahunt E, Coughlan GF, Caulfield B, Nightingale EJ, et al. Inclusion criteria when investigating insufficiencies in chronic ankle instability. Med Sci

Sports Exerc 2010; 42(11): 2106-2121.

7. Hiller CE, Nightingale EJ, Lin CW, Coughlan GF, et al. Characteristics of people with recurrent ankle sprains: a systematic review with meta-analysis. Br J Sports Med 2011;45(8): 660-672.

8. Munn J, Sullivan SJ, Schneiders AG. Evidence of sensorimotor deficits in functional ankle instability: a systematic review with metaanalysis.J Sci Med Sport 2009; 13(1): 2-12.

9. Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability Athl Train 2002; 37(4): 364-375.

10. Hubbard TJ, Kramer LC, Denegar CR, Hertel J. Contributing factors to chronic ankle instability. Foot Ankle Int 2007; 28(3): 343-354.

11. Willems TM, Witvrouw E, Delbaere K, Mahieu N, et al. Intrinsic risk factors for inversion ankle sprains in male subjects: a prospective study. Am J Sports Med 2005; 33(3): 415-423.

12. Witchalls J, Blanch P, Waddington G, Adams R. Intrinsic functional deficits associated with increased risk of ankle injuries: a systematic review with meta-analysis. Br J Sports Med 2012; 46(7): 515-523.

13. Hopkins JT, Brown TN, Christensen L, Palmieri-Smith RM. Deficits in peroneal latency and electromechanical delay in patients with functional ankle instability. J Orthop Res 2009; 27(12): 1541-1546.

14. Wikstrom EA, Cathleen N, Brown C. Minimum reporting standards for copers in chronic ankle instability research. Sports Medicine 2014; 44(2): 251-268.

15. Wikstrom EA, Hubbard-Turner T, McKeon PO. Understanding and treating lateral ankle sprains and their consequences: a constraints-based approach. Sports Med 2013; 43(6): 385-393.

16. Brown C, Padua D, Marshall SW, Guskiewicz K. Individuals with mechanical ankle instability exhibit different motion patterns than those with functional ankle instability and ankle sprain copers. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2008; 23(6): 822-831.

17. Brown C, Bowser B, Simpson KJ. Movement variability during single leg jump landings in individuals with and without chronic ankle instability. Clin Biomech (Bristol, Avon) 2012; 27(1): 52-63.

18. Wright C J, Arnold B L, Ross S E. Altered kinematics and time to stabilization during drop-jump landings in individuals with or without functional ankle instability. *Journal of athletic training*. 2016; 51(1): 5-15.

19. Kordi Ashkezari MH, Sahebozamani M, Daneshjoo A, Abbasi Bafghi H. Validity and Reliability of the Persian Version of "Identification of Functional Ankle Instability" Questionnaire in People with Lateral Ankle Sprain. Physical Treatments 2019; 9(3): 177-182.

20. Spaulding SJ, Livingston LA, Hartsell HD. The influence of external orthotic support on the adaptive gait characteristics of individuals with chronically unstable ankles. Gait Posture 2003; 17(2): 152-158.

21. Chinn L, Dicharry JM, Hertel J. Ankle kinematics of individuals with chronic ankle instability while walking and jogging on a treadmill in shoes.Phys Ther Sport 2013; 14(4): 232-239.

22. Dingenen B, Deschamps K, Delchambre F, Van Peer E, et al. Effect of taping on multi-segmental foot kinematic patterns during walking in persons with chronic ankle instability. J Sci Med Sport. 2017; 20(9), 835-840.

23. Monaghan K, Delahunt E, Caulfield B. Ankle function during gait in patients with chronic ankle instability compared to controls. Clinical Biomechanics. 2006; 21(2): 168-174.

24. Wright CJ, Arnold BL, Ross SE, Pidcoe PE. Individuals with Functional Ankle Instability, but not Copers, Have Increased Forefoot Inversion during Walking Gait. Athletic Training & Sports Health Care: The Journal for the Practicing Clinician 2013; 5(5): 201-209.

25. Caulfield B, Garrett M. Functional instability of the ankle: differences in patterns of ankle and knee movement prior to and post landing in a single leg jump. Int. J. Sports Med 2002; 23(01): 64-68.

26. 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 2017; 52: 381-399.

27. Wanner P, Schmautz T, Kluge F, Eskofier B, et al. Ankle angle variability during running in athletes with chronic ankle instability and copers. Gait & posture 2019; 68: 329-334.

28. Santilli V, Frascarelli MA, Paoloni M, Frascarelli F, et al. Peroneus longus muscle activation pattern during gait cycle in athletes affected by functional ankle instability: a surface electromyographic study. Am J Sports Med 2005; 33(8): 1183-1187.

29. Divert C, Mornieux G, Baur H, Mayer F, Belli A. Mechanical comparison of barefoot and shod running. Int J Sports Med 2005; 26(7): 593-598.

30. Gribble PA, Hertel J, Denegar CR, Buckley WE. The effects of fatigue and chronic ankle instability on dynamic postural control. J Athl Train 2004; 39(4): 321-329.

31. Gribble PA, Hertel J, Denegar CR. Chronic ankle instability and fatigue create proximal joint alterations during performance of the Star Excursion Balance Test.Int J Sports Med 2007; 28(3): 236-242.

32. Swenson DM, Yard EE, Fields SK, Comstock RD. Patterns of recurrent injuries among US high school athletes, 2005–2008. Am J Sports Med 2009; 37(8): 1586-1593.

33. Drewes LK, McKeon PO, Kerrigan DC, Hertel J. Dorsiflexion deficit during jogging with chronic ankle instability J Sci Med Sport 2009; 12(6): 685-697.

34. Lebleu J, Mahaudens P, Pitance L, Roclat A, et al. Effects of Ankle Dorsiflexion Limitation on Lower Limb Kinematic Patterns during a Forward Step-down Test: A Reliability and Comparative Study. J Back Musculoskelet Rehabil 2018; 31(6): 1085-1096.

35. Payton CJ, Bartlett RM. Biomechanical Evaluation of Movement in Sport and Exercise. USA and Canada. Routledge; 1 edition. 2007; 44.

## پیوست ۱

خروجی نرم افزار G*Power برای تعیین حجم نمونه

[1] -- *Monday, April 20, 2020 -- 13:41:16*

**F tests –** ANOVA: Fixed effects, omnibus, one-way

| | | | |
|---|---|---|---|
| **Analysis:** | A priori: Compute required sample size | | |
| **Input:** | Effect size f | = | 0.5 |
| | α err prob | = | 0.05 |
| | Power (1−β err prob) | = | 0.95 |
| | Number of groups | = | 3 |
| **Output:** | Noncentrality parameter λ | = | 16.500000 |
| | Critical F | = | 3.142809 |
| | Numerator df | = | 2 |
| | Denominator df | = | 63 |
| | Total sample size | = | 66 |
| | Actual power | = | 0.953475 |