طب ورزشی ـ پاییز و زمستان ۱۳۹۴
دورهٔ ۷، شمارهٔ ۲، ص : ۲۳۷- ۲۵۰
تاریخ دریافت : ۱۴ / ۱۱ / ۹۲
تاریخ پذیرش : ۰۷ / ۱۱ / ۹۳

مقایسهٔ سختی مفصل مچ پا در افراد با کف پای نرمال، صاف و گود در شروع گام برداری

عفت حسین زاده* [۱] – منصور اسلامی [۲] – فرشته حبیبی تیرتاشی [۳]

۱. دانشجوی دکتری، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکدهٔ تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران، ۲.استادیار، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکدهٔ تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران، ۳. کارشناس ارشد، گروه بیومکانیک ورزشی، دانشکدهٔ تربیت بدنی و علوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران

چکیده

هدف این تحقیق مقایسهٔ سختی مفصل مچ پا بین افراد با کف پای نرمال، صاف و گود در شروع گام‌برداری بود. ۳۰ دانشجوی دختر (۱۰ نفر کف پای صاف، ۱۰ نفر کف پای گود و ۱۰ نفر کف پای نرمال) با میانگین سن ۱/۷±۲۳ سال، قد ۲/۵±۱۶۵ سانتی‌متر و وزن ۲/۵±۵۳ کیلوگرم در این مطالعه شرکت کردند. سختی با استفاده از نسبت گشتاور عضلات به جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل محاسبه شد. برای سنجش قوس کف پا از آزمون شاخص افتادگی ناوی و برای آزمون فرضیات، از آزمون آماری تحلیل واریانس (آنوا) یک‌عامله استفاده شد ($P\leq ۰/۰۵$). نتایج آماری نشان داد در میزان سختی مفصل مچ پا بین سه گروه اختلاف معناداری وجود دارد ($P<۰/۰۰۱$). نتایج آزمون تعقیبی توکی نشان داد میانگین سختی مچ پای افراد کف پای گود ۶۱/۹۷ درصد بیشتر از افراد کف پای صاف و ۴۳/۹ درصد بیشتر از افراد کف پای نرمال و میانگین سختی مچ پای افراد کف پای نرمال ۴۱/۷۲ درصد بیشتر از افراد با کف پای صاف است. یافته‌ها نشان داد که با تغییر قوس کف پا سختی نیز تغییر می‌کند. از آنجا که سختی می‌تواند در بروز آسیب‌پذیری بافت نرم و سخت افراد تأثیرگذار باشد، به مربیان توصیه می‌شود این عامل بیومکانیکی در برنامهٔ تمرینی افراد با ناهنجاری‌های کف پایی لحاظ شود.

واژه‌های کلیدی

ارتفاع ناوی، ساختار کف پا، سختی مفصل، شروع گام‌برداری، کف پای صاف.

* نویسندهٔ مسئول : تلفن :۰۹۱۵۱۶۳۳۲۴۷ Email:hoseinzade.effat@yahoo.com

مقدمه

پا بخش اصلی فعالیت متقابل بدن با زمین است، زیرا سه عملکرد عمدهٔ جذب نیروهای برخورد، حفظ تعادل و انتقال نیروهای جلوبرنده را بر عهده دارد (۱۲،۱۱). پا در مقایسه با دیگر بخش‌های بدن انسان، تغییرات ساختاری بیشتری را از خود نشان می‌دهد. یکی از مهم‌ترین و متغیرترین ویژگی‌های ساختاری پا، ارتفاع قوس طولی داخلی هنگام تحمل وزن است، زیرا عملکرد اصلی قوس، جذب نیروهای عکس‌العمل زمین در زمان اجرای مهارت‌های ورزشی که وزن بدن روی پاست، محسوب می‌شود (۱۶،۶). وضعیت غیرطبیعی پا بر اثر کاهش یا افزایش ارتفاع قوس یک عامل مستعدکننده و حتی ایجادکنندهٔ اختلال عملکرد پا و اندام تحتانی است (۲۱). ازاین‌رو بررسی ساختار پا با هدف عملکرد مؤثر آن در طول فعالیت‌های ورزشی بسیار حائز اهمیت است (۱).

مطالعات گزارش کرده‌اند که در افراد با کف پای صاف آسیب‌هایی مانند حساسیت فاسیای کف پایی[1]، شلی رباط‌ها[2]، بی‌ثباتی بخش داخلی مچ پا و در نتیجه اسپرین مچ پا، آسیب زانو و کمر درد (۱۰) و در افراد با کف پای گود[3] آسیب‌هایی مثل شکستگی استخوان درشت‌نی و ران، آسیب‌های ناشی از بیش‌تمرینی مثل استرس فراکچر[4] بیشتر مشاهده شده است. در نتیجه ناهنجاری کف پا ممکن است موجب مستعد کردن فرد به آسیب اندام تحتانی شود (۲۵،۲۳). با توجه به نتایج تحقیقات انجام‌گرفته در این زمینه هنوز رابطهٔ دقیق بین تغییر ساختار پا و آسیب اندام تحتانی و علت مستعد شدن افراد به آسیب اندام تحتانی به‌دلیل تغییر ساختار پا شناخته نشده است، زیرا نتایج متناقضی مبنی‌بر رابطهٔ بین ناهنجاری کف پا و آسیب مفاصل و اندام تحتانی گزارش شده است (۲۵،۲۱،۱).

محققان دلایل مختلفی برای این آسیب‌ها در این افراد ذکر کرده‌اند که از جمله می‌توان به توزیع نامناسب فشار کف پایی و نیروی عکس‌العمل زمین در کف پا و برخی عوامل مکانیکی اشاره کرد (۲۵،۴). سختی[5] یکی از شاخص‌های مکانیکی پاست که می‌تواند با ساختار کف پا به‌خصوص قوس کف پا مرتبط باشد. در واقع سختی مفاصل اندام تحتانی یکی از عوامل مهم در اجرای مهارت‌های پایه مثل راه رفتن و حتی در شروع گام‌برداری است، زیرا این متغیر توانایی کل اندام تحتانی را برای تولید نیرو در

1. Plantar fascia
2. Laxity of ligaments
3 .Pes cavus
4. Stress fracture
5.Stiffness

مرحلهٔ تماس با زمین برای انتقال بدن به سمت جلو نشان می‌دهد (۷). سختی مفصل به سختی همهٔ عناصری که از روی آن می‌گذرد مثل عضلات، رباط‌ها و تاندون‌ها بستگی دارد. سختی مفاصل اندام تحتانی با بسیاری از متغیرهای سینماتیکی مانند سرعت اجرای مهارت، میزان نیرو و توان تولیدی عضلات، پایداری اندام تحتانی و گام‌برداری صحیح در حین راه رفتن ارتباط دارد (۳).

دورسی و همکاران (۲۰۰۴) معتقدند که تغییر ساختار کف پا ممکن است به‌علت ایجاد تغییر در الگوی حرکتی اندام‌ها و مکانیک حرکت جفتی پا و زانو بر سختی اندام تحتانی تأثیرگذار باشد. آنها گزارش کردند که در افراد دارای کف پای گود سختی اندام تحتانی و میزان نیروی عکس‌العمل عمودی اعمال‌شده به پا در دویدن بیشتر از افراد با کف پای صاف است که این افزایش می‌تواند دلیلی برای آسیب‌های استخوانی در افراد با کف پای گود باشد (۷). از طرفی دیگر محققان گزارش کردند که طی دویدن افرادی که قوس پای کمتری دارند به‌علت پایین بودن سختی اندام تحتانی بیشتر در معرض آسیب بافت نرم قرار دارند، درحالی‌که افرادی که قوس پای بالایی دارند، به‌علت بالا بودن سختی اندام تحتانی بیشتر در معرض بافت سخت مثل استخوان قرار دارند (۲۲،۴،۱). محدودیت تحقیقات گذشته این است که آنها سختی کل اندام تحتانی را در افراد دارای ناهنجاری کف پا اندازه گرفته‌اند و نتیجه‌گیری آنها براساس همین سختی کل اندام تحتانی بوده است. از طرف دیگر براساس مطالعات نویسندگان پژوهش حاضر تاکنون رابطهٔ بین سختی مفاصل و آسیب‌پذیری افراد دچار ناهنجاری کف پا در طی مهارت‌های پایه مثل شروع گام‌برداری بررسی نشده است.

شروع گام‌برداری فاصلهٔ زمانی بین شروع محرک صوتی و جدا شدن پنجهٔ پای دوم (اتکا) از زمین[1] است، زمانی‌که وضعیت مکانیکی آزمودنی از شرایط ایستاده به چرخهٔ راه رفتن تغییر می‌کند. شروع گام‌برداری در افزایش شتاب و حفظ پایداری بدن هنگام راه رفتن نقش مهمی دارد (۱۷،۱۸). از آنجا که سختی مفصل ممکن است در میزان پایداری اندام تحتانی در حین اجرای مهارت و در نتیجه اجرای بهتر آن تأثیرگذار باشد و همچنین تاکنون تحقیقی در زمینهٔ بررسی و مقایسهٔ سختی مفاصل اندام تحتانی در افراد دچار ناهنجاری کف پا طی مهارت شروع گام‌برداری انجام نگرفته است، ازاین‌رو هدف تحقیق حاضر بررسی و مقایسهٔ سختی مفصل مچ پا در افراد با کف پای صاف و گود و مقایسهٔ آن با افراد کف پای نرمال بود.

---

1. Toe off

روش تحقیق

۳۰ دانشجوی دختر که ورزشکار حرفه‌ای نبودند و سابقهٔ آسیب در اندام تحتانی مثل آسیب رباط صلیبی قدامی، اسپرین مچ پا و عمل جراحی در مفاصل پایین‌تنه نداشتند و فاقد زانوی ضربدری، پرانتزی، چرخش خارجی یا داخلی درشت‌نی و بی‌ثباتی مچ پا بودند، آزمودنی‌های این مطالعه را تشکیل دادند (جدول ۱). این تحقیق از نوع علی مقایسه‌ای است و آزمودنی‌ها از طریق نمونه‌گیری هدفمند از بین دانشجویان رشتهٔ تربیت بدنی دانشگاه مازندران انتخاب شدند و در ۳ گروه ۱۰ نفره قرار گرفتند (۱۰ نفر پای صاف،۱۰ نفر پای نرمال و ۱۰ نفر پای گود). همهٔ آزمودنی‌ها اطلاعات شخصی خود را در فرمی که پیش از اجرای آزمون به آنها داده شده بود، ثبت کردند و به آنها اطمینان داده شد که این اطلاعات محرمانه خواهد بود. برای مشخص کردن نوع ساختار کف پایی و تقسیم‌بندی آزمودنی‌ها به سه گروه کف پای صاف، نرمال و گود، از روش افتادگی استخوان ناوی استفاده شد (۱۳،۲۴). از یک همکار تحقیق که قبلاً مهارت لازم را برای اجرای آزمون‌ها کسب کرده بود و از یک فیزیوتراپ برای تعیین نوع کف پا کمک گرفته شد. برای اجرای تست ابتدا به‌منظور پیدا کردن و علامت‌گذاری برجستگی ناوی، آزمودنی روی صندلی نشست، به‌گونه‌ای که زانوی فرد در زاویهٔ ۹۰ درجه، دو پا روی زمین و مفاصل تحت قاپی در وضعیت طبیعی قرار داشتند. حرکت ران به‌صورت دستی توسط آزمونگر کنترل شد. وضعیت طبیعی مفصل تحت قاپی، به‌صورت چرخش دادن پاسیو مچ پا به داخل و خارج توسط آزمونگر به‌دست آمد تا اینکه جنبهٔ داخلی و خارجی قاپ به‌صورت مساوی قابل لمس باشد. قاپ با قرار دادن انگشت شست به طرف جلو و پایین قوزک داخلی در مفصل قاپی ناوی و انگشت اشاره به طرف جلوی قوزک خارجی، لمس شد. آزمونگر دیگر فاصلهٔ برجستگی ناوی را تا زمین به میلی‌متر ثبت کرد. سپس فرد در همان وضعیت به حالت ایستاده قرار گرفت، به‌گونه‌ای که وزن بدن به‌صورت مساوی بین دو پا تقسیم شد. بار دیگر برجستگی ناوی علامت‌گذاری و ارتفاع برجستگی ناوی تا زمین اندازه‌گیری شد. شاخص افتادگی ناوی از محاسبهٔ اختلاف بین ارتفاع ناوی در دو وضعیت نشسته و ایستاده به‌دست آمد. این تست سه بار انجام گرفت و میانگین سه نمرهٔ به‌دست‌آمده از اختلاف بین وضعیت نشسته و ایستاده به‌عنوان شاخص افتادگی ناوی فرد لحاظ شد. آزمودنی‌هایی که شاخص افتادگی ناوی آنها بیش از ۱۰ میلی‌متر بود، به‌عنوان پای چرخیده به داخل (پای صاف)، بین ۹-۴ میلی‌متر پای معمولی و کمتر از ۴ میلی‌متر پای چرخیده به خارج (پای گود) محسوب شدند (۲۴،۲). در این تحقیق برای محاسبهٔ داده‌های سینتیک و سینماتیک مورد نیاز از یک دوربین (مدل JVC ، ساخت ژاپن) با سرعت

نمونه‌برداری ۲۰۰ هرتز و یک تختهٔ نیروسنج (مدل Kistler ساخت آلمان) با سرعت نمونه‌برداری ۱۰۰۰ و ۴ هرتز مارکر غیرفعال با قطر ۲ سانتی‌متر استفاده شد. موقعیت قرارگیری دوربین به‌گونه‌ای بود که در کنار تختهٔ نیروسنج قرار گرفت و چون حرکت در صفحهٔ ساجیتال انجام می‌گرفت، محور بصری دوربین عمود بر این صفحه بود. در ابتدا برای به‌دست آمدن سیستم مرجع کلی (کالیبره کردن دوربین) از دو میلهٔ عمود بر هم به طول ۱متر (بر انتهای فوقانی و تحتانی هر میله یک مارکر قرار داده شده بود) استفاده شد. دوربین از دو میلهٔ عمود بر هم که در مرکز تختهٔ نیرو قرار داده شده بود، تصویر برداشته و مارکرها برای نرم‌افزار SIMI motion شناسایی شدند. در مرحلهٔ بعد به‌دلیل آنکه جهت دانستن زاویهٔ حرکتی مفصل مچ پا به ثبت اطلاعات سینماتیکی دو اندام پا و ساق نیاز بود، مارکرها بر اندام تحتانی (ساق و پا) فرد قرار داده شد که شامل سه مارکر تشکیل‌دهندهٔ اندام پا (قوزک خارجی، پاشنهٔ پا و برجستگی استخوانی پنجمین مفصل کف پایی- انگشتی) و یک مارکر تشکیل‌دهندهٔ اندام ساق (اپی‌کندیل خارجی استخوان ران -پهن‌ترین نقطه روی انتهای تحتانی در قسمت خارجی استخوان ران- که در انتهای دیستال آن قرار دارد) بود (۱۴). در این تحقیق برای کنترل کردن پای تکیه، آزمودنی ابتدا با پای چپ قدم برداشت، به‌گونه‌ای که پای اتکا برای همهٔ این افراد پای راست بود. ازاین‌رو همهٔ مارکرها روی قسمت راست بدن قرار داده شد.

در زمان اجرای تست از آزمودنی‌ها خواسته شد که ابتدا روی دو پای خود بایستند، به‌گونه‌ای که پای راست روی تختهٔ نیرو و پای چپ خارج از تختهٔ نیرو باشد و وزن بدن به‌صورت مساوی روی دو پا قرار گیرد. شخص با شنیدن محرک صوتی مبنی‌بر شروع حرکت با سرعت اختیاری ابتدا با پای چپ (پای راهنما) شروع به حرکت می‌کرد و با جدا شدن پای دوم (پای اتکا) از روی تختهٔ نیرو تست به اتمام می‌رسید. در این تحقیق هر فرد هر تست را ۵ بار انجام می‌داد. از بین ۵ تکرار ۳ تکرار از بهترین تکرارها انتخاب شد، سپس از بین ۳ تکرار انتخاب‌شده میانگین گرفته شد و نتیجه برای تجزیه‌وتحلیل آماری به‌کار رفت. ملاک بهترین اجراها، رعایت الگوی تکنیک مورد نظر (شروع گام‌برداری)، درستی نمودارهای نیروی عکس‌العمل زمین از نظر نقطهٔ اوج، نداشتن نویز، دیده شدن مارکرها به‌وسیلهٔ دوربین، ساختگی نبودن گام‌برداری و رعایت سرعت مورد نظر بود. داده‌های سینتیک و سینماتیک که توسط تختهٔ

نیروسنج و دوربین جمع‌آوری شد، ابتدا با استفاده از تکنیک باترورث درجهٔ ۴[1] و به‌ترتیب با فرکانس برشی ۱۴و ۸ فیلتر شدند (۱۴).

برای محاسبهٔ سختی مفصل مچ پا از مدل فنر چرخشی که از قانون هوک پیروی می‌کند استفاده شد. در این مدل فرض بر این است که سه اندام پا، ساق و ران ثابت‌اند و با فنرهای چرخشی (مفاصل مچ و زانو) به‌هم متصل شده‌اند. براساس قانون هوک سختی مفصل شیب خط نمودار گشتاور عضلانی - جابه‌جایی زاویهٔ مفصل در صورت وجود رابطهٔ خطی بین این دو متغیر است. بنابراین برای محاسبهٔ میانگین سختی مفصل مچ پا از فرمول زیر استفاده شد (۵):

$$K_{joint}=\Delta m/\Delta\theta$$

ΔM تغییرات گشتاور عضلات در این فاز و $\Delta\theta$ تغییرات زاویهٔ نسبی مفصل است.

گشتاور با استفاده از دینامیک معکوس و داده‌های آنتروپومتری محاسبه شد. از آنجا که جرم بدن افراد می‌تواند در محاسبهٔ سختی مفصل مهم باشد گشتاور عضلات به جرم بدن نرمال شد (۲۶).

برای محاسبهٔ جابه‌جایی زاویه‌ای ابتدا از فرمول ۱ زاویهٔ مطلق اندام‌های پا و ساق محاسبه شد. سپس محاسبهٔ زاویهٔ نسبی مفصل مچ پا با استفاده از فرمول ۲ انجام گرفت (۲۶).

$$\theta_1= \text{Arc tan } (y_2-y_1/x_2-x_1) \quad (۱)$$

$$\theta_2= \theta_1\text{پا} - \theta_1\text{ساق} - 90^0 \quad (۲)$$

$$\Delta\theta=\theta_{22}-\theta_{21}$$

θ_1= زاویهٔ مطلق
Y_2= مختصات مارکر پاشنه در جهت عمودی
Y_1= مختصات مارکر متاتارسال در جهت عمودی
X_2= مختصات مارکر پاشنه در جهت افقی
X_1= مختصات مارکر متاتارسال در جهت افقی
θ_2= زاویهٔ نسبی مفصل مچ پا
$\Delta\theta$= جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل مچ پا

شایان ذکر است که در این پژوهش سختی مفصل مچ پای اتکا از لحظهٔ شروع حرکت تا لحظهٔ اوج دورسی فلکشن مچ پای اتکا محاسبه شد، زیرا این بازهٔ زمانی نقش مهمی در انتقال وزن به سمت جلو و شتاب‌گیری بدن برای اجرای گام‌های بعدی دارد (۹). برای استفاده از این بازهٔ زمانی نیاز به

1. Furth-order Butterworth

همزمان‌سازی ابزار اندازه‌گیری آنالیز حرکت و صفحهٔ نیروسنج بود که این کار پیش از شروع دریافت داده‌ها صورت گرفت، به این صورت که صفحهٔ نیروسنج و دوربین اصطلاحاً سینک (همسان‌سازی) شده بودند و سیستم SIMI Motion داده‌های هر دو دستگاه را همزمان ثبت می‌کرد.

از آمار توصیفی برای دسته‌بندی داده‌ها و تعیین شاخص‌های مرکزی و پراکندگی و از برنامهٔ MATLAB نسخهٔ ۲۰۰۸ نیز برای محاسبهٔ متغیرهای سینماتیکی و سینتیکی و سختی مفصل مچ پا استفاده شد. برای مقایسهٔ سه گروه در میزان سختی مفصل مچ پا از تحلیل واریانس یک‌عاملی استفاده شد. مقدار معناداری آماری سطح $P\leq ۰/۰۵$ تعیین شد.

نتایج و یافته‌های تحقیق

مشخصات آنتروپومتری و میانگین قوس کف پای آزمودنی‌ها در جدول ۱ نشان داده شده است. نتایج نشان می‌دهد که در میانگین سن، قد و وزن بین سه گروه اختلاف معناداری وجود ندارد.

جدول ۱. میانگین ± انحراف استاندارد مشخصات آنتروپومتری و قوس کف پای سه گروه

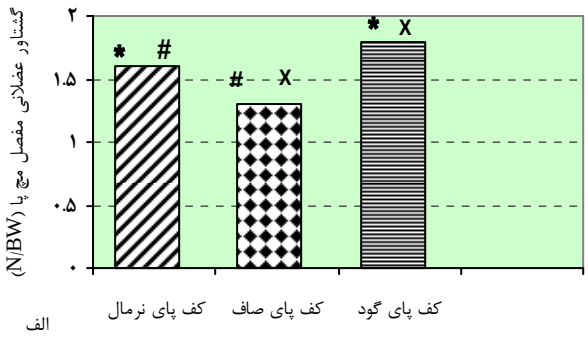
گروه	میانگین سن (سال)	میانگین قد (سانتی‌متر)	میانگین وزن (کیلوگرم)	اختلاف افتادگی ناوی (میلی‌متر)
کف پای نرمال	۲۲±۱/۵	۱۶۴±۲/۵	۵۴±۲/۵	۷/۱۱±۱/۹۶
کف پای صاف	۲۲±۱/۷	۱۶۵±۱/۵	۵۳±۲/۷	۱۲/۴۰±۱/۲۷
کف پای گود	۲۳±۱/۵	۱۶۵±۲	۵۳±۱/۵	۲/۲۳±۱/۱۳

نتایج تحلیل واریانس یک‌عاملی نشان داد که اختلاف معناداری در میزان گشتاور مفصل مچ پا بین سه گروه کف پا وجود دارد ($P=۰/۰۳$) (نمودار۱.الف) نتایج آزمون تعقیبی توکی نشان داد که بین گروه‌های کف پای گود و کف پای صاف ($P=۰/۰۱$) و همچنین کف پای گود و نرمال در میزان سختی مفصل مچ پا اختلاف معناداری وجود دارد ($P=۰/۰۴$). علاوه‌بر آن بین گروه کف پای صاف و کف پای نرمال نیز اختلاف معناداری مشاهده شد ($P=۰/۰۳۵$). گشتاور عضلانی در افراد با کف پای گود بیشترین و در افراد با کف پای صاف کمترین مقدار را به خود اختصاص داد. به‌گونه‌ای که گشتاور عضلانی در

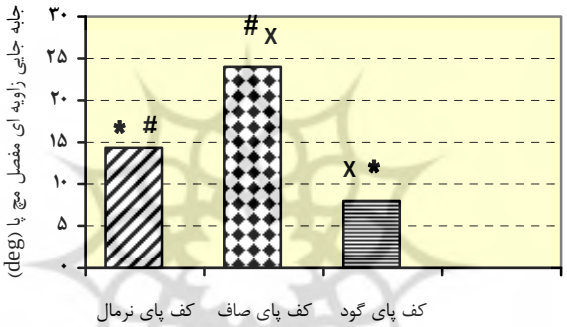
افراد با کف پای گود ۴۱/۵ درصد بیشتر از افراد با کف پای صاف و ۲۱ درصد بیشتر از افراد با کف پای نرمال بود. همچنین اختلاف معناداری در میزان جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل مچ پا بین سه گروه کف پا وجود داشت (P<۰/۰۰۱) (نمودار۱.ب). نتایج آزمون تعقیبی توکی نشان داد که بین گروه‌های کف پای گود و کف پای صاف (P<۰/۰۰۱) و همچنین کف پای گود و نرمال در میزان جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل مچ پا اختلاف معناداری وجود دارد (P=۰/۰۲۱). علاوه‌بر آن بین گروه کف پای صاف و کف پای نرمال نیز اختلاف معناداری مشاهده شد (P=۰/۰۰۱). میزان دورسی فلکشن مچ پای افراد با کف پای صاف بیشترین مقدار و افراد با کف پای گود کمترین مقدار را به خود اختصاص داده است، به‌گونه‌ای که دورسی فلکشن افراد با کف پای صاف ۶۶/۳۴ درصد بیشتر از افراد با کف پای گود و ۳۵/۸۳ درصد بیشتر از افراد با کف پای نرمال است. به‌علاوه نتایج تحلیل واریانس یک‌عاملی نشان داد که اختلاف معناداری در میزان سختی مفصل مچ پا بین سه گروه کف پا وجود دارد (P=۰/۰۰۱) (نمودار۱.ج). به‌گونه‌ای که سختی مفصل مچ پا در افراد کف پای صاف کمترین مقدار و در افراد با کف پای گود بیشترین مقدار را دارد. ازاین‌رو می‌توان گفت نوع ساختار کف پا بر سختی مفصل مچ پا اثرگذار است. نتایج آزمون تعقیبی توکی نشان داد که بین گروه‌های کف پای گود و کف پای صاف (P<۰/۰۰۱) و همچنین کف پای گود و نرمال در میزان سختی مفصل مچ پا اختلاف معناداری وجود دارد (P<۰/۰۰۱). علاوه‌بر آن بین گروه کف پای صاف و کف پای نرمال اختلاف معناداری مشاهده شد (P<۰/۰۰۱) (نمودار ۱). میانگین سختی مفصل مچ پای افراد کف پای گود ۶۱/۹۷ درصد بیشتر از افراد کف پای صاف و ۴۳/۹ درصد بیشتر از افراد کف پای نرمال بود و میانگین سختی مفصل مچ پای افراد با کف پای نرمال ۴۱/۷۲ درصد بیشتر از افراد با کف پای صاف مشاهده شد.

جدول ۲. میانگین ± انحراف معیار جابه‌جایی زاویه‌ای، گشتاور و سختی مفصل مچ پا در سه گروه کف پا

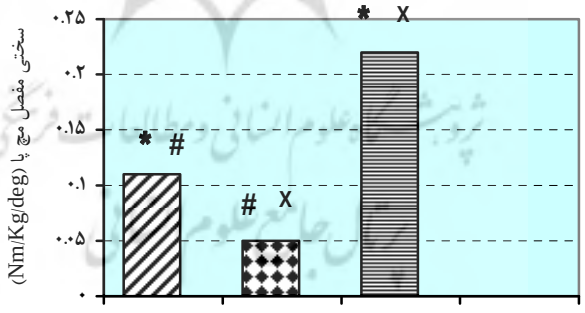
گروه	میانگین جابه‌جایی زاویه‌ای (deg) انحراف معیار ± میانگین	میانگین گشتاور عضلانی (BW) انحراف معیار ± میانگین	میانگین سختی مفصل (Nm/kg/deg) انحراف معیار ± میانگین
کف پای نرمال	۱۴/۳۲±۰/۳	۱/۶±۰/۲	۰/۱۱±۰/۰۳
کف پای صاف	۲۴±۰/۶۴	۱/۳±۰/۴	۰/۰۵±۰/۰۲
گود کف پای	۸±۰/۵	۱/۸±۰/۸	۰/۲۲±۰/۰۲



الف



ب



ج

نمودار ۱. الف) میانگین گشتاور مفصل مچ پا؛ ب) میانگین جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل مچ پا؛ ج) میانگین سختی مفصل مچ پا بین انواع گروه‌های کف پا (# معناداری در مقایسه با کف پای صاف و * و X معناداری در مقایسه با کف پای گود).

بحث و نتیجه‌گیری

به‌طور کلی هدف از این مقاله مقایسهٔ سختی مفصل مچ پا بین سه گروه کف پای صاف، گود و نرمال به‌منظور بررسی رابطهٔ بین متغیر سختی مفصل مچ پا و آسیب‌پذیری این افراد است. نتایج تحقیقات گذشته نشان می‌دهند که میانگین سختی مچ پا در شروع گام‌برداری در افراد با کف پای نرمال (۰/۱۳۹±۰/۰۱۸۹Nm/kg/deg) و طی راه رفتن (۰/۰۸۹۴Nm/kg/deg) است (۸،۹)، که مقدار میانگین سختی مفصل مچ پای افراد گروه نرمال در این پژوهش تفاوت شایان توجهی با مقادیر به‌دست‌آمده از تحقیقات گذشته، که از روش مشابهی برای محاسبهٔ سختی استفاده کرده بودند، ندارد.

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که افراد با کف پای گود بیشترین و افراد با کف پای صاف کمترین سختی مفصل مچ پا را در مرحلهٔ شروع گام‌برداری دارند. از طرف دیگر نتایج نشان داد که در این بازهٔ زمانی بین گشتاور عضلانی سه گروه تفاوت معناداری وجود دارد. گشتاور عضلانی در افراد با کف پای گود بیشترین و در افراد با کف پای صاف کمترین مقدار را به خود اختصاص داد. همچنین بررسی داده‌های سینماتیکی حاکی از آن است که میزان دورسی فلکشن مچ پای افراد با کف پای صاف بیشترین مقدار و افراد با کف پای گود کمترین مقدار را به خود اختصاص داده است. ازاین‌رو می‌توان تفاوت در سختی مفصل مچ پا بین سه گروه را به تفاوتی که در دو متغیر جابه‌جایی زاویه‌ای و گشتاور عضلانی مفصل مچ پا بین سه گروه وجود دارد نسبت داد.

میزان جابه‌جایی زاویه‌ای مفصل یا به‌عبارتی دامنهٔ حرکتی مفاصل به پایداری مفصل بستگی دارد. عوامل مهم در پایداری مفصل، استحکام و پایداری اجزای غیرفعال اطراف مفصل مثل رباط‌ها و مقاومت بافت‌های نرم اطراف مفصل در مقابل گشتاور نیروهای داخلی و خارجی‌اند، که افزایش و کاهش مقاومت و پایداری هر یک از این اجزا می‌تواند تأثیر شایان توجهی بر دامنهٔ حرکتی مفصل بگذارد. برای مثال هرچه میزان پایداری رباط‌ها کمتر باشد، در واقع رباط‌ها شل باشند، دامنهٔ حرکتی مفاصل طی مهارت‌های ورزشی افزایش می‌یابد. از طرف دیگر هرچه توانایی ساختار عضلانی برای مقاومت در مقابل گشتاور نیروهای خارجی بیشتر باشد، دامنهٔ حرکتی مفصل کاهش می‌یابد. در نتیجه هرچه پایداری مفصل بیشتر باشد از حرکت بیش از حد مفصل طی اجرای مهارت جلوگیری می‌کند (۱۹). کاهش و افزایش بیش از حد دامنهٔ حرکتی مفاصل و گشتاور عضلانی می‌توانند عاملی برای آسیب‌پذیری افراد باشند.

از آنجا که دامنهٔ حرکتی مفاصل و گشتاور عضلات اطراف مفصل از عوامل دخیل در سختی مفصل محسوب می‌شوند، می‌توان گفت که در افراد با کف پای صاف به‌دلیل پایداری کم رباط‌ها و عملکرد غیرطبیعی دیگر اجزای اطراف مفصل به‌خصوص تاندون عضلهٔ درشت‌نیی خلفی و کاهش قوس طولی میانی، انعطاف‌پذیری و دامنهٔ حرکتی مفصل مچ پا بیشتر از افراد با کف پای نرمال است و گشتاور عضلانی و نیروی عضلانی مورد نیاز برای ایجاد حرکت در مفصل کم است. علاوه‌بر این در افراد با کف پای صاف نقطهٔ اعمال نیروی عکس‌العمل زمین (cop) به سمت داخل پا انتقال می‌یابد و براساس محاسبات انجام‌گرفته در این پژوهش به محور دوران پا که در مفصل مچ پا قرار دارد، نزدیک‌تر می‌شود. ازاین‌رو بازوی گشتاور نیروی عکس‌العمل زمین در مقایسه با افراد با کف پای نرمال کاهش و در نهایت گشتاور عضلانی مچ پا کاهش می‌یابد. در نتیجه سختی مفصل مچ پا در افراد با کف پای صاف کمتر از دو گروه دیگر است. سختی مفصل نشان‌دهندهٔ پایداری مکانیکی مفصل است، زیرا سختی مفصل نه تنها به مقاومت عضلات و دیگر بافت‌های نرم اطراف مفصل بستگی دارد، بلکه سختی مفصل عکس‌العملی برای گشتاور نیروهای خارجی است (۱۵،۱۹). در نتیجه کاهش سختی مفصل مچ پا ممکن است یکی از عوامل مستعدکننده برای آسیب‌پذیری این افراد به‌خصوص اسپرین داخلی مچ پا باشد.

از طرف دیگر در افراد با کف پای گود به‌دلیل کوتاه شدن عضلات چرخش‌دهندهٔ داخلی و کاهش توانایی این عضلات برای کنترل چرخش داخلی پا و افزایش قوس طولی داخلی کف پا دامنهٔ حرکتی کمتری نسبت به افراد با کف پای نرمال دارند، ازاین‌رو فعالیت عضلانی این افراد برای به حرکت درآوردن مفصل افزایش می‌یابد. از سوی دیگر در افراد با کف پای گود بر عکس کف پای صاف مرکز فشار یا نقطهٔ اعمال نیروی عکس‌العمل زمین به خارج پا منتقل می‌شود و براساس محاسبات انجام‌گرفته فاصلهٔ این نقطه تا محور دوران نسبت به افراد کف پای نرمال و کف پای صاف بیشتر است، ازاین‌رو بازوی گشتاور نیروی عکس‌العمل زمین و گشتاور عضلانی در این افراد افزایش می‌یابد. در نتیجه به‌دلیل کاهش دامنهٔ حرکتی مفصل مچ پا و افزایش گشتاور عضلانی در این مفصل سختی مفصل مچ پای آنها بیشتر از دو گروه دیگر است. در افراد با کف پای گود به‌دلیل کاهش انعطاف‌پذیری اجزای اطراف مفصل، میزان جذب شوک کاهش یافته و در نتیجه میزان نیروی عکس‌العمل زمین و بار اعمال‌شده به بدن افزایش می‌یابد. همچنین عضلات برای جبران بار اضافی اعمال‌شده بر مفصل فعالیت بیشتری خواهند داشت. در نتیجه افراد با کف پای گود به‌دلیل افزایش سختی مفصل مچ پا بیشتر مستعد آسیب‌های

استخوانی مثل شکستگی استخوان درشت‌نی و ران و همچنین استرس فراکچر پنجمین استخوان کف پایی هستند (۲۰).

از نتایج این پژوهش چنین بر می‌آید که کاهش سختی مفصل مچ پا در افراد با کف پای صاف در مقایسه با افراد کف پای نرمال می‌تواند دلیل مستعد بودن این افراد به آسیب‌های بافت نرم مثل اسپرین مچ پا و افزایش سختی در افراد با کف پای گود در مقایسه با گروه کف پای نرمال می‌تواند دلیلی برای افزایش آسیب‌های استخوانی و استرس فراکچر در این افراد باشد. ازاین‌رو توجه به فاکتور سختی می‌تواند به مربیان برای طراحی برنامهٔ تمرینی با توجه به ویژگی فیزیکی و ساختاری هر فرد در بهبود اجرای مهارت ورزشی و جلوگیری از آسیب ورزشکاران کمک کند.

از آنجا که افراد با کف پای گود بیشترین و افراد با کف پای صاف کمترین مقدار سختی مفصل مچ پا را نشان دادند، می‌توان گفت که شاخص سختی مفصل ممکن است دلیل مستعد بودن افراد با کف پای گود به آسیب‌های استخوانی و کف پای صاف به آسیب بافت نرم را توجیه کند. به‌طور کلی میزان سختی مفصل مچ پا می‌تواند شاخص مناسبی در ارزیابی مستعد بودن فرد به نوع آسیب مچ پا باشد.

منابع و مآخذ

1. Aurélio Faria ,Ronaldo Gabriel, João Abrantes, Rui Brás, Helena Moreira. (2010). "The relationship of body mass index, age and triceps-surae musculotendinous stiffness with the foot arch structure of postmenopausal women". Journal of Clinical Biomechanics, 31(3), PP:588–593.
2. Brody D. (1982). "Techniques in the evaluation and treatment of the injured runner". Journal of Orthop Clin North Am, 13(2), PP:542-558.
3. Brughelli M. Cronin J. (2008). "A review of research on the mechanical stiffness in running and jumping: methodology and implications". Journal of Scand J Med Sci Sports ,18(3) PP:417–426.
4. Burns J, Crosbie J, Hunt A, Ouvrier R. (2005). "The effect of pes cavus on foot pain and plantar pressure". Journal of Clin, Biomech, 20(9), PP:877–882.
5. Charalambous, Irwin.L.G, Bezodis.I.N, Kerwin.D. (2012). "Lower Limb Joint Kinetics and Ankle Joint Stiffness in the Sprint Start Push-off". Journal of Sports Sciences, 30(1) ,PP: 1–9.
6. Chen CH, Huang MH, Chen TW, Weng MC, Lee CL, Wang GJ. (2006). "The correlation between selected measurements from footprint and radiograph of flatfoot". Journal of Physical Medicine and Rehabilitation, 87(2), PP:235-40.
7. Dorsey S. Williams III , Irene McClay Davis, John P. Scholz,Joseph Hamill, Thomas S.

Buchanan. (2004). "High-arched runners exhibit increased leg stiffness compared to low-arched runners". Journal of Gait & Posture, 19(3), PP:263–269.

8. Gabriel,R.C., Abrantes,J., Granata,K., Bulas-Cruz,J., Melo-Pinto,P., Filipe,V. (2008). "Dynamic joint stiffness of the ankle during walking:Gender-related differences". Journal of Physical Therapy in Sport, 50(2),PP:16–24.
9. Guinn,L.D., Takahashi,K., Razzook,A.R., Stanhope,S.J. (2010). "Natural ankle pseudo-stiffness during gait initiation".Conference Proceedings of the Annual Meeting of the American Soc, P:789.
10. Kaufman KR, Brodine SK, Shaffer RA, Johnson CW, Cullison TR. (1999). "The effect of foot structure and range of motion on musculoskeletal overuse injuries". Journal of Am J Sports , 27(5), PP:585–93.
11. Khamis S, Yizhar Z. (2007). "Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position". Journal of Gait & Posture, 25(1), PP:127-34.
12. 12. Lusardi MM, Nilsen CC. (2007). "Orthotics and prosthetics in rehabilitation. 2ed".Publisher: Butterworth-Heinemann. Saunders Elsevier;182-3.
13. McPoil TG, Cornwall MW. (1996). "The relationship between static lower extremity measurements and rearfoot motion during walking". Journal of Orthop_Sports Phys Ther, 24(5) , PP:309 –314.
14. Michelson JD, Durant DM, McFarland E. (2003). "Injury risk associated with pes planus in athletes". Journal of Foot Ankle Int, 23(70) ,PP:629–933.
15. Michael S. Lee, DPM,John V. Vanore, DPM, James L. Thomas, DPM, Alan R. Catanzariti, DPM, Geza Kogler, PhD, Steven R. Kravitz, DPM, Stephen J. Miller, DPM, Susan Couture Gassen. (2005)."Diagnosis and Treatment of Adult Flatfoot".Journal of foot and ankle surgery, 44(2),PP:78-113.
16. Mortazavi J, Espandar R, Baghdadi T. (2007). "Flat foot in children". Journal of Iran J Ped,17(2),PP: 163-70.
17. Nissan M and Whittle MW. (1990). "Initiation of gait in normal subjects: a preliminary study". Journal of Biomed Eng. Mar; 12(2),PP:165-71.
18. Sandhiran Patchay, Yves Gahe´ry. (2003). "Effect of asymmetrical limb loading on early postural adjustments associated with gait initiation in young healthy adults". Journal of Gait & Posture; 18(6),PP: 85-94.
19. Stefanyshyn. D, Nigg .B. (1998). "Dynamic Angular Stiffness of the Ankle Joint During Running and Sprinting". Journal of Appl Biomech,14(3),PP:292–299.
20. Steven M. Zinder, Kevin P,Granata, Sandra J, Shultz, Bruce M. Gansneder.(2009). "Ankle Bracing and the Neuromuscular Factors Influencing Joint Stiffness". Journal of Athletic Training, 44(4),PP:363-369.
21. Pazit Levinger, George S. Murley, Christian J. Barton, Matthew P. Cotchett, Simone R. McSweeney, Hylton B. Menz. (2010). "A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford Foot Model". Journal of Gait & Posture, 32(2),PP:519–523.

22. Robert J. Butler, Harrison. Crowell III, Irene McClay Davis. (2003). "Lower extremity stiffness: implications for performance and injury". Journal of Clinical Biomechanics, 18(4),PP:511–517.
23. Robin M. Queen, Nathan A. Mall, James A. Nunley, Bavornrit Chuckpaiwong. (2009). "Differences in plantar loading between flat and normal feet during different athletic tasks." Journal of Gait & Posture, 29(4),PP:582–586.
24. Williams DS, Mc Clay IS. (2000). "Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: reliability and validity". Journal of Phys Ther, 80(9),PP:864–871.
25. Williams III, D.S, McClay, I.S, Hamill, J. (2001). "Arch structure and injury patterns in runners". Journal of Clin, Biomech,16(4),PP:341–347.
26. Winter, D.A. (2009). "Biomechanics and motor control of human movement.4ed". Publisher: New york wiley,PP:83-86.

پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی