



## مطالعات طب ورزشی

سال نهم ، شماره دوازدهم

این نشریه بر اساس گواهی کتابخانه منطقه‌ای علوم و تکنولوژی به شماره ۱۶۵۶/م . د مورخ ۸۶/۷/۱۸ در مرکز استنادی علوم جهان اسلام (ISC) نمایه‌سازی شده است. همچنین به گواهی نامه شماره ۱/۲۲۱۴۰.ت مورخ ۸۸/۱۲/۱۲ این نشریه در مرکز استنادی علوم جهان اسلام موفق به اخذ ضریب تأثیر (IF) شده است.

پاییز و زمستان ۱۳۹۱

قیمت ۷۵۰۰ تومان

## دو فصلنامه تخصصی مطالعات طب ورزشی پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی

- مدیر مسئول: دکتر مهدی طالب پور
- سر دبیر: دکتر رضا رجبی
- مدیر داخلی: محبوبه ایران پاک
- صفحه آراء: زهرا نوری
  
- هیئت تحریریه (به ترتیب حروف الفبا)
  - دکتر احمد ابراهیمی عطری (استادیار دانشگاه فردوسی مشهد- گرایش فیزیولوژی ورزشی - توانبخشی ورزشی)
  - دکتر رضا رجبی (دانشیار دانشگاه تهران- گرایش طب ورزشی)
  - دکتر نادر رهنما (دانشیار دانشگاه اصفهان- گرایش آسیب‌شناسی ورزشی)
  - دکتر صدرالدین شجاع‌الدین (دانشیار دانشگاه تربیت معلم تهران- گرایش ورزش درمانی و بازسازی)
  - دکتر حیدر صادقی (استاد دانشگاه تربیت معلم تهران- گرایش بیومکانیک ورزشی)
  - دکتر محمدحسین علیزاده (دانشیار دانشگاه تهران- گرایش طب ورزشی)
  - دکتر نادر فرهپور (استاد دانشگاه بوعلی سینا همدان- گرایش بیومکانیک ورزشی)
  
- شماره استاندارد بین‌المللی: ۱۶۵۸-۲۳۲۲
- شماره پیاپی: ۱۲- پاییز و زمستان ۹۱
- شمارگان: ۱۰۰۰ نسخه
- نشانی دفتر مرکزی: تهران، خیابان انقلاب، خیابان نجات‌اللهی، کوچه هواپیمایی، پلاک ۳.
- نشانی دفتر مشهد: وکیل آباد ۵۴، نبش بلوار لادن
- کدپستی: ۹۱۷۵۸۹۵۵۱۸، پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی
- تلفن: ۵۰-۵۰۱۴۲۴۷-۵۱۱، دورنگار: ۵۰-۵۰۱۴۲۴۷-۵۱۱
- نشانی پست الکترونیک: [Journal@SSRC.ac.ir](mailto:Journal@SSRC.ac.ir)
- سایت پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی: <http://www.ssrc.ac.ir>

**اسامی مشاوران علمی این شماره ( به ترتیب حروف الفباء )**

دکتر حسن دانشمندی

دکتر رضا رجبی

دکتر نادر رهنما

دکتر منصور صاحب الزمانی

دکتر فواد صیدی

دکتر نرمین غنی زاده حصار

دکتر هومن مینونژاد

## راهنمای تهیه مقاله فصلنامه

### «مطالعات طب ورزشی»

نشریه پژوهش در علوم ورزشی به صورت فصلنامه با امتیاز علمی - پژوهشی با درجه ISC و با ضریب IF در چهار گرایش تخصصی مدیریت ورزشی، فیزیولوژی ورزشی، رفتار حرکتی و طب ورزشی به زبان فارسی منتشر می‌گردد. در این نشریه مقالاتی چاپ می‌شود که نتایج پژوهش‌های بنیادی، کاربردی و توسعه‌ای در حوزه‌های مختلف علوم ورزشی در آن گنجانده شده‌باشد. خواهشمند است دستورالعمل زیر را مطالعه کنید و بر اساس آن اقدام به ارسال مقاله نمایید. لازم به توضیح است که مقالات دریافتی از طریق سایت پژوهشگاه در مرحله اول و قبل از ارسال به داوری از نظر رعایت دستورالعمل زیر مورد بررسی قرار خواهد گرفت و در صورت مشاهده عدم رعایت دستورالعمل، مقاله برای داوری ارسال نخواهد شد.

#### ۱. اصول کلی

نوع مقالات پذیرفته شده

۱.۱ - مقاله ارسالی از نوع مقالات اصیل (Original Article) باشد.

۱.۲ - دستورالعمل ارسال مقالات:

ورود و ارسال مقالات از طریق سایت پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی [www.ssrc.ac.ir](http://www.ssrc.ac.ir) به صورتی که شرح داده شده است، ارسال شود.

۱.۳- آئین نگارش زبان فارسی به طور کامل رعایت شود و از به کار بردن واژه‌های خارجی که معادل‌های دقیق و رسایی در زبان فارسی دارند، خودداری شود.

۱.۴- مطالب مقاله به صورت یک ستونی و یک خط در میان با رعایت حاشیه لازم (حداقل ۲ سانتی‌متر) تایپ و همه صفحات شماره‌گذاری شوند.

#### ۲. نحوه تنظیم مقالات

۱- صفحه اول شامل: عنوان مقاله، نام و نام خانوادگی نویسندگان همراه با درجه علمی و محل اشتغال آنها، مؤسسه ناظر، حامیان مالی و محل انجام پژوهش باشد.

۲- صفحه دوم و سوم به ترتیب شامل عنوان، چکیده فارسی و عنوان و چکیده انگلیسی به همراه کلید واژه‌های مرتبط باشد.

۳- عنوان مقاله با در نظر گرفتن فواصل بین کلمات نباید از ۶۰ حرف تجاوز کند.

۴- چکیده مقاله حداکثر ۲۵۰ کلمه و در متن آن هدف، روش‌ها، یافته‌ها و نتیجه‌گیری ذکر شده باشد.

۵- تعداد صفحات مقاله با فونت ۱۳ B-NAZANIN نباید از ۱۵ صفحه تجاوز کند.

اصل مقاله شامل موارد زیر می باشد:

مقدمه: بیان مسئله و هدف از اجرای تحقیق با مروری بر مطالعات گذشته  
روش پژوهش: شرح دقیق طرح تحقیق، جامعه و نمونه آماری، مواد و روش‌های اندازه‌گیری  
(روایی و پایایی وسایل و تست‌ها) و روش‌های آماری  
یافته‌ها (نتایج): شرح کامل یافته‌های پژوهش

بحث: شرح نکات مهم یافته‌ها و مقایسه آن با یافته‌های حاصل از مطالعات دیگر و توجیه  
و تفسیر موارد مشترک و مورد اختلاف، بیان کاربرد احتمالی یافته‌ها و در نهایت  
نتیجه‌گیری و ارئه پیشنهادات حاصل از یافته‌های پژوهش. در انتهای مقاله آرایه دو  
پاراگراف کوچک یکی در باره آنچه که تا کنون در باره موضوع مورد مطالعه می دانیم و  
دیگری در باره اینکه مقاله (تحقیق) حاضر چه اطلاعات جدیدی به حیطة و موضوع مورد  
مطالعه اضافه می کند پیشنهاد می شود.

دستورالعمل نوشتن متن مقاله و منابع:

تعداد منابع فارسی و لاتین بیش از ۳۶ شماره نباشد.

در داخل متن هر جا نیاز به استفاده از پراانتز می باشد، باید بین حرف آخر کلمه و پراانتز فاصله  
باشد و پراانتز نباید به کلمه بچسبد؛ مثلاً: بررسی انجام شده توسط اشمیت (۲۰۰۴) نشان داد ...  
زمانی که در داخل پراانتز‌های استفاده شده برای نوشتن منابع (در داخل متن)، بیش از دو  
منبع قرار می‌گیرد، منابع باید از کوچک به بزرگ و از سمت چپ به راست نوشته شوند و با  
حرف کاما از یکدیگر جدا شوند. مثلاً: (۱،۳،۵)

اگر منابع داخل پراانتز بیش از دو مورد است و پشت سر هم قرار دارند، به جای نوشتن همه  
آنها، بین منبع اول و آخر یک خط تیره قرار داده شود:  
مثلاً به جای (۱،۲،۳،۴) نوشته شود (۱-۴).

منابع باید در انتهای مقاله به ترتیب حروف الفبای انگلیسی و فارسی مرتب گردند و سپس  
بر اساس آن در داخل متن شمارهٔ رفرنس مورد نظر داده شود. استفاده از سیستم  
**EndNote** جهت کاهش اشتباه و ارتقاء کیفیت نشریه الزامی است.

نحوهٔ نگارش منابع مورد استفاده

منابعی که در متن مورد استفاده قرار می‌گیرند باید به صورت زیر معرفی شوند:

۱- مقاله فارسی: نام خانوادگی و نام نویسنده (تا ۶ نفر اول بصورت کامل و بیش از ۶ نفر با  
استفاده از واژه همکاران/ et al آورده شود)، سال انتشار، عنوان مقاله، نام مجله، شماره  
مجله، شمارهٔ صفحه.

کریمی، حسین، ۱۳۸۹، اثر تمرینات مقاومتی همراه با مصرف مکمل کراتین بر حجم و  
توده عضلانی ورزشکاران زن شناگر، پژوهش در علوم ورزشی (۱۰): ۳۸-۲۲.

مقاله لاتین:

Cohen, s., Tyrrell, D.A., Smith, A.P. (1991). Psychological stress and susceptibility to  
the common cold. *New England JOURNAL OF MEDICINE*, 325:606-12.

۲- کتاب فارسی: نام خانوادگی و نام نویسنده (نویسندگان)، سال انتشار، عنوان کتاب، نام و نام خانوادگی مترجم / مترجمان (در صورت ترجمه بودن کتاب)، شماره چاپ، شهر محل چاپ، ناشر، شماره صفحه.

مثال تألیفی فارسی: موسوی ساداتی، سیدکاظم. (۱۳۸۸). طراحی نرم افزار ارزیابی آمادگی جسمانی. پژوهش در علوم ورزشی (تخصصی طب ورزشی). ۲۴، صص ۱۳-۳۰.

مثال لاتین:

Steffen K, Bakka HM, Myklebust G, Bahr R. (2008). Performance aspects of an injury.

۳- مقاله (از شبکه اینترنت یا اطلاعات موجود در لوح های فشرده): نام خانوادگی و نام نویسنده (نویسندگان)، سال نشر، عنوان مطلب، تاریخ دریافت، نشانی اینترنتی یا نام لوح فشرده

۴- پایان نامه و گزارش های پژوهشی: نام خانوادگی و نام مجری (مجریان)، سال نشر، عنوان پایان نامه، رساله یا پژوهش، ذکر واژه پایان نامه کارشناسی ارشد، رساله دکتری یا گزارش پژوهشی، محل ارائه گزارش

۵- عکس ها، نمودارها و جدول های مربوط به مقاله همراه شرح کامل آنها در محل اصلی مقاله آورده شوند و شماره گذاری گردند. نمودارها و شکل های ارسالی باید اصل، دقیق و روشن باشند. لازم است جداول بدون استفاده از خطوط طولی و تنها با استفاده از چند خط عرضی (ترجیحاً ۳ خط) تنظیم شوند.

نکات اداری و تعهدی:

۱- هیئت تحریریه نشریه در قبول یا رد و یا ویرایش مقاله (با تأیید مؤلف) آزاد است.  
۲- مقالات منتشر شده نباید قبلاً در هیچ نشریه داخلی و یا خارجی چاپ شده باشد. در صورت مشاهده این موضوع مقاله از فرآیند داوری این نشریه حذف خواهد شد و ضمن انعکاس عدم تعهد نویسنده به سایر نشریات علمی کشور، مدیریت نشریه، مقالات دیگر آن نویسنده را مورد بررسی قرار نخواهد داد. اگر بخشی از داده های مقاله در مجلات دیگر قبلاً به چاپ رسیده و یا برای داوری به مجلات دیگری ارسال شده باشد باید به اطلاع فصلنامه مطالعات طب ورزشی رسانیده شود.

۳- چنانچه پژوهش و تهیه مقاله، با استفاده از بودجه تحقیقاتی موسسه ای انجام شده است، نام موسسه و شماره ثبت طرح، در آخر مقاله ذکر شوند (نویسنده مقاله، در صورت نیاز باید مجوز کتبی موسسه را در خصوص چاپ مقاله در مجله علمی پژوهشی مطالعات طب ورزشی ارائه دهد)

۴- ارائه دهنده مقاله تعهد کند تا زمانی که جواب نهایی (پذیرش یا رد) مقاله خود را دریافت نکرده باشد، مقالات خود را به نشریات داخلی و خارجی دیگر ارسال نکند.

۵- مسئولیت مطالب مندرج در مقاله به عهده نویسندگان است.

۶- استفاده از مندرجات نشریه با ذکر کامل مأخذ آزاد است.

در پایان، از نویسنده محترم درخواست می شود ضمن مطالعه مندرجات این راهنما و مشاهده نمونه مقالات چاپ شده در جدیدترین شماره نشریه، مقاله خود را تنظیم، و به دفتر نشریه ارسال کند.

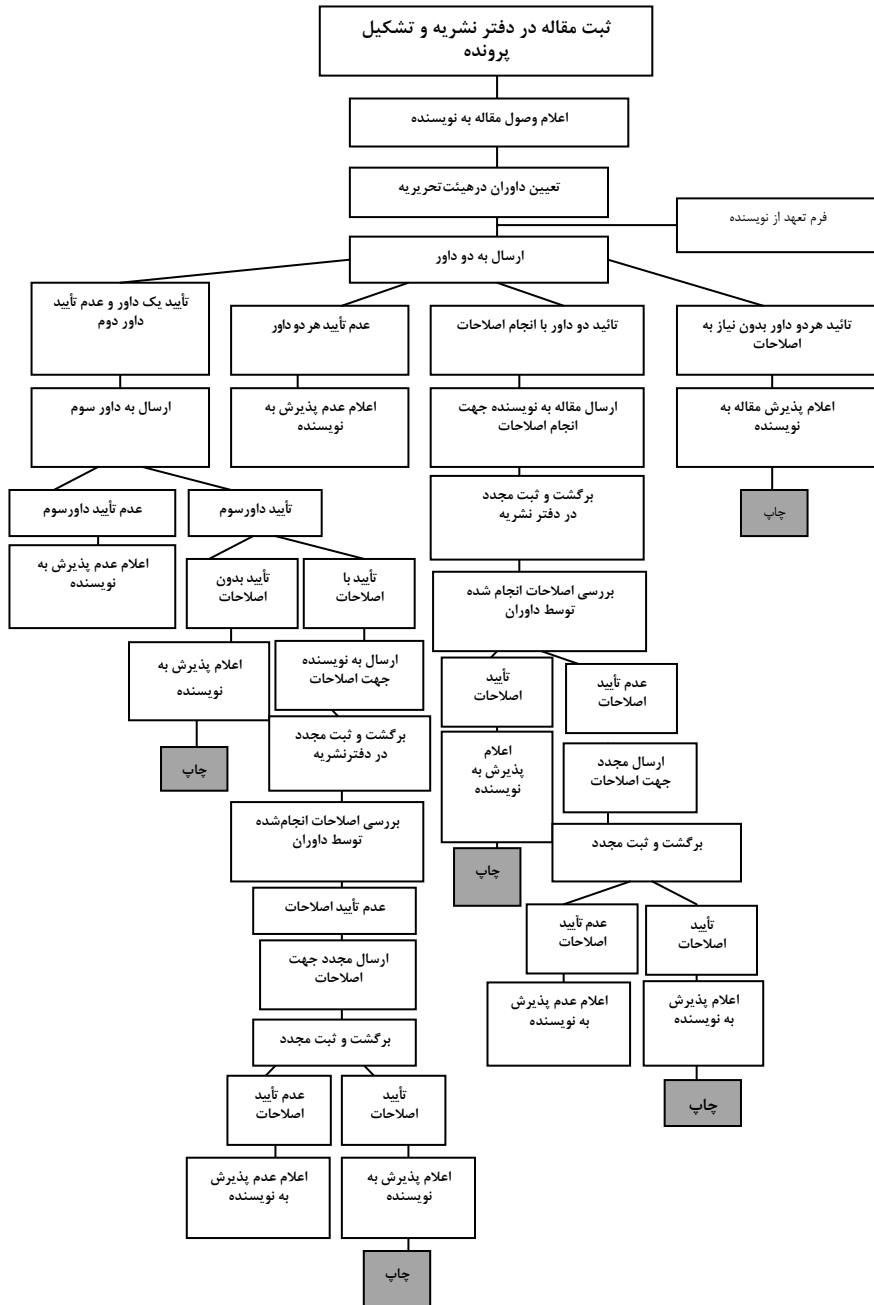
نشانی دفتر مجله:

مشهد- وکیل آباد ۵۴، نبش بلوار لادن کدپستی: ۹۱۷۵۸۹۵۵۱۸

- تلفن: ۵۰-۵۰۱۴۲۴۷ - دورنگار: ۵۰-۵۰۱۴۲۴۷



## فرایند چاپ مقاله در نشریه، مطالعات طب ورزشی



## فهرست مطالب

صفحه	عنوان
۱۳	• اثر کمربند وزنه برداری بر تغییرات الکترومیوگرافیکی برخی عضلات درگیر در حرکت لیفت وزنه مهدی نعمتی معز، مهرداد عنبریان، سید محمد جواد رضی
۲۷	• طراحی و ساخت نرم افزار پیکرسنجی محمد رضا محمودخانی، امیرحسین براتی
۴۳	• ساخت و تعیین پایایی وسیله جدید ایرانی برای اندازه گیری حس عمقی مچ پا رضا رجبی، محمد کریمی زاده اردکانی
۵۳	• تأثیر زمان های روز بر باز توانی آسیب اسپرین مچ پا و میزان آسیب مجدد حمیدرضا صادقی پور، نادر رهنما، علی باقر نظریان
۶۳	• بررسی روند تکاملی و مقایسه شاخص های اندازه گیری قوس کف پا بین ۳ تا ۱۲ سالگی سید حامد موسوی
۸۱	• مقایسه حس وضعیت مفصل زانو در بازیکنان مرد نخبه فوتبال، فوتسال و فوتبال ساحلی محمدحسین علیزاده، مصطفی زارعی، هادی صمدی
۹۷	• تأثیر خستگی ویژه فوتبال بر کنترل قامت پویای بازیکنان فوتبال دارای ناپایداری عملکردی مچ پا منصور صاحب الزمانی، مهدی صداقت

## اثر کمربند وزنه برداری بر تغییرات الکترومیوگرافی برخی عضلات درگیر در حرکت لیفت وزنه

مهدی نعمتی معز<sup>۱</sup>، مهرداد عنبریان<sup>۲</sup>، محمد جواد رضی<sup>۳</sup>

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۱/۰۵/۰۲

تاریخ دریافت مقاله: ۹۰/۱۰/۲۸

### چکیده

ورزشکاران رشته‌هایی مانند وزنه برداری، پاورلیفتینگ و بدن‌سازی به‌طور مکرر از کمربند وزنه برداری استفاده می‌کنند. ورزشکاران به دو دلیل عمده شامل: پیشگیری از بروز آسیب دیدگی و بهبود عملکرد ورزشی از کمربند وزنه برداری استفاده می‌کنند، اما در میان پژوهشگران در مورد فواید استفاده از کمربند ابهاماتی وجود دارد که نیازمند بررسی دقیق است. هدف این پژوهش بررسی اثر کمربند وزنه برداری بر فعالیت الکترومیوگرافی برخی عضلات حین اجرای حرکت لیفت است. هشت نفر از ورزشکاران رشته پاورلیفتینگ (سن:  $21/5 \pm 3/8$  سال، قد  $175/75 \pm 7/7$  سانتی‌متر و وزن:  $82/75 \pm 11/2$  کیلوگرم) فاقد سابقه کمردرد در این مطالعه شرکت کردند. از ورزشکاران خواسته شد تا حرکت لیفت را با وزنه انتخابی ۸۰ تا ۲۷۰ کیلوگرم را در دو وضعیت با کمربند و بدون کمربند اجرا کنند. حین اجرای حرکت لیفت، فعالیت الکترومیوگرافی سطحی عضلات راست شکمی، مایل خارجی شکم، مایل داخلی شکم، عضلات بازکننده ستون فقرات با فرکانس نمونه‌برداری ۱۰۰۰ هرتز ثبت شد. نتایج سه مرحله برداشتن وزنه، مکث و پایین آوردن اختلاف معنی‌داری را در فعالیت عضلات در دو وضعیت با کمربند و بدون کمربند نشان نداد. با توجه به فرضیه افزایش ثبات تنه حین استفاده از کمربند، به نظر می‌رسید فعالیت عضلات بازکننده ستون فقرات کاهش یابد که پیامد آن کاهش فشار وارد بر ستون فقرات است. اما در این مطالعه افزایش فعالیت عضلات مذکور حین استفاده از کمربند مشاهده شد که با فرضیه ثبات تنه حین استفاده از کمربند در تناقض است.

**واژگان کلیدی:** کمربند وزنه برداری، حرکت لیفت، الکترومیوگرافی عضلات تنه.

۱ و ۳. کارشناس ارشد بیومکانیک ورزشی دانشگاه بوعلی سینا

۲. دانشیار دانشگاه بوعلی سینا (نویسنده مسئول)

### مقدمه

استفاده از کمربند وزنه برداری در میان ورزشکاران رشته‌هایی مانند وزنه برداری، پاورلیفتینگ و بدن‌سازی جایگاه خاصی دارد. به‌طور کلی، ورزشکاران به‌منظور جلوگیری از بروز آسیب دیدگی و بهبود عملکرد ورزشی (۱) یا حتی گاهی به تقلید از دیگران (۲) از کمربند وزنه برداری استفاده می‌کنند. برخی محققان جنبه‌های مختلف کلینیکی، بیومکانیکی، فیزیولوژیکی و روان‌شناختی استفاده از کمربند وزنه برداری را مطالعه کرده‌اند؛ به‌عنوان مثال، هانتز<sup>۱</sup> و همکارانش ویژگی‌های فیزیولوژیکی به‌کار بردن کمربند وزنه برداری را بررسی و گزارش کردند که کمربند باعث افزایش فشار خون و ضربان قلب می‌شود؛ در نتیجه استفاده از کمربند برای افراد مبتلا به بیماری‌های قلبی می‌تواند خطرناک باشد (۳). مک کوی<sup>۲</sup> و همکارانش هم از دیدگاه روان‌شناختی بیان می‌کنند که کمربند می‌تواند باعث ایجاد احساس کاذب ایمنی در برابر آسیب در فرد شود و عاملی برای ایجاد صدمات جدی در ورزشکاران باشد (۴).

دردهای کمر و پشت از مشکلات عضلانی - اسکلتی شایع است و بلند کردن بار و اجسام از عوامل مکانیکی اصلی بروز کمر درد به‌شمار می‌رود (۵). در مشاغل و ورزش‌های مختلف که با بلند کردن وزنه و بار سروکار دارند، ابتلا به دردهای کمر و پشت شایع است. در این بین ابتلا به کمردرد در پاورلیفتینگ بسیار شایع است به‌طوری که حدود ۲۶٪ از آسیب‌های این رشته را به خود اختصاص داده است (۶). از منظر بیومکانیکی، مطالعات نشان داده است فشار ایجادشده در ناحیه کمر هنگام بلند کردن بار از عوامل مهم بروز کمردرد محسوب می‌شود (۷). به‌طور کلی، مطالعات متعددی نیروهای وارد بر ستون فقرات (۸)، تغییرات فشار درون شکمی (۹-۱۱) و دامنه حرکتی (۱۲-۱۴) را هنگام استفاده از کمربند وزنه برداری مطالعه کرده‌اند. مک‌گیل<sup>۳</sup> بر اساس مطالعات خود و پژوهش‌های اخیر در مورد کمربند وزنه برداری اظهار می‌دارد که کمربند باعث ثبات تنه حین برداشتن وزنه‌های سنگین می‌شود و در کاهش خطر آسیب دیدگی ستون فقرات مؤثر است. وی همچنین اعتقاد دارد که کمربند از طریق خاصیت الاستیکی به مقدار اندکی در ایجاد گشتاور تنه هنگام خم شدن مؤثر است. البته چنانچه وضعیت طبیعی کمر در حین بلند کردن بار حفظ شود، این خاصیت به کمترین میزان می‌رسد؛ به عبارت دیگر، ورزشکار برای بهره‌گرفتن از فواید کمربند باید خود را در معرض خطر آسیب‌دیدگی قرار دهد

---

1 . Hunter

2 . Mc Coy

3. Mc Gill

(۲). از دیدگاه مکانیکی برای بلند کردن وزنه، گشتاور فلکسوری به دلیل خم کردن تنه ایجاد می‌شود که باید کنترل و متعادل شود. این عمل توسط عضلات ناحیه کمری، به‌ویژه اکستنسورهای تنه با ایجاد گشتاور اکستنسوری کنترل می‌شود. اکستنسورهای عمقی ناحیه کمر در ثبات ستون فقرات نقش مهمی دارند، اما اکستنسورهای سطحی نظیر ارکتور اسپاینه با دارا بودن بازوی گشتاوری بلند و خط کشش مناسب در باز شدن نواحی کمری و سینه‌ای تنه مؤثرند و اکستنسور اولیه محسوب می‌شوند. البته به نظر می‌رسد برای بلند کردن وزنه‌های سنگین عملکرد اکستنسورهای تنه به تنهایی قادر به کنترل و ایجاد گشتاور اکستنسوری نباشند و به دخالت سازوکارهای دیگر نیاز است. در این رابطه، وایت و پنجابی (۱۹۹۰) سازوکار فشار درون شکمی را مطرح می‌کنند (۱۵) در حالی که مک گیل و نورمن (۱۹۸۶) ضمن اشاره به فشار درون شکمی که عمدتاً توسط عضلات شکمی ایجاد می‌شود، به سازوکار دیسک و لیگامنت‌ها اشاره دارند (۱۶). به هر حال، به نظر می‌رسد دلایل استفاده از کمربند در بلند کردن وزنه و بار به تأثیر مستقیم یا غیرمستقیم آن بر عواملی نظیر سازوکار فشار درون شکمی و کاهش فعالیت عضلات اکستنسور تنه مربوط است (۱۷). در مورد تأثیر افزایش فشار درون شکمی بر ستون فقرات دو نظریه در میان پژوهشگران وجود دارد. گروهی اعتقاد دارند افزایش فشار درون شکمی با اعمال نیرویی هیدرواستاتیکی روی دیافراگم در ایجاد گشتاور اکستنسوری تنه ایفای نقش می‌کند و در نتیجه می‌تواند فشار و بار اعمال شده روی ستون فقرات را کاهش دهد (۱۸-۲۰) و در مقابل این فرضیه -که برخی محققان در مورد آن تردید دارند- عده‌ای نیز فرضیه غالبی را مطرح می‌کنند مبنی بر اینکه ممکن است انقباض عضلات دیواره شکمی در برابر این سازوکار (فشار حفره شکمی) عاملی برای ثبات بخشی به ستون فقرات باشد (۲۱-۲۳) البته اصول دقیق این نظریه هنوز مورد بحث است.

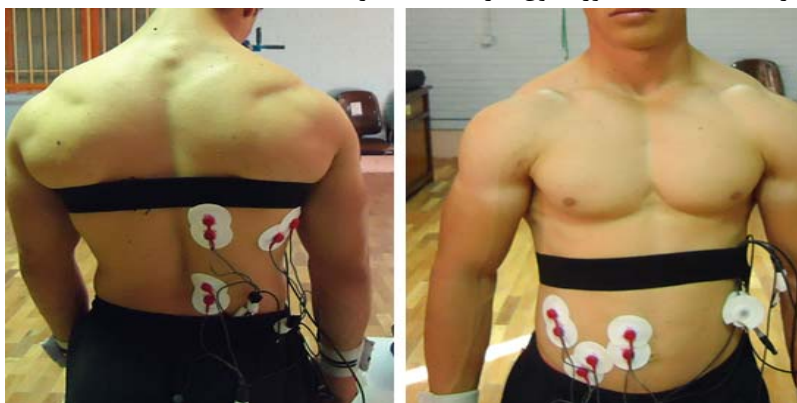
برخی محققان هم گزارش کرده‌اند که استفاده از کمربند و ارتز در ناحیه کمری - خاجی در کاهش درد کمر و میزان فشار بر ستون فقرات کمری - که با تغییرات فعالیت الکتریکی عضلات تنه همراه است - مؤثر است. کولویسکی (۲۰۰۴) بیان کرد که کاهش فعالیت عضلات تنه، به‌ویژه اکستنسورهای تنه هنگام استفاده از کمربند وزنه برداری می‌تواند باعث کاهش نیروی فشاری بر ستون فقرات شود (۱۷). در واقع، کاهش فعالیت عضلات بازتاب توانایی کمربند در حمایت از گشتاور تنه برای انجام کار مورد نظر است (۱۰، ۱۷). با وجود تحقیقات موجود، هنوز روی نحوه دقیق عملکرد کمربند در فعالیت عضلانی مرتبط با فشار درون حفره شکمی یا فشارهای وارد بر ستون فقرات اجماع وجود ندارد. از سوی دیگر، به فعالیت عضلات تنه در حرکت لیفت و نقش مداخله‌ای کمربند توجه اندکی شده است؛ از این رو پژوهش حاضر در نظر

دارد فعالیت عضلات تنه را در دو وضعیت استفاده از کمر بند و بدون کمر بند حین انجام حرکت لیفت در رشته پاورلیفتینگ بررسی کند. فرضیه ما در پژوهش حاضر کاهش فعالیت عضلات اکستنسور تنه هنگام استفاده از کمر بند در اجرای حرکت لیفت است که می تواند باعث ثبات ستون فقرات شود.

### روشن‌شناسی پژوهش

هشت نفر از پاورلیفترهای شهر همدان (متوسط سن:  $3/8 \pm 21/5$  سال، قد:  $175/75 \pm 7/7$  سانتی‌متر و وزن:  $11/2 \pm 82/75$  کیلوگرم) در این پژوهش شرکت کردند. هر ورزشکار پس از اعلام موافقت خویش برای شرکت در این تحقیق، وارد مطالعه شد. آزمودنی‌ها فاقد هر گونه سابقه کمردرد مزمن و آسیب قلبی و بی‌ثباتی در ناحیه کمر بودند. همه آزمودنی‌ها بیش از یک سال سابقه کار با وزنه داشتند.

قبل از ثبت فعالیت عضلات به وسیله الکترودهای سطحی، موهای زائد محل‌های مورد نظر تراشیده شد. سپس، پوست قسمت مورد نظر با الکل تمیز شد. آن‌گاه، الکترودهای چسبیده یک بار مصرف Ag/AgCl در حد فاصل ناحیه عصب‌دهی و تاندون انتهایی عضلات با فاصله مرکز تا مرکز ۲ سانتی‌متر به صورت یک‌طرفه، در سمت راست بدن روی عضلات قرار داده شدند (شکل ۱). نحوه قرارگیری الکترودها روی عضلات مورد نظر عبارت بود از: ۳ سانتی‌متری راستای ناف برای عضله راست شکمی، ۱۵ سانتی‌متری راستای ناف برای عضله مایل خارجی شکم، قسمت تحتانی داخلی خار خارصه قدامی فوقانی برای عضله مایل داخلی شکم، ۵ سانتی‌متری زائده خاری مهره نهم پشتی برای عضلات اکستنسور ستون فقرات در ناحیه سینه‌ای تنه و ۳ سانتی‌متری زائده خاری مهره سوم کمری برای عضلات اکستنسور ستون فقرات ناحیه کمری تنه (۲۴).



شکل ۱. محل نصب الکترودهای سطحی

فعالیت الکتریکی عضلات مورد مطالعه در این تحقیق به وسیله سیستم الکترومیوگرافی ME6000 ساخت فنلاند با فرکانس ۱۰۰۰ هرتز جمع‌آوری شد. به علت ماهیت تغییرپذیر سیگنال‌های الکترومیوگرافی، برای نرمال کردن سیگنال‌های خام جمع‌آوری شده از روش حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی<sup>۱</sup> استفاده شد (۲۵). به این منظور، حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی عضلات مورد بررسی هر ورزشکار در زاویه دلخواه (۲۶) ثبت می‌شد. برای عضلات شکمی، آزمودنی‌ها در وضعیت حرکت دراز و نشست قرار گرفته، در برابر مقاومت ایجاد شده توسط آزمونگر سعی در انجام حرکت دراز و نشست داشتند. سپس، ورزشکاران فلکشن جانبی را در سمت راست و چپ انجام دادند. برای گروه عضلات اکستنسوری تنه، ورزشکار به صورت دمر روی میز قرار می‌گرفت به شکلی که تنه از لبه میز بیرون بود و در برابر مقاومت ایجاد شده توسط آزمونگر، سعی بر انجام حرکت اکستنشن تنه می‌کرد (۲۷). هر انقباض سه بار و در هر نوبت به مدت ۳ ثانیه حفظ می‌شد. یک دقیقه استراحت نیز بین هر حرکت در نظر گرفته می‌شد. هرچند ایجاد مقاومت دستی برای به دست آوردن حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی روشی مرسوم است (۳۹)، اعمال مقاومت یکسان در تمامی آزمودنی‌ها محدودیت به شمار می‌رود.

برای تحلیل اطلاعات خام الکترومیوگرافی، از نرم‌افزار Mega Win 3.0.1 و فیلتر میان‌گذر ۲۰ تا ۴۵۰ هرتز استفاده شد. مقادیر RMS عضلات با توجه به مراحل اجرای حرکت لیفت (بلند کردن وزنه، مکث و پایین آوردن وزنه)، به مقدار حداکثر انقباض ایزومتریک ارادی به دست آمده از عضلات هر آزمودنی تقسیم و در عدد ۱۰۰ ضرب شد.

**نحوه انجام حرکت لیفت:** آزمودنی‌ها برای انجام آزمایش‌ها از کمربند منطبق با استاندارد فدراسیون بین‌المللی پاورلیفتینگ از جنس چرم طبیعی به عرض ۱۰ سانتی‌متر و ضخامت ۶ میلی‌متر استفاده کردند (۲۸). ورزشکاران، پس از گرم کردن بدن برای انجام شش حرکت لیفت (سه حرکت بدون کمربند و سه حرکت با کمربند وزنه برداری) طبق مقررات فدراسیون بین‌المللی پاورلیفتینگ آماده شدند (۲۸). برای ایجاد موقعیت طبیعی، از ورزشکاران خواسته شد تا وزنه‌های انتخابی خود را با توجه به سطح تمرینات و آمادگی جسمانی خویش انتخاب کنند. روش خودانتخابی میزان وزنه که در این تحقیق استفاده شد، پیشتر نیز توسط برخی محققان پیشنهاد شده بود (۴، ۲۹). دامنه وزنه‌های انتخاب شده از سوی ورزشکاران بین ۸۰ کیلوگرم تا ۲۷۰ کیلوگرم متغیر بود. گفتنی است در میان ورزشکاران تنها یک نفر وزنه ۸۰

---

#### 1. Maximum voluntary Isometric Contraction (MVIC)

کیلوگرمی را انتخاب کرد و بقیه وزنه‌های بیش از ۱۵۰ کیلوگرم را انتخاب کردند. بین هر حرکت ۳ تا ۵ دقیقه استراحت برای ورزشکاران در نظر گرفته می‌شد. ورزشکاران پس از اعلام آمادگی، وزنه مورد نظر را لیفت می‌کردند و پس از کسب وضعیت صحیح، مکث می‌کردند و وزنه را پایین می‌آوردند (شکل ۲). ورزشکاری که وزنه ۲۷۰ کیلوگرمی را انتخاب کرده بود در انجام حرکت آخر خود ناموفق بود و مجموع حرکات وی به پنج حرکت رسید. در مجموع، با توجه به تجربه و جنبه روانی آزمودنی‌ها، سه حرکت اول بدون کمربند و سه حرکت بعدی با کمربند وزنه برداری انجام می‌شد و میزان سفتی کمربند نیز توسط خود ورزشکار تنظیم می‌شد (۲۹). بین هر تکرار ۵ دقیقه استراحت منظور شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌های از آزمون t همبسته در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده شد.



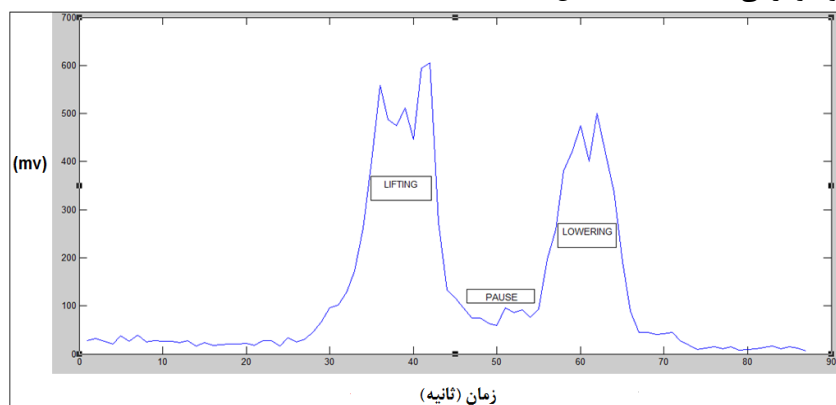
شکل ۲. اجرای حرکت لیفت توسط ورزشکار در وضعیت استفاده از کمربند

### یافته‌های پژوهش

همان‌طور که در جدول ۱ آمده است، نتایج بیانگر نبود اختلاف معنی‌دار بین فعالیت عضلات با استفاده از کمربند و بدون استفاده از کمربند حین اجرای حرکت لیفت بود. عضله راست شکمی و عضله مایل داخلی شکم در هر سه مرحله حرکت لیفت با بستن کمربند، در مقایسه با لیفت بدون استفاده از کمربند تغییر بسیار ناچیزی (حدود ۰/۱٪) داشتند. عضله مایل داخلی



شکم در مرحله بلند کردن وزنه بدون تغییر، در مرحله مکث ۲٪ کاهش فعالیت و در مرحله پایین آوردن ۱٪ کاهش فعالیت نشان داد. عضله اکستنسور سطح سینه‌ای در مرحله بلند کردن وزنه با افزایش ۵ درصدی فعالیت الکتریکی همراه بود. این افزایش فعالیت عضلانی در وضعیت استفاده از کمربند، دز مقایسه با وضعیت بدون کمربند وزنه برداری در مرحله مکث ۳٪ و در مرحله پایین آوردن وزنه حدود ۱٪ بود. برای عضله اکستنسور تنه سطح کمری در مرحله بلند کردن وزنه افزایش ۱۰ درصدی، در مرحله مکث افزایش ۵ درصدی و در مرحله پایین آوردن افزایش یک درصدی مشاهده شد. برای مشخص کردن فعالیت الکتریکی عضله در مراحل مختلف حرکت لیفت از تغییر ناگهانی سیگنال مشخص شده توسط سیستم الکترومیوگرافی استفاده شد (شکل ۳).



شکل ۳. نمودار نمونه فعالیت الکتریکی عضله در مراحل مختلف حرکت لیفت

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد فعالیت عضلات نرمالاً یز شده مورد بررسی در مراحل مختلف

لیفت (%mvc)

عضله	مراحل حرکت لیفت					
	پایین آوردن وزنه		مکث		بلند کردن وزنه	
	با کمربند	بدون کمربند	با کمربند	بدون کمربند	با کمربند	بدون کمربند
راست شکمی	۳/۲۱ ± ۶/۱۵	۲/۹۳ ± ۷/۴۴	۲/۷۸ ± ۵/۳۳	۲/۴۷ ± ۵/۷۰	۴/۰۴ ± ۸/۱۵	۲/۵۹ ± ۷/۷۰
مایل خارجی شکم	۲/۵۳ ± ۳/۷۴	۲/۳۰ ± ۴/۲۲	۱/۸۳ ± ۲/۸۰	۲/۱۶ ± ۳/۴۳	۵/۰۰ ± ۶/۴۱	۳/۵۵ ± ۶/۳۶
مایل داخلی شکم	۲/۳۴ ± ۵/۳۵	۲/۵۸ ± ۶/۱۲	۳/۱۲ ± ۴/۹۶	۴/۵۴ ± ۶/۳۸	۴/۸۵ ± ۹/۱۳	۵/۵۲ ± ۹/۴۳
اکتنسور ناحیه سینه	۱۶/۶۸ ± ۲۷/۸۸	۱۴/۰۱ ± ۲۶/۲۵	۷/۵۴ ± ۱۲/۱۰	۵/۴۰ ± ۹/۸۷	۳۳/۱۸ ± ۴۷/۹۱	۲۲/۳۸ ± ۴۲/۹۳
اکستنسور ناحیه کمر	۱۰/۸۰ ± ۳۳/۹۳	۱۴/۳۵ ± ۳۲/۷۱	۱۰/۳۷ ± ۱۵/۴۹	۵/۰۸ ± ۱۰/۷۱	۳۳/۶۴ ± ۶۱/۸۲	۳۱/۰۳ ± ۵۱/۷۶

### بحث و نتیجه گیری

هدف از انجام این پژوهش بررسی اثرات استفاده از کمربند وزنه برداری حین اجرای حرکت لیفت پاورلیفتینگ بر فعالیت برخی عضلات تنه بود. با توجه به استفاده مکرر ورزشکاران از کمربند در محیط‌های ورزشی و مسابقات وزنه برداری و پاورلیفتینگ، متأسفانه تحقیقات و مستندات اندکی در این زمینه وجود دارد. مطالعات نشان داده‌اند ثبات ستون فقرات به عوامل مختلفی چون مقدار محتویات آب دیسک‌های بین مهره‌ای (۲)، تغییرات ساختارهای ویسکوالاستیک (۳۷)، خستگی عضلانی (۳۲)، کنترل حرکتی (۳۳) و بارهای خارجی وابسته است. نیروی فشاری بر ستون فقرات در فعالیت‌های عادی روزانه حدود ۶۰۰۰ نیوتن است (۳۴) در حالی که این میزان در مسابقات پاورلیفتینگ به بیش از ۱۸۰۰۰ نیوتن افزایش می‌یابد (۳۸). در چنین موقعیتی، نقش عضلات تنه در ثبات بخشی به ستون فقرات حیاتی است و به این دلیل عضلات به سیم‌های نگه‌دارنده دکل تشبیه شده‌اند (۳۵). از طرفی سیستم ستون فقرات حاشیه امنیت ثابتی برای ثبات خود ندارد و ثبات ستون فقرات با توجه به گشتاور مورد نیاز و پاسچر تنظیم می‌شود (۳۶).

مطالعاتی که در گذشته در مورد تغییرات الکترومیوگرافی یا نیروهای فشاری بر ستون فقرات انجام شده، این متغیرها را از منظر پایداری مکانیکی بررسی کرده‌اند؛ بنابراین دیدگاه کاهش فعالیت عضلات، بازتاب توانایی کمربند در حمایت از تنه در ایجاد گشتاور مورد نیاز برای انجام کاری خاص می‌باشد (۱۷، ۳۰). بر اساس تئوری‌های موجود اثر کمربند بر فشار درون شکمی، فرضیه این تحقیق کاهش فعالیت عضلات تنه، به‌ویژه اکستنسور تنه و ایجاد ثبات بیشتر ستون فقرات در نتیجه استفاده از کمربند در اجرای حرکت لیفت بود، اما بر خلاف انتظار، نتایج افزایش مختصری در فعالیت عضلات مورد بررسی در وضعیت استفاده از کمربند در مقایسه با وضعیت بدون کمربند هنگام لیفت وزنه را نشان داد، هرچند مقادیر به لحاظ آماری معنی‌دار نبود. نتایج پژوهش با گزارش میاموتو و همکارانش (۱۹۹۹) که فعالیت الکتریکی عضلات بازکننده ستون فقرات، راست شکمی و مایل خارجی شکم را در دو وضعیت با کمربند و بدون کمربند انجام دادند همسو بود (۹). میاموتو و همکاران فعالیت ایزومتریک عضلات تنه را روی هفت آزمودنی مرد که سابقه وزنه برداری یا کار با وزنه را نداشتند بررسی کردند. البته در تحقیق حاضر، بر خلاف مطالعه میاموتو و همکارانش، به‌منظور بررسی دقیق‌تر اثر کمربند وزنه برداری روی فعالیت عضلانی و کاربردی کردن نتایج، از آزمودنی‌هایی با سابقه مؤثر کار با وزنه و موقعیت واقعی تمرینی و مسابقه‌ای استفاده شد. به هر حال، نتایج هر دو تحقیق با فرضیه کاهش فعالیت عضلات تنه در زمان استفاده از کمربند در تناقض بودند. علاوه بر این، مک‌گیل

و همکاران (۱۹۹۰) نیز اثر کمربند وزنه برداری را روی فعالیت عضلات حین حرکت اسکات با وزنه‌هایی بین ۷۲ تا ۹۹ کیلوگرم بررسی کردند و تفاوتی در فعالیت عضلات بر اثر استفاده از کمربند مشاهده نکردند (۱۰). مک‌گیل و همکارانش در پژوهش دیگری نشان دادند که استفاده از کمربند در دامنه حرکت فلکشن تنه تغییری ایجاد نمی‌کند و بنا بر نتایج، اظهار داشتند استفاده از کمربند تنها در حرکات فلکشن جانبی و چرخش باعث کاهش دامنه حرکتی ستون فقرات می‌شود (۱۴). کولویکی (۲۰۰۴) با بهره‌گیری از مدل به بررسی تأثیر استفاده از ارتزهای ستون فقرات بر فعالیت عضلات تنه پرداخت. بر اساس گزارش وی در اثر استفاده از ارتز ستون فقرات تغییراتی در فعالیت عضلات تنه مشاهده شد که نشان‌دهنده اهمیت این تغییرات در استحکام ستون فقرات بود، هرچند این تغییرات از نظر آماری معنی‌دار نبودند (۱۷). کولویکی (۲۰۰۷) دوباره یافته‌های مطالعه قبلی خویش را در موقعیت آزمایشگاهی بررسی کرد و به نتایج مشابهی دست یافت (۳۰).

همان طور که دیده شد، نتایج پژوهش حاضر نه تنها کاهش فعالیت عضلات تنه را هنگام استفاده از کمربند نشان نداد، بلکه در برخی عضلات فعالیت بیشتری مشاهده شد (اکستنسور کمری تنه ۱۰ درصد و اکستنسور سینه‌ای تنه حدود ۵ درصد در مرحله بلند کردن وزنه). در تفسیر این یافته‌ها شاید بتوان به نقش باورها و مباحث روانی استفاده از کمربند اشاره کرد. در پژوهش حاضر، به علت اینکه وزنه لیفت شده ثابت بود؛ شاید ورزشکاران با این باور که کمربند محافظی در برابر آسیب است از عضلات اکستنسور بخش سینه‌ای و کمری بیشتر استفاده می‌کردند؛ زیرا به نظر می‌رسد استفاده از کمربند با توجه به ایجاد حس کاذب ایمنی در برابر آسیب‌دیدگی (۴) باعث ترغیب ورزشکار برای به کارگیری بیشتر عضلات اکستنسور تنه شود که در پژوهش‌های پیشین هم بر آن تأکید شده است؛ برای مثال، مک‌کوی و همکاران گزارش کردند اثرات روانی - جسمانی استفاده از کمربند سبب شد میزان پذیرش حداکثر وزنه از سوی آزمودنی‌ها حدود ۱۹ درصد افزایش یابد (۴). چن (۲۰۰۳) نیز در پژوهش خود اثر روانی - جسمانی استفاده از کمربند و حتی میزان سفتی بستن کمربند را در میزان پذیرش وزنه توسط آزمودنی‌ها گزارش کرد (۲۹). برخی مطالعات نیز بر دیدگاه و باور ورزشکاران به نقش کمربند در پیشگیری از وقوع آسیب احتمالی اشاره دارند (۱).

توجه به این نکته ضروری است که هر چند یافته‌های پژوهش حاضر نکات قابل توجهی را بیان کرد، نتایج به حرکت لیفت به‌عنوان یکی از مواد مسابقه‌ای پاورلیفتینگ مربوط است و به رشته‌ها و نیز حرکات دیگر وزنه برداری قابل تعمیم نیست؛ بنابراین احتمال دارد کمربند در دیگر حرکات ورزشی، به‌ویژه در وزنه برداری اثربخش باشد که البته مستلزم بررسی دقیق و

تخصصی است. تحقیق حاضر تنها می‌تواند آغازی برای انجام تحقیقات بیشتر و دقیق‌تر در این حوزه مطالعاتی در کشور باشد؛ زیرا از یک سو با گرایش قابل ملاحظه جوانان و نوجوانان به رشته‌هایی نظیر پاورلیفتینگ و بدن‌سازی مواجه‌ایم و از سوی دیگر وجود توانمندی خوب، کسب افتخارات جهانی و صاحب سبک و نام بودن کشور در وزنه برداری، پرداختن به بررسی‌های علمی در حوزه‌های مشابه ضروری است.

گفتنی است از نظر روش‌شناسی، پژوهش حاضر دارای دو محدودیت اصلی شامل عدم کنترل زوایای تنه و سرعت انجام حرکت لیفت بود، هر چند که کنترل سرعت از پیش تعیین‌شده حرکت بسیار مشکل است؛ زیرا اگر ورزشکار، وزنه‌های نزدیک به رکورد خویش را لیفت کند (نظیر این تحقیق)، به‌طور قطع باید فشار بسیار زیادی را متحمل شود و در این صورت تعیین یا کنترل سرعت حرکت مشکل خواهد بود.

در نتیجه‌گیری نهایی، یافته‌های این تحقیق نشان داد استفاده از کمربند وزنه برداری بر خلاف فرض این تحقیق مبنی بر کاهش فعالیت اکستنسورهای ستون فقرات و عضلات ناحیه شکمی هنگام اجرای حرکت لیفت، افزایش فعالیت عضلانی ولو اندک را در مقایسه با وضعیت بدون کمربند نشان داد. نتایج این تحقیق با نظریه اثربخشی کمربند وزنه برداری بر ثبات بیشتر ستون فقرات هنگام بلند کردن وزنه - که با کاهش فعالیت عضلانی تنه، به‌ویژه اکستنسورهای تنه همراه است - در تناقض است، اما یافته‌های آن می‌تواند در خصوص نقش کمربند در ایجاد ثبات بیشتر و اهداف پیشگیری از آسیب‌دیدگی ستون فقرات و کمردرد اطلاعات مفیدی در اختیار مربیان رشته‌های ورزشی نظیر وزنه برداری، پاورلیفتینگ، بدن‌سازی و محیط‌های کلینیکی قرار دهد. برای دستیابی به نتایج دقیق‌تر، بررسی متغیرها و سازوکارهای مؤثر دیگر مانند نقش کمربند در افزایش فشار درون‌شکمی، متغیرهای کینماتیکی نظیر دامنه حرکتی و فعالیت عضلانی - لیگامنتی ضروری به نظر می‌رسد. در هر صورت، تا مشخص شدن نتایج قطعی استفاده از کمربند در ثبات ستون فقرات هنگام بلند کردن وزنه و بار با اهداف پیشگیری از آسیب یا عملکرد ورزشی بهتر، در توصیه استفاده از کمربند یا استفاده نکردن از آن باید احتیاط کرد.

### منابع:

1. Finnie, SB., Wheeldon, TJ., Hensrud, DD., Dahm, DL., Smith, J. (2003). weightlifting belt use among a population of health club members. J Strength Con Res.17: 498-502.

2. McGill, SM. (2004). *Ultimate Back Fitness and Performance*”, Wabuno publishers, Canada.
3. Hunter, GR., McQuirk J, Mitrano, N., Pearman, P., Thomas, B., and Arrington, R. (1989) The effects of a weight training belt on blood pressure during exercise. *J Appl Sport Sci Res.* 3 (1):13-18.
4. McCoy, MA., Congleton, MJ., Johnston, WL., Jiang, BC. (1988). The role of lifting belts in manual lifting. *Int J Ind Ergonomics.* 2: 259-266.
5. Potvin, JR., Norman, RW., McGill, SM. (1991). Reduction in anterior shear forces on the L disc by the lumbar musculature. *Clin Biomech.* 6: 88-96.
6. Quinney, HA., Warburton, DER., Webster, A., Calvert, R., Haykowsky, MJ. (1997) Powerlifting injuries associated with elite powerlifting training. *Canadian Journal of Applied Physiology.* 20 (5 suppl 1): 49.
7. Kingma, I., Faber, GS., Suwarganda, EK., Bruijnen, TB., Peters, RJ., Van dieen, JH. (2006). Effects of a stiff lifting belt on spine compression during lifting. *Spine.* 31: E833-9.
8. Granata, KP., Marras, WS. , Davis, KG.(1997). Biomechanical assessment of lifting dynamics, muscle activity and spinal loads while using three different styles of lifting belt. *Clin Biomech.* 12 (2); 107-115.
9. Miyamoto, K., Iinuma, N., Maeda, M., Shimizu K. (1999). Effects of abdominal belts on intra-abdominal pressure, intramuscular pressure in the erector spinae muscles and myoelectrical activities of trunk muscles. *Clin Biomech.* 14 (2): 79-87.
10. McGill, SM., Norman, RW., Sharratt, MT. (1990). The effect of an abdominal belt on trunk muscle activity and intra-abdominal pressure during squat lifts. *Ergonomics.* 33 (2): 147-160.
11. Harman, EA., Rosenstein, RM., Frykman, PN., and Nigro, GA. (1989). Effects of a belt on intra-abdominal pressure during weight lifting. *Med Sci Sports Exerc.* 21 (2): 186-190.
12. Walsh, JC., Quinlan, JF. , Stapleton, R., Fitzpatrick, DP., McCormack, D. (2007). Three-dimensional motion analysis of the lumbar spine during "free squat" weight lift training. *Am J Sports Med.* 35 (6): 927-932.
13. Giorcelli, RJ. , Hughes, RE. , Wassell, JT. Hsiao, H. (2001). The effect of wearing a back belt on spine kinematics during asymmetric lifting of large and small boxes. *Spine.* 26 (16): 1794-1798.
14. McGill, SM., Seguin, J., Bennett, G. (1994). Passive stiffness of the lumbar torso in flexion, extension, lateral bend and axial twist: The effect of belt wearing and breath holding. *Spine.* 19 (6): 696-704.

15. White, A., Panjabi, M. (1990). *Clinical biomechanics of the spine*. Second edition, J.B. Lippincott Co.
16. McGill, SM., Norman, RW. (1986). Partitioning of the L4-L5 dynamic moment into disc, ligamentous, and muscular components during lifting. *Spine*. 11 (7): 666-678.
17. Cholewicki, J. (2004). The effects of lumbosacral orthoses on spine stability: what changes in EMG can be expected? *J Orthop Res*. 22: 1150-1155.
18. Arjmand, N., Shirazi-Adl, A. (2006). Role of intra-abdominal pressure in the unloading and stabilization of the human spine during static lifting tasks. *Eur Spine J*. 15 (8): 1265-1275.
19. Hodges, PW., Cresswell, AG., Daggfeldt, K., Thorstensson, A. (2001). In vivo measurement of the effect of intra-abdominal pressure on the human spine. *J Biomech*. 34 (3): 347-353.
20. Stokes, IA., Gardner-Morse, MG., Henry, SM. (2010). Intra-abdominal pressure and abdominal wall muscular function: Spinal unloading mechanism. *J Biomech*. 25 (9): 859-866.
21. Essendrop, M., Andersen, TB., Schibye, B. (2002). Increase in spinal stability obtained at levels of intra-abdominal pressure and back muscle activity realistic to work situations. *Appl. Ergon*. 33 (5): 471-476.
22. Hodges, P., Kaigle Holm, A., Holm, S., Ekström, L., Cresswell, A., Hansson, T., Thorstensson, A. (2003). Intervertebral stiffness of the spine is increased by evoked contraction of transversus abdominis and the diaphragm: in vivo porcine studies. *Spine*. 28 (23): 2594-2601.
23. Tesh, KM., Dunn, JS., Evans, JH. (1987). The abdominal muscles and vertebral stability. *Spine*. 12 (5): 501-508.
24. McGill, SM., Juker, D., Kropf, P. (1996). Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. *J Biomech*. 29 (11): 1503-1507.
25. Lehman, GJ., McGill, SM. (1999). The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: A proof of principle. *J Manipulative and Physiol Ther*. 22 (7): 444-446.
26. Burden, A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *J Electromyogr Kinesiol*. 20 (6): 1023-1035.
27. Vera-Garcia, FJ. , Moreside, JM. , McGill, SM. (2010). MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *J Electromyogr Kinesiol*. 20(1): 10-16.
28. IPF CLASSIC "unequipped" WORLD CUP 2012. [www. powerlifting-ipf.com](http://www.powerlifting-ipf.com).

29. Chen, Y. (2003). The effect of the tightness of abdominal belts on the determination of maximal acceptable weight of lift. *Int J Ind Ergonomics*. 31: 111-117.
30. Cholewicki, J., Reeves, NP., Everding, VQ., Morrisette, DC. (2007). Lumbosacral orthoses reduce trunk muscle activity in a postural control task. *J Biomech*. 40 (8) :1731–1736.
31. Adams, MA., Doland, P., Hutton, WC. (1987). Diurnal variations in the stresses on the lumbar spine. *Spine*. 12 (2): 130–137.
32. Shin, G., D'Souza, C., Liu, YH. (2009). Creep and fatigue development in the low back in static flexion. *Spine*. 34 (17): 1873–1878.
33. Ben-Masaud, A., Solomonow, D., Davidson, B., Zhou, BH., Lu, Y., Patel, W., Solomonow, M. (2009). Motor control of lumbar instability following exposure to various cyclic load magnitudes. *Eur Spine J*. 18 (7):1022–103.
34. McGill, SM., Norman, RW. (1986). Partitioning of the L4-5 dynamic moment into disc, ligamentous and muscular components during lifting. *Spine*. 11(7): 666-67.
35. Crisco, JJ 3<sup>rd</sup>., Panjabi, MM. (1991). The intersegmental and multisegmental muscle of the lumbar spine : A biomechanical model comparing lateral stability potential. *Spine*. 16 (7): 793-799.
36. Cholewicki, J., McGill, SM. (1996). Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clin Biomech*. 11(1): 1–15.
37. Solomonow, M., He Zhou, B., Baratta, RV., Lu, Y., Zhu, M., Harris, M. (2000). Bi-exponential recovery model of lumbar viscoelastic laxity and reflexive muscular activity after prolonged cyclic loading. *Clin Biomech*. 15 (3): 167-175.
38. Cholewicki, J., McGill, S.M., Norman, R.W. (1991). Lumbar spine loads during the lifting of extremely heavy weights. *Med Sci Sports Exerc*. 23 (10): 1179-1186.
39. Watanabe, M., Kaneoka, K., Okubo, Y., Shiina, I., Tatsumara, M. (2012). Trunk muscle activity while lifting objects of unexpected weight. *Physiotherapy*. (in press).





## طراحی و ساخت نرم افزار پیکرسنجی

محمدرضا محمودخانی<sup>۱</sup>، امیرحسین براتی<sup>۲</sup>

تاریخ دریافت مقاله: ۹۰/۱۱/۰۵

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۱/۰۴/۰۷

### چکیده

هدف اصلی پژوهش حاضر طراحی و ساخت نرم افزار محاسبه کننده و تحلیلگر برخی شاخص های پیکرسنجی در محیط سیستم عامل ویندوز است. این طرح کاربردی به منظور تسهیل روش های سنجش، ارزیابی، محاسبه و تحلیل شاخص های آنتروپومتریکی اجرا شده است. نرم افزار طراحی شده توانایی و قابلیت اندازه گیری، ارزشیابی، محاسبه و تحلیل سریع و آسان شاخص های آنتروپومتریکی مرتبط با تندرستی، رشدی - بالیدگی و تیپ بدنی را دارد. مزیت ویژه این نرم افزار استعدادسنجی ورزشی آزمودنی ها براساس تیپ بدنی است. این کار بر اساس اطلاعات موجود از تیپ بدنی ورزشکاران نخبه جهان و المپیک در ۴۰ رشته ورزشی برای مردان و ۳۰ رشته برای زنان انجام می شود و در انتها، مناسب ترین رشته ها به آزمودنی پیشنهاد می شود. از قابلیت های منحصر به فرد این طرح بهره مندی از هنجار پیکری نونهالان ایرانی (گروه سنی ۹ تا ۱۴ سال) است که براساس آن می توان میزان انحراف ابعاد بدنی آزمودنی های نونهال را نسبت به دامنه عادی جمعیت نونهال ایرانی به صورت نمرة Z محاسبه و بیان نمود. این نرم افزار به صورت آزمایشی روی بیش از ۲۰۰۰ دانش آموز پسر گروه های سنی ۹ تا ۱۶ سال در سطح کشور اجرا شد. مقایسه نتایج این نرم افزار با نتایج نرم افزارهای فانتوم و اکسل نشان دهنده روایی و پایایی کافی آن است؛ بنابراین به کاربران و علاقه مندان توصیه می شود برای اندازه گیری، ارزشیابی، محاسبه و تحلیل شاخص های آنتروپومتریکی مرتبط با تندرستی، رشدی - بالیدگی و استعدادسنجی ورزشی بر اساس تیپ بدنی از این نرم افزار استفاده کنند.

**واژگان کلیدی:** طراحی نرم افزار، پیکرسنجی، استعدادیابی ورزشی، روایی و پایایی

۱. دانش آموخته کارشناسی ارشد آسیب شناسی و حرکات اصلاحی دانشگاه تربیت معلم تهران و پژوهشگر مرکز مطالعات سازمان ورزش بسیج (نویسنده مسئول)  
Email: mmahmoodkhani@yahoo.com

۲. استادیار دانشگاه شهید رجایی

### مقدمه

رایانه از کاربردی‌ترین ابزار امروز زندگی بشر است. امروزه، بسیاری از کارهایی که در گذشته انسان‌ها قادر به انجام آن نبوده‌اند، با وجود رایانه قابل اجرا شده است. محاسبات پیچیده‌ای که در آن هزاران عدد باید تجزیه و تحلیل شوند، با وجود رایانه تنها در عرض چند ثانیه امکان‌پذیر است (۱). روش‌های اندازه‌گیری و ارزشیابی پایه و اساس مطالعات علمی است و اگر تغییری اندازه‌گیری نشود، نمی‌تواند به صورت علمی مطالعه شود. فنون و ابزار اندازه‌گیری به قضاوت و تصمیم‌گیری دقیق و بهتر کمک می‌کند (۲). حضور رایانه در عرصه ریاضیات و آمار انقلابی به وجود آورده است و استخراج نتایج مربوط به پژوهش‌هایی با تعداد نمونه زیاد، با استفاده از نرم‌افزارهای آماری رایانه‌ای امری آسان به شمار می‌رود. در این راستا و بر اساس نیازهای موجود، هر روز نرم‌افزارهای جدیدی طراحی و ساخته می‌شوند (۳). یکی از خلأهای موجود در حیطه تربیت بدنی و ورزش کشور نبود نرم‌افزارهای تخصصی است. تحقیق حاضر با توجه به نیاز کنونی به نرم‌افزاری برای محاسبه و تحلیل ویژگی‌های آنتروپومتریکی مرتبط با تندرستی، رشد و بالیدگی و ورزش انجام شده است. از مهم‌ترین اهداف کاربردی این نرم‌افزار شناسایی برترین نفرات نونهال از نظر ویژگی‌های آنتروپومتریکی، در مقایسه با دامنه عادی جمعیت نونهال ایرانی و نیز برآورد میزان انطباق تیپ بدنی آزمودنی‌ها با اطلاعات موجود از تیپ بدنی قهرمانان جهان و المپیک در رشته‌های مختلف ورزشی است.

برای سنجش و ارزیابی شاخص‌های مختلف پیکرسنجی (از قبیل تیپ بدنی، درصد چربی، جرم بافت چربی، جرم بافت عضله، مجموع چین‌های پوستی، چگالی بدن، شاخص توده بدن، نسبت دور کمر به دور لگن، چگالی بدن، طول نهایی رشد قد و سن رسیدن به اوج سرعت رشد قد) از فرمول‌های خاصی استفاده می‌شود. محاسبه این شاخص‌ها اگرچه با روش‌های دستی و سنتی قابل انجام است، نمی‌توان با این روش‌ها مجموع قابلیت‌ها و شاخص‌های پیکری افراد را با سرعت، دقت و سهولت محاسبه کرد، به‌ویژه هنگامی که جامعه آماری تعداد زیادی را در بر گیرد. برای پی بردن به برتری افراد در قابلیت‌های مختلف، از رتبه درصدی، نورم‌های استاندارد، نمرات  $Z$  و  $t$  و معادلات ریاضی و آماری خاص استفاده می‌شود (۴)، اما اغلب اوقات مربیان و کارشناسان تربیت بدنی به علت نگذراندن دوره‌های مخصوص آموزشی و در دسترس نبودن نورم‌های استاندارد ملی توانایی لازم را برای برآورد صحیح و دقیق وضعیت پیکری ندارند و بیشتر به ارزشیابی نظری، با قضاوت شخصی اقدام می‌کنند در حالی که قضاوت‌های شخصی، بدون به‌کارگیری روش‌های علمی دقت کافی ندارند و بهبود وضعیت ارزشیابی پیکرسنجی مستلزم استفاده از روش‌های نوین است. بررسی‌ها نشان می‌دهد در کشور تا کنون محققان نرم‌افزاری در این زمینه طراحی نکرده‌اند و هیچ نرم‌افزاری که

تمامی ابعاد روانی و جسمانی را ارزیابی کند، ساخته نشده است. این مسئله، به‌ویژه در خصوص استعدادسنجی بر اساس ویژگی‌های پیکری بیشتر احساس می‌شود. البته برخی نرم‌افزارهای داخلی به محاسبه بعضی از ویژگی‌های پیکری می‌پردازند، اما هیچ‌گونه تحلیلی بر آن ارائه نمی‌کنند. در خارج کشور نیز در مواردی مانند محاسبه ترکیب بدن برخی شرکت‌ها نرم‌افزارهایی را تهیه کرده‌اند، اما هیچ‌کدام جامعیت لازم را ندارند یا دارای نقایص و ضعف‌هایی شامل: مشکل نصب و راه‌اندازی، استفاده نکردن از صفحه ورودی<sup>۱</sup> مناسب، نیاز به نصب نرم‌افزارهای جانبی، نبود راهنمای جامع برای استفاده کاربران، نداشتن توانایی در استفاده از نورم‌های پیش‌فرض ذخیره‌شده ملی و خارجی، نداشتن توانایی اندازه‌گیری، ارزشیابی، محاسبه و تحلیل سریع و آسان شاخص‌های مختلف پیکری. نکات قابل ذکر در خصوص نرم‌افزارهای خارجی معدودی که در این زمینه در داخل کشور وجود دارند عبارت‌اند از :

۱- زبان طراحی و راهنمای نرم‌افزار به زبان انگلیسی است؛ از این رو کار با این نرم‌افزارها برای کاربران ایرانی سخت است؛

۲- نرم‌افزارهای خارجی مانند فانتوم برای رفع نیاز کاربران خارجی طراحی شده‌اند و استفاده از آن‌ها در بسیاری موارد از جمله برآورد نتایج آزمون‌های پیکری در مقایسه با جامعه هدف در داخل کشور با مشکلات زیادی همراه است، به‌ویژه در استفاده از نمودارهای رشدی در درجه اول باید تعیین کرد که آزمودنی‌ها در شرایط مشابهی از لحاظ فرهنگی، نژادی و ویژگی‌های اجتماعی - اقتصادی باشند تا کودکان براساس یافته‌های هنجار شده مربوط به خود ارزیابی شوند (۵)؛

۳- در بیشتر موارد دستیابی به فرمول‌ها و نورم‌هایی که نرم‌افزارهای خارجی در محاسبات خود استفاده می‌کنند، غیرممکن است؛

۴- امکان روزآمد کردن نرم‌افزارهای خارجی بر اساس نورم‌های داخلی وجود ندارد.

با توجه به موارد فوق و نقایص نرم‌افزارهای مختلف، نرم‌افزار پیکرسنجی و استعدادیابی ورزشی طراحی شد. این نرم‌افزار توانایی اندازه‌گیری، ارزشیابی، محاسبه و تحلیل سریع و آسان شاخص‌های مختلف آنتروپومتریکی مرتبط با تندرستی، بالیدگی و ورزش از قبیل تیپ بدنی، درصد چربی، جرم چربی، جرم بافت غیرچربی، مجموع چین‌های پوستی<sup>۲</sup>، چگالی بدن<sup>۳</sup>، شاخص توده بدن<sup>۴</sup>، نسبت دور کمر به دور لگن<sup>۱</sup>، قد بزرگ‌سالی<sup>۲</sup> و سن رسیدن به اوج سرعت

- 
1. Interface
  2. Skin folds
  3. Body Density
  4. Body Mass Index

رشد قد<sup>۳</sup> را دارد و با استفاده از آن می‌توان برترین نفرات را از لحاظ ویژگی‌های آنترپومتریکی در پنج رده سنی ۹، ۱۰، ۱۱، ۱۲ و ۱۳ سال، در مقایسه با دامنه عادی جمعیت نونهال ایرانی شناسایی کرد و بر اساس تیپ بدنی، مناسب‌ترین رشته‌های ورزشی برای هر فرد را معرفی نمود. با توجه به اینکه نتایج برخی تحقیقات از ارتباط ویژگی‌های آنترپومتریکی و تیپ بدن با عملکرد، مشابه بودن نوع پیکری بازیکنان جوان و بزرگسال یک رشته (۶، ۷) و ثبات تیپ - بدنی در طول عمر (۶، ۸، ۹) حکایت دارد، این شاخص‌ها می‌توانند در شناسایی افراد مستعد سودمند باشند، به‌ویژه اینکه شاخص‌های پیکری تحت تأثیر عوامل ژنتیکی قرار دارند و از تمرین و تغذیه تأثیر اندکی می‌پذیرند (۷). اعتقاد هیث - کارتر نیز چنین است که تیپ بدنی اطلاعاتی ضروری در مورد تغییرات موفقیت در رشته‌های ورزشی را فراهم می‌آورد (۱۰) همچنین بلومفیلد و همکاران نیز اطلاعات تیپ بدنی را برای پیشگویی موفقیت ورزشکاران در رشته‌های ورزشی مناسب می‌دانند (۱۱). برخی نیز بر این عقیده‌اند که تفاوت در اندازه و ابعاد بدنی در بسیاری از رشته‌ها به روشنی می‌تواند تعیین‌کننده موفقیت یا شکست باشد (۱۲). بر اساس نتایج تحقیقات فوق و بسیاری از مطالعات همسو با این نتایج، بررسی تیپ بدنی افراد با هدف کمک به انتخاب ورزش‌هایی که احتمالاً شانس موفقیت بیشتری در آن خواهند داشت، می‌تواند استعدادیابی ورزشی در رشته‌های مختلف را تسهیل کند؛ در نتیجه سرمایه‌گذاری در ورزش نیز هدفمند شده، از هدر رفت سرمایه‌های ملی تا حد زیادی جلوگیری خواهد شد.

### روش‌شناسی پژوهش

این تحقیق کاربردی، برای طراحی و ساخت نوعی نرم‌افزار پیکرسنجی و استعدادیابی ورزشی به اجرا در آمد که در محاسبات خود از نورم‌های پیش‌فرض و فرمول‌های مربوط استفاده می‌کند. این تحقیق از نوع تحقیقات روش‌شناسی است که به منظور اصلاح و تکمیل روش‌های سنجش و ارزیابی شاخص‌ها و قابلیت‌های آنترپومتریکی به اجرا در آمد.

با توجه به ماهیت تحقیق حاضر که طراحی و ساخت نرم‌افزار پیکرسنجی و استعدادیابی ورزشی است (توسعه فناوری در بخش نرم‌افزاری) نمی‌توان جامعه آماری خاصی برای آن متصور شد، اما در اجرای آزمایشی بخش‌های مختلف آن بیش از ۲۰۰۰ نفر از دانش‌آموزان پسر ۹ تا ۱۴ ساله کشور شرکت کردند.

- 
1. Waist Hip Ratio
  2. Adult Stature
  3. Age From Peck Height Velocity

ابزار مورد استفاده در این تحقیق شامل: نرم‌افزار مایکروسافت اکسل برای طراحی اولیه فرم ورود اطلاعات، نرم‌افزار برنامه نویسی ویژوال استودیو برای طراحی فرم‌های نرم‌افزار و ساخت نسخه نصبی نرم‌افزار، زبان برنامه نویسی سی شارپ (C#)<sup>۱</sup> و بانک اطلاعاتی ۲۰۰۸ SQL Server و چند دستگاه رایانه بوده است.

ابزار اصلی جمع‌آوری اطلاعات شامل: فرم‌های متفاوت ثبت اطلاعات ورودی، فرم پیکرسنجی سطح یک انجمن بین‌المللی پیکرسنجی (ISAK)، اطلاعات پیش‌فرض و گزارش اطلاعات خروجی است که برای ارزیابی شاخص‌های مختلف آنروپومتریکی مرتبط با تندرستی، بالیدگی و ورزش از قبیل تیپ بدنی، درصد چربی، جرم چربی، جرم بافت عضله، مجموع چین‌های پوستی، چگالی بدن، شاخص توده بدن، نسبت دور کمر به دور لگن، چگالی بدن، طول نهایی رشد قد و سن رسیدن به اوج سرعت رشد قد طراحی شد. اطلاعات مورد نیاز، با استفاده از معادلات ریاضی و آماری از رکوردهای خام ورودی محاسبه و استخراج شد. همچنین، به‌منظور تسهیل استفاده از نرم‌افزار برای کاربران، راهنمای کاملی در خصوص ابزار استاندارد و چگونگی اجرای آزمون پیکرسنجی بر اساس روش انجمن بین‌المللی پیشبرد پیکرسنجی (ISAK) در قسمت «کمک»<sup>۲</sup> نرم‌افزار قرار داده شده است (۱۳).

برای ورود اطلاعات به نرم‌افزار باید ابتدا آزمون پیکرسنجی انجام شود و سپس اطلاعات جمع‌آوری شده مطابق تصویر ۱ وارد نرم‌افزار شود.

یکی از قابلیت‌های ممتاز این نرم‌افزار، تفسیر نتایج و داده‌ها بر اساس نورم‌ها و هنجارهای پیش‌فرض ملی (در رده سنی نونهال) ذخیره‌شده در نرم‌افزار است که براساس آن نمودار وضعیت پیکری شخص ترسیم می‌شود. نورم‌های ملی پیکری استفاده‌شده در این نرم‌افزار توسط مرکز مطالعات سازمان ورزش بسیج کشور در سال ۸۹ تهیه شده است.

تعدادی از فرمول‌های استفاده‌شده در این نرم‌افزار عبارت‌اند از: معادله محاسبه تیپ بدن به روش هیث و کارتر (۱۴، ۱۵)، شاخص توده بدن، نسبت دور کمر به دور لگن، درصد چربی و چگالی بدن، جرم چربی و جرم بافت عضله (۱۶-۱۹)، معادله محاسبه سن رسیدن به اوج سرعت رشد قد و میزان قد نهایی (۶، ۱۵)، فرمول‌های محاسبه شاخص‌های مرکزی، انحراف استاندارد و نمره Z (۱-۳).

برای ارزیابی روایی نرم‌افزار پیکرسنجی و استعدادیابی ورزشی، لازم بود داده‌های حاصل از

۱. (C# programming language) (سی شارپ (C#) یک زبان برنامه نویسی چند الگویی از خانواده زبان‌های چارچوب دات‌نت شرکت مایکروسافت است.

محاسبه و تجزیه و تحلیل با این نرم افزار، با داده‌های حاصل از نرم افزار معتبر دیگری مقایسه شود و ضریب همبستگی بین آن‌ها محاسبه و مشخص شود (۲۰). برای این منظور، داده‌های حاصل از نرم افزار «فانتوم» ساخت انجمن بین‌المللی پیشبرد پیکرسنجی (۲۱) که متغیرهای مشابه این نرم افزار را تحلیل می‌کند و نرم افزار اکسل (۲۰) با یکدیگر مقایسه شدند. نتایج این نرم افزار با نتایج نرم افزارهای فانتوم و اکسل محاسبه و معلوم شد اگر محاسبات با دقت انجام شود و الگوریتم‌های مورد استفاده یکسان باشند، ضریب همبستگی در تمام موارد مستقیم، کامل و برابر یک خواهد بود.

تعیین پایایی به روش آزمون - آزمون مجدد و تعیین عینیت به وسیله چند آزمونگر در این نرم افزار و سایر نرم افزارهای رایانه‌ای چالش جدی محسوب نمی‌شود؛ زیرا همان‌طور که در کلیه نرم افزارها داده‌های یکسان و عملیات مشابه به نتایج یکسان منجر می‌شوند (۲۲)، در نرم افزار پیکرسنجی و استعدادیابی ورزشی نیز داده‌های یکسان و عملیات مشابه به نتایج یکسان منتهی خواهند شد.

### یافته‌های پژوهش

با در نظر گرفتن ضعف‌ها و نقایص نرم افزارهای داخلی و خارجی و با توجه به نیازهای محققان داخلی در این زمینه، اجرای این پژوهش به طراحی نرم افزاری منجر شد که توانایی اندازه‌گیری و ارزشیابی دقیق، سریع و آسان شاخص‌ها و قابلیت‌های مختلف پیکری را با استفاده از نورم‌های پیش فرض و فرمول‌های مربوط داراست و با استفاده از آن می‌توان مجموعه‌ای از شاخص‌های پیکری را ارزیابی کرد و بر اساس تیپ بدنی، مناسب‌ترین رشته‌های ورزشی را برای افراد تعیین کرد. همچنین با استفاده از این نرم افزار در گروه سنی نونهال<sup>۱</sup> ضمن انجام محاسبات فوق می‌توان میزان انحراف ابعاد بدنی آزمودنی‌های نونهال را از داده‌های مرجع مربوط به دامنه عادی جمعیت نونهال ایرانی به صورت نمره<sup>۲</sup>  $Z$  محاسبه و بیان نمود. همچنین یافته‌های آزمون روایی این نرم افزار با نتایج نرم افزارهای فانتوم و اکسل نشان داد اگر محاسبات با دقت انجام شود و الگوریتم‌های استفاده شده یکسان باشند، ضریب همبستگی در تمام موارد مستقیم، کامل و برابر با یک خواهد بود. همچنین، با توجه به تعیین پایایی به روش آزمون - آزمون مجدد و تعیین عینیت به وسیله چند آزمونگر در این نرم افزار و سایر نرم افزارهای رایانه‌ای چالش جدی محسوب نمی‌شود؛ زیرا همان‌طور که در کلیه نرم افزارها داده‌های یکسان و عملیات مشابه به نتایج یکسان منجر می‌شوند (۲۲)، در نرم افزار پیکرسنجی و استعدادیابی

1. pre pubescent

ورزشی نیز داده‌های یکسان و عملیات مشابه به نتایج یکسان منتهی خواهند شد. توانایی‌ها و قابلیت‌های نرم‌افزار حاضر در محاسبه پارامترهای مختلف پیکری می‌تواند به پژوهشگران حیطه‌های مختلف علوم ورزشی کمک شایانی نماید که از آن جمله می‌توان به تعیین نوع تیپ بدنی و اجزای نوع پیکری به روش هیث - کارتر (مطابق تصویر 1) اشاره کرد. تیپ بدنی و رابطه آن با ناهنجاری‌های اسکلتی - عضلانی و آسیب‌های ورزشی از دیرباز مورد توجه مدرسان و دانشجویان حیطه حرکات اصلاحی و آسیب شناسی بوده است. برخی محققان وجود ارتباط قوی میان ناهنجاری‌های پوسچرال و تیپ بدنی را گزارش کرده‌اند و برخی دیگر نیز نتایج متفاوتی را گزارش کرده‌اند (۲۳-۲۶). همچنین پژوهش‌هایی نیز این متغیر را به-عنوان یکی از عوامل خطرزای بروز آسیب‌های ورزشی بررسی کرده‌اند (۲۷-۲۹).

نتایج تحلیل پیکرشناسی و ترکیب بدن			
تیپ بدنی : انسان ها از نظر ساختمانی بر اساس میزان بافت چربی، عضلانی و استخوانی تشکیل دهنده بدن به سه طبقه بندی کلی (چاق پیکر، عضلانی پیکر، لاغر پیکر) و ده طبقه بندی دقیق تر تقسیم می شود. تیپ بدنی (نوع پیکری) یک قابلیت جسمانی عمومی است و یکی از شاخص های شایستگی ورزشکار جهت عملکرد در سطوح بالا محسوب می شود. همچنین میان نوع پیکری و سلامت جسمی افراد ارتباطی قوی وجود دارد.			
شاخص پوندرال :	۴۱.۲۴	نوع تیپ بدنی :	اندومورفیک مزومورف
اندومورفی :	۳.۴۶	مزومورفی :	۵.۵۳
		اکتومورفی :	۱.۶۱

تصویر ۱. نمونه خروجی نرم‌افزار در بخش تیپ بدنی و اجزای نوع پیکری

برخی پژوهشگران، با بررسی ترکیب بدنی، به‌ویژه میزان بافت چربی و بافت عضله این متغیرها را از عوامل خطرزای بروز آسیب‌های ورزشی معرفی کرده‌اند (۲۷-۲۹). در برخی پژوهش‌ها تأثیر ترکیب بدنی و میزان بافت چربی و بافت عضله بر شاخص‌های مهمی نظیر انعطاف‌پذیری و دامنه حرکتی مفاصل بررسی شده است (۳۰، ۳۱). محاسبه اجزای ترکیب بدنی شامل: درصد چربی بدن، میزان ضخامت چین پوستی، میزان جرم بافت چربی، میزان جرم بافت عضله، میزان جرم بافت بدون چربی، نسبت دور کمر به دور لگن، تعیین میزان چگالی و نمایه توده بدن و ارزیابی کیفی آن بخش دیگری از قابلیت‌های نرم افزار حاضر است که پژوهشگران علوم ورزشی می‌توانند از آن بهره‌برداری کنند (مطابق تصویر ۲).

**سنجش ترکیب بدن:** شاخص های سنجش ترکیب بدن شامل شاخص توده بدن، شاخص WHR برای تعیین میزان خطر ابتلا به بیماری های قلبی - عروقی، درصد چربی بدن و مجموع چین های پوستی می باشد. هریک از این شاخص ها می تواند در تعیین سلامت فرد در حال حاضر و در آینده نقش به سزایی داشته باشد. مثلاً اگر در مورد یک نفر شاخص WHR بیش از حد طبیعی را نشان دهد به احتمال بسیار بالا بیماریهایی مثل فشارخون، قند و بیماری های قلبی در انتظار او می باشد.

نسبت وزن به قد	۰.۲۶	۶۴	جمع ۶ چین پوستی
درصد چربی بدن	۲۱.۳	۸۳	جمع ۸ چین پوستی
وزن بافت چربی بدن	۷.۶۷	۸۰.۰۸	جمع نسبی ۶ چین پوستی
وزن غیر چربی بدن	۲۸.۳۳	۰.۷۶	نسبت محیط کمر به لگن
شاخص توده بدن	۱۹.۴۶	محدوده تندرستی	۱.۰۵
جایگاه کسب شده در نظام ۹ گانه	۶	چگالی	

### تصویر ۲. نمونه خروجی نرم افزار در بخش ترکیب بدنی

بلوغ و بالیدگی از دیگر موضوعات مورد توجه پژوهشگران در مطالعات مربوط به ورزشکاران کودک و نوجوان است. نتایج محاسبات نرم افزار حاضر در تعیین شاخص های بلوغ و بالیدگی شامل: تخمین سن اوج رشد قد، تعیین نمره جبرانی بلوغ و تخمین میزان قد نهایی (مطابق تصویر ۳) می تواند کمک شایانی به پژوهشگران این حیطه کند.

#### نتایج تطبیل بلوغی و بالیدگی

**شاخص های بلوغی:** این بخش منحصراً به فرد برای کودکان و نوجوانان ایرانی است و نیز برای پدران و مادرانی که نگران رشد کودکان و نوجوانان خود هستند نتایج خیلی خوبی دارد. در این بخش سن تخمینی بلوغ نشان دهنده رود بالغ بودن و یا دیر بالغ بودن فرد نابالغ می باشد و نشان می دهد او چه زمانی به اوج رشد قدی خواهد رسید. و قد نهایی او چه میزانی خواهد بود.

قد:	۱۳۶	قد نشسته:	۷۰	قد نهایی:	۱۸۰.۸۱	وزن:	۳۶
طول اندام تحتانی:	۶۶	نمره جبرانی بلوغ:	-۳.۳۳	سن تخمینی PHV:	۱۳.۵۶		

### تصویر ۳. نمونه خروجی نرم افزار در بخش بلوغ و بالیدگی

از دیگر قابلیت های نرم افزار حاضر می توان به موارد زیر اشاره نمود:  
- معرفی مناسب ترین رشته های ورزشی برای شخص با توجه به تیپ بدنی آزمودنی ها (مطابق تصویر ۴):



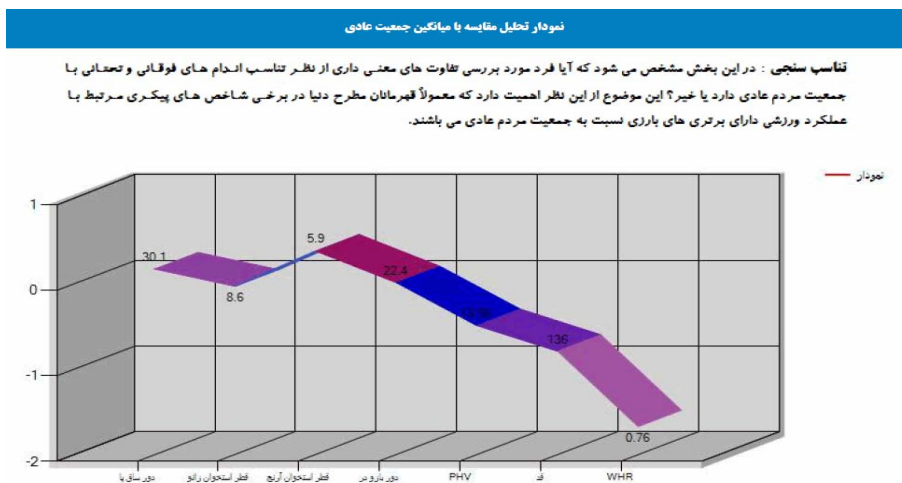
**معرفی مناسبترین رشته های ورزشی بر اساس انطباق جسمانی**

انطباق سنجی ورزشی : در این بخش ویژگی های پیکری فرد با اطلاعات موجود از قهرمانان نخبه جهان در حدود ۵۰ رشته مختلف ورزشی مورد مقایسه قرار می گیرد و بر اساس آن انطباق سنجی ورزشی انجام می شود. و ۱۰ رشته برتر به لحاظ بیشترین میزان انطباق پیکری معرفی می گردد تا شخص بتواند از میان این ۱۰ رشته آن را که بیشتر دوست دارد برگزیند.

	کاراته	۶		گلف	۱
	جودو	۷		پرتاب وزنه، دیسک، چکش	۲
	وزنه برداری	۸		شمشیر بازی	۳
	واترپلو	۹		راگبی	۴
	قایقرانی	۱۰		بیس بال	۵

تصویر ۴. نمونه خروجی نرم افزار در بخش استعدادسنجی ورزشی

- محاسبه میزان انحراف ویژگی های آنترپومتریکی آزمودنی های نونهال با داده های مرجع و تعیین وضعیت شخص به لحاظ پیکری (مطابق تصویر ۵)؛



تصویر ۵. نمونه خروجی نرم افزار در بخش مقایسه با نورم ویژگی های پیکری نونهالان ایرانی

- امکان حذف، اضافه و تغییر رکوردها؛
- توانایی بارگذاری داده ها از محیط اکسل به نرم افزار بدن محدودیت عددی و توانایی انتقال داده ها به اکسل؛

- امکان تغییر نورم‌های پیش‌فرض با نورم‌های جدید دارای فرمت یکسان با نورم‌های پیش-فرض نرم‌افزار و افزایش کاربری نرم‌افزار برای گروه‌های مختلف کاربران؛
- ارائه توضیح ساده به کاربر در مورد هر بخش از گزارش‌ها، دارا بودن راهنمای کامل در خصوص ابزار استاندارد و نحوه اجرای آزمون پیکرسنجی بر اساس روش انجمن بین‌المللی پیشبرد پیکرسنجی (ISAK)؛
- ذخیره اطلاعات گروهی و تهیه نمودار از اطلاعات گروهی؛
- امکان تهیه نسخه پشتیبان از اطلاعات پیش‌فرض و اطلاعات ورودی و خروجی؛
- امکان بهره‌برداری از نرم‌افزار به صورت وب؛
- امکان چاپ اطلاعات خروجی با سربرگ دلخواه و با فرمت های ورد، پی دی اف و اکسل.

### محدودیت‌ها و ضعف‌های نرم افزار

مهم‌ترین ضعف‌ها و محدودیت‌های نرم افزار پیکرسنجی و استعدادیابی ورزشی عبارت‌اند از:

۱- بعضی از نورم‌های ذخیره‌شده در نرم‌افزار، به‌ویژه نورم‌های مربوط به تیپ بدنی قهرمانان جهان و المپیک از منابع خارجی تهیه شده است. از آنجا که تفسیر نتایج بر اساس نورم‌ها انجام می‌شود، در صورت دسترسی، بهتر است کاربران در رشته‌هایی که قهرمانان ملی صاحب عناوین جهانی هستند اطلاعات مربوط به تیپ بدنی آن‌ها را جایگزین نورم‌ها و هنجارهای پیش‌فرض ذخیره‌شده در نرم‌افزار کنند و سپس، محاسبات خود را انجام دهند.

۲- اگرچه اندازه‌گیری، ارزشیابی، محاسبه و تحلیل شاخص‌ها و قابلیت‌های مختلف آنترپومتری با این نرم‌افزار دقیق است، از آنجا که این محاسبات (مثلاً برآورد چگالی و درصد چربی بدن و تیپ بدن) با استفاده از فرمول‌هایی انجام می‌شود که برآورد آن‌ها با درصدی از خطا همراه است این مسئله باید در محاسبات نرم‌افزار مد نظر محققان باشد.

۳- اگرچه استفاده از روش پیکرسنجی برای استعدادیابی ورزشی روشی علمی است و در مدل‌های مختلف استعدادیابی به آن اشاره شده، این روش در تمامی رشته‌ها اهمیت یکسان ندارد (۳۲، ۳۳)؛ بنابراین وضعیت پیکری در تمامی رشته‌ها اولویت ندارد.

۴- با توجه به تنوع زیاد نورم‌های خارجی و داخلی، به‌علت وجود محدودیت‌های بودجه‌ای و زمانی؛ امکان ذخیره تمام نورم‌ها برای تمام شاخص‌ها و در همه گروه‌های سنی به صورت پیش‌فرض در نرم‌افزار وجود نداشت؛ بنابراین ممکن است لازم باشد محققان مختلف برای برآورد نیازهای خود نورم‌های مورد نظرشان را در نرم‌افزار وارد کنند یا نیاز باشد نورم‌های

پیش فرض نرم افزار را روزآمد کنند.

### نحوه ورود داده ها به نرم افزار

برای ورود اطلاعات به نرم افزار ابتدا کاربر روی قسمت «ایجاد لیست جدید» کلیک می کند. با این کار، نرم افزار لیست جدیدی ایجاد می کند. سپس، با کلیک روی بخش «ایجاد شماره پرونده جدید» به صورت خودکار شماره ای اختصاصی به آزمودنی تعلق می گیرد. مطابق تصویر 6، اطلاعات فردی آزمودنی توسط کاربر وارد می شود. گفتنی است با توجه به اینکه سن دقیق آزمودنی به صورت خودکار توسط نرم افزار محاسبه می شود، کاربر نیازی به ورود سن تقویمی فرد ندارد. با تکمیل فرم مشخصات فردی و فشردن دکمه «ورود ۱»، اندازه های پیکری آزمودنی در صفحه مشخصات پیکری وارد می شود. پس از تکمیل ورود داده ها در هر فرم، باید از نوار پایین صفحه ابتدا روی بخش «ذخیره اطلاعات» کلیک شود و سپس فرم دیگر تکمیل شده و با کلیک روی «انصراف» از صفحه خارج شد. پس از خروج از بخش ورود اطلاعات، در صفحه بعد کاربر می تواند با کلیک روی بخش «اطلاعات پردازش نشده»، ضمن مشاهده پرونده های ایجاد شده فرمان پردازش اطلاعات را صادر نموده، از صفحه خارج شود. با صدور فرمان پردازش اطلاعات و خروج از صفحه، خروجی نرم افزار (تحلیل های پیکری) از بخش «اطلاعات پردازش شده» قابل دریافت است.

تصویر ۶. فرم ورود مشخصات فردی و اندازه های پیکری آزمودنی

1. Enter

### نتیجه‌گیری

توسعه فناوری از مهم‌ترین اولویت‌های علمی - کاربردی در ورزش است. این مهم، به‌ویژه در مورد برخی موضوعات مطالعاتی که جنبه‌های میدانی بیشتری دارند، نیازمند توجه و سرمایه‌گذاری بیشتری است. در این میان، در نظر گرفتن نیازهای ضروری و ملزومات سخت‌افزاری و نرم‌افزاری استعدادیابی ورزشی به‌عنوان مقوله‌ای اساسی در ورزش قهرمانی باید مد نظر قرار گیرد. برای تبدیل این امر به ضرورتی عملی باید این باور پذیرفته شود که طراحی چنین سیستم‌هایی ضمن صرفه‌جویی در هزینه‌های اقتصادی و اجتماعی از یک سو و هدایت درست و به موقع سرمایه‌های انسانی از سوی دیگر، آینده روشن‌تری را پیش روی ورزش کشور قرار خواهد داد و زمینه تولید محصولات دانش‌بنیان را بیش از پیش مساعد خواهد نمود. از آنجا که مقایسه نتایج این نرم‌افزار با نتایج نرم‌افزارهای فانتوم، اکسل و روش‌های دستی نشان‌دهنده روایی و پایایی کافی آن است، توصیه می‌شود کاربران و علاقه‌مندان برای اندازه‌گیری، ارزشیابی، محاسبه و تحلیل سریع و آسان شاخص‌ها و قابلیت‌های پیکری مرتبط با تندرستی، بالیدگی و ورزش، همچنین استعدادسنجی به روش پیکرسنجی از این نرم‌افزار استفاده کنند.

### منابع:

۱. همتی نژاد، مهر علی و رحمانی نیا، فرهاد. (۱۳۷۵). سنجش و اندازه‌گیری در تربیت بدنی. انتشارات پیام نور.
۲. شفیعی زاده، محسن. (۱۳۸۴). کاربرد سنجش و اندازه‌گیری در تربیت بدنی و علوم ورزشی. انتشارات بامداد کتاب.
۳. شیخ، محمود و باقرزاده، فضل‌الله. (۱۳۸۱). سنجش و اندازه‌گیری در تربیت بدنی. انتشارات نشر علم و حرکت.
۴. شیخ، محمود؛ شهبازی، مهدی و طهماسبی، شهرزاد. (۱۳۸۱). سنجش و اندازه‌گیری در تربیت بدنی. نشر بامداد کتاب.
۵. رولند، توماس دبلیو. فیزیولوژی ورزشی دوران رشد. ترجمه گائینی، عباسعلی. (۱۳۷۹). انتشارات دانش افروز.
6. Malina R.M., Bouchard C. and Bar-Or O.(2004). Growth, Maturation and

- physical activity. Human kinetic, Champaign, IL.
7. Reilly, T, Williams, M. (2003). Science & soccer, 2nd ed. Routledge, LONDON & NEW YORK.
  8. Cheng-Ye J.i. and Seiji O. (1996). Changes in somatotype during growth in Chinese youth 7–18 years of age. American Journal of human biology. 8(3). Pp: 347-353.
  9. Shafeeq A.V, George A. (2010). Evaluation of Body Composition and Somatotype Characteristics of Male. Journal of Experimental Science, 1(11).
  10. Sterkowicz-Przybycie, K. (2010). Body composition and Somatotype of the Top of Polish male Karate contestants. Biology of Sport Journal. 27. pp: 195-201.
  11. Carter J. E. L and Ackland T.R. (2008). Somatotype in Sport. In: (T. R Ackland, B.C. Elliot and J. Bloomfield, eds). Applied Anatomy and Biomechanics in Sport, 2nd Edition. Human kinetics; , chapters4.
  12. Bourgios J, Clessens Al, Vrijens J, Philippaertes R, Van Renterghem B, Thomis M. (2000). Anthropometric characteristics of elite male junior rowers. British Journal of Sport Medicine. 34. pp: 213-217
  ۱۳. کارتر لیندسی. (۲۰۰۱). راهنمای پیکرسنجی ورزشی. ترجمه فرج زاده موالو، شهرام. آکادمی ملی المپیک و پارالمپیک.
  14. Carter J. E. L and Heath B.H. (1990). Somatotyping development and application. Cambridge University Press, appendix I,II, 352-416.
  15. Reilly T, Eston R. (2009). Kinanthropometri and Exercise Physiology Laboratory Manual. Rout ledge, volume one, 3rd Ed, chapters1, 2., 3, 8.
  16. Heyward V.H and Wagner D.R. (2004). Applied Body Composition Assessment, 2nd Edition. Human kinetics, chapters8, 9.
  17. Heymsfield S, Lohman T, Wang Z, Going S. (2005). Human Body Composition, 2nd Edition. Human kinetics, chapters8.
  18. ezenberg CV D, Nagy TR, Gower BA, Johnson R, Goran MI. (1999). Predicting body composition from anthropometry in pre-adolescent children. International Journal of Obesity 23. pp: 253-259.
  19. Kagawa M, Colin W. Binns M, Hills P. (2007). Body composition and anthropometry in Japanese and Australian Caucasian males and Japanese females. Asia Pacific Journal of Clinical Nutrition. 16. pp: 31-36.
  ۲۰. موسوی ساداتی، سید کاظم. (۱۳۸۸). طراحی نرم افزار ارزیابی آمادگی جسمانی. پژوهش در

علوم ورزشی (تخصصی طب ورزشی). ۲۴، صص ۱۳-۳۰.

21. [www.Isakonline.com / Resources/ Anthropometry Soft ware](http://www.Isakonline.com/ Resources/ Anthropometry Soft ware)

۲۲. کاشف، مجید. (۱۳۸۷). طراحی و ساخت نرم افزار تهیه نرم های استاندارد تحت ویندوز. پژوهش در علوم ورزشی. ۱۸، صص ۱۵-۳۰.

۲۳. فراهانی، ابوالفضل. موسوی راد، طاهره. (۱۳۸۵). مقایسه ناهنجاری‌های اسکلتی بالاتنه در سه تیپ بدنی دانش آموزان پسر ۱۱ تا ۱۵ ساله منطقه یک تهران. فصلنامه پیک نور. شماره ۱۵، صص ۷۸-۸۹.

۲۴. مقدم، سمانه. رجبی، رضا. خواجه صالحانی، مریم. (۱۳۹۰). ارتباط تیپ بدنی با انحنای کیفوز و لوردوز ستون فقرات در دختران ۱۷-۱۵ ساله. مجله تحقیقات علوم پزشکی زاهدان. ۱۰، صص ۲-۱۰.

25. Leilanie J, Prado-Lu D. (2004). Risk Factors to Musculoskeletal Disorders and Anthropometric. Measurements of Filipino Manufacturing Workers. International Journal of Occupational Safety and Ergonomics. 4. PP: 349-359.

26. Hoseinifar M, Ghiasi F, Akbari A. (2007). The relationship between Lumbar and thoracic curves with body mass index and low back pain in students of Zahedan university of medical sciences. Journal of Medicine Science .7(6),pp: 984-990.

27. Engebretsen AH, Myklebust G, Holme I. (2008). Prevention of injuries among mal soccer players: a prospective, randomized intervention study targeting players with previous injuries or reduced function. American Journal of Sports Medicine. 36. pp:1052- 60.

28. Steffen K, Bakka HM, Myklebust G, Bahr R. (2008). Performance aspects of an injury

29. prevention program : a ten -week intervention in adolescent female football players. Scandinavian Journal Medicine & Science in Sports .18. pp:596-604.

30. Tyler t.f, Muhugh,m.p ,Mirabella ,m.r, Mullaney,m.j .and Nicholas ,s.j (2006). Risk factors for noncontact ankle sprains in high school football players : the role of previous ankle sprains & body mass index. American Journal of Sports Medicine .34.PP:471-475.

۳۱. صمدی، هادی. علیزاده، محمدحسین. رجبی، رضا. (۱۳۸۶). ارتباط ویژگی‌های پیکرسنجی با دامنه حرکتی فوتبالیست‌ها در حرکات خم شدن و باز شدن مفصل ران. پژوهش در علوم ورزشی. ۱۶، صص ۱۲۶-۱۳۸.

32. Witvrouw E, Danneels L, Asselman p, D` Have T, and cambier D. (2003).

Muscle Flexibility as a Risk Factor for Developing Muscle Injuries in Male Professional Soccer Player. American Journal of Sports Medicine.31.PP:41-46.

۳۳. براون، جیم. استعدادیابی در ورزش. ترجمه سعید ارشم و الهام رادنیا. (۱۳۸۵). تهران: موسسه نشر علم و حرکت.

34. Ostojic SM. (2000). Physical and Physiological Characteristic of elite Serbian Soccer Player. Facta Universities, Physical Education and Sport, 1(7).pp:23-29.





## ساخت و تعیین پایایی وسیله جدید ایرانی برای اندازه‌گیری حس عمقی مچ پا

رضا رجبی<sup>۱</sup>، محمد کریمی زاده اردکانی<sup>۲</sup>

تاریخ دریافت مقاله: ۹۱/۰۴/۱۸

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۱/۰۷/۱۸

## چکیده

هدف از پژوهش حاضر برآورد پایایی وسیله جدید ساخته شده ایرانی برای اندازه‌گیری حس عمقی مچ پا است. پس از طراحی و ساخت این وسیله، جهت تعیین میزان پایایی دستگاه ۲۰ مرد با میانگین قد  $175/34 \pm 35$  سانتی‌متر، وزن  $62/14 \pm 6/5$  کیلوگرم و سن  $22/4 \pm 5/4$  سال مورد اندازه‌گیری قرار گرفتند. آزمودنی‌ها از میان دانشجویان دانشگاه تهران به صورت تصادفی انتخاب شدند. برای اندازه‌گیری پایایی درون آزمونگر، یک آزمونگر از ۲۰ آزمودنی ۱۰ بار اندازه‌گیری بعمل آورد و برای اندازه‌گیری پایایی بین آزمونگران به ۴ آزمونگر قبل از اندازه‌گیری نحوه اندازه‌گیری با وسیله جدید آموزش داده شد و این افراد از ۱۶ آزمودنی که به طور تصادفی از آزمودنی‌ها انتخاب شده بودند ۴ بار اندازه‌گیری بعمل آوردند. همچنین در این تحقیق برای ارزیابی پایایی ثبات زمانی دستگاه، در فاصله زمانی مختلف آزمونگر از ۸ آزمودنی در دو روز متناوب در زمان صبح و عصر نیز اندازه‌گیری بعمل آورد. برای بررسی میزان پایایی گونیامتر حس عمقی مچ پا از ضریب همبستگی درون آزمونگر و بین آزمونگران (ICC) استفاده شد. نتایج نشان داد که ضریب همبستگی درون آزمونگر دستگاه حس عمقی مچ پا برابر با  $0/97$  و ضریب همبستگی بین آزمونگران برابر با  $0/87$  می‌باشد. همچنین نتایج آزمون پایایی ثبات زمانی دستگاه نشان داد ضریب همبستگی بالایی ( $0/82$ ) بین اندازه‌گیری در فاصله زمانی متناوب وجود دارد. با توجه به نتایج بدست آمده می‌توان استنباط کرد که وسیله جدید ایرانی برای اندازه‌گیری حس عمقی مچ پا از ضریب همبستگی درون آزمونگر، بین آزمونگر و پایایی ثبات زمانی بالایی برخوردار می‌باشد. بنابراین استفاده از این وسیله برای اندازه‌گیری دقیق و سریع حس وضعیت مچ پا توصیه می‌شود.

## واژگان کلیدی: پایایی، حس عمقی، مچ پا، گونیامتر

۱. دانشیار دانشگاه تهران (نویسنده مسئول)

۲. دانشجوی کارشناسی ارشد حرکات اصلاحی و آسیب‌شناسی ورزشی دانشگاه تهران

### مقدمه

امروزه، با افزایش روز افزون شرکت افراد در ورزش‌های رقابتی و تفریحی میزان بروز آسیب‌های مفصلی افزایش چشمگیری داشته است و در نتیجه، باشگاه‌های ورزشی و ورزشکاران متحمل خسارات اقتصادی بسیار زیادی شده‌اند. در میان مفاصل بدن، مفصل مچ پا شایع‌ترین مفصل درگیر است و به‌طور مکرر شاهد عوارضی مانند پیچیدگی و کشیدگی در این مفصل هستیم (۱). این مفصل به همراه بافت‌های نرم و لیگامان‌های اطراف، حرکت و استحکام مچ را تعیین می‌کنند. دقت حس عمقی<sup>۱</sup>، به‌خصوص در مفصل مچ پا در حفظ کارکرد درست مفصل حین فعالیت روزانه و ورزش و مهارت‌های حرکتی<sup>۲</sup> لازم است (۳). در حال حاضر، حس عمقی محدوده وسیع و پیچیده‌ای دارد و شامل اجزای گوناگونی از قبیل حس وضعیت مفصل، حس حرکت، حس سرعت و حس اعمال نیرو است (۴). حس عمقی باعث برنامه‌ریزی سیستم عصبی - عضلانی برای انجام و کنترل حرکت و همچنین انقباضات مناسب عضلانی می‌شود که در نهایت این دو عامل به ایجاد ثبات مفصل به صورت دینامیکی منجر می‌شود (۵-۷). هر عاملی که باعث کاهش حس عمقی گردد، می‌تواند موجب بی‌ثباتی مکانیکی شود و در نهایت، مفصل را مستعد ضربات خفیف و آسیب کند. علاوه بر این، با ایجاد ضایعات لیگامانی در مفصل به‌طور معکوس حس عمقی مفاصل کاهش می‌یابد (۸، ۹). حس وضعیت مفصل عموماً به توانایی درک وضعیت اندام در فضا، بدون کمک گرفتن از حس‌های بینایی و شنوایی اطلاق می‌شود و توسط سازوکارهای مرکزی و محیطی تحت کنترل است. مسیر عصبی درک وضعیت مفصل از این قرار است که با تحریک گیرنده‌های مختلف عضلانی، تاندونی، مفصلی و پوستی پیام ایجاد شده برای درک از طریق راه‌های آوران به سیستم عصبی مرکزی منتقل می‌شود (۵). ناتوانی در حس عمقی مفصل مچ پا باعث تغییر هماهنگی حرکت و الگوهای موتوری مانند افزایش زمان شروع به انقباض عضلات اطراف مفصل و کاهش دامنه انقباض آن‌ها شده، احتمال پیچ خوردگی مفصل مچ پا را افزایش می‌دهد (۳، ۱۰). ریچی<sup>۳</sup> (۲۰۰۱) گزارش کرد کاهش ایمپالس‌های حس عمقی از گیرنده مفصل می‌تواند به بروز وضعیت غیرطبیعی در بدن و کاهش پاسخ‌های رفلکسی پوسچرال منجر شود و احتمال آسیب به مفصل مچ پا را به‌خصوص حین فعالیت‌های ورزشی یا روزمره افزایش دهد (۱۱). فریمن<sup>۴</sup> نیز (۱۹۶۵) دلیل متداول شیوع اسپرین مچ پا را

- 
- 1 . Proprioception
  - 2 . Occupational
  3. Richie
  4. Freeman

نقص در حس عمقی معرفی کرده است. هنگام اسپرین مچ پا، حسی چون بافت عصبی از لیگامنت‌ها استحکام کششی کمتری دارد؛ مکانورسپتورها و آوران‌های نیز دچار نقص می‌شوند. بر این اساس، تعریف بی‌ثباتی عملکردی مچ پا به علت نقص عصبی - عضلانی به وقوع بی‌ثباتی مکرر مفصل و احساس بی‌ثباتی مفصل در حین فعالیت است. توانایی درک حس وضعیت مفصل نیز هنگام آسیب تحت تأثیر قرار می‌گیرد (۱۲)؛ بنابراین به منظور پیشگیری از ایجاد آسیب‌های مذکور باید تدبیری اندیشه شود؛ در نتیجه، ارزیابی صحیح و دقیق حس عمقی مفصل، قبل از شروع رقابت‌های ورزشی یا برای تشخیص خطر آسیب مجدد اهمیت دوچندانی پیدا خواهد کرد (۱۳).

روش‌های تحقیق کاملاً با هم اختلاف دارند و این اختلاف شامل وسیله اندازه‌گیری دقت حس وضعیت، گروه‌های تنوع انسانی، تکنیک‌های مورد استفاده، وضعیت‌های مختلف ایستاده و نشسته و خوابیده، دامنه حرکتی مورد ارزیابی، تعداد تکرار آزمون برای هر شخص و سرعت حرکت بوده است (فاکتورهای طراحی آزمون). میزان خطای دیده‌شده در اندازه‌گیری حس وضعیت مفصل در مطالعات مختلف دستخوش تغییر یک تا ۱۰ درجه‌ای بوده است (۱۴). مقایسه نتایج مربوط به دقت حس وضعیت مفصل مچ بدون در نظر گرفتن فاکتورهای مربوط به طراحی آزمون می‌تواند ما را به اشتباه انداخته، تغییر و مقایسه نتایج را با مشکل مواجه کند. از میان فاکتورهای مذکور، اثر میزان دامنه حرکتی و جهت حرکت به ندرت و دقت اندازه‌گیری به ندرت مد نظر قرار گرفته است. تعداد زیادی از پژوهشگران بیان می‌کنند که حس عمقی مفاصل مختلف و از جمله مچ تحت تأثیر زاویه مفصل و جهت حرکت آن است و همچنین، هنگام بررسی دقت حس عمقی مفاصل این دو فاکتور را باید مد نظر قرار داد. فیتزپاتریک و رفشوگ<sup>۱</sup> (۱۹۹۵) بیان کردند که حس حرکت مچ پای افراد در حالت اینورشن و اورشن، در مقایسه با حالت پلانتر فلکشن و دورسی فلکشن حساسیت بیشتری دارد (۱۵). فوجیوار و همکاران<sup>۲</sup> (۱۹۹۵) نیز نتیجه گرفتند که دقت حس وضعیت مفصل مچ پای این افراد هنگامی که زاویه شروع در دامنه میانی انتخاب شود، نسبت به زاویه شروعی در دامنه ابتدایی و انتهایی حرکت افزایشی معنی‌دار خواهد یافت (۱۶).

به دلیل اهمیت حس عمقی مچ پا، به‌ویژه در ورزشکاران آسیب‌دیده، لازم است وسیله اندازه‌گیری‌ای در دسترس باشد که دارای دقت زیاد در اندازه‌گیری و فاکتورهای ذکرشده برای وسیله اندازه‌گیری مناسب حس عمقی مچ پا باشد. به دلیل نبود چنین وسیله‌ای در کشور و نیز

1. Refshauge & Fitzpatrick

2. Fujiwara, et al.

استفاده از وسایل مشابه که دقت اندازه‌گیری کمی دارند، محققان درصدد برآمدند تا با طراحی و ساخت وسیله اندازه‌گیری حس عمقی مچ در کشور پا این مشکل را برطرف کنند. گونیامتر حس عمقی مچ پا به شکل حاضر مشابه خارجی ندارد و طرح حاصل می‌تواند هر دو ویژگی اینورشن و اورشن را اندازه‌گیری کند. از مزایای گونیامتر حس عمقی مچ پای ساخته شده داخلی می‌توان به راحتی استفاده، بی‌خطر بودن و قرار گرفتن زاویه شروع در دامنه میانی، کم‌هزینه بودن آن در مقابل وسایلی چون الکتروگونیامتر و دقت زیاد در اندازه‌گیری اشاره کرد. بنا بر اصول علمی، پس از ساخت و معرفی هر وسیله جدید اندازه‌گیری، ارائه اطلاعاتی در مورد پایایی آن ضروری است، در غیر این صورت ارزش علمی وسیله و اندازه‌گیری‌های آن مورد تردید خواهد بود؛ بنابراین هدف از تحقیق حاضر معرفی گونیامتر حس عمقی مچ پا طراحی و ساخته شده در ایران و ارائه ارزش‌های عددی مربوط به پایایی آن است. این وسیله، از وسیله‌های آزمایشگاهی است که در قالب طرح‌های تحقیقاتی توسط پژوهشگاه تربیت بدنی وزارت علوم تحقیقات و فناوری تصویب و اجرا شده است.

### روش‌شناسی پژوهش

برای تعیین پایایی گونیامتر حس عمقی مچ پا تحقیق حاضر روی ۲۰ مرد با میانگین قد  $۱۷۵/۳۴ \pm ۵/۳$  سانتی‌متر، وزن  $۶۲/۱۴ \pm ۶/۵$  کیلوگرم و سن  $۲۲/۴ \pm ۵/۴$  سال انجام شد. آزمودنی‌ها از میان دانشجویان دانشگاه تهران به صورت تصادفی انتخاب شدند و با تکمیل فرم رضایت‌نامه وارد تحقیق شدند.

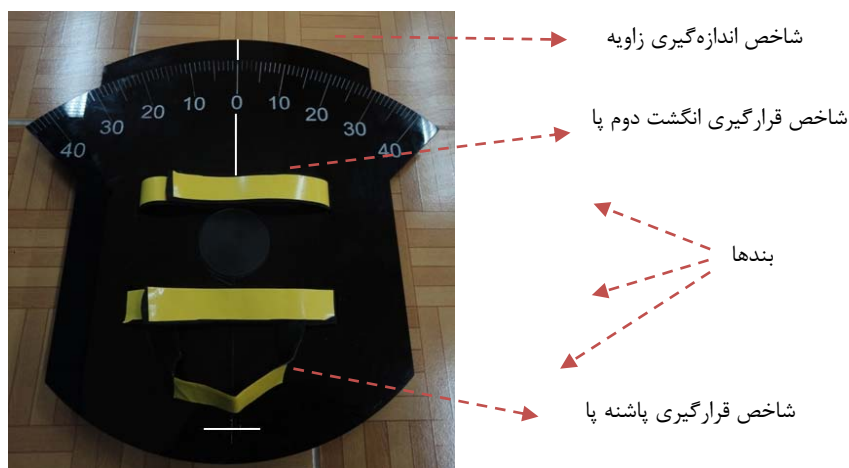
برای اندازه‌گیری پایایی درون آزمونگر<sup>۱</sup>، آزمونگر از ۲۰ آزمودنی ۱۰ بار اندازه‌گیری به عمل آورد. برای جلوگیری از خستگی و اثر یادگیری فاصله زمانی بین هر اندازه‌گیری، ۱۵ دقیقه در نظر گرفته شد. همچنین برای اندازه‌گیری پایایی بین آزمونگران<sup>۲</sup> قبل از اندازه‌گیری به چهار آزمونگر نحوه اندازه‌گیری با وسیله جدید آموزش داده شد و این افراد از ۱۶ آزمودنی که به‌طور تصادفی از آزمودنی‌ها انتخاب شده بودند چهار بار اندازه‌گیری به عمل آوردند. همچنین در این تحقیق برای ارزیابی پایایی ثبات زمانی دستگاه، در فاصله زمانی مختلف آزمونگر از هشت آزمودنی در دو روز متناوب در زمان صبح و عصر نیز اندازه‌گیری به عمل آورد (۱۷).

دستگاه اندازه‌گیری حس عمقی مچ پا از دو صفحه مجزا تشکیل شده است: صفحه بالایی از صفر تا ۴۵ درجه به سمت چپ و راست برای دو حرکت اینورشن و اورشن درجه‌بندی شده

1 . Inter-rater reliability

2 . Intra-rater reliability

است و عدد صفر درست در وسط این صفحه و نقطه شروعی برای حرکات اینورشن و اورشن در نظر گرفته شد؛ صفحه پایینی در نقش شاخص اندازه‌گیری و تکیه‌گاه برای صفحه بالایی قرار گرفت. صفحه مدرج بالایی همچنین دارای دو شاخص است که یکی در انتهای صفحه و محل قرارگیری پاشنه و دیگری در وسط صفحه و در مقابل نقطه صفر درجه و محل قرارگیری محور پاست. این وسیله همچنین سه بند دارد که پس از قرار گرفتن پا روی دستگاه باعث ثابت شدن پا در حین اندازه‌گیری و جلوگیری از خطا در آن است (شکل ۱). همچنین با توجه به اینکه وسیله مورد نظر دارای بند است، در موقعیتی که بندها روی پا بسته شده باشند و پا کاملاً روی صفحه اندازه‌گیری قرار گیرد، وسیله حرکات آبداکشن و آداکشن مچ پا را اندازه‌گیری می‌کند. در صورت استفاده نکردن از بند و قرار گرفتن پاشنه روی شاخص مربوط و در یک راستا بودن انگشت دوم و شاخص قرارگیری انگشت دوم پا، وسیله حرکات اینورشن و اورشن را اندازه‌گیری می‌کند.



شکل ۱. گونیامتر ساخته شده و اجزای آن

برای اندازه‌گیری با این وسیله، آزمودنی‌ها در حالت نشسته طوری روی صندلی قرار می‌گیرند که زانوی آن‌ها در زاویه ۷۰ درجه فلکشن باشد. آزمودنی‌ها کفش یا هر نوع پوشش دیگری را از پای خود بیرون آوردند و پای خود را در حالی که مچ پایشان در ۲۰ درجه پلانتر فلکشن باشد روی سطح گونیامتر قرار دادند. برای اندازه‌گیری زاویه‌های مذکور از گونیامتر ساده استفاده شد. سپس، آزمودنی‌ها بندهای گونیامتر را روی پای خود بستند. این گونیامتر می‌تواند به سمت اینورشن و اورشن بچرخد و بر اساس محور اصلی پا مقدار زاویه چرخش را نشان دهد.

آزمودنی‌ها به گونه‌ای پای خود را روی سطح گونیامتر قرار دادند که شاخص تعیین‌شده برای پاشنه در مرکز آن قرار گرفت و همچنین انگشت دوم پا نیز روی شاخص مرکزی گونیا متر قرار گرفت (شکل ۲).



شکل ۲. نحوه نشستن و قرارگیری پا روی گونیامتر

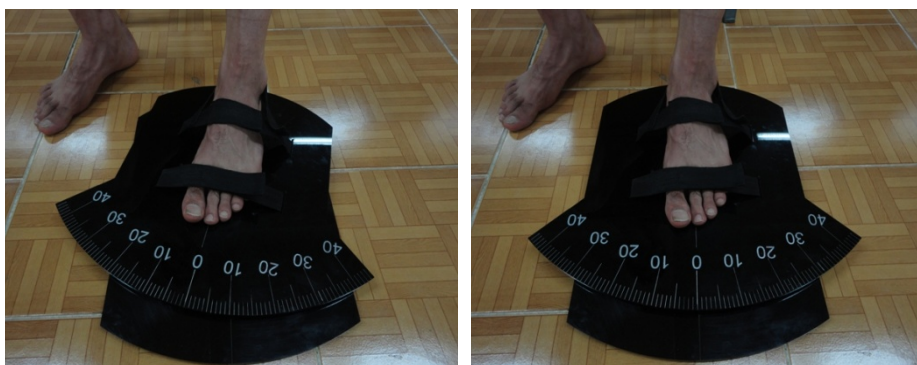
در این تحقیق برای اندازه‌گیری حس وضعیت مفصل از روش بازسازی وضعیت قبلی به صورت فعال<sup>۱</sup> استفاده شد. پا به صورت تصادفی توسط آزمونگر به یکی از زاویه‌های هدف ۵، ۱۰، ۱۵، ۲۰ درجه هدایت می‌شد. (۱۸، ۱۹) و در موقعیت زاویه هدف، به مدت ۵ ثانیه نگاه داشته می‌شد و سپس به زاویه صفر درجه برگردانده می‌شد (شکل ۳).



شکل ۳. نحوه اندازه‌گیری و هدایت به سمت زاویه هدف

1 . Reproduction of active position sense

سپس، چشم آزمودنی با چشم بند بسته می‌شد تا از بازخورد بینایی جلوگیری شود و در نهایت از او خواسته می‌شد تا زاویه هدف را با چشمان بسته به صورت فعال تکرار کند (شکل ۴).



شکل ۴. نحوه تکرار زاویه هدف به صورت فعال

این کار برای هر پا در هر زاویه سه بار به صورت متوالی انجام شد و اختلاف بین زاویه هدف و زاویه بازسازی شده به عنوان حس وضعیت مفصل مچ پا در نظر گرفته می‌شد. برای بررسی پایایی گونیامتر حس عمقی مچ پا از ضریب همبستگی درون‌آزمونگر<sup>۱</sup> و بین‌آزمونگر<sup>۲</sup> استفاده شد (۱۷). تمامی تجزیه و تحلیل‌های آماری به وسیله نرم‌افزار spss و در سطح معنی‌داری  $\alpha \leq 0/05$  بررسی شدند.

### یافته‌های پژوهش

جدول ۱ پایایی درون‌گروهی حاصل از ۱۰ بار اندازه‌گیری خطای بازسازی وضعیت مفصل را نشان می‌دهد. همان‌طور که ملاحظه می‌شود، میان تکرار اندازه‌گیری‌ها در بین هر آزمودنی پایایی خوبی وجود دارد ( $r=0/97$ ). در این جدول نتایج مربوط به پایایی برون‌گروهی دستگاه اندازه‌گیری حس عمقی مچ پا گزارش شده است و همان‌طور که ملاحظه می‌گردد، ضریب همبستگی برون‌گروهی مربوط به پایایی برون‌گروهی آزمونگران  $0/87$  به دست آمده است. همچنین در جدول ۱ پایایی ثبات زمانی دستگاه گزارش شده است.

1 . inter class correlation coefficient

2 . intra class correlation coefficient

جدول ۱. نتایج آزمون ضریب همبستگی درون آزمونگر، بین آزمونگران و همبستگی ثبات زمانی اندازه گیری

آزمون‌ها	ضریب همبستگی (ICC)	Df <sub>1</sub>	Df <sub>2</sub>	sig
همبستگی درون آزمونگر	۰/۹۷	۱۹	۱۸۰	۰/۰۰۱
همبستگی بین آزمونگران	۰/۸۷	۱۵	۴۸	۰/۰۰۱
همبستگی ثبات زمانی اندازه-گیری	۰/۸۲	۷	۲۴	۰/۰۰۱

### بحث و نتیجه گیری

پایایی از ویژگی‌های مهم و ضروری هر ابزاری است؛ زیرا میزان ثبات و تکرار اندازه‌گیری‌های به عمل آمده توسط آن ابزار را نشان می‌دهد و با افزایش پایایی، خطای اندازه‌گیری ابزار نیز کاهش می‌یابد.

نتایج آزمون سنجش پایایی نشان داد ضریب همبستگی درون آزمونگر دستگاه حس عمقی مچ پا برابر با ۰/۹۷ و ضریب همبستگی برون آزمونگر این دستگاه برابر با ۰/۸۷ (جدول ۱) است. نتایج آزمون پایایی ثبات زمانی دستگاه نشان داد ضریب همبستگی خوبی (۰/۸۲) بین اندازه‌گیری در فاصله زمانی متناوب وجود دارد. در منابع مختلف، تقسیم‌بندی ضریب همبستگی درون آزمونگر و برون آزمونگر به این صورت است که  $ICC > ۰/۷۵$  پایایی خوب،  $۰/۷۴ ICC < ۰/۴۰$  پایایی متوسط و  $ICC < ۰/۴۰$  پایایی ضعیف در نظر گرفته می‌شود (۲۰-۲۳). با توجه به نتایج، این وسیله ضریب همبستگی درون آزمونگر، بین آزمونگر و پایایی ثبات زمانی خوبی داراست. زیاد بودن پایایی درون آزمونگر و برون آزمونگر دستگاه اندازه‌گیری حس عمقی مچ پا باعث می‌شود در تحقیقات مکرر و حجم نمونه زیاد که حس عمقی مچ پای افراد باید در زمان‌های مختلف و دفعات متعدد اندازه‌گیری شوند، بتوان با اطمینان و تکرار پذیری زیاد از آن استفاده کرد.

با توجه به پایایی درون آزمونگر و برون آزمونگر خوب گونیامتر حس عمقی مچ پا می‌توان با اطمینان و دقت کافی در اندازه‌گیری حس وضعیت مچ پا از این وسیله استفاده کرد. این گونیامتر که در قالب طرحی تحقیقاتی توسط پژوهشگاه تربیت بدنی وزارت علوم تحقیقات و فناوری ساخته شده است، ابزاری غیرتهاجمی و بی‌خطر با دقت اندازه‌گیری زیاد محسوب می‌شود که استفاده از آن بسیار ساده و کم‌هزینه است و می‌توان از آن در بررسی حس وضعیت مچ در پیچ خوردگی‌های مچ پا یا امور تحقیقاتی با دقت، اطمینان و ثبات خوب استفاده کرد.



**منابع:**

1. Lephart, S. M., Pincivero, D. M., & Rozzi, S. L. (1998). Proprioception of the ankle and knee. *Sports Medicine*, 25(3), 149-155.
2. Willems, T., Witvrouw, E., Verstuyft, J., Vaes, P., & De Clercq, D. (2002). Proprioception and muscle strength in subjects with a history of ankle sprains and chronic instability. *Journal of athletic training*, 37(4), 487.
3. Lephart, S. M., Pincivero, D. M., Giraido, J. L., & Fu, F. H. (1997). The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *The American journal of sports medicine*, 25(1), 130-137.
4. Lönn, J., Crenshaw, A. G., Djupsjöbacka, M., Pedersen, J., & Johansson, H. (2000). Position sense testing: influence of starting position and type of displacement. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 81(5), 592-597.
5. Bouët, V., & Gahéry, Y. (2000). Muscular exercise improves knee position sense in humans. *Neuroscience letters*, 289(2), 143-146.
6. Devanne, H., & Maton, B. (1998). Role of proprioceptive information in the temporal coordination between joints. *Experimental Brain Research*, 119(1), 58-64.
7. Van Deursen, R., Sanchez, M. M., Ulbrecht, J. S., & Cavanagh, P. (1998). The role of muscle spindles in ankle movement perception in human subjects with diabetic neuropathy. *Experimental Brain Research*, 120(1), 1-8.
8. Ravn, J. (1993). Proprioception at the ankle: the effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. *J Bone Joint Surg [Br]*, 1993(75-B), 433-436.
9. Mirbagheri, M. M., Barbeau, H., Ladouceur, M., & Kearney, R. (2001). Intrinsic and reflex stiffness in normal and spastic, spinal cord injured subjects. *Experimental Brain Research*, 141(4), 446-459.
10. Sammarco, G. J. (1995). *Rehabilitation of the foot and ankle: Mosby Inc -Year Book*. p.26.
11. Richie, D. H. (2001). Functional instability of the ankle and the role of neuromuscular control: a comprehensive review. *The journal of foot and ankle surgery*, 40(4), 240-251.
12. Freeman, M. (1965). Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume*, 47(4), 669.
13. Hopper, D. M., Creagh, M. J., Formby, P. A., Goh, S. C., Boyle, J. J., & Strauss, G. R. (2003). Functional measurement of knee joint position sense after anterior cruciate ligament reconstruction. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 84(6), 868-872.
14. Reider, B., Arcand, M. A., Diehl, L. H., Mroczek, K., Abulencia, A., Stroud, C.

- C., et al. (2003). Proprioception of the knee before and after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, 19(1), 2-12.
15. Refshauge, K. M., & Fitzpatrick, R. C. (1995). Perception of movement at the human ankle: effects of leg position. *The Journal of Physiology*, 488(Pt 1), 243-248.
16. Fujiwara, K., Miyaguchi, A., Toyama, H., Kunita, K., & Asai, H. (1999). Starting position of movement and perception of angle of trunk flexion while standing with eyes closed. *Perceptual and motor skills*, 89(1), 279-293.
17. Simondson, D., Brock, K., & Cotton, S. (2011). Reliability and smallest real difference of the ankle lunge test post ankle fracture. *Manual Therapy*.
18. Larmer, P. J. (2009). Ankle sprains: an investigation into patient perceptions and performance of physical tasks following acute ankle sprains using a mixed methods approach. AUT University.
19. Kynsburg, A., Halasi, T., Tallay, A., & Berkes, I. (2006). Changes in joint position sense after conservatively treated chronic lateral ankle instability. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 14(12), 1299-1306.
20. Muijs, D. (2010). *Doing quantitative research in education with SPSS*: Sage Publications Ltd.
21. Palant, J. (2003). *SPSS survival manual: A step by step guide to data analysis using SPSS*: Philadelphia, PA. Open University Press.
22. Andresen, E. M. (2000). Criteria for assessing the tools of disability outcomes research. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 81(12), S15-S20.

## تأثیر زمان‌های روز بر بازتوانی آسیب اسپرین مچ پا و میزان آسیب مجدد

حمیدرضا صادقی پور<sup>۱</sup>، نادر رهنما<sup>۲</sup>، علی باقر نظریان<sup>۳</sup>

تاریخ دریافت مقاله: ۹۱/۰۵/۰۶ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۱/۰۷/۱۸

## چکیده

اسپرین مچ پا از شایع‌ترین آسیب‌های حاد ورزشی است که به‌علت آسیب به گیرنده‌های حس عمقی و کاهش تعادل، خطر بازگشت مجدد آن زیاد است. با توجه به اثبات تأثیر ریتم‌های روزانه بر اجرای ورزشی، هدف از تحقیق حاضر بررسی تأثیر زمان‌های روز بر بازتوانی اسپرین مچ پا است. ۱۶ نفر از ورزشکاران غیرحرفه‌ای مبتلا به اسپرین یک‌جانبه مچ پا (سن:  $24/2 \pm 2/7$  سال، وزن:  $71/1 \pm 3/1$  کیلوگرم، قد:  $177/2 \pm 3/40$  سانتی‌متر) در این تحقیق شرکت و به صورت تصادفی در دو گروه تمرینی صبح (۸-۱۰) و عصر (۱۸-۲۰)، یک دوره فیزیوتراپی را به مدت ۱۲ جلسه سپری کردند. بعد از اطمینان از راه رفتن بدون درد، در همان زمان‌ها به مدت چهار هفته از آزمون تعادلی ستاره به‌عنوان برنامه بازتوانی استفاده شد که به‌عنوان برنامه بازتوانی در درمان اسپرین مچ پا گزارش شده است. برای ارزیابی میزان تأثیر برنامه بازتوانی از آزمون تعادلی ایستادن روی یک پا استفاده و میزان آسیب مجدد بعد از یک سال ثبت شد. از آزمون تی مستقل و وابسته برای تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده شد. نتایج تحقیق نشان داد بعد از دوره بازتوانی، میانگین نتایج آزمون تعادلی ایستادن روی یک پا در گروه عصر به‌طور معنی‌داری بهتر از گروه صبح بوده است ( $P=0/03$  و  $t=2/65$ ). بعد از یک سال، دو نفر از گروه صبح و یک نفر از گروه عصر مجدداً به اسپرین مچ پا مبتلا شدند که تفاوت معنی‌دار نبود. با توجه به مثبت بودن تأثیر زمان بر کسب تعادل ایستا، این تحقیق می‌تواند پایه‌ای برای تحقیقات گسترده‌تر با تعداد نمونه‌های بیشتر و با استفاده از دستگاه‌های تشخیصی بالینی پیشرفته‌تر باشد تا شاید بتوان با انجام بازتوانی در زمان‌های مناسب‌تر، روند بهبودی را تسریع و بازگشت مجدد آسیب را کاهش داد.

## کلیدواژه‌های فارسی: اسپرین مچ پا، بازتوانی، ریتم‌های روزانه

۱. هیئت علمی دانشگاه خلیج فارس (نویسنده مسئول)

۲. دانشیار دانشگاه اصفهان

۳. هیئت علمی دانشگاه پیام نور دلفان

### مقدمه

مفصل مچ پا به‌عنوان یکی از آسیب‌پذیرترین مفاصل بدن شناخته شده است. اسپرین مچ پا از آسیب‌های شایع این مفصل در میان ورزشکاران، به‌خصوص ورزش‌های همراه با دویدن، پاس بریده، پرش و پرش از بغل و همچنین ورزش‌های برخوردی است (۱-۳). اسپرین مچ پا ۱۲ تا ۲۰ درصد از کل آسیب‌های ورزشی را تشکیل می‌دهد (۴) که در نتیجه آسیب به گیرنده‌های حسی - حرکتی و کاهش پایداری و تعادل، خطر بروز آسیب مجدد آن در افراد فعال بیش از ۸۰ درصد است (۵، ۶).

بررسی‌ها نشان می‌دهد این آسیب در ورزش‌های مختلف در هر دو بخش حرفه‌ای و آماتور شایع است. وود<sup>۱</sup> و همکاران (۲۰۰۳) گزارش دادند، ۱۱ درصد از کل آسیب‌های ورزش دو فصل لیگ برتر فوتبال انگلیس اسپرین بوده که از این تعداد، ۹ درصد آن‌ها از نوع آسیب مجدد بوده است (۲). کوفوتولیس<sup>۲</sup> و همکاران (۲۰۰۷) با تحقیق روی بازیکنان آماتور فوتبال، ۱۳۹ مورد آسیب اسپرین مچ پا را ثبت کرده و آسیب قبلی اسپرین مچ پا را به‌عنوان عامل پیش‌بین معنی‌دار در بروز آن آسیب‌ها گزارش دادند (۷). مک کی<sup>۳</sup> و همکاران (۱۹۹۶) گزارش دادند، ۵۳/۷ درصد از کل زمان‌های از دست رفته بازیکنان بسکتبال در نتیجه بروز آسیب اسپرین مچ پا بوده است (۸). ورهاگن<sup>۴</sup> و همکاران (۲۰۰۳) در تحقیق خود ضمن تأکید بر احتمال زیاد بروز مجدد آسیب اسپرین مچ پا به این نتیجه رسیدند که اسپرین مچ پا شایع‌ترین نوع آسیب در والیبال بوده (۶۱ درصد) که ۷۵ درصد از آن‌ها از نوع آسیب مجدد است (۹).

برنامه بازتوانی این آسیب بعد از گذراندن مرحله حاد شامل برنامه تمرینی حسی - حرکتی و پوسچرال همراه با تمرینات در دامنه حرکتی و تمرینات قدرتی است (۶، ۱۰). اگر این آسیب به میزان کافی و در حد مناسب درمان نشود، آسیب مجدد اتفاق می‌افتد و با بروز چند بار آسیب در مفصل مچ پا، موقعیت بدتر می‌شود به‌گونه‌ای که حس جنبشی و حس حرکتی کاهش (۱۰) و ناپایداری افزایش می‌یابد، دامنه فعالیت بدنی محدود می‌شود. به‌علاوه، آسیب‌های تخریبی و استئوآرتریت مفصل می‌تواند اتفاق افتد (۱۱). با وقوع این موارد دوره ورزشی بازیکن به پایان می‌رسد و تیم و بازیکن دچار ضررهای زیادی در ابعاد مختلف خواهند شد. پیشگیری از این موارد، مستلزم اجرای دوره درمان و بازتوانی علمی و مؤثر است.

- 
- 1 . Woods
  2. Kofotolis
  - 3 . McKay
  - 4 . Verhagen

ریتم‌های روزانه فرآیندهای بیولوژیکی اند که هر ۲۴ ساعت در بدن انسان اتفاق می‌افتند (۱۲). امروزه، ثابت شده که فرآیندهای بیولوژیکی و رفتاری متعددی می‌تواند اجرای ورزشی را تحت تأثیر قرار دهد که همه این عوامل تحت تأثیر ریتم‌های روزانه قرار دارند (۱۳)؛ بنابراین تأثیر ریتم‌های روزانه بر اجرای ورزشی به‌خوبی ثابت شده است (۱۲) به‌گونه‌ای که اوج اجرا در زمان عصر که با اوج ریتم دمای بدن همزمان است، متناسب است (۱۲، ۱۴).

وقوع آسیب مجدد اسپرین مچ پا باعث شده است پژوهشگران توجه بیشتری به بازتوانی این آسیب داشته باشند. هدف از بازتوانی آسیب‌های ورزشی، بازگرداندن ورزشکار به رقابت و به سطحی برابر یا حتی بیشتر از زمان قبل از آسیب است (۱۵). با توجه به تأثیرگذاری ریتم‌های روزانه بر عملکرد بدنی و ورزشی، سؤالی که در ذهن ایجاد می‌شود این است که آیا بازتوانی آسیب اسپرین مچ پا نیز تحت تأثیر این ریتم‌های روزانه قرار می‌گیرد به‌گونه‌ای که علاوه بر بازتوانی سریع‌تر، میزان آسیب مجدد آن را نیز کاهش داد یا نه. با وجود تمامی برنامه‌های فیزیوتراپی در زمینه بازتوانی اسپرین مچ پا، آزمون تعادلی ستاره‌ای نیز به‌عنوان برنامه‌ای مؤثر در بهبود پایداری و ثبات مفصل مچ پا شناخته شده است (۱۶). با این تفاسیر، ایده‌ای در ذهن ایجاد می‌شود که آیا بازتوانی اسپرین مچ پا با هردو روش برنامه فیزیوتراپی و میدانی تحت تأثیر ریتم‌های روزانه قرار می‌گیرد یا نه؛ بنابراین هدف از تحقیق حاضر بررسی تأثیر ریتم‌های روزانه بر بازتوانی اسپرین مچ پا و میزان آسیب مجدد است.

### روش‌شناسی پژوهش

با هماهنگی‌های به‌عمل آمده با باشگاه‌های ورزشی، ۱۳ نفر از ورزشکاران غیرحرفه‌ای فعال در باشگاه‌های ورزشی و ۳ نفر از دانشجویان ورزشکار دانشگاهی (سن:  $24/2 \pm 2/7$  سال، وزن:  $71/1 \pm 3/1$  کیلوگرم، قد:  $177/2 \pm 3/40$  سانتی‌متر) بلافاصله بعد از ابتلا به اسپرین یک‌طرفه مچ پا به محققان معرفی شدند و بعد از گذراندن دوره حاد وارد مرحله پژوهش شدند. ورزشکاران آسیب‌دیده‌ای که به عمل جراحی نیاز نداشتند و هیچ‌گونه نقص شنوایی، بینایی و عصبی نداشتند اجازه ورود به پژوهش را یافتند. همه آزمودنی‌ها تحت نظر یک پزشک و یک فیزیوتراپ بودند. آزمودنی‌ها بر اساس فاصله زمانی وقوع آسیب و گذراندن دوره حاد به فاصله ۹۴ روز از یکدیگر وارد مرحله فیزیوتراپی شدند که در مرحله اول به صورت تصادفی در دو گروه تمرینی صبح (۸-۱۰) و عصر (۱۸-۲۰) دوره فیزیوتراپی خود را به مدت ۱۲ جلسه سپری کردند. برنامه بازتوانی فیزیوتراپی شامل: هیدروتراپی، الکتروتراپی، اولتراسوند درمانی، گرمای سطحی و تمرینات در دامنه حرکتی مفصل و همچنین تمرینات قدرتی بود.

بعد از دوره فیزیوتراپی و اطمینان از راه رفتن بدون درد از سوی آزمودنی‌ها، ابتدا همه آزمودنی‌ها آزمون تعادلی ایستادن روی یک پا را انجام دادند و سپس همه آزمودنی‌ها از آزمون تعادلی ستاره که در تحقیقات قبل به عنوان برنامه بازتوانی میدانی بسیار مؤثر در درمان اسپرین میچ پا گزارش شده بود (۵). به عنوان برنامه بازتوانی میدانی به مدت چهار هفته، سه روز در هفته و ۱۰ دقیقه در هر جلسه برای هر یک از گروه‌های صبح و عصر استفاده شد. این آزمون دارای هشت جهت روی یک دایره به قطر ۱۸۲/۹ سانتی‌متر است که نسبت به یکدیگر زاویه ۴۵ درجه دارند و جهت‌ها از مرکز دایره به سمت خارج‌اند. هشت خط روی دایره بر اساس جهت گردش نسبت به پای اتکا به جهت‌های قدامی، قدامی داخلی، خلفی، خلفی خارجی، داخلی، داخلی خلفی، خارجی، قدامی خارجی تقسیم می‌شوند. آزمودنی باید وزن بدن را روی پای مبتلا به اسپرین حفظ می‌کرد در حالی که از پای دیگر برای رسیدن به حداکثر مسافت در هر هشت جهت استفاده می‌کرد. برای اطمینان از اجرای حرکت با کنترل عصبی - عضلانی به میزان کافی و مناسب از آزمودنی خواسته می‌شد تا دورترین نقطه را با انتهای‌ترین قسمت پا و به آرامی انجام دهد (۵، ۱۷، ۱۸).

بعد از برنامه بازتوانی تمرین تعادلی ستاره، از آزمون تعادلی ایستادن روی یک پا برای بررسی تأثیر زمان‌های روز بر بازتوانی برنامه میدانی استفاده شد. از این آزمون به عنوان ابزاری پایا و معتبر در ارزیابی میزان پایداری و بهبود مفصل و نیز ابزاری در پیش‌بینی میزان احتمال آسیب اسپرین میچ پا بعد از درمان استفاده می‌شود (۱۰). این آزمون بدین صورت انجام شد که هر یک از آزمودنی‌ها بدون کفش روی پا می‌ایستاد، دست‌ها را به کمر می‌چسباند، زانوی پای مخالف را خم می‌کرد و سینه پا را به زانوی پای مخالف می‌چسباند و با چشم‌های باز به نقطه مشخص شده روی دیوار ثابت می‌شد. سپس، آزمودنی پاشنه پای را که روی زمین است بالا می‌برده و زمان آزمون تعادل ثبت می‌شد. با برخورد پاها به یکدیگر، تماس پا با زمین، حرکت بازوها نسبت به وضعیت شروع، زمان متوقف و برای آزمودنی ثبت می‌شد.

بعد از یک سال میزان آسیب مجدد اسپرین میچ پای آزمودنی‌ها ارزیابی شد. از نرم‌افزار SPSS (نسخه ۱۳) و از آزمون t مستقل و وابسته برای تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده شد.

### یافته‌های پژوهش

ویژگی‌های جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها در جدول ۱ و رشته‌های ورزشی ورزشکاران آسیب‌دیده در جدول ۲ نشان داده شده است. نتایج نشان می‌دهد بیشترین بازیکنان آسیب‌دیده در ورزش فوتبال بوده است (۶ نفر).

جدول ۱. ویژگی‌های جمعیت‌شناختی آزمودنی‌ها

عصر	صبح	
۲۴/۱±۲/۴	۲۳/۲±۱/۲	سن
۷۲/۵±۲/۴	۷۱/۵±۲/۳	وزن
۱۷۴/۳±۴/۳	۱۷۱/۵±۳/۸	قد
راست: ۶	راست: ۵	سمت آسیب‌دیده
چپ: ۲	چپ: ۳	
تمرین: ۳	تمرین: ۴	موقعیت بروز آسیب
مسابقه: ۵	مسابقه: ۴	

جدول ۲. ورزش‌های نمونه‌های آسیب‌دیده

درصد	ورزش
۶ (۳۷/۵ درصد)	فوتبال
۴ (۲۵ درصد)	هندبال
۲ (۱۲/۵ درصد)	والیبال
۲ (۱۲/۵ درصد)	بسکتبال
۱ (۶/۲۵ درصد)	ژیمناستیک
۱ (۶/۲۵ درصد)	کشتی

جدول ۳ نتایج آزمون تعادلی ایستادن روی یک پا قبل از دوره بازتوانی در دو گروه صبح و عصر نشان می‌دهد. نتایج داد بین دو گروه تفاوت معنی‌داری در میزان تعادل ایستا وجود نداشته است ( $P= ۰/۰۷$  و  $t= ۱/۹۳$ ).

جدول ۳. نتایج آزمون تعادل ایستا قبل از دوره بازتوانی

P	t	میانگین	
۰/۰۷	۱/۹۳	۱۵/۶±۱/۳	گروه صبح
		۱۷/۲±۱/۴	گروه عصر

جدول ۴ نتایج آزمون تعادلی ایستادن روی یک پا بعد از دوره بازتوانی دو گروه صبح و عصر نشان می‌دهد. نتایج نشان می‌دهد گروه عصر به‌طور معنی‌داری میزان تعادل ایستای بیشتری داشته‌اند ( $P= ۰/۰۳$  و  $t= ۲/۶۵$ ).

جدول ۴. نتایج آزمون تعادل ایستا بعد از دوره بازتوانی

P	t	میانگین	
۰/۰۳	۲/۵۶	۱۸/۴±۱/۸	گروه صبح
		۲۲/۵±۲/۸	گروه عصر

نتایج همچنین نشان دهنده وجود تفاوت معنی دار بین پیش آزمون و پس آزمون هر دو گروه تمرینی صبح و عصر بود ( $P < ۰/۰۵$ ).

### بحث و نتیجه گیری

ناتوانی حاصل از آسیب اسپرین مچ پا می تواند شدید باشد. گزارش شده است که ۴۰ درصد از ورزشکاران مبتلا به این آسیب به مدت شش ماه بعد از آسیب دچار عدم عملکرد ورزشی هستند (۶). به هر حال، امروزه با وجود اعمال تمامی راه های پیشگیری از آسیب های ورزشی، بنا به دلایل مختلف، آسیب بخشی جدایی ناپذیر از ورزش است که از جمله آن ها می توان به اسپرین مچ پا اشاره کرد. بر همین اساس، توجهات گسترده ای بر مرحله بعد از بروز آسیب؛ یعنی همان دوره بازتوانی متمرکز شده است. بازتوانی آسیب ورزشی شامل چهار مرحله است: مرحله آغازین، مرحله ابتدایی، مرحله تأخیری و مرحله عملکردی (۱). مرحله آغازین عمدتاً بر کنترل درد و تورم متمرکز است. مرحله ابتدایی بر بازگشت دامنه حرکتی مفصل و مرحله تأخیری بر تمرینات قدرتی، استقامتی و عصبی - عضلانی تأکید دارد که مقدمه مرحله عملکردی و بازگشت ورزشکار به فعالیت است. امروزه، توجه زیادی به مراحل بازتوانی می شود تا سرعت و کیفیت بازتوانی ورزشکاران آسیب دیده بهبود یابد. در این تحقیق نیز به عنوان پژوهشی مقدماتی تأثیر زمان های روز بر بازتوانی اسپرین مچ پا بررسی شد.

در بیشتر تحقیقات قبلی از آزمون تعادلی ستاره به عنوان آزمون تعیین میزان تعادل در افراد غیرورزشکار یا ورزشکاران با سابقه اسپرین مچ پا استفاده شده و تنها در یک تحقیق از آن به عنوان برنامه بازتوانی این آسیب استفاده شده است (۱۶). در این نیز تحقیق از این آزمون به عنوان برنامه بازتوانی در زمان های مختلف روز استفاده شد. به علت در دسترس نبودن تحقیق مشابه؛ امکان مقایسه وجود نداشت، اما به هر حال با توجه به اثبات تأثیر ریتم های روزانه در بیشتر عملکردهای فیزیولوژیکی بدن، در بازتوانی آسیب های ورزشی از جمله اسپرین نیز نمی تواند بدون تأثیر باشد. تعادل پویا تحت تأثیر عواملی چند از جمله قدرت و زمان واکنش جریان خون مناسب است که تمامی این عوامل خود تحت تأثیر ریتم های روزانه قرار می گیرند (۱۹). موسوی و همکاران (۱۳۸۷) تعادل پویای ورزشکاران زن و مرد بدون سابقه اسپرین مچ



پا را در زمان عصر به‌طور معنی‌داری بیشتر از زمان صبح گزارش دادند (۱۹)، در حالی که گریبل<sup>۱</sup> و همکاران (۲۰۰۳) تعادل پویای افراد غیرورزشکار را بررسی و گزارش دادند که تعادل پویا در زمان صبح به‌طور معنی‌داری بیشتر از زمان عصر بوده است (۲۰).

با توجه به نتایج تحقیقات پیشین مبنی بر اینکه تعادل پویا خود تحت تأثیر ریتم‌های روزانه قرار می‌گیرد و با توجه به اینکه آزمون تعادلی ستاره برنامه‌ای بازتوانی برای اسپرین میچ پاست؛ در نتیجه می‌توان نتیجه گرفت که بازتوانی اسپرین میچ پا تحت تأثیر ریتم‌های روزانه قرار می‌گیرد. ضمن آنکه اجرای برنامه تعادلی ستاره مستلزم به‌کارگیری انقباضات اکسنتریک و کانسنتریک در عضلات مفاصل ران، زانو و میچ پاست (۱۶) که وجود ریتم‌های روزانه در این نوع از انقباضات به‌خوبی ثابت شده است (۱۲، ۱۳). کسب تعادل پویا خود از علائم بازتوانی میچ پاست و با توجه به تأثیرپذیری تعادل پویا از ریتم‌های روزانه، با تمرکز بیشتر بر این موضوع شاید بتوان به روند بازتوانی و کیفیت آن سرعت بخشید.

آزمون ستاره‌ای که خود به‌عنوان برنامه بازتوانی اسپرین میچ پا گزارش شده (۱۶)، در این تحقیق نیز به مدت چهار هفته استفاده شد و تأثیر آن، با استفاده از آزمون تعادلی ایستادن روی یک پا بررسی شد. مقایسه پیش‌آزمون و پس‌آزمون تعادلی ایستادن روی یک پا نشان‌دهنده تأثیر مثبت برنامه بازتوانی تعادلی ستاره‌ای بر بازتوانی نمونه‌های تحقیق بود. آزمون تعادلی ایستادن روی یک پا در گروه عصر به‌طور معنی‌داری بهتر از گروه صبح بود. در تحقیق موسوی و همکاران نیز ورزشکاران بدون سابقه اسپرین میچ پا در زمان عصر تعادل ایستای بهتری داشتند (۱۹). گریبل و همکاران (۲۰۰۷) تعادل ایستای افراد غیرورزشکار را در زمان صبح بیشتر از زمان عصر گزارش دادند (۲۰). با توجه به اینکه تحقیقات بیان‌شده روی افراد دارای اسپرین میچ پا انجام نشده بود، امکان مقایسه و تحلیل وجود نداشت. به‌هرحال، با توجه به اینکه تعادل ایستا خود از علائم بازتوانی اسپرین میچ پاست و نیز گروه بازتوانی عصر عملکرد تعادلی بهتری داشتند، این تحقیق مقدماتی می‌تواند زیربنای تحقیقات دقیق‌تر باشد.

با توجه به اینکه در تعادل بدن قسمت‌های مختلفی از جمله سیستم عصبی مرکزی درگیرند و تحقیقات قبلی تأثیر ریتم‌های روزانه را در برخی عملکردهای سیستم عصبی مرکزی ثابت کرده‌اند (۱۵) و اینکه کسب تعادل در حد مناسب و متعارف در بازتوانی اسپرین میچ پا از نکات کلیدی است، تأثیر ریتم‌های روزانه در بازتوانی اسپرین میچ پا دور از انتظار نیست. در این تحقیق نمونه‌ها در فاصله زمانی زیادی از یکدیگر دچار آسیب شده، وارد مرحله پژوهش شدند؛ بنابراین با توجه به همزمان نبودن دوره فیزیوتراپی و تأثیرگذاری موقعیت محیطی و شرایط

روحي فیزیوتراپ و فاصله اتمام فیزیوتراپی تا ورود همه آزمودنی‌ها به مرحله تمرین عملی آزمون ستاره‌ای (به‌علت اتمام دوره فیزیوتراپی آزمودنی‌ها در زمان‌های مختلف)، نتایج می‌تواند تحت تأثیر قرار گرفته باشد. ضمن آنکه در تحقیقات آتی می‌توان با استفاده از ام آر آی و دیگر وسایل بالینی تخصصی بلافاصله بعد از دوره فیزیوتراپی به مقایسه دقیق‌تر بازتوانی گروه صبح و عصر پرداخت.

### منابع:

1. Zöch, C. Fialka-Moser, V. and Quittan, M. (2003). Rehabilitation of ligamentous ankle injuries: a review of recent studies. *British Journal of Sport Medicine*, 37:291–295.
2. Woods, C Hawkins, R Hulse, M and Hodson, A. (2003). The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football: an analysis of ankle sprains. *British Journal of Sport Medicine*, 37:233–238.
3. Simpson, K.J, Cravens, S, Higbie, E, Theodorou, C. Del Rey. P. (1999). A comparison of the Sport Stirrup, Malleoloc, and Swede-O ankle orthoses for the foot-ankle kinematics of a rapid lateral movement. *International Journal of Sports Medicine*, 20:396–402.
4. Orchard, J.W. and Powell, J.W. (2003). Risk of knee and ankle sprains under various weather conditions in American football. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35: 1118–23.
5. Gribble, P, Hertel, J. (2003). Consideration for the normalizing measure of the star excursion balance test. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 7: 89-100.
6. Hubbard, T.J. and Hicks-Little, C.A. (2008). Ankle ligament healing after an acute ankle sprain: an evidence-based approach. *Journal of Athletic Training*, 43: 523–529.
7. Kofsoftolis, N., Kellis, E. and Vlachopoulos, S.P. (2007). Ankle sprain injuries risk factors in amateur soccer players during a 2-year period. *The American Journal of Sports Medicine*, 35: 458-466.
8. McKay, G.D., Payne, W.R., Goldie, P.A., (1996). A comparison of the injuries sustained by female basketball and netball players. *Aust J Sci Med Sport* 1996;28:12–17.
9. Verhagen, E.A.L.M., Van der Beek, A.J., Bouter, L.M., Bahr, R.M. and Van Mechelen, W. (2003). A one season prospective cohort study of volleyball injuries. *British Journal of Sport Medicine*, 38: 477–481.

10. Trojian TH, Mc keag. (2006). Single leg balance test to identify risk of ankle sprain. *British Journal of Sport Medicine*. 610- 613.
11. Hubbard, T.J. and Hicks-Little, C. A. (2008). Ankle ligament healing after an acute ankle sprain: an evidence-based approach. *Journal of athletic training*, 43: 523– 529.
12. Reilly, T. and Bambaiechi, E. (2003). Methodological issues in studies of rhythms in human performance. *Biological Rhythm Research*, 34: 321-336
13. Kline, C.E., Durstine, J. L., Davis, J. M., Moore, T. A., Devlin, T.M., Zielinski, M.R. and Youngstedt, S.D. (2007). Circadian variation in swim performance. *Journal of Applied Physiology*, 102: 641– 649.
14. Atkinson, G. and Reilly T. (1996). Circadian variation in sports performance. *Sports Medicine*, 21: 292–312.
15. Mattacola, C.G. and Dwyer M.K. (2002). Rehabilitation of the Ankle After Acute Sprain or Chronic Instability. *Journal of Athletic Training*, 37: 413– 429.
16. Chaiwanichsiri, D., Lorprayoon, E. and Noomanoch, L. (2005). Star excursion balance training: effects on ankle functional stability after ankle sprain. *Journal of The Medical Association of Thailand* , Vol. 88 Suppl.4.
۱۷. حسینی مهر، ح. دانشمندی، ح. نورسته، ع. (۱۳۸۸). اثر خستگی بر کنترل پاسچر ایستا و پویای ورزشکاران با آسیب دیدگی مچ پا. پژوهش در علوم ورزشی، شماره ۲۵: ۱۰۷- ۱۱۸.
18. Kinzey, S.J. and Armstrong, C.W. (1998). The reliability of the star-excursion test in assessing dynamic balance. *Journal of Orthop Sports Phys*. 27: 356- 60.
۱۹. موسوی، ل. شاهرخی، ح. نورسته، ع، الف. رخساری، م. (۱۳۸۷). اثر زمان روز بر کنترل پاسچر ایستا و پویا در زنان و مردان ورزشکار. اولین همایش ملی آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، بیومکانیک ورزشی و فناوری ورزشی، دانشگاه شهید باهنر کرمان.
20. Gribble, P.A., Tucker, W.S. and White, P.A. (2007). Time-of-Day Influences on Static and Dynamic Postural Control, *Journal of Athletic Training*; 42(1):35–41.
21. Hofman, M.A. (2000). The human circadian clock and aging. *Chronobiology International*, 17: 245-259.



## بررسی روند تکاملی و مقایسه شاخص‌های اندازه‌گیری قوس کف پا بین ۳ تا ۱۲ سالگی

سید حامد موسوی<sup>۱</sup>

تاریخ پذیرش مقاله: ۹۱/۰۷/۱۷

تاریخ دریافت مقاله: ۹۱/۰۶/۲۵

### چکیده

قوس طولی داخلی کف پا طی رشد به‌طور معنی‌داری تغییر می‌کند. با وجود این، نویسندگان در مورد اینکه در چه سنی پا شکلی مشابه بزرگ‌سالی به‌دست می‌آورد اختلاف نظر دارند. بهترین روش برای ارزیابی این قوس در کودکان نیز بحث برانگیز است؛ بنابراین هدف از این تحقیق توصیف قوس طولی داخل پای کودکان ۳ تا ۱۲ ساله و مقایسه قابلیت اجرای پنج روش ارزیابی است. نمونه آماری تحقیق حاضر ۴۱۶ نفر بود که از پای آن‌ها نقش کف پا گرفته شد. شاخص‌های قوس کف پای کاوناق و رودگرز، چیپاکس - اسمیراک، شاخص استاهلی و زاویه آلفا محاسبه و با ارزیابی نقش کف پا توسط فیزیوتراپیست‌ها مقایسه شدند. برای مقایسه روش‌ها و سنین متفاوت از آزمون‌های ناپارامتریکی همچون کروسکال والیس، فریدمن و خی دو استفاده شد. برای ایجاد ارتباط بین شاخص‌ها از همبستگی اسپیرمن استفاده شد. سنین سه و چهار سالگی شیوع زیاد قوس کم را نشان دادند (۲۳ تا ۸۶ درصد). بین چهار و پنج سالگی تفاوت معنی‌داری بین تمام شاخص‌ها مشاهده شد. با اینکه نسبت انواع متفاوت قوس برای هر گروه سنی متفاوت بود، بین شاخص‌های متفاوت همبستگی خوبی مشاهده شد ( $P < 0.01$ ). قوس طولی داخلی کف پا به‌طور تدریجی شکلی مشابه بزرگسالی می‌یابد، از لحاظ آماری لحظه تشکیل قوس طولی داخلی بین ۴ و ۵ سالگی مشاهده شد. شاخص چیپاکس - اسمیراک بهترین شاخص ارزیابی پای کودکان بود. این شاخص بهترین طبقه‌بندی را برای قوس‌های کف پای کم فراهم می‌کند و به آسانی قابل محاسبه است.

**واژگان کلیدی:** قوس طولی داخلی کف پا، کودکان ۳ تا ۱۲ سال، شاخص استاهلی، شاخص کاوناق رودگرز، شاخص چیپاکس - اسمیراک، شاخص زاویه آلفا.

### مقدمه

قوس طولی داخلی کف پا<sup>۱</sup> در بیومکانیک پا مانند حمایت، جذب و ضربه پا طی راه رفتن عملکردی اساسی دارد (۱، ۲). افزایش یا کاهش قوس کف پا (گودی کف پا یا صافی کف پا) می‌تواند این عملکردها را مختل کرده، به بی‌تعادلی عضلانی، بد راستایی مفصلی، پرونیشن جبرانی پا و ناهنجاری‌های راه رفتن منجر شود (۳، ۴). قوس طولی داخلی در طول رشد به‌طور قابل ملاحظه‌ای تغییر کرده، کف پای صاف انعطاف‌پذیر و بیش‌تحركی<sup>۲</sup> به‌عنوان نیم‌رخ‌های تکاملی می‌توانند مورد توجه قرار گیرند (۵).

قوس طولی داخلی تمایل دارد در کودکان کمتر باشد (کف پای صاف ایدیوپاتیک یا کف پای صاف پاسچرال)، اما در اغلب موارد بی‌علامت است (۶). هنگامی که کودک به نوجوانی نزدیک می‌شود، قوس طولی داخلی به اندازه طبیعی نزدیک می‌شود و به درمان ارتوپدیک نیاز ندارد (۷، ۸). در پاهای کودکان اجزای اصلی ساختاری به‌طور کامل تکامل نیافته و برای حمایت کافی وزن بدن آماده نیستند (۹، ۱۱). هر ناهنجاری می‌تواند به‌طور معنی‌داری در عملکرد دینامیک اندام‌های تحتانی با راستای طبیعی پای کودکان تداخل داشته باشد (۹). به‌دلیل اینکه کف پای کودکان به‌وسیله پد چربی ضخیمی پوشیده شده؛ قوس کف پا کاملاً خوب دیده نمی‌شود (۱۲). مشخص شده است که تا ۱۲ سالگی پا در مرحله رشد خطی مهمی است که طی سال‌های اول زندگی این رشد خطی شدید است (۱۳، ۱۴). هنوز هم بسیاری از محققان در مورد سنی که در آن پا شکلی مشابه بزرگ‌سالی کسب می‌کند، اختلاف نظر دارند. از نظر مگی<sup>۳</sup> این مرحله در دو سالگی (۱۲)، از نظر هنینگ و روسنباوم<sup>۴</sup> در شش سالگی (۱۵)، از نظر دوناتلی و ولف<sup>۵</sup> بین شش تا هشت سالگی (۱۶) و از نظر فوریول و پاسکوال<sup>۶</sup> در ۹ سالگی (۱) اتفاق می‌افتد. از سوی دیگر، افزایش قوس طولی داخلی پا در کودکان سالم نادر است و در اغلب موارد با اختلالات عصبی - عضلانی همراه است (۱۷). مشخص شده است که شاخص‌های آنتروپومتریکی پا در هر جمعیتی متفاوت‌اند (۱۱، ۱۸، ۱۹). استفاده نکردن از استانداردها و شاخص‌ها از سوی تولیدکنندگان و استفاده‌کنندگان کفش می‌تواند به ناراحتی‌ها، مشکلات و ناهنجاری‌های پا منجر شود (۱۷، ۲۰-۲۲). زمانی که پا و بدن هنوز در حال تکامل‌اند، پا و بخش‌های مجاور آن

- 
1. Medial Longitudinal Arch (MLA)
  2. Hyper mobility
  3. Magee
  4. Henning & Rosebaum
  5. Donatelli & wolf
  6. Forriol & pascual

(زانوها، مفصل ران، لگن خاصره، تنه) می‌توانند به‌شدت از پاسچر ایده‌آل خود خارج و به آسیب منجر شوند (۱). با وجود این، تحقیقات کمی برای به‌دست آوردن اطلاعات آنترپومتریکی در مورد مورفولوژی پای کودکان و حتی کمتر از آن در کودکان ایرانی انجام شده است (۱۲). قوس طولی داخلی به شیوه‌های متعددی همچون روش‌های کیفی (مشاهده‌ای) و روش‌های کمی (اندازه‌گیری مستقیم و غیرمستقیم) ارزیابی می‌شود. ارزیابی بالینی پاسچر، غیرعینی است؛ بنابراین استفاده از آن در تحقیقات علمی ارزیابی پاسچر را تحت تأثیر قرار می‌دهد. علاوه بر این، ارزیابی بالینی امکان پیگیری دقیق تغییرات پا را بعد از نوعی اصلاح پاسچرال نمی‌دهد (۹). آنالیز رادیولوژیکی نیز نسبتاً گران است و نشان داده شده که پرتوافکنی رادیولوژیکی برای کودکان خطرناک است و به‌کارگیری آن در تحقیقات با مقیاس وسیع مشکل است (۱۳). نقش‌های کف پا به آسانی، با استفاده از پدوگراف<sup>۱</sup> به‌دست می‌آیند و روشی ارزان، ساده، سریع و غیرتهاجمی برای ثبت دائمی خصوصیات مورفولوژیکی پا هستند (۸). تحقیقات نشان داده‌اند اندازه‌گیری قوس طولی داخلی در نقش کف پا با ارزیابی رادیولوژیکی و اندازه‌گیری مستقیم مرتبط است (۶، ۲۳، ۲۵) و در تحقیقات اخیر در جمعیت‌های متفاوت، روش منتخب بوده است (۲۱، ۲۶، ۲۷). تعدادی از روش‌هایی که اخیراً برای ارزیابی قوس طولی داخلی یا پیشنهاد شده و از نقش کف پا استفاده می‌کنند عبارت‌اند از: شاخص قوس کف پای کاوناق و رودگرز<sup>۲</sup> (۲۸)، شاخص چیپاکس - اسمیراک<sup>۳</sup> (۱)، زاویه آلفای نقش کف پای<sup>۴</sup> (۲۹) و شاخص استاهلی<sup>۵</sup> (۳۰) که تکرارپذیری<sup>۶</sup> و پایایی درون و بین مشاهده‌گر<sup>۷</sup> خوبی را نشان داده‌اند (۲).

کاوناق و رودگرز برای اعتبارسنجی شاخص خود تحقیقی روی دختران و پسران در گروه‌های سنی مختلف انجام دادند و به این نتیجه رسیدند که این شاخص اعتبار خوبی برای هر دو گروه جنسی بعد از سن بلوغ دارد ( $r > 0.75$ )، ولی برای سنین قبل از بلوغ تنها برای گروه سنی ۱۰ تا ۱۲ سال و ۷ تا ۹ سال اعتبار خوبی دارد و برای گروه‌های سنی دیگر تحقیقات بیشتر را لازم دانستند (۲۸). چیپاکس و اسمیراک تحقیقی روی پسران ۵ تا ۲۰ ساله در چهار گروه سنی انجام دادند. آن‌ها اعتبار خوبی از این شاخص برای ارزیابی قوس کف پای گروه‌های سنی ۵ تا ۸ سال، ۹ تا ۱۲ سال و ۱۷ تا ۲۰ سال به‌دست آوردند ( $r > 0.80$ )، ولی در گروه سنی ۱۳ تا

- 
1. Pedograph
  2. Cavanagh & Rodgerz
  3. Chipax-Smirak index
  4. Alpha angle index
  5. Staheli index
  6. repeatability
  7. Reliability inter- and intra-observer

۱۶ سال اعتبار این شاخص ضعیف به دست آمد ( $r = 0.22$ ) (۱).

استاهلی برای اعتبارسنجی شاخص خود تحقیقی روی گروه‌های سنی متفاوت دختران و پسران بعد از سن بلوغ انجام داد و اعتبار خوبی برای شاخص خود بدست آورد، اما اعتبار این شاخص را برای سنین قبل از بلوغ منوط به تحقیقات بیشتر در جامعه‌های متفاوت دانست (۳۰). با وجود این، تحقیقات در مورد ارتباط بین این روش‌ها و کاربرد آن‌ها در جمعیت‌های متفاوت، محدود و با شک و تردید همراه است (۲۴، ۲۵). در کودکان وجود بافت‌های نرم و پد چربی در زیر پوست پا باعث پنهان باقی ماندن سن تشکیل قوس می‌شوند (۳۱). به دلیل تأثیر توده چربی روی ناحیه میانی پا، توافق بر این است که پا و قوس طولی داخلی آن به‌طور تدریجی و مطابق با زمان تکامل می‌یابند، اما در زمان دقیق تشکیل آن شک و تردید وجود دارد. ارزیابی عینی این شاخص‌ها و تخصصی کردن قوس طولی داخلی کف پا در کودکان گروه‌های سنی متفاوت می‌تواند برای متخصصان ارتوپدی، تولیدکنندگان کفش و کفش‌های ارگونومیک بسیار مفید باشد. متخصصان می‌توانند با در دست داشتن این پارامترها تأیید کنند که آیا تکامل فرد همانی است که برای آن سن انتظار می‌رود یا خیر و از آن به‌عنوان روشی معتبر برای ارزیابی عینی بیمار یا مقایسه عینی ارزیابی‌های انجام‌شده توسط متخصصان متفاوت استفاده کنند؛ در نتیجه هدف از انجام این تحقیق توصیف سیر تکاملی قوس طولی داخلی کف پا در دانش‌آموزان پیش-دبستانی و دبستانی ۳ الی ۱۲ سال بود که با استفاده از ارزیابی پاسچر پا و همچنین مقایسه قابلیت اجرای شاخص‌های گوناگون ارزیابی پا بررسی شد.

### روش‌شناسی پژوهش

جامعه آماری تحقیق حاضر شامل تمامی دانش‌آموزان پسر دبستانی و پیش‌دبستانی رده سنی ۴ تا ۱۲ سال شهرستان کازرون بوده است. برای تعیین اندازه نمونه از محاسبات توصیف‌شده اندازه نمونه توسط حداد استفاده شد (۳۲) و تعداد ۳۹۰ نفر به دست آمد. این مقدار برای جلوگیری از تلفات آزمودنی‌ها که ممکن است از تحقیق خارج شوند با ۱۰ درصد جمع شد و در نهایت، ۴۲۹ نفر انتخاب شدند که این تعداد به صورت تصادفی از میان دانش‌آموزان مدارس منتخب پس از انتخاب این مدارس به صورت خوشه‌ای از بین تمامی مدارس انتخاب شدند. دانش‌آموزان انتخابی مبتلا به هیچ عارضه یا بیماری مربوط به پا نبودند. سپس، از والدین دانش‌آموزان و مدیران مدارس رضایت‌نامه کتبی مبنی بر اجازه مشارکت کودکانشان در این تحقیق گرفته شد. در نهایت، با توجه به بیرون رفتن ۱۳ نفر از تحقیق، نمونه آماری نهایی تعداد ۸۳۲ نقش کف پا بود. اثر نقش کف پا، با استفاده از پدوگراف و از هر دو پا در وضعیتی



گرفته شد که دانش‌آموزان در حال تحمل وزن بودند. در هنگام گرفتن اثر نقش کف پا دو فیزیوتراپ مجرب به ارزیابی نوع قوس کف پا پرداختند. همچنین، نقش‌های کف پا با استفاده از شاخص‌های طبقه‌بندی  $AI^1$ ،  $SI^3$ ،  $CSI^2$  و  $AA^4$  ارزیابی شد (۱، ۲۸، ۳۰). ارزیابی هر قوس کف پا به صورت مستقل توسط فیزیوتراپ‌ها انجام شد در وضعیتی که دانش‌آموز با هر دو پا وزن یکسانی تحمل و به سمت افق نگاه می‌کرد. ارتفاع حاشیه داخلی پا (قوس طولی داخلی) از زمین، مطابق با تجربه هر فیزیوتراپیست و بدون بحث در میان آن‌ها طی ارزیابی، اندازه‌گیری شد. اگر حاشیه داخلی به زمین می‌رسید یا بسیار نزدیک به زمین بود، به‌عنوان قوس کم طبقه‌بندی می‌شد؛ اگر حاشیه داخلی دور از زمین بود، به‌عنوان قوس زیاد طبقه‌بندی می‌شد و اگر قوس بین این دو وضعیت قرار می‌گرفت، به‌عنوان قوس طبیعی طبقه‌بندی می‌شد (۱۸). هر دو فیزیوتراپیست در ۹۹ درصد موارد در ارزیابی قوس کف پا با یکدیگر موافق بودند.

$SI$  نسبت بین کوتاه‌ترین قسمت میانی پا به بلندترین قسمت طول پاشنه است (شکل ۲). مقادیر بین دو انحراف استاندارد از میانگین؛ به عبارت دیگر بین  $0/44$  تا  $0/89$  به‌عنوان مقادیر طبیعی در نظر گرفته شدند. همچنین اندازه قوس کمتر از  $0/44$  به‌عنوان قوس کف پای زیاد و بیشتر از  $0/89$  به‌عنوان قوس کف پای کم طبقه‌بندی شد (۳۰).

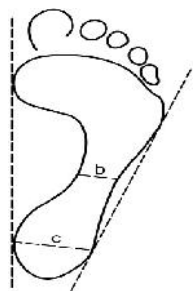
$AA$  زاویه‌ای است که بین مماس داخلی نقش کف پای و خطی تشکیل می‌شود که داخلی ترین نقطه از سرهای ناحیه استخوان‌های کف پا را به قلّه گودی نقش قوس کف پا متصل می‌کند (شکل ۳). اندازه نقش کف پای بین صفر تا  $34/9$  درجه به‌عنوان قوس کف پای کم، بین  $35 - 46/9$  درجه به‌عنوان قوس کف پای طبیعی و بیش از  $47$  درجه به‌عنوان قوس کف پای بلند طبقه‌بندی شدند (۱).

$AI$  نسبت بین ناحیه میانی پا و کل ناحیه پا محاسبه است. قوس کف پا به صورت زیر زیر طبقه‌بندی شد (شکل ۴):  $AI < 0/21$  قوس کف پای بلند،  $0/26 \leq AI \leq 0/21$  قوس کف پای طبیعی و  $AI > 0/26$  قوس کف پای کم (۲۷).

$CSI$  نسبت کوتاه‌ترین طول پای میانی به بزرگ‌ترین طول ناحیه سرهای استخوان‌های کف پای است (شکل ۱). بر اساس  $CSI$  سه طبقه برای  $MLA$  توصیف شده است: کمتر از یک درصد پای دارای قوس بلند، بین یک تا  $29/9$  درصد پای دارای قوس طبیعی و بیش از  $30$  درصد پای دارای قوس افتاده (۱).

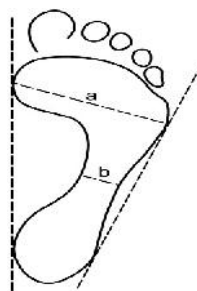
- 
1. Arch index
  2. Chipax-Smirak index
  3. Staheli index
  4. Alpha angle index

متغیرها بر اساس میانگین، انحراف استاندارد و خطای استاندارد توصیف شدند. برای تشخیص نرمال بودن توزیع شاخص‌ها از آزمون کولموگروف - اسمیرنوف استفاده شد که آزمون نشان داد شاخص‌ها نرمال نیستند ( $P < 0.05$ ). برای تفاوت بین سن‌ها در هر شاخص از آزمون تجزیه و تحلیل کروسکال والیس و برای تفاوت بین روش‌ها در هر گروه سنی از آزمون آنوا فریدمن استفاده شد؛ به همین دلیل انواع متفاوت قوس طولی داخلی به مقیاس ترتیبی تبدیل شدند به این صورت که اعداد یک برای قوس کف پای کم، ۲ برای قوس کف پای متوسط و ۳ برای قوس کف پای زیاد استفاده شد. برای مقایسه نسبت‌های قوس طولی داخلی پا در گروه‌های سنی مختلف برای هر شاخص از آزمون خی دو استفاده شد. همچنین برای به دست آوردن همبستگی بین شاخص‌ها، به دلیل ماهیت ترتیبی قوس کف پا، از آزمون همبستگی اسپیرمن استفاده شد.



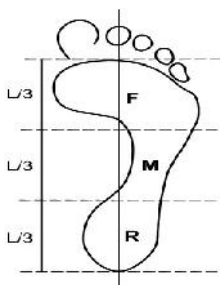
شکل ۲. نحوه محاسبه شاخص استاهلی

$$SI = \frac{b}{c}$$



شکل ۱. نحوه محاسبه شاخص اسمیراک چیپاکس

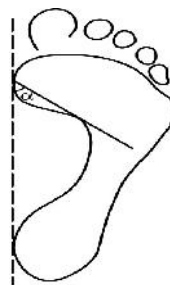
$$CSI = \frac{b}{a}$$



شکل ۴. نحوه محاسبه شاخص کاوناقی و

$$\text{رودگرز } AI$$

$$AI = \frac{M}{F+M+R}$$



شکل ۳. نحوه محاسبه شاخص AA

$$AA =$$

## یافته‌های پژوهش

جدول ۱. ویژگی‌های فردی آزمودنی‌های تحقیق

متغیر سن (سال)	وزن (کیلوگرم)		قد (سانتی‌متر)
	انحراف معیار ± میانگین		انحراف معیار ± میانگین
۳	۱۵/۷ ± ۲/۱		۹۵/۵ ± ۴/۱
۴	۱۹ ± ۲/۹		۱۰۳/۶ ± ۴/۹
۵	۲۱/۱ ± ۳/۱		۱۰۸/۹ ± ۴/۸
۶	۲۲/۹ ± ۳/۸		۱۱۴/۷ ± ۵/۲
۷	۲۳/۵ ± ۲/۶		۱۲۱/۶ ± ۵/۴
۸	۲۹/۸ ± ۵/۲		۱۳۰/۴ ± ۶/۵
۹	۳۲/۷ ± ۳/۹		۱۳۹/۷ ± ۱۰/۱
۱۰	۳۸/۳ ± ۶/۴		۱۴۱/۳ ± ۱۶/۱
۱۱	۴۱/۲ ± ۴/۸		۱۴۴/۴ ± ۱۸/۸
۱۲	۴۴/۵ ± ۵/۹		۱۴۷/۶ ± ۱۲/۲

جدول ۲. توزیع نوع قوس کف پا (کم، نرمال و زیاد) در شاخص‌های ارزیابی قوس کف پا

بین ۳ تا ۱۲ سالگی

سن	شاخص نوع قوس	CSI(%)	SI(%)	AA(%)	AI(%)	PA(%)
۳	کم	۸۱/۵	۲۲/۷	۸۴/۶	۸۳/۴	۷۸/۷
	نرمال	۱۴/۳	۷۲/۹	۱۵/۴	۱۵/۳	۱۱/۱
	زیاد	۳/۲	۴/۴	۰	۱/۳	۱۰/۲
۴	کم	۸۴/۱	۳۱/۴	۸۴/۲	۷۲/۱	۷۹/۸
	نرمال	۱۲/۶	۶۴/۴	۱۵/۸	۱۹/۳	۱۴/۱
	زیاد	۳/۳	۴/۲	۰	۸/۶	۶/۱
۵	کم	۶۱/۴	۱۷/۱	۶۸/۸	۵۳/۴	۶۵/۲
	نرمال	۳۴/۲	۷۶/۶	۳۱/۲	۳۰/۳	۳۰/۴
	زیاد	۴/۴	۶/۳	۰	۱۶/۳	۴/۴
۶	کم	۶۷/۷	۱۵/۲	۶۴/۹	۵۰/۱	۶۵/۶
	نرمال	۲۶/۸	۷۶/۷	۳۵/۱	۳۴/۳	۲۸
	زیاد	۵/۵	۸/۱	۰	۱۵/۶	۶/۴
۷	کم	۶۴/۳	۵/۱	۶۴/۵	۵۹/۸	۶۴
	نرمال	۳۲/۵	۸۳/۶	۳۵/۵	۲۲/۱	۲۸
	زیاد	۳/۲	۱۱/۳	۰	۱۷/۱	۸
۸	کم	۶۲/۶	۵/۳	۶۲/۲	۵۶/۷	۶۳/۷
	نرمال	۳۳/۹	۸۲/۱	۳۶/۸	۲۶/۲	۲۹/۲
	زیاد	۳/۵	۱۲/۶	۰	۱۷/۱	۷/۱

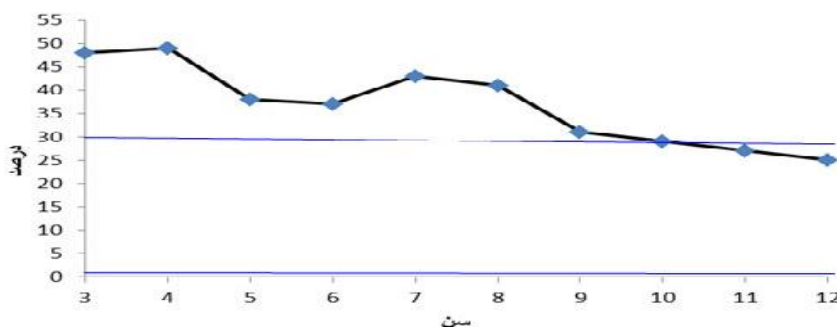
سن	شاخص نوع قوس	CSI(%)	SI(%)	AA(%)	AI(%)	PA(%)
۹	کم	۵۷/۴	۵/۹	۳۵/۳	۳۵/۸	۵۶/۴
	نرمال	۳۵/۹	۷۹/۹	۶۴/۷	۳۱/۵	۳۳/۳
	زیاد	۶/۷	۱۴/۲	۰	۳۲/۷	۱۰/۳
۱۰	کم	۵۳/۶	۶/۵	۳۲/۴	۳۴/۶	۵۴/۳
	نرمال	۴۱/۹	۷۵/۷	۶۶/۶	۳۲/۳	۳۷/۲
	زیاد	۴/۵	۱۷/۸	۰	۳۳/۱	۸/۵
۱۱	کم	۳۷/۳	۵/۹	۳۰/۵	۲۰/۱	۳۶
	نرمال	۵۸/۹	۷۹/۹	۶۹/۵	۵۷/۶	۶۰
	زیاد	۳/۸	۱۴/۲	۰	۲۲/۳	۴
۱۲	کم	۳۷/۵	۴/۴	۲۶/۲	۱۹/۲	۳۱/۲
	نرمال	۵۹/۷	۸۴/۹	۷۳/۸	۵۹/۵	۶۵
	زیاد	۲/۸	۱۱/۷	۰	۲۱/۳	۳/۸

نتایج آزمون کروسکال والیس برای مقایسه سن‌ها در هر شاخص نشان داد در طول تکامل قوس کف پا از ۳ تا ۱۲ سالگی تشابه زیادی بین ۳ و ۴ سالگی، ۵ و ۶ سالگی و ۶ و ۷ سالگی با ۸ سالگی، ۹ و ۱۰ سالگی و بین ۱۱ و ۱۲ سالگی در CSI، SI، AI، AA وجود داشت، ولی بین ۴ و ۵ سال تفاوت معنی‌داری در تمامی شاخص‌ها مشاهده شد.

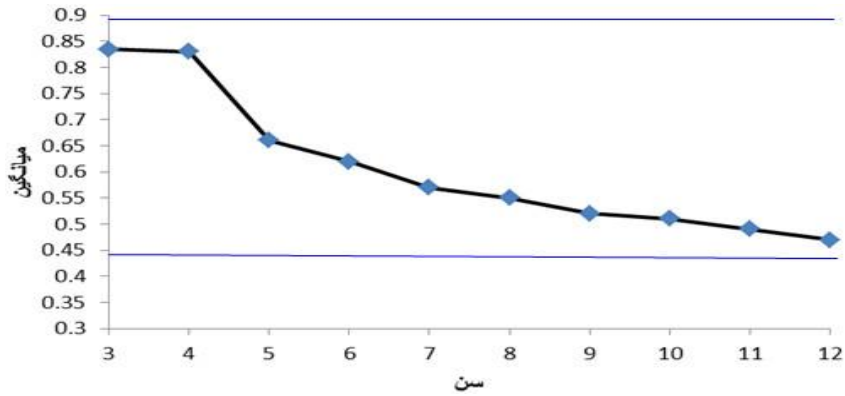
نتایج نشان داد بین ۳ و ۴ سالگی در هیچ‌کدام از شاخص‌ها تفاوت معنی‌داری وجود ندارد، تنها تفاوت معنی‌دار برای شاخص PA در گروه MLA کم بود که در گروه سنی بیش از ۳ سال بود. البته از لحاظ آماری مقدار MLA کم در کودکان ۳ ساله بیشتر از گروه‌های دیگر بود. این وضعیت برای تمام شاخص‌ها به جز SI، در مقایسه با گروه‌های سنی ۵ و ۶ سال و برای شاخص PA در مقایسه با گروه سنی ۷ و ۸ سال وجود داشت.

در سن‌های نزدیک به هم شاخص‌ها پاهای مشابه هم طبقه‌بندی می‌کنند. با این حال، بین آزمودنی‌های ۴ و ۵ ساله تفاوتی معنی‌دار مشاهده شد. هنگامی که SI و CSI بر اساس سن ارزیابی شد، گروه‌های ۷ و ۸ ساله و ۹ ساله مشابه بودند. بین SI، CSI و AA در گروه‌های ۵، ۷ و ۸ ساله تشابه وجود داشت. مقایسه‌های دیگر از لحاظ آماری معنی‌دار بود. با بررسی ارتباط بین سن‌ها بر مبنای مقیاس طبقه‌بندی ترتیبی MLA، مشاهده شد بین سن ۳ و ۴ سال تشابه بسیار زیادی وجود دارد، تنها تفاوت معنی‌داری که بین این دو گروه سنی وجود داشت، برای شاخص PA در جمعیت MLA پایین بود (که در گروه بیش از ۳ سال بود). این دو گروه نسبت به دیگران بسیار متفاوت بودند. همچون کودکان ۳ و ۴ ساله نیز، در مقایسه با دیگر گروه‌های سنی از لحاظ آماری جمعیت بیشتری از MLA پایین را برای اغلب شاخص‌ها نشان

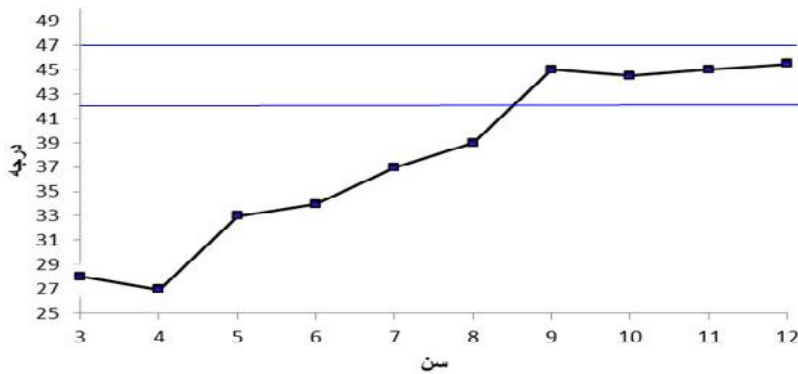
دادند. تنها در مورد شاخص PA استثناء وجود داشت که در آن کودکان ۴ ساله تنها، در مقایسه با کودکان ۹ ساله تفاوت آماری معنی‌داری را نشان دادند. همچنین نتایج نشان داد کودکان ۵ ساله MLAهای بسیار مشابهی را با گروه‌های سنی ۶، ۷ و ۸ ساله نشان دادند. تنها استثناء میزان درصد MLA پایین کودکان ۵ ساله با گروه‌های سنی ۷ و ۸ ساله برای شاخص SI بود. در مقایسه با آزمودنی‌های ۹ و ۱۰ ساله، کودکان ۵ ساله درصد بیشتری از MLA پایین را برای تمام شاخص‌ها نشان دادند، به جز شاخص CSI در ۹ ساله‌ها و PA در ۱۰ ساله‌ها که MLAها مشابه بود. در گروه سنی ۱۱ و ۱۲ سال اختلاف معنی‌داری بین نسبت‌های MLA در تمامی شاخص‌ها، در مقایسه با گروه‌های سنی دیگر وجود نداشت. همچنین بین طبقه‌بندی هر شاخص در دو گروه سنی ۱۰ و ۱۱ سال اختلاف معنی‌داری وجود نداشت؛ به این معنی که هر شاخص MLA را در دو گروه مشابه هم طبقه‌بندی کردند. همچنین هر شاخص MLAها را در کودکان ۷ و ۸ ساله مشابه هم طبقه‌بندی کرد. در گروه‌های سنی ۶ تا ۸ ساله درصد مشابهی از MLA پایین برای هر شاخص مشاهده شد، به جز CSI و SI که در آن‌ها درصد بیشتری در گروه سنی ۶ سال مشاهده شد. کودکان ۶ ساله، در مقایسه با کودکان ۱۰ تا ۱۲ ساله جمعیت بیشتری از MLA پایین برای شاخص‌های AI، AA، SI، CSI نشان دادند. گروه‌های ۷ و ۸ ساله نیز، در مقایسه با کودکان ۹ ساله مقدار بیشتری از MLA پایین را برای AI، AA نشان دادند و در مقایسه با کودکان ۱۰ تا ۱۲ ساله میزان بیشتری از MLA پایین را برای شاخص‌های AI، SI، CSI نشان دادند. کودکان ۹ ساله نیز در مقایسه با کودکان ۱۰ تا ۱۲ ساله همبستگی اسپیرمن نشان داد شاخص‌ها همبستگی معنی‌دار واضحی با همدیگر داشتند ( $r > 0.75$ )، به استثنای شاخص‌های SI و AA و AI که میان آن‌ها همبستگی معنی‌داری وجود نداشت ( $p > 0.05$ ).



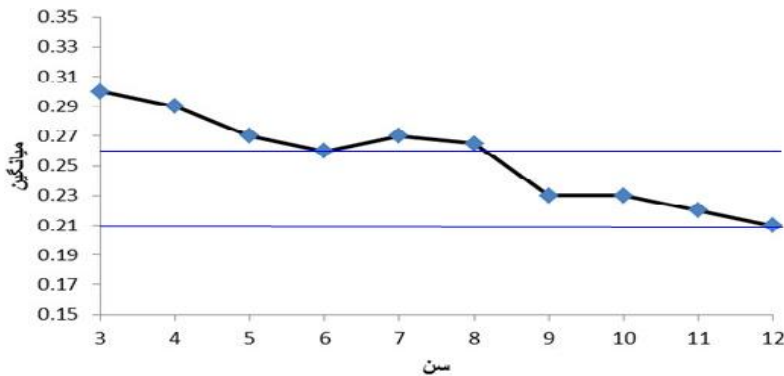
شکل ۱. سیر تکاملی قوس کف پا بوسیله شاخص CSI قوس کف پای نرمال  $CSI < 9\%$



شکل ۲. سیر تکاملی قوس کف پا به وسیله شاخص SI قوس کف پای نرمال  $0.44 < SI < 0.89$ .



شکل ۳. سیر تکاملی قوس کف پا به وسیله شاخص AA قوس کف پای نرمال  $42 < AA < 47$ .



شکل ۴. سیر تکاملی قوس کف پا به وسیله شاخص AI قوس کف پای نرمال  $0.21 < AI < 0.30$ .

مقایسه روش‌های متفاوت ارزیابی MLA (با آزمون ANOVA فریدمن) برای هر گروه سنی نشان داد معمولاً شاخص‌ها قوس کم، طبیعی یا زیاد را در تناسب‌های متفاوت برای هر گروه سنی تعیین می‌کند ( $P < 0.01$ ) (جدول ۲) در حالی که در مقایسه تناسب‌های سه گروه MLA به وسیله شاخص‌ها مشاهده شد در کودکان ۳ ساله تفاوت معنی‌داری بین SI و CSI، AI و SI، AA و SI و PI وجود دارد ( $p < 0.05$ ). در کودکان ۴ ساله تمام مقایسه‌ها متفاوت بودند، به جز SI و CSI و AA و نیز SI و PA. برای کودکان ۵ ساله تنها بین شاخص‌های CSI و AA، PA و SI، PA و SI تفاوت معنی‌داری در تناسب‌های سه گروه MLA وجود نداشت ( $p > 0.05$ ). در گروه سنی ۶ ساله بین شاخص‌های SI و PA، AA و PA، AI و PA اختلاف معنی‌داری وجود نداشت ( $p > 0.05$ ). تنها بین شاخص‌های SI و CSI، SI و AA، AI و SI در آزمودنی‌های گروه ۷ و ۸ سال تفاوت معنی‌داری مشاهده شد ( $p < 0.05$ ). در سن ۹ سالگی تنها بین PA، SI و PA و AA تفاوت معنی‌دار مشاهده نشد ( $p > 0.05$ ). همچنین در آزمودنی‌های ۱۰ ساله تنها بین شاخص‌های AA و PA، AA و AI، AA و SI، SI و PA اختلاف معنی‌دار مشاهده نشد ( $p > 0.05$ ). بین شاخص‌های SI و CSI، PA و SI، AA و PA برای آزمودنی‌های گروه ۱۰ و ۱۱ سال تفاوت معنی‌دار مشاهده شد ( $p < 0.05$ ). همچنین بین شاخص‌های CSI با AA و PA و AA با PA برای آزمودنی‌های گروه ۱۲ سال تفاوت معنی‌دار مشاهده شد ( $p < 0.05$ ).

### بحث و نتیجه‌گیری

طبق نتایج این تحقیق، افزایش پیش‌رونده‌ای در تقعر MLA در هر یک از شاخص‌ها موازی با رشد و تکامل کودکان ۳ تا ۱۲ ساله وجود داشت که با نتایج تحقیق ال و همکاران همسو است (۵). ضمناً به جز سن ۴ و ۵ سال و ۸ و ۹ سال، بین سن‌های مجاور مانند ۳ و ۴، ۴ و ۵، ۵ و ۶، ۶ و ۷، ۷ و ۸ سال تفاوت معنی‌داری وجود نداشت. احتمالاً این تفاوت به این دلیل است که بین سن ۴ و ۵ سال تغییرات مهمی در شکل‌گیری MLA اتفاق افتاده که با افزایش معنی‌دار MLA همراه است. با وجود اینکه بین ۴ و ۵ سالگی تفاوت معنی‌داری مشاهده شد، در این گروه‌های سنی میانگین شاخص‌ها در اندازه‌گیری قوس کف پا در طبقه MLA کم قرار می‌گرفت. بعد از ۶ سالگی بلوغ قوس کف پا با سرعتی آرام تا ۱۲ سالگی ادامه دارد. طبق شاخص‌های CSI و AA میانگین‌های طبقه‌بندی شده MLA تنها بعد از ۹ سالگی طبیعی‌اند. چپاکس و اسمیراک نیز به این نتیجه رسیدند که میانگین طبقه‌بندی شده MLA بعد از ۹ سالگی طبیعی است (۱). برای شاخص SI تمام میانگین‌ها در گروه‌های سنی به‌عنوان MLA طبیعی طبقه‌بندی شدند. نیلسون به این نتیجه رسید که میانگین شاخص SI فقط بعد از سن بلوغ به‌عنوان MLA

طبیعی طبقه‌بندی می‌شود و قبل از سن بلوغ، میانگین این شاخص در هر سن متفاوت طبقه‌بندی شد (۶). AI دو گروه مجزا از میانگین‌ها را تعریف کرد: گروه‌های سنی ۳، ۴، ۵، ۷ و ۸ که MLA کوتاه را نمایش می‌دادند و گروه‌های سنی ۶، ۹، ۱۰، ۱۱ و ۱۲ سال که MLA را طبیعی نمایش دادند. برای شاخص نقش کف پا (۶) والپون نیز نتایج مشابهی را مشاهده نمود به این شکل که با کاهش شاخص (که افزایش در MLA است) بین سن ۲ و ۶ سالگی و کاهش آرام‌تر بین ۶ و ۱۱ سالگی همراه و میزان MLA بعد از ۱۱ سالگی تقریباً ثابت بود (۱۴). والپون دریافت برای متغیرهایی که در این کار ارزیابی شده‌اند تغییرات شاخص کمی بعد از ۱۱ سالگی مشاهده می‌شود. فرض بسیاری از منابع مبنی بر این است که MLA در سن ۲ سالگی (۱۲)، ۶ سالگی (۳۰)، بین ۶ و ۸ سالگی (۱۵) یا بین ۷ تا ۱۰ سالگی تشکیل می‌شود (۳۳). در این تحقیق مشاهده شد که این فرض صحیح نیست. تجزیه و تحلیل توزیع و طبقه‌بندی MLA بر اساس گروه‌های سنی میزان درصد MLA کم را برای هر شاخص برای ۳ و ۴ سالگی -به‌جز برای شاخص PA- نشان داد. در این گروه‌های سنی شیوع نسبتاً زیاد کف پای صاف (بین ۲۲/۷ و ۸۵/۲ درصد بسته به شاخص) مشاهده شد و این شیوع، در مقایسه با گروه‌های سنی دیگر به‌طور معنی‌دار بیشتر بود. تحقیقی دیگر که شاخص‌های CSI، AA، SI و AA را در کودکان به‌کار گرفته بود نیز تأیید می‌کند که در این گروه سنی اغلب آزمودنی‌ها کف پای صاف دارند (۲۶). لین و همکاران نیز شیوع زیاد MLA کم را بین ۳ و ۴ سالگی مشاهده کردند (۴۰ درصد) (۹). در این گروه‌های سنی تغییرات زیاد می‌تواند در الگوی راه رفتن اتفاق می‌افتد که در شکل‌گیری MLA منعکس می‌شود (۳۳)، مانند آنچه که در بزرگسالان اتفاق می‌افتد (۱۵). در کودکان نسبت MLA کم تا سن ۱۲ سالگی کاهش پیدا می‌کند، اما این کاهش نسبت به کودکان ۴ و ۵ ساله کمتر قابل مشاهده بود. نتیجه تعیین‌کننده این است که شیوع کف پای صاف با افزایش سن به‌طور معنی‌داری کاهش می‌یابد که با نتایج فیفر و همکاران همخوانی دارد (۸). همان‌طور که در این تحقیق مشاهده شد، ۷۲٪ از کودکان ۳ ساله MLA کم را نشان دادند در حالی که تنها ۳۹٪ از کودکان ۶ ساله این نوع از MLA را نشان دادند. همراه با کاهش شیوع MLA کم، افزایش پیش‌رونده در مقدار نسبی MLA طبیعی مشاهده شده که نشان می‌دهد تشکیل MLA به شیوه‌ای فیزیولوژیکی و تدریجی اتفاق افتاده است (۱۵). این مطلب نشان می‌دهد در کودکان مبتلا به کف پای صاف بدون علامت نیازی به استفاده از اصلاح نیست که با تحقیقات دیگر نیز همخوانی دارد (۳۵، ۳۶). حتی در آزمودنی‌های دارای MLA کم که درد در پا یا استخوان درشت‌نی را گزارش می‌دهند، استفاده از کفش‌ها یا کفی‌های طبی می‌تواند برای تخفیف درد کافی باشد (۱۱) که احتمالاً به‌دلیل توزیع بهتر فشارهای کف پایی روی



پاست (۳۷). از سوی دیگر، همان‌طور که انتظار می‌رفت شیوع MLA زیاد در تمام گروه‌های سنی نسبتاً کم بود (۱۷). در میان شاخص‌های تحقیق شده، PA دارای کمترین حساسیت برای تعیین تغییرات MLA بود. این شاخص تنها گروه سنی ۳ سال را از دیگر گروه‌های سنی تفکیک کرد و تنها شاخصی بود که برای کشف تغییرات MLA در گروه‌های سنی بالاتر ناتوان بود. این موضوع مهم است؛ زیرا MLA متغیری است که به تجربه‌آزمونگر در ارزیابی پای کودکان بستگی دارد و پارامترهای کمی برای تعیین تغییرات دقیق در طبقه‌بندی MLA وجود دارد (۳۸).

نتایج این تحقیق نشان داد بلوغ MLA به وسیله شاخص‌های متفاوت به شکل مشابه ترسیم می‌شود و نسبت MLA کم برای اغلب شاخص‌ها در هر گروه سنی مشابه است. علاوه بر این، نشان داده شد همبستگی خوبی بین شاخص‌ها وجود دارد. با توجه به تفاوت‌های بین شاخص‌ها در گروه‌های سنی، قابل ملاحظه است که SI کاملاً متفاوت از SI C، AA و AI دیده شده است. ضروری است در تفسیر و مقایسه تحقیقاتی که از این شاخص‌ها استفاده می‌کنند به ایت تفاوت توجه شود؛ به این دلیل که جمعیتی مشابه می‌تواند با توجه به روش‌های انتخاب‌شده برای ارزیابی، تفاوت‌هایی را در توزیع MLA نشان دهند. ناهماهنگی و تطابق بین روش‌ها می‌تواند به دلیل اختلافاتی باشد که بین نویسندگان متفاوت در معیارهای ایجادشده برای طبقه‌بندی MLA وجود دارد (۱۷،۲۰). در توضیحات استاهلی و همکاران برای شاخص SI در طبقه‌بندی طبیعی، مقادیر دو خطای استاندارد را شامل می‌شود (۳۰)؛ بنابراین برای SI شیوع زیادی از MLA طبیعی حتی برای کودکان کم سن‌تر نشان داده شد. از سوی دیگر، در این تحقیق نشان داده شد برای طبقه‌بندی شاخص AI، مقادیر MLAهای متفاوت، مشابه با نتایج کاوناق - رودگرز است (۳۷). این نویسندگان مقادیر MLA را در جمعیتی از افراد بزرگسال - که بین اولین و سومین چارک محاسبه شده بودند- نرمال بیان کردند. در این روش تمایل بر این بود که پای بسیاری از کودکان به سمت MLA کم طبقه‌بندی شوند. البته بعد از اصلاح طبقه‌بندی، این روش از پرکاربردترین شاخص‌ها شد. با این حال، نیاز به استفاده از تجهیزات خاص برای محاسبه مساحت نامنظم، استفاده از آن را برای عملکرد بالینی در مقیاس بزرگ مشکل می‌کند. در هنگام استفاده از AA تعیین تقعر وسط پا در MLAهای بسیار زیاد یا کم مشکل است که باعث کاهش دقت اندازه‌گیری می‌شود. در پای کودکان کم سن‌تر می‌تواند است اینورشنی ایجاد شود که این اندازه‌گیری را حتی مشکل‌تر می‌کند؛ بنابراین AA شاخص معتبری برای اندازه‌گیری قوس کف پای کودکان نیست. مزیت CSI، برخلاف گفته نیکولا و همکاران (۲۴)، این است که دارای پنج نوع طبقه‌بندی است که سه طبقه از آن برای طبقه‌بندی MLA کم کاربرد

دارد. با توجه به اینکه اغلب، نقش پای کودکان در این گروه‌ها جای داده می‌شود. شاخص CSI یکی از دقیق‌ترین اندازه‌گیری‌های قوس کف پا را ممکن می‌کند. علاوه بر این، محاسبه CSI به تجهیزات تخصصی نیاز ندارد و محاسبه آن به راحتی انجام می‌شود؛ بنابراین استفاده از آن در محاسبه قوس کف پای کودکان توصیه می‌شود.

با اینکه بین شاخص‌ها تفاوت در طبقه‌بندی و روش ارزیابی قوس کف پا وجود داشت، تمامی شاخص‌ها در تکامل قوس کف پا از ۳ تا ۱۱ یا ۱۲ سالگی توافق داشتند. همچنین از لحاظ آماری لحظه شکل‌گیری قوس بین ۴ و ۵ سال مشاهده شد. لحظه شکل‌گیری قوس حتی با وجود پد چربی موجود در پای کودکان رخ می‌دهد، البته پد چربی اغلب از فاکتورهای مشکل-ساز در اندازه‌گیری قوس کف پا محسوب می‌شود.

### منابع:

1. Forriol F, Pascual J. Footprint analysis between three and 17 years of age. *Foot Ankle* 1990;11:101-4.
2. Queen RM, MallNA, HardakerWM, Nunley JA. Describing the medial longitudinal arch using footprint indices and a clinical grading system. *Foot Ankle Int* 2007;28(4):456-62.
3. Tanaka C, Farah E. Anatomia funcional das cadeias musculares. São Paulo: Icone; 1997, 104 p.
4. Franco AH. Pes cavus and pes planus—analysis and treatment. *Phys Ther* 1987;67:688-94.
5. El O, Akcali O, Kosay C, Kaner B, Arslan Y, Sagol E, et al. Flexible flatfoot and related factors in primary school children: a report of a screening study. *Rheumatol Int* 2006;26(11):1050-3.
6. Nilsson M, Friis R, Michaelsen M, Jakobsen M. Classification of the height and flexibility of the medial longitudinal arch of the foot. *Journal of Foot and Ankle Research* 2012: 5-3.
7. Garcia-Rodriguez A, Martin-Jimenez F, Carnero-Varo M, Gomez-Gracia E, Gomez-Aracena J, Fernandez-Crehuet J. Flexible flat feet in children: a real problem? *Pediatrics* 1999;103:84.
8. Pfeiffer M, Kotz R, Ledl T, Hauser G, Sluga M. Prevalence of flat foot in preschool-aged children. *Pediatrics* 2006;118(2):634-9.
9. Lin CJ, Lai KA, Kuan TS, Chou YL. Correlating factors and clinical significance of flexible flatfoot in preschool children. *J Pediatr Orthopaedi* 2001;21:378-82.
10. Caillet R. Síndromes Dolorosas—Pé e Tornozelo. São Paulo: Editora Manole;

- 1997, 174 p.
11. Iida I. Ergonomia: Projeto e Produçã, ~ao. S~ao Paulo: Editora Edgard Blucher; 1990, 465 p.
  12. Magee DJ. Avaliac, ~ao Musculoesquel'etica. S~ao Paulo: Editora Manole; 2002, 1014 p.
  13. Cheng JCY, Leung SSF, Leung AKL, Guo X, Sher A, Mak AFK. Change of foot size with weight bearing: a study of 2829 children 3–8 years of age. Clin Orthop Relat Res 1997;342:123–31.
  14. Volpon JB. Footprint analysis during the growth period. J Pediatr Orthop 1994;14:83–5.
  15. Hennig EM, Rosebaum D. Pressure distribution pattern under the feet of children in comparison with adults. Foot Ankle 1995;11:306–11.
  16. Donatelli R, Wolf SL. The Biomechanics of the foot and ankle. Philadelphia: F.A. Davis Company; 1990, 284 p.
  17. Harris EJ: The natural history and pathophysiology of flexible flatfoot. Clin Podiatr Med Surg 2010, 27:1-23.
  18. Manfio EF, A'vila AOV. Um estudo de para^metros antropome'tricos do p'e feminino brasileiro. Revista Brasileira de Biomec^anica 2003;4:39–48.
  19. Rodriguez MD, Serr~ao JC, Sacco ICN, S'a MR, Amadio AC. Estudo descritivo de alterac, ~oes funcionais e antropom'etricas nos p'es de uma populac, ~ao nativa. In: Anais do VIII congresso Brasileiro de Biomec^anica. 1999. p. 619–24.
  20. RodriguezMD, Sacco ICN, AmadioAC. Estudo biomec^anico do 'Indice do Arco Longitudinal Plantar em crianç,as de diferentes grupos experimentais. In: Anais do VII congresso Brasileiro de Biomec^anica. 1997. p. 394–400.
  21. Echarri JJ, Forriol F. The development in footprint morphology in 1851 Congolese children from urban and rural areas and the relationship between this and wearing shoes. J Pediatr Orthop 2003;12-B: 141–6.
  22. Sachithanandam V, Joseph B. The influence of footwear on the prevalence of flat foot: a survey of 1846 skeletally mature persons. J Bone Joint Surg (Br vol) 2009;77-B:254–7.
  23. Gilmour JC, Burns Y. The measurements of the medial longitudinal arch in children. Foot Ankle Int 2001;22:493–8.
  24. Nikolaidou ME, Boudolos KD. A footprint-based approach for the rational classification of foot types in young schoolchildren. Foot 2006;16:82–90.
  25. Shiang TY, Lee SH, Lee SJ, Chu WC. Evaluating different footprint parameters as a predictor of arch height. IEEE Eng Med Biol 1998;17(6):62–6.
  26. Aydog ST, Tetik O, Demirel HA, Doral MN. Differences in sole arch indices in

- various sports. *Br J Sports Med* 2005;39:e5.
27. Sa' MR, Brandina K, Costa PHL, Rodriguez MD, A'vila AOV, Serra'õ JC, Amadio AC. Estudo descritivo de parâmetros antropométricos dos pés de crianças de 3 a 10 anos de idade. In: *Anais do I Simpósio de Biomecânica do Calcado*. 2000. p. 43-7.
  28. Cavanagh PR, Rodgers MM. The arch index: a useful measure from footprints. *J Biomech* 1987;20:547-51.
  29. Clarke HH. An objective method of measuring the height of the longitudinal arch in foot examinations. *Res Quart* 1993;4:99-107.
  30. Staheli LT, Chew DE, Corbett M. The longitudinal arch. *J Bone Joint Surg* 1997;426-8.
  31. Menz HB, Munteanu SE. Validity of 3 clinical techniques for the measurement of static foot posture in older people. *J Orthop Sports Phys Ther* 2005;35:479-86.
  32. Haddad N. Metodologia de estudos em ciências da saúde: como planejar, analisar e apresentar um trabalho científico. São Paulo: Editora Roca; 2004, 287 p.
  33. Angela M. The paediatric flat foot and general anthropometry in 140 Australian school children aged 7 - 10 years. *Journal of Foot and Ankle Research* 2011, 4:12.
  34. Cavanagh PR, Morag E, Boulton AJM, Young MJ, Deffner KT, Pammer SE. The relationship of static foot structure to dynamic foot function. *J Biomech* 1997;30:243-50.
  35. Wenger DR, Mauldin D, Speck G, Morgan D, Lieder RL. Corrective shoes and inserts as treatment for flexible flatfoot in infants and children. *J Bone Joint Surg (Am vol)* 1989;71-A:800-10.
  36. Kanatli U, Yetkin H, Simsek A. Evaluation of the conservative treatment for flexible pes planus. *J Bone Joint Surg* 2001;83-B:186.
  37. Chen JP, Chung MJ, Wang MJ: Flatfoot prevalence and foot dimensions of 5- to 13-year-old children in taiwan. *Foot Ankle Int* 2009, 30:326-332.
  38. Sarah P. Shultz A, Michael R. Consequences of Pediatric Obesity on the Foot and Ankle Complex. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2012; 102(1): 5-12.
  39. Palastanga N, Field D, Soames R. Anatomia e Movimento Humano: estrutura e função. São Paulo: Editora Manole; 2000, 742 p.
  40. Frankel VH, Nordin M. Basic biomechanics of the skeletal system. Philadelphia: Lea & Febiger; 1980, 467 p.
  41. Chang JH, Wang SH, Kuo CL, Shen HC, Hong YW, Lin LC: Prevalence of flexible flatfoot in Taiwanese school-aged children in relation to obesity, gender, and age. *Eur J Pediatr* 2010, 169:447-452.
  42. Xiong S, Ravindera S, Channa P, Thilina W, Emily Y. foot arch characterization: a

- review, a new metric, and a comparison. J Am podiatry med Assoc 2010: 14-24.
43. Rao S, Song J, Kraszewski A, Backus S, Ellis SJ, Deland JT, Hillstrom HJ.. The effect of foot structure on 1st metatarsophalangeal joint flexibility and hallucal loading. J Gait & Posture . 2011: 120–127.
  44. Hironmoy Roy, Kalyan Bhattacharya, Samar Deb and Kuntala Ray. Arch Index: An Easier Approach for Arch Height. Al Ame en J Med Sci.2012: 5 (2 ) :137 -146
  45. Nielsen RG, Rathleff MS, Simonsen OH, Langberg H: Determination of normal values for navicular drop during walking: a new model correcting for foot length and gender. J Foot Ankle Res 2009, 2:12.
  46. Foss KD, Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Generalized joint laxity associated with increased medial foot loading in female athletes. J Athl Train. 2009;44(4):356-62.
  47. Pohl and Farr, A comparison of foot arch measurement reliability using both digital photography and calliper methods Journal of Foot and Ankle Research 2010, 3:14



## مقایسه حس وضعیت مفصل زانو در بازیکنان مرد نخبه فوتبال، فوتسال و فوتبال ساحلی

محمدحسین علیزاده<sup>۱</sup>، مصطفی زارعی<sup>۲</sup>، هادی صمدی<sup>۳</sup>

تاریخ دریافت مقاله: ۹۰/۱۲/۲۲ تاریخ پذیرش مقاله: ۹۱/۰۵/۰۲

## چکیده

حس عمقی و تعادل از عوامل مؤثر بر ارتقای عملکرد و پیشگیری از آسیب‌های ورزشی‌اند، اما تأثیر شرکت در فعالیت‌های مختلف ورزشی بر این حس کمتر مطالعه شده است؛ بنابراین هدف این پژوهش مقایسه حس وضعیت مفصل زانو در بازیکنان مرد نخبه فوتبال، فوتسال و فوتبال ساحلی بود. بدین منظور ۵۳ نفر از بازیکنان تیم‌های ملی جوانان فوتبال (۲۳ نفر)، فوتسال (۱۶ نفر) و فوتبال ساحلی (۱۴ نفر)، با میانگین سنی به ترتیب  $17/96 \pm 0/70$ ،  $19/13 \pm 1/20$  و  $24/69 \pm 3/24$  سال؛ میانگین وزن  $69/78 \pm 5/92$ ،  $66/44 \pm 7/22$  و  $76/69 \pm 6/04$  کیلوگرم و میانگین قد  $174/78 \pm 6/24$ ،  $176 \pm 4/71$  و  $182/92 \pm 4/70$  سانتی‌متر در این مطالعه شرکت کردند. حس وضعیت مفصل زانوی پای غالب این بازیکنان از طریق بازسازی زوایای ۳۰ و ۶۰ درجه فلکشن با چشمان بسته و در زنجیره حرکتی بسته ارزیابی شد. برای اندازه‌گیری این زوایا از الکتروگونیاومتر استفاده شد. خطای مطلق آزمودنی (بدون در نظر گرفتن جهت خطا) در بازسازی زوایای هدف آموزش داده شده، به‌عنوان متغیر وابسته در نظر گرفته شدند. به‌منظور تحلیل داده‌ها از آزمون تحلیل واریانس یک سویه و آزمون تعقیبی توکی استفاده شد. نتایج نشان داد بین میانگین حس وضعیت مفصل زانوی بازیکنان فوتبال، فوتسال و فوتبال ساحلی در زاویه ۳۰ درجه تفاوت معنی‌داری وجود ندارد ( $P > 0/05$ )، اما در میانگین حس وضعیت مفصل زانوی این سه گروه در زاویه ۶۰ درجه تفاوت معنی‌داری مشاهده شد [ $F(2, 49) = 3/45, p = 0/04$ ]. نتایج آزمون تعقیبی توکی نیز نشان داد میانگین خطای مطلق در بازسازی زاویه ۶۰ درجه بازیکنان فوتبال ساحلی ( $M = 2/20, SD = 1/28$ ) به‌طور معنی‌داری از خطای مطلق بازیکنان فوتبال ( $M = 3/92, SD = 2/1$ ) کمتر است. با وجود این، تفاوت معنی‌داری در بازسازی این زاویه توسط بازیکنان فوتسال ( $M = 3/48, SD = 1/94$ ) در مقایسه با دو گروه دیگر مشاهده نشد. نتایج این پژوهش نشان می‌دهد حس وضعیت مفصل زانو در بازیکنان رشته‌های فوتسال و فوتبال ساحلی در زاویه ۶۰ درجه فلکشن تفاوت معنی‌داری با هم دارند، اما بین سه گروه در زاویه ۳۰ درجه تفاوتی مشاهده نشد. این نتایج می‌تواند به مربیان، بدن‌سازان و کادر پزشکی تیم‌های فوتبال، فوتسال و فوتبال ساحلی برای طراحی تمرینات مؤثر بر ارتقای حس عمقی کمک نماید.

واژگان کلیدی: حس عمقی، مفصل زانو، فوتبال، فوتسال، فوتبال ساحلی.

۱. دانشیار دانشگاه تهران (نویسنده مسئول)

۲ و ۳. دانشجوی دکتری دانشگاه تهران

### مقدمه

امروزه، با افزایش روز افزون شرکت افراد در ورزش‌های رقابتی و تفریحی میزان بروز آسیب‌های مفصلی، به‌ویژه مفصل زانو افزایش چشمگیری داشته است و در نتیجه، باشگاه‌ها ورزشی و بازیکنان متحمل خسارات اقتصادی، روحی و روانی بسیار زیادی شده‌اند (۱)، اما حس عمقی نقشی برجسته در انجام بهینه مهارت‌های ورزشی و پیشگیری از بروز آسیب‌ها دارد (۲). این حس شامل اجزای گوناگونی از قبیل حس وضعیت مفصل<sup>۱</sup>، حس حرکت<sup>۲</sup> مفصل و حس اعمال نیرو<sup>۳</sup> است (۳-۵). اطلاعات فراهم‌شده از گیرنده‌های حس عمقی، به انجام حرکات دقیق و ظریف و تأمین ثبات فعال کمک می‌کند (۶). همچنین حس عمقی نقش بسیار زیادی در حفظ تعادل افراد دارد. واوگویو<sup>۴</sup> و همکاران (۲۰۰۶) تأثیر نسبی حس عمقی و سیستم وستیبولار را در غیاب سیستم بینایی بر تعادل افراد در گروه‌های سنی مختلف بررسی کردند و دریافتند تمام گروه‌های سنی برای حفظ تعادل بیش از هر چیز به حس عمقی وابسته‌اند (۷). بنا براین هرگونه ضعف و اختلال در حس عمقی خطر بروز آسیب‌های ورزشکاران را به صورت قابل توجهی افزایش می‌دهد (۴)؛ برای مثال زوزولاک و همکاران (۲۰۰۷) بیان کردند زنان ورزشکاری که با کاهش حس عمقی در مفاصل تنه و اندام تحتانی مواجه‌اند، بیش از سایر ورزشکاران در معرض بروز آسیب قرار دارند (۹).

یکی از استراتژی‌های مهم برای تقویت حس عمقی، انجام فعالیت‌های ورزشی منظم است. ورزش می‌تواند به بهبود سیستم‌های حس عمقی مؤثر بر ثبات بدن کمک کند (۱۰). با وجود این، مطالعات اندکی تأثیر ورزش‌های مختلف را بر حس عمقی و تعادل به‌عنوان معلول حس عمقی بررسی کرده‌اند (۱۱). هانگ<sup>۵</sup> و همکاران (۲۰۰۴) گزارش کردند حس عمقی مفاصل مچ پا و زانوی افرادی که به‌طور منظم تمرینات تای چی انجام می‌دهند از غیرورزشکاران، شناگران و دوندگان بهتر است، اما بین گروه شناگران و دوندگان و گروه غیرورزشکار تفاوتی گزارش نشد (۸). حقیقی و غفاری نژاد (۱۳۸۴) نیز حس عمقی مچ پای ورزشکاران با فعالیت‌های پرشی (والیبال و بسکتبال) را بهتر از ورزشکاران بدون فعالیت پرشی (شناگران) بیان کردند. همچنین این محققان میزان خطا را در گروه غیرورزشکار کمتر از ورزشکاران بدون فعالیت پرشی گزارش

- 
1. Joint Position Sense
  2. Kinesthesia
  3. Force sense
  4. Vaugoyeau
  5. Hong



کردند (۱۲). وولرم و همکاران (۲۰۰۱) حس عمقی مچ پا و جابه‌جایی مرکز فشار پای ژیمناست‌ها را با ورزشکاران دیگر مقایسه کردند. بر اساس نتایج این تحقیق ژیمناست‌ها قادر بودند اطلاعات حس عمقی را سریع‌تر برای کاهش جابه‌جایی مرکز فشار پا به کار گیرند (۱۳). بازیکنان ورزش‌هایی مانند فوتبال برای رسیدن به عملکرد مطلوب به سطح بالایی از هماهنگی، کنترل پوسچر، قدرت، و انعطاف‌پذیری نیاز دارند. با وجود این، اطلاعات کافی در مورد اینکه آیا بازیکنان فوتبال حس عمقی بهتری نسبت به ورزشکاران سایر رشته‌ها دارند در دسترس نیست (۱۴). چندین مطالعه نشان داده‌اند که فوتبال نیز می‌تواند بر حس عمقی و تعادل بازیکنان تأثیر مثبت داشته باشد؛ برای مثال برسل<sup>۱</sup> و همکاران (۲۰۰۷)، نشان دادند بازیکنان فوتبال، در مقایسه با بازیکنان بسکتبال و ژیمناستیک تعادل پویای بهتری دارند. همچنین تعادل ایستای فوتبالیست‌ها بیشتر از بسکتبالیست‌ها گزارش شد (۱۵). ماتسودا و همکاران (۲۰۰۸) نیز ویژگی‌های نوسان پوسچر فوتبالیست‌ها، بسکتبالیست‌ها، شناگران و غیرورزشکاران را طی ایستادن روی یک پا به صورت ایستا بررسی کردند. فوتبالیست‌ها نوسان با تکرار زیاد یا مکرر بیشتر و نوسانات قدامی خلفی و نوسانات افقی کمتری از بسکتبالیست‌ها، شناگران و غیرورزشکاران داشتند؛ به عبارت دیگر بر اساس نتایج این تحقیق، فوتبالیست‌ها توانایی بیشتری برای حفظ تعادل روی یک پا دارند (۱۶). موادی و همکاران (۲۰۰۹) با مقایسه دقت حس عمقی چرخش داخلی و خارجی زانو در میان فوتبالیست‌های المپیک و غیرورزشکاران دریافتند بازیکنان فوتبال دقت حس عمقی بیشتری دارند که ممکن است ذاتی یا در اثر تمرینات ورزشی طولانی مدت باشد (۱۷). پیلارد و همکاران (۲۰۰۶) نیز گزارش کردند بازیکنانی که در سطوح بالاتری (بازیکنان تیم ملی) فوتبال بازی می‌کنند، در مقایسه با بازیکنان سطوح پایین‌تر کنترل و ثبات پوسچر بهتری دارند (۱۸).

همان‌گونه که بیان شد، مطالعات نشان می‌دهد بازیکنان فوتبال، در مقایسه با غیرورزشکاران و ورزشکاران رشته‌های دیگر تعادل و حس عمقی بهتری دارند. در میان رشته‌های ورزشی مختلف، فوتبال ورزشی است که به سه شکل مختلف و در سطوح متفاوت انجام می‌شود. مورد استفاده در فوتسال معمولاً از جنس پلاستیک فشرده یا چوب است و بازیکنان این رشته نیز از کفش‌هایی با کف تخت استفاده می‌کنند. بازیکنان فوتبال ساحلی نیز معمولاً با پای برهنه در زمینی به فعالیت می‌پردازند که سطح آن پوشیده از شن‌های ساحلی است، ولی بازیکنان فوتبال با کفش‌های میخ‌دار روی چمن طبیعی و یا مصنوعی به تمرین و مسابقه می‌پردازند. این تفاوت در نیازمندی‌های مهارتی و محیطی این ورزش‌ها سبب می‌شود

سیستم‌های حسی - حرکتی بازیکنان به روش‌های متفاوت به چالش کشیده شوند و احتمالاً این مسئله نیز می‌تواند بر حس عمقی آن‌ها مؤثر باشد. با وجود این، تاکنون مطالعه‌ای در این زمینه انجام نشده است؛ بنابراین هدف پژوهش حاضر مقایسه حس وضعیت مفصل زانو در بازیکنان مرد نخبه فوتبال، فوتسالیست و فوتبال ساحلی است.

### روش‌شناسی پژوهش

این تحقیق، مطالعه‌ای توصیفی - همبستگی است که با هدف مقایسه حس وضعیت مفصل زانو در بازیکنان مرد نخبه فوتبال، فوتسال و فوتبال ساحلی انجام شده است. بدین منظور از تمام بازیکنان تیم‌های ملی جوانان فوتبال، فوتسال و فوتبال ساحلی مردان برای شرکت در این پژوهش دعوت به عمل آمد. ۵۳ نفر از این بازیکنان که دست‌کم یک سال سابقه حضور در تیم ملی را داشتند، به‌طور داوطلبانه و پس از تکمیل فرم رضایت‌نامه در پژوهش شرکت کردند. جدول ۱ ویژگی‌های این بازیکنان را نشان می‌دهد. معیارهای ورود افراد به تحقیق شامل: سن بین ۱۷ تا ۲۸ سال، عدم احساس درد در هنگام آزمون، نداشتن سابقه جراحی مفصل زانو در شش ماه گذشته و دست‌کم یک سال سابقه عضویت در تیم ملی در رشته مربوط بود. اشخاص با داشتن سابقه آسیب لیگامان و مینیسک در شش ماه گذشته و اختلال در اندام تحتانی مانند اختلاف طول اندام تحتانی (طول واقعی پاها) و نداشتن دامنه حرکتی مناسب از تحقیق خارج شدند.

جدول ۱. ویژگی‌های شرکت‌کنندگان هر سه گروه (انحراف استاندارد  $\pm$  میانگین)

شاخص توده بدنی	وزن (کیلوگرم)	قد (سانتی‌متر)	سن (سال)	ویژگی‌ها	گروه‌ها
۲۲/۸±۱/۴	۶۹/۷۸±۵/۹۲	۱۷۴/۷۸±۶/۲۴	۱۷/۹۶±۰/۷۰	(n= ۲۳)	فوتبال
۲۱/۴±۲/۱	۶۶/۴۴±۷/۲۲	۱۷۶±۴/۷۱	۱۹/۱۳±۱/۲۰	(n= ۱۶)	فوتسال
۲۲/۹±۲/۴	۷۶/۶۹±۶/۰۴	۱۸۲/۹۲±۴/۷۰	۲۴/۶۹±۳/۲۴	(n= ۱۴)	فوتبال ساحلی

حس وضعیت مفصل زانوی پای غالب این بازیکنان از طریق بازسازی زوایای ۳۰ و ۶۰ درجه با چشمان بسته (برای جلوگیری از ارسال پیام‌های بینایی به سیستم عصبی مرکزی) در زنجیره حرکتی بسته به‌طور فعال (۱۹) در سالن سنجش آکادمی ملی فوتبال ایران ارزیابی شد. در تحقیق حاضر، حس وضعیت مفصل زانو در حالت ایستاده و تحمل وزن ارزیابی شد. این وضعیت، در مقایسه با وضعیت نشسته بدون تحمل وزن کاربردی‌تر است. به‌علاوه، تمام گیرنده‌های پروپریوسپتو به‌طور هماهنگ با یکدیگر به‌کار می‌روند و این حالت با آنچه در

فعالیت‌های روزمره ورزشی اتفاق می‌افتد مشابه است (۲۰). برای اندازه‌گیری این زوایا از الکتروگونیا متر<sup>۱</sup> ME600 ساخت شرکت Mega Electronics فنلاند با دقت ۰/۱ درجه استفاده شد. پترلا<sup>۲</sup> و همکاران (۱۹۹۷) الکتروگونیا متر را وسیله‌ای مناسب برای اندازه‌گیری حس عمقی مفصل زانو در تمام افراد بدون توجه به سن و سطح فعالیت گزارش کردند. این محققان در مطالعه‌ای میزان تکرارپذیری الکتروگونیا متر را در اندازه‌گیری حس وضعیت مفصل زانو ۰/۸۸ بیان نمودند (۲۱). الکتروگونیا متر توسط چسب‌های مخصوص دو طرفه در قسمت خارجی ران و ساق به موازات خطی نصب می‌شد که تروکانتر بزرگ مفصل ران در بالا، اپیکوندیل خارجی ران در وسط و قوزک خارجی در پایین را به هم وصل می‌کند (۲۲-۲۴).



شکل ۱. نحوه انجام تست

پس از قرار دادن الکتروگونیا متر، فرد در وضعیت ایستاده (اکستنشن کامل مفصل زانو) قرار می‌گرفت و از وی خواسته می‌شد تا در شروع آزمون پای غیرغالب خود را در حدی با زمین تماس دهد که فقط بتواند تعادل خود را به راحتی حفظ نماید (پای غالب ورزشکار، پایی در نظر گرفته می‌شد که وی بیشتر از آن پا برای ضربه زدن به توپ استفاده می‌کرد) (۲۵). همچنین، از آزمودنی خواسته می‌شد سر خود را صاف نگه دارد (برای جلوگیری از تحریک سیستم وستیبولار) و تنه را به سمت عقب یا جلو متمایل نکند (برای یکسان بودن گشتاورهای

1. Electrogoniometer (Mega Electronics Ltd, Finland)  
2. Petrella

ایجاد شده در مفاصل اندام تحتانی در همه افراد). سپس، در حالی که چشمان فرد مورد آزمایش بسته بود از وی خواسته می شد مفصل زانوی خود را خم کند. وقتی زانو به زاویه ۳۰ درجه فلکشن می رسید، دستور توقف داده می شد و سپس از او خواسته می شد تا آن زاویه را به مدت پنج ثانیه حفظ نماید و بعد از آن، زانو را با سرعت دلخواه به وضعیت شروع برگرداند و پس از هفت ثانیه، زاویه را مجدداً بازسازی کند (۲۱). در وضعیت ایستاده، پای برتر هر فرد در وضعیتی ثابت قرار می گرفت که در آن پنجه‌ها مختصری به سمت خارج متمایل باشند. همچنین برای کنترل چرخش‌های ساق و ران و یکسان بودن حرکت برای همه افراد، از هر فرد درخواست می شد تا هنگام خم کردن زانو، با حفظ زاویه پا، سعی کند کشکک را در وضعیت مستقیم رو به جلو نگه دارد (۲۶).

به منظور دقت بیشتر اندازه‌گیری، آزمون زاویه و بازسازی آن سه بار تکرار شد و بین هر تکرار ۳۰ تا ۶۰ ثانیه استراحت داده می شد (۳). اختلاف زاویه آزمون و بازسازی به عنوان خطای مطلق در نظر گرفته شد. منظور از خطای مطلق، میزان انحراف از زاویه هدف در بازسازی زاویه‌ای حرکت بدون احتساب جهت انحراف (+ یا -) بود.

زوایای هدف در این پژوهش ۳۰ و ۶۰ درجه و در جهت اکستنشن به فلکشن بود (۲۷). خطای مطلق فرد در بازسازی زاویه آموزش داده شده، به عنوان متغیر وابسته در نظر گرفته شد. اطلاعات به دست آمده با استفاده از نرم افزار SPSS 18 تجزیه و تحلیل شدند. برای ارزیابی توزیع متغیرهای کمی با توزیع نظری نرمال از آزمون کولموگروف - اسمیرنوف استفاده شد و به منظور مقایسه خطای مطلق سه گروه از آزمون تحلیل واریانس یک‌سویه و آزمون تعقیبی توکی با ۹۵٪ اطمینان استفاده شد.

### یافته‌های پژوهش

ضرایب همبستگی درون گروهی<sup>۱</sup> (ICC) حاصل از سه بار اندازه‌گیری خطای مطلق بازسازی زوایای ۳۰ و ۶۰ درجه فلکشن، نشان‌دهنده تکرارپذیری متوسط تا خوب (۰/۷۵ - ۰/۶۴) الکتروگونیا متر در اندازه‌گیری حس وضعیت مفصل زانو بود.

نتایج نشان داد بین میانگین خطای مطلق بازسازی زاویه ۳۰ درجه فلکشن مفصل زانوی بازیکنان فوتبال، فوتسال و فوتبال ساحلی تفاوت معنی‌داری وجود ندارد ( $P > 0/05$ ) (شکل ۲).

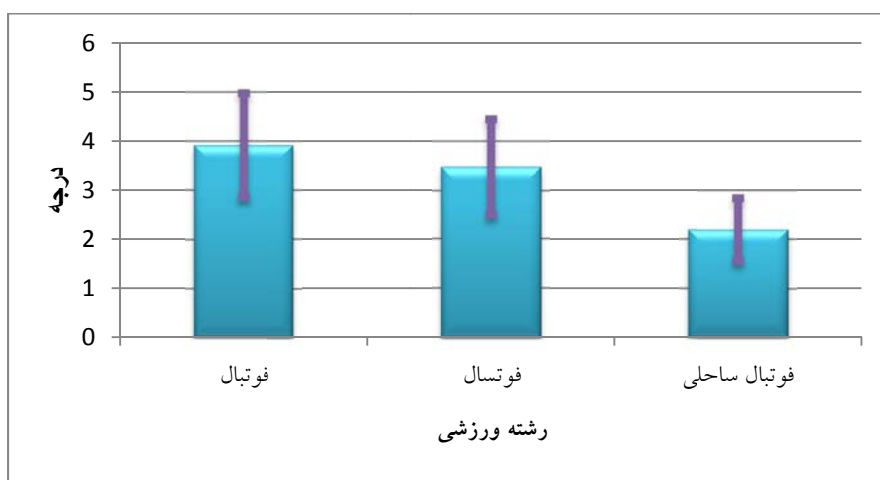
---

1. Intraclass Correlation Coefficient



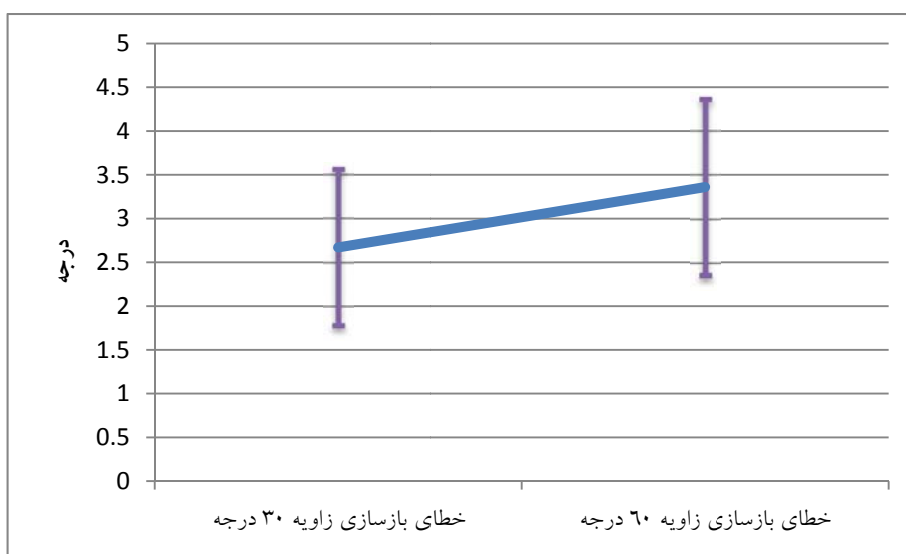
شکل ۲: میانگین خطای مطلق بازسازی زاویه ۳۰ درجه

در میانگین خطای مطلق بازسازی زاویه ۶۰ درجه فلکشن زانوی این سه گروه، تفاوت معنی-داری در سطح ( $P < 0/05$ ) مشاهده شد [ $F(2, 49) = 3/45, P = 0/04$ ] (شکل ۳). نتایج آزمون تعقیبی توکی نیز نشان داد میانگین خطای مطلق در بازسازی زاویه ۶۰ درجه بازیکنان فوتبال ساحلی ( $M = 2/20, SD = 1/28$ ) به طور معنی‌داری از میانگین خطای مطلق بازیکنان فوتبال ( $M = 3/92, SD = 2/13$ ) کمتر است. با وجود این، در بازسازی این زاویه توسط بازیکنان فوتبال ( $M = 3/48, SD = 1/94$ ) تفاوت معنی‌داری در مقایسه با دو گروه دیگر مشاهده نشد.



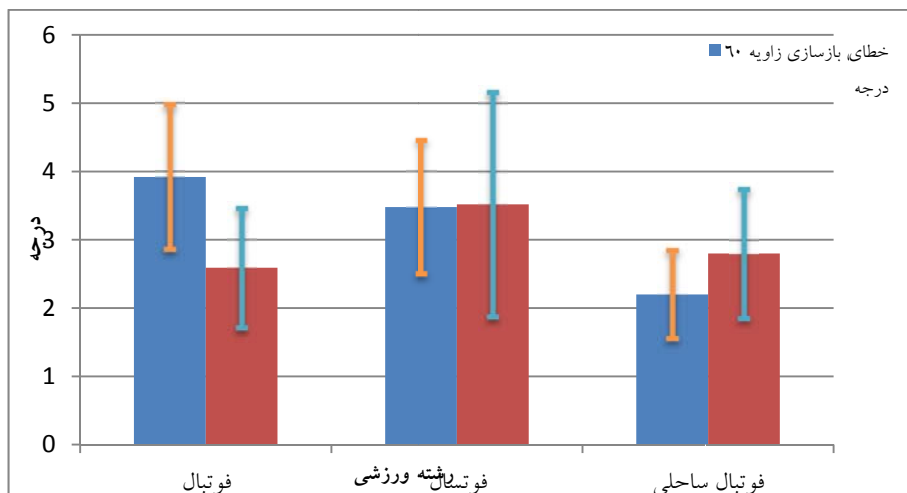
شکل ۳: میانگین خطای مطلق بازسازی زاویه ۶۰ درجه

همچنین از آزمون تی وابسته برای مقایسه میانگین خطای مطلق بازیکنان در دو زاویه ۳۰ و ۶۰ درجه استفاده شد. نتایج این آزمون نشان داد بین میانگین خطای مطلق بازسازی زاویه ۳۰ درجه ( $M= ۲/۶۷, SD= ۱/۷۸$ ) و میانگین خطای مطلق بازسازی زاویه ۶۰ درجه ( $M= ۳/۳۶, SD= ۲/۰۱$ ) وجود دارد ( $t(۵۲)=-۲/۰۸, P= ۰/۰۴$ ).



شکل ۴. مقایسه میانگین خطای مطلق بازسازی زوایای ۳۰ و ۶۰ درجه

همچنین نتایج آزمون تی وابسته برای مقایسه میانگین خطای مطلق بازیکنان در دو زاویه ۳۰ و ۶۰ درجه به تفکیک گروه‌ها نیز نشان داد تنها در بازیکنان فوتبال اختلاف معنی‌داری بین میانگین خطای مطلق بازسازی زاویه ۳۰ درجه ( $M= ۲/۵۹, SD= ۱/۷۴$ ) و میانگین خطای مطلق بازسازی زاویه ۶۰ درجه ( $M= ۳/۳۶, SD= ۲/۰۱$ ) وجود دارد ( $t(۲۲)= ۲/۲۹, P= ۰/۰۳$ ). اما بازیکنان فوتسال اختلاف معنی‌داری بین میانگین خطای مطلق بازسازی زاویه ۳۰ درجه ( $M= ۳/۴۸, SD= ۱/۹۴$ ) و میانگین خطای مطلق بازسازی زاویه ۶۰ درجه ( $M= ۳/۵۲, SD= ۳/۲۸$ ) نشان ندادند ( $t(۱۵)=-۰/۰۵۹, P= ۰/۹۵$ ). بازیکنان ساحلی نیز مانند بازیکنان فوتسال اختلاف معنی‌داری بین میانگین خطای مطلق بازسازی زاویه ۳۰ درجه ( $M= ۲/۸۰, SD= ۱/۸۹$ ) و میانگین خطای مطلق بازسازی زاویه ۶۰ درجه ( $M= ۲/۲۰, SD= ۱/۲۸$ ) نشان ندادند ( $t(۲۲)=-۱/۲۴, P= ۰/۲۳$ ) (شکل ۵).



شکل ۵. مقایسه میانگین خطای مطلق بازسازی زوایای ۳۰ و ۶۰ درجه به تفکیک رشته

### بحث و نتیجه‌گیری

نتایج این پژوهش نشان داد بین میانگین خطای مطلق بازسازی زاویه ۳۰ درجه فلکشن مفصل زانوی بازیکنان فوتبال، فوتسال و فوتبال ساحلی تفاوت معنی‌داری وجود ندارد. توانایی (۱۳۸۷) نیز بیان کرد که حس وضعیت مفصل زانوی بازیکنان تیم ملی امید فوتبال تفاوت معنی‌داری با هم‌تایان غیرورزشکار و ورزشکاران ژیمناستیک در زوایای ۱۵ و ۴۵ درجه ندارد (۲۸). دامنه ابتدای حرکت مفصل زانو (۱۵ تا ۳۵ درجه) به‌عنوان دامنه طبیعی حرکت زانو طی فعالیت‌هایی از قبیل راه رفتن، دویدن، پریدن و شوت زدن در نظر گرفته می‌شود؛ بنابراین مفصل زانوی بازیکنان هر سه رشته ورزشی به‌طور مکرر و متوالی در این دامنه فعالیت می‌کند (۵). این مسئله می‌تواند از دلایل عدم تفاوت در بازسازی زاویه ۳۰ درجه در سه گروه باشد، اما در میانگین خطای مطلق بازسازی زاویه ۶۰ درجه فلکشن مفصل زانو در سه گروه تفاوت معنی‌داری مشاهده شد. بازیکنان فوتبال ساحلی، در مقایسه با دو گروه دیگر در این زمینه خطای کمتری داشتند؛ به عبارت دیگر، بازیکنان فوتبال ساحلی، در مقایسه با بازیکنان دیگر حس وضعیت مفصل زانوی بهتری در زاویه ۶۰ درجه دارند. تمرین و فعالیت روی شن می‌تواند از عوامل مؤثر بر بهبود حس وضعیت و حس عمقی مفصل زانو در این زاویه باشد. محققان نشان داده‌اند تمرین روی شن به خم شدن بیشتر در مفصل زانو نیاز دارد. پینینگتون و همکاران (۲۰۰۵) زاویه فلکشن زانو را هنگام دویدن روی شن بیشتر از دویدن روی سطح سخت گزارش کردند. هنگام دویدن با سرعت ۸ کیلومتر بر ساعت زاویه فلکشن زانو در مرحله میانی راه رفتن

و دویدن روی شن به حدود ۶۰ درجه می‌رسد، در حالی که هنگام دویدن روی سطح سخت این زاویه حدود ۳۵ درجه است (۲۹).

از دیگر دلایل کمتر بودن خطای بازسازی زاویه ۶۰ درجه بازیکنان فوتبال ساحلی نسبت به بازیکنان فوتسال می‌توان به نقش عضلات اشاره کرد. هنگام دویدن روی شن، عضلات پهن خارجی و پهن داخلی ۴۴ درصد بیشتر از هنگام دویدن روی سطح سخت فعالیت می‌کنند. همچنین عضلات راست رانی ۵۷ درصد و عضله کشنده پهن نیام نیز ۱/۷ برابر بیشتر منقبض می‌شوند (۳۰). گیرنده‌های حس عمقی که در عضلات وجود دارند (از جمله دوک‌های عضلانی و اندام‌های وتری گلژی) همراه با کشش یا انقباض عضله فعال می‌شوند و هر چه این فعالیت و انقباض عضلانی بیشتر باشد، تحریک این گیرنده‌ها نیز افزایش یافته، اطلاعات بیشتر و دقیق‌تری از جانب آن‌ها به سیستم عصبی مرکزی در زمینه موقعیت و وضعیت مفاصل در فضا ارسال می‌شود (۳۱، ۳۲). همچنین این گیرنده‌ها نسبت به تغییرات بار، تنش و سرعت بسیار حساس‌اند و آستانه تخلیه آن‌ها با تحریک‌های مداوم و تکراری انطباق پیدا می‌کند (۱۴).

هنگام دویدن روی شن گروه عضلات همسترینگ نیز ۱/۷ برابر بیشتر از هنگام دویدن روی سطح سخت منقبض می‌شوند (۲۹). انقباض عضله همسترینگ می‌تواند سبب کشیده شدن لیگامان صلیبی قدامی و افزایش ارسال اطلاعات حس از موقعیت زانو به سیستم عصبی مرکزی و بهبود حس عمقی شود (۳۰).

نوع کفش‌هایی که بازیکنان رشته‌های مختلف با آن تمرین می‌کنند نیز می‌تواند از عوامل تفاوت در حس عمقی باشد. مک نیر و همکاران (۱۹۹۴) گزارش کردند که میزان فلکشن مفصل زانو در مرحله جدا شدن پنجه از زمین هنگام راه رفتن با پای برهنه بیش از راه رفتن با کفش‌های تخت صاف است (۳۳). با توجه به اینکه بازیکنان فوتبال ساحلی همیشه با پای برهنه در تمرینات و مسابقات شرکت می‌کنند، این مسئله نیز می‌تواند سبب تطابق شده و به بهبود حس عمقی زانو کمک نماید.

همچنین نتایج این پژوهش نشان داد در مجموع، میانگین خطای مطلق بازسازی زاویه ۳۰ درجه تمام بازیکنان کمتر از میانگین خطای مطلق بازسازی زاویه ۶۰ درجه است:  $(P=0/04)$ ؛ به عبارت دیگر، حس وضعیت بازیکنان فوتبال، فوتسال و فوتبال ساحلی در زاویه ۳۰ درجه بهتر از زاویه ۶۰ درجه است. در توجیه این تفاوت می‌توان به نقش متفاوت گیرنده‌های حس وضعیت مفصل زانو در زوایای مختلف اشاره کرد. حس عمقی بیشتر به گیرنده‌های موجود در عضلات و مفصل وابسته است، به‌ویژه در حین انجام حرکات فعال، نقش گیرنده‌های عضلانی



مهم‌تر خواهد بود. هنگام کشیده شدن عضلات در سیکل‌های حرکتی، نرخ تحریک<sup>۱</sup> دوک‌های عضلانی بیشتر از حالتی است که عضلات در طول کوتاه خود باشند. به این پدیده هیستریس<sup>۲</sup> می‌گویند که در کنترل حرکت کاربرد زیادی دارد و ارتباط نزدیکی با دقت حس وضعیت مفصل دارد. طی انقباض عضلات، همزمان اعصاب گاما باعث افزایش صعودی دوک‌های عضلانی می‌شود و عضلاتی که همزمان منقبض می‌شوند دقت حس عمقی را با افزایش حساسیت به کشش در دوک‌های عضلات فعال شده اطراف مفصل افزایش می‌دهند. این وضعیت در زاویه ۳۰ درجه - که فعالیت عضلات وستوس میانی و کشش عضلات همسترینگ بیشتر از زاویه ۶۰ درجه است - حداکثر است و کشش بیشتر کپسول و لیگامان در دامنه انتهایی اکتشن باعث تحریک رسپتورهای مختلف می‌شود که می‌تواند حس عمقی را افزایش دهد (۳۴). همچنین هنگامی که زانو در زاویه ۳۰ درجه فلکشن قرار می‌گیرد، سطوح مفصلی در تماس بیشتر و بافت‌های اطراف تحت کشش بیشتری قرار دارند؛ در نتیجه گیرنده‌های مفصلی به میزان بیشتری تحریک شده، اطلاعات حسی بیشتری در جهت ایجاد حس عمقی مخابره می‌شود، حال آنکه در زاویه ۶۰ درجه فلکشن بافت‌های اطراف مفصل در حالت کشش کمتری قرار دارند و گیرنده‌های حسی کمتر تحریک می‌شوند (۲۴).

از محدودیت‌های پژوهش حاضر می‌توان به همسان نکردن گروه‌ها از لحاظ میزان تجربه، سن و ویژگی‌های آنتروپومتری اشاره نمود. در ایران فوتبال ساحلی ورزشی جدید و نوپایی محسوب می‌شود و به همین دلیل در حال حاضر تنها رده سنی فعال در سطح تیم ملی رده بزرگسالان است، در حالی که در رشته‌های فوتبال و فوتسال از بازیکنان رده سنی جوانان استفاده شده بود. محققان به علت نبود تیم ملی جوانان فوتبال ساحلی مجبور به استفاده از بازیکنان بزرگسال فوتبال ساحلی شدند. سن، قد و وزن بازیکنان ساحلی به‌طور معنی‌داری بیش از بازیکنان دو گروه دیگر بود. هرچند تحقیقات پیشین نشان داده‌اند این عوامل بر حس وضعیت و حس عمقی تأثیر نمی‌گذارند؛ برای مثال ماودی<sup>۳</sup> و همکاران (۲۰۰۹) بیان کردند که بین دقت حس عمقی (حس وضعیت) مفصل زانوی بازیکنان فوتبال و تعداد سال‌های فعالیت آن‌ها به‌عنوان شاخص تجربه رابطه معنی‌داری وجود ندارد (۱۷). همچنین بالوک ساکسون<sup>۴</sup> و همکاران (۲۰۰۱) نیز نشان دادند افزایش سن بر حس وضعیت مفصل زانو در هنگام تحمل وزن اثری ندارد (۳۵). جدیدیان نیز بیان کرد ویژگی‌های آنتروپومتری مانند قد و وزن بر حس وضعیت

- 
1. Firing rate
  2. Hysteresis
  3. Muaidi
  4. Bullock-Saxton

اثرگذار نیستند (۱۱).

به‌طور کلی با توجه به نتایج پژوهش حاضر می‌توان بیان کرد که حس عمقی مفصل زانوی بازیکنان فوتبال ساحلی، خصوصاً در زوایای فلکشن بیشتر، بهتر از بازیکنان فوتبال و فوتسال است. با توجه به نقش مؤثر و مهم حس عمقی در پیشگیری و کاهش آسیب‌ها باید به بهبود این حس بیشتر توجه شود. یکی از راه‌های تقویت حس عمقی می‌تواند انجام تمرینات گوناگون روی شن یا سطوحی مشابه آن باشد. مربیان، بازیکنان، کادر پزشکی و امدادگران ورزشی می‌توانند از این نتایج به‌منظور تجویز تمرینات مؤثرتر برای افزایش حس عمقی استفاده کنند

### منابع:

1. Loes M, Dahlstedt L, Thomee R. A 7-year study on risks and costs of knee injuries in male and female youth participants in 12 sports. *Scandinavian journal of medicine & science in sports* 2000;10(2):90-97.
2. Hrysonallis C. Preseason and midseason balance ability of professional Australian footballers. *The Journal of Strength & Conditioning Research* 2008;22(1):210.
3. Riemann BL, Lephart SM. The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. *J Athl Train* 2002;37(1):71-۹.
4. Dover G, Powers ME. Reliability of joint position sense and force-reproduction measures during internal and external rotation of the shoulder. *Journal of Athletic Training* 2003;38(4):304.
۵. نیسی ک، ابراهیمی ا، گوهرپی ش. بررسی تأثیر زاویه شروع و زاویه هدف بر اندازه گیری حس وضعیت مفصل زانو در مردان سالم. *مجله علمی پزشکی* ۱۳۸۵؛ ۵(۳):۶۲۱-۶۲۷.
6. Riemann BL, Lephart SM. The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *J Athl Train* 2002;37(1):80-4.
7. Vaugoyeau M, Viel S, Amblard B, Azulay J, Assaiante C. Proprioceptive contribution of postural control as assessed from very slow oscillations of the support in healthy humans. *Gait & posture* 2008;27(2):294-302.

8. Xu D, Hong Y, Li J, Chan K. Effect of tai chi exercise on proprioception of ankle and knee joints in old people. *British journal of sports medicine* 2004;38(1):50-54.
9. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J. The effects of core proprioception on knee injury. *The American Journal of Sports Medicine* 2007;35(3): 368-73.
10. Ribeiro F, Oliveira J. Aging effects on joint proprioception: the role of physical activity in proprioception preservation. *European Review of Aging and Physical Activity* 2007;4(2):71-76.
۱۱. جدیدیان ع. مقایسه حس وضعیت مفصل آرنج در مردان بسکتبالیست، ژیمناست و غیرورزشکار. پایان نامه کارشناسی ارشد دانشگاه تهران ۱۳۸۷.
۱۲. مسلمی حقیقی ف، غفاری نژاد ف. بررسی و مقایسه حس عمقی مفصل مچ پا در زنان (۲۰ تا ۳۰ ساله) سالم غیر ورزشکار، ورزشکار با فعالیت پرشی و ورزشکار بدون فعالیت پرشی. مجله علمی دانشگاه علوم پزشکی سمنان (کومش) ۱۳۸۴؛ ۱۳(۱):۲۰-۲۰.
13. Vuillerme N, Teasdale N, Nougier V. The effect of expertise in gymnastics on proprioceptive sensory integration in human subjects. *Neuroscience letters* 2001;311(2):73-76.
14. O'Connor BL, Vilensky JA. Peripheral and central nervous system mechanisms of joint protection. *American journal of orthopedics (Belle Mead, NJ)* 2003;32(7): 330-6.
15. Bressel E, Yonker JC, Kras J, Heath EM. Comparison of static and dynamic balance in female collegiate soccer, basketball, and gymnastics athletes. *Journal of athletic training* 2007;42(1): 42-46.
16. Matsuda S, Demura S, Uchiyama M. Centre of pressure sway characteristics during static one-legged stance of athletes from different sports. *Journal of sports sciences* 2008;26(7):775-79.
17. Muaidi Q, Nicholson L, Refshauge K. Do elite athletes exhibit enhanced proprioceptive acuity, range and strength of knee rotation compared with non-athletes? *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 200۹;۱۹(۱):۱۰۳-۱۱۲
18. Paillard T, Noé F, Rivière T, Marion V, Montoya R, Dupui P. Postural

- performance and strategy in the unipedal stance of soccer players at different levels of competition. *Journal of athletic training* 2006;41(2):172-۷۶
19. Herrington L. Knee-Joint Position Sense: The Relationship Between Open and Closed Kinetic Chain Tests. *journal of sport rehabilitation* 2005;14(4):356.
20. Baker V, Bennell K, Stillman B, Cowan S, Crossley K. Abnormal knee joint position sense in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Journal of Orthopaedic Research* 2002;20(2):208-14.
21. Petrella R, Lattanzio P, Nelson M. Effect of Age and Activity on Knee Joint Proprioception. *American journal of physical medicine & rehabilitation* 1997;76(3):235.
22. Felson DT, Gross KD, Nevitt MC, Yang M, Lane NE, Torner JC, et al. The effects of impaired joint position sense on the development and progression of pain and structural damage in knee osteoarthritis. *Arthritis Care & Research* 2009;61(8):1070-76.
23. Ghaffarnejad F, Taghizadeh S, Mohammadi F. Effect of static stretching of muscles surrounding the knee on knee joint position sense. *British journal of sports medicine* 2007;41(10):684-87.
۲۴. کورش فرد ن، علیزاده م، کهریزی ص. اثر تیپینگ پتلا بر حس وضعیت مفصل زانو در فوتسالیست های زن سالم و مبتلا به سندرم درد پتلا فمورال. مجله علمی پژوهشی افق دانش ۱۳۹۰؛ ۱۷(۲): ۲۹-۳۹.
25. McGuine TA, Keene JS. The effect of a balance training program on the risk of ankle sprains in high school athletes. *The American journal of sports medicine* 2006;34(7):1103-11.
۲۶. فولادی ر، رضار، ناصری ن. مقایسه دو وضعیت حرکتی فانکشنال در ارزیابی حس عمقی مفصل زانوی زنان ورزشکار سالم. نشریه طب ورزشی ۱۳۸۸؛ ۱(۱): ۱۲۳-۲۵۷.
27. Fouladi R, Nasser N, Rajabi R, Geranmayeh M. Joint position sense of the knee in healthy female athletes across the menstrual cycle. *koomesh* 2010;12(1):31-38.

۲۸. توانایی ع. مقایسه حس وضعیت مفصل زانو در مردان فوتبالیست، ژیمناست و غیر ورزشکار پایان نامه کارشناسی ارشد دانشگاه تهران ۱۳۸۷.

29. Pinnington HC, Lloyd DG, Besier TF, Dawson B. Kinematic and electromyography analysis of submaximal differences running on a firm surface compared with soft, dry sand. *European Journal of Applied Physiology* 2005;94(3):242-53.
30. Solomonow M, Baratta R, Zhou B, Shoji H, Bose W, Beck C, et al. The synergistic action of the anterior cruciate ligament and thigh muscles in maintaining joint stability. *The American Journal of Sports Medicine* 1987;15(3):207.
31. Grigg P. Peripheral neural mechanisms in proprioception. *J Sport Rehabil* 1994;3(1):2-17.
32. Hutton R, Atwater S. Acute and chronic adaptations of muscle proprioceptors in response to increased use. *Sports medicine (Auckland, NZ)* 1992;14(6):406.
33. McNair P, Marshall R. Kinematic and kinetic parameters associated with running in different shoes. *British journal of sports medicine* 1994;28(4):256-60.
34. Weiler HT, Awiszus F. Influence of hysteresis on joint position sense in the human knee joint. *Experimental brain research* 2000;135(2):215-21.
35. Bullock-Saxton J, Wong W, Hogan N. The influence of age on weight-bearing joint reposition sense of the knee. *Experimental brain research* 2001;136(3):400-06.



## تأثیر خستگی ویژه فوتبال بر کنترل قامت پویای بازیکنان فوتبال دارای ناپایداری عملکردی مچ پا

منصور صاحب الزمانی<sup>۱</sup>، مهدی صداقت<sup>۲</sup>

### چکیده

هدف از این تحقیق، بررسی اثر خستگی ویژه فوتبال بر کنترل قامت پویای بازیکنان دارای ناپایداری عملکردی مچ پا است. آزمودنی‌های این تحقیق، ۳۸ نفر از بازیکنان فوتبال باشگاهی شهر کرمان در رده سنی امید و بزرگسال بودند که بر اساس نتایج پرسشنامه ویژه ناپایداری مچ پا (CAIT) و تأیید پزشک متخصص به دو گروه دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا (۱۸ نفر) و گروه سالم (۲۰ نفر) تقسیم شدند. برای مداخله خستگی ویژه فوتبال از تست بانگسبو و برای کمی‌سازی قابلیت کنترل قامت از سه جهت تست تعادلی ستاره استفاده شد. خستگی آزمودنی‌ها در هر ۱۵ دقیقه با استفاده از مقیاس بورگ (RPE) مشخص شد. نتایج تحلیل واریانس نشان داد کنترل قامت پویای بازیکنان دارای ناپایداری مچ پا در انتهای نیمه اول پروتکل بنگسبو ۹ درصد و در پایان پروتکل ۱۴ درصد کاهش و در مقابل کنترل قامت بازیکنان سالم در پایان پروتکل ۱۱ درصد کاهش یافته است. البته این میزان کاهش و نقص در کنترل قامت در هر دو گروه در پایان پروتکل به لحاظ آماری تفاوت معنی‌داری نداشت (P > 0.05). نتایج پژوهش حاضر نشان می‌دهد خستگی ایجاد شده در دقایق انتهایی هر نیمه از بازی فوتبال می‌تواند با ایجاد نقص در کنترل قامت، بازیکنان دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا را در معرض آسیب‌های مجدد و جدی‌تری از قبیل اسپرین مچ پا قرار دهد.

**کلمات کلیدی:** کنترل قامت پویا، ناپایداری عملکردی مچ پا، خستگی ویژه فوتبال.

### مقدمه

ورزش فوتبال دارای میزان و درصد بالایی از آسیب است و غالب این صدمات در اندام تحتانی و به ویژه مچ پا اتفاق می افتد به طوری که این آسیب را جزء رایج ترین صدمه در فوتبالیست ها می شناسند. این آسیب ها باعث کاهش سطح فعالیت ورزشکار و دوری وی از شرایط تمرینی و مسابقه می شود؛ علاوه بر این هزینه های پزشکی بر بازیکن و باشگاه تحمیل می کند. گاهی اوقات وضعیت از این نیز فراتر می رود و ساده انگاری صدمات مچ پا و بازتوانی ناکافی و نادرست آن باعث بروز مجدد آسیب می شود و در نهایت منجر به ایجاد یک سیکل بازتوانی معیوب شده که نتیجه آن مشکلات مزمن در مچ پا مثل بی ثباتی مزمن مچ، ناپایداری مکانیکی و ناپایداری عملکردی است (۶). ناپایداری عملکردی مچ برای توصیف احساس ذهنی لقی در مچ، ضعف، درد و نیز کاهش عملکرد در طی فعالیت های ورزشی به کار می رود (۷).

کاهش وقوع آسیب های حاد و مزمن مچ پا وابسته به شناسایی عوامل خطرزای مرتبط با چنین صدماتی است. عوامل خطرزای بسیاری در بروز صدمات مچ در فوتبالیست ها گزارش شده است. یکی از این عوامل خستگی است. خستگی یکی از اجزای فیزیولوژیکی اجتناب ناپذیر در فوتبال است (۱۱،۱۲،۱۳،۱۵،۱۸).

بطور کلی مک آردل<sup>۱</sup> (۱۹۹۸) خستگی را به عنوان کاهش در ظرفیت تولید نیرو تعریف می کند و از آن به عنوان پدیده ای که همچنان ابعادش به طور کامل شناخته نشده است نام می برد (۱۷) و بطور ویژه بنگسبو<sup>۲</sup> (۱۹۹۴) خستگی در فوتبال را افت مقدار کار با نزدیک شدن به پایان بازی می داند (۱). در طول یک بازی فوتبال بویژه هنگامی که به انتهای بازی نزدیک می شویم خستگی عضلانی آشکار و واضح می شود و توانایی اجرای حداکثر فعالیت کاهش می یابد (۱). در فوتبالیست های حرفه ای اثر خستگی در نیمه دوم مشهود است. این خستگی خود را به شکل افت میزان کار منعکس می کند (۲۳).

تحقیقات همه گیرشناسی الگوی زمانی وقوع آسیب ها را در فوتبال بررسی کرده اند. این تحقیقات نشان داده اند خطر وقوع آسیب در ۱۵ دقیقه انتهایی مسابقه بالاتر است. به طور مثال، وودز<sup>۳</sup> و همکارانش (۲۰۰۳) گزارش کردند ۴۸ درصد از اسپرین های مچ در یک سوم انتهایی هر نیمه اتفاق می افتد (۳۶). رزی<sup>۴</sup> و همکارانش (۲۰۰۰) دلیل بروز چنین صدمات را در حالت

- 
1. Macardle
  2. Bangsbo
  3. Woods
  4. Rozzi



خستگی، نقص و اختلال در ایجاد پاسخ‌های عضلانی مناسب که یک عملکرد حفاظتی در ثبات مفصل دارد بیان می‌کنند (۱۲،۱۱،۲۵،۴۰).

بدلیل ماهیت سرعتی فوتبال، در شرایط خستگی، کنترل حرکات سریع به کیفیت اطلاعات‌آوران از سیستم حسی پیکری وابسته است (۱۵،۴۰). اگر در طول چنین فعالیت‌هایی پایدارکننده‌های ایستا (لیگامنت‌ها) و پویای (عضلات) مفاصل نتوانند به‌درستی ثبات مفصل را برقرار کنند مفصل دچار صدمه خواهد شد (۴۰،۱۵).

از دیگر عوامل خطرزای مهم در بروز اسپرین مچ پا نقص در کنترل قامت است. لاکوت و شاموی کوک<sup>۱</sup> (۲۰۰۱) کنترل قامت را به‌عنوان حفظ وضعیت بدن در فضا به‌منظور دستیابی به پایداری و جهت‌گیری بدن تعریف کرده‌اند (۲۸،۳۸). کنترل قامت پویا را می‌توان به‌عنوان حفظ ثبات قامتی در حالی که یک حرکت مشخص اجرا می‌گردد تعریف کرد. این فاکتور برای اجرای بهینه در فوتبال و جلوگیری از صدمات آن بسیار حیاتی است (۳۴،۳۹). اما مطالعات بر این گواه‌اند که این عامل مهم در بخش پیشگیری و بویژه بازتوانی صدمات مچ جدی گرفته نمی‌شود (۳۳).

در حین انجام مهارت‌های ورزشی کنترل قامت بهینه برای بدن بسیار ضروری است و اندازه‌گیری آن در محیط آزمایشگاهی و کلینیکی به‌عنوان ابزاری جهت ارزیابی پایداری و کنترل عصبی‌عضلانی در افراد سالم و آسیب‌دیده استفاده می‌شود (۲۱،۳۹).

در مطالعات گذشته جهت بررسی اثر خستگی بر سیستم کنترل قامت از تکنیک‌های مختلفی برای خسته کردن بدن و اندام‌ها بویژه اندام تحتانی استفاده شده است که شامل: انقباضات ایزومتریک، حرکات تکراری و انقباضات ایزومتریک است. اگرچه این روش‌ها، روش‌های استاندارد شده‌ای در زمینه پروتکل‌های خستگی هستند، اما اینگونه پروتکل‌ها ویژه و عملکردی نیستند و هیچگونه مشابهتی با نوع ورزش ندارد. لذا تعمیم این مطالعات به تمرینات ورزشی و رقابت‌ها بحث‌برانگیز است (۲۶،۴۰). برای رفع این تردید در تحقیق حاضر از یک پروتکل خستگی شبیه‌سازی شده فوتبال (بنگسبو) استفاده شده است تا توانایی تعمیم نتایج مطالعه به شرایط واقعی ممکن باشد.

### **روش‌شناسی تحقیق**

تحقیق حاضر از نوع نیمه تجربی و کاربردی است که با طرح دو گروهی و سه مرحله‌ای انجام شد. جامعه آماری تحقیق شامل کلیه بازیکنان فوتبال باشگاه‌های شهر کرمان (تیم‌های صنعت

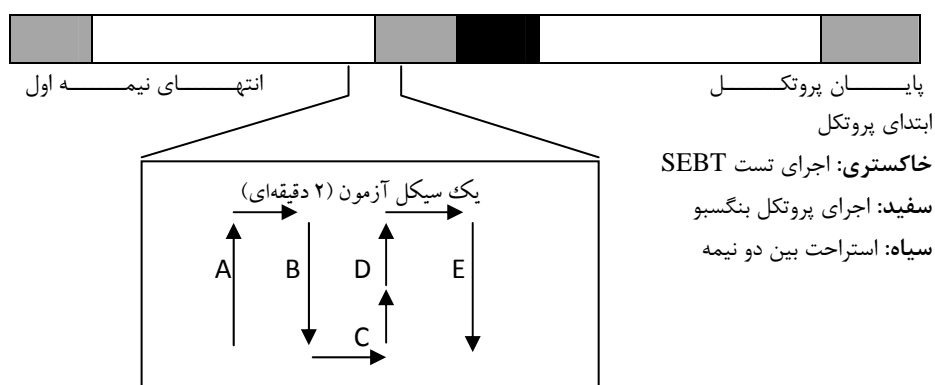
مس کرمان، شهرداری کرمان، زغال سنگ کرمان و مس نوین) بودند. آنها حداقل دو سال سابقه فعالیت باشگاهی در سطح لیگ‌های امید و بزرگسالان کشور را داشتند. بر اساس مطالعه مقدماتی تعداد نفرات جامعه آماری تحقیق حدود ۲۰۰ نفر تخمین زده شد. فرم اطلاعات شخصی و پزشکی در مورد بیماری‌ها و آسیب‌های وارده به بازیکنان در ماه‌های گذشته به همراه ۱۰۲ پرسشنامه کامبرلند<sup>۱</sup> ویژه ناپایداری مچ پا به صورت تصادفی و به روش مستقیم در بین فوتبالیست‌های راست پا توزیع گردید. به صورت هدفمند براساس تحلیل نتایج پرسشنامه و تایید پزشک متخصص، ۱۸ نفر از بازیکنان که دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پای راست بودند به‌عنوان گروه تجربی و ۲۰ نفر از بازیکنان سالم به عنوان گروه کنترل برگزیده شدند.

پرسشنامه کامبرلند دارای ۹ سوال است که شدت بی‌ثباتی عملکردی مچ پای راست و چپ را مشخص می‌کند. دامنه نمره ثبات عملکردی مچ هر پا بین صفر تا ۳۰ است؛ به طوری که هرچه نمره فرد از ۲۷ به صفر کاهش یابد، شدت بی‌ثباتی مچ پا بیشتر می‌شود (۱۴). در این تحقیق دامنه نمره بی‌ثباتی مچ پای راست گروه تجربی بین ۱۵ تا ۲۳ و گروه کنترل بین ۲۷ تا ۳۰ بود. مچ پای چپ هر دو گروه سالم بود. از آنجا که لقی مچ پا از علایم بی‌ثباتی مکانیکی مچ پا است برای اطمینان از وجود بی‌ثباتی عملکردی مچ پای راست گروه تجربی، پزشک متخصص با دو تست چرخش قاپ و کشویی<sup>۲</sup> آزمودنی‌های دارای لقی مچ پا را شناسایی و از تحقیق خارج کردند. لازم به ذکر است دروازه‌بانان، بازیکنان با سن کمتر از ۱۹ سال و بیشتر از ۲۷ سال، بازیکنان دارای آسیب‌های وارده به سر، ستون فقرات، لگن، ران، زانو و مچ پا نیز از تحقیق کنار گذاشته شدند.

برای اعمال خستگی شبه فوتبال از پروتکل بانگسبو<sup>۳</sup> استفاده شد. این پروتکل توسط بانگسبو و همکارانش در سال ۱۹۹۱ طراحی شد و به لحاظ مدت، شدت و الگوهای حرکتی شبیه به یک بازی فوتبال است (۲،۳). پروتکل بانگسبو از ۴۲ سیکل دو دقیقه‌ای تشکیل شده است. در هر نیمه از پروتکل که ۴۵ دقیقه به طول می‌انجامد بازیکنان ۲۱ سیکل را انجام می‌دهند. هر سیکل دو دقیقه‌ای شامل ۵۰ متر دربیبل با توپ در بین مخروط‌هایی است که ۵ متر از یکدیگر فاصله دارند، ۵۰ متر دویدن به سمت عقب، ۲۵ متر دویدن زیر بیشینه، ۲۵ متر دویدن با حداکثر سرعت و ۵۰ متر قدم‌زدن است. مقدار زمانی که در پایان هر سیکل آزمون دو دقیقه‌ای باقی می‌ماند به عنوان دوره استراحت تلقی می‌شود (شکل ۱). شدت فعالیت در هر سیکل دو

- 
1. Cumberland Ankle Instability Tools(CAIT)
  2. anterior talar & talar tilt test
  3. Bangsbo protocol

دقیقه‌ای با تغییر آهنگ سرعت از زیر بیشینه به حداکثر سرعت و سپس راه رفتن تغییر می‌یابد. در واقع بازیکن باید با شدتی این مدار را طی کند که در کمتر از دو دقیقه به پایان برسد. ملاک اصلی فشار در این پروتکل زمان و مسافت طی شده در کل پروتکل است (۲۰۳).



- A. ۵۰ متر در بیل با توپ از میان مخروطها  
 B. ۵۰ متر دویدن به سمت عقب  
 C. ۲۵ متر دویدن زیر بیشینه  
 D. ۲۵ متر دویدن با حداکثر سرعت  
 E. ۵۰ متر قدم زدن

شکل ۱. طرح تجربی پژوهش و نحوه اجرای پروتکل تناوبی ۹۰ دقیقه‌ای بانگسیو

در این تحقیق از تست تعادلی ستاره<sup>۱</sup> برای ارزیابی قابلیت کنترل قامت پویا استفاده شد. این تست ابزاری معتبر و پایا جهت کمی‌سازی قابلیت کنترل قامت پویاست (۲۶،۳۸). تست تعادلی ستاره یک تست با هشت جهت است که جهات آن به صورت ستاره با زاویه ۴۵ درجه نسبت به یکدیگر قرار دارند. بر اساس مطالعه آزمایشی به دلیل این که زمان انجام تمامی هشت جهت تست ستاره بر روند صحیح اجرای پروتکل بنگسیو تاثیر منفی داشت تنها از سه جهت قدامی-داخلی، داخلی و خلفی داخلی بر اساس مطالعه گریبل و همکارانش که کمی‌سازی این سه جهت را برای دستیابی میزان کنترل قامت کافی دانستند استفاده شد (۹). هم چنین به منظور به حداقل رساندن اثر یادگیری، آزمودنی‌ها با انجام شش بار تست ستاره در جهات

1. Star excursion balance test (SEBT)

هشتگانه با روش اجرای آزمون آشنا شدند (۸). از آنجا که طول پای آنها در نمره تست تعادلی اثر دارد، پیش از اجرای تست تعادلی، طول پای راست یعنی حد فاصل خار خاصره قدامی- فوقانی تا قوزک داخلی به واحد سانتی‌متر با دقت ۰/۰۱ اندازه‌گیری شد. پس از این که هر یک از بازیکنان سه جهت تست تعادلی (شکل ۲) را سه بار انجام دادند؛ میانگین سه تلاش برای محاسبه قابلیت کنترل قامت در فرمول ذیل قرار گرفت:

$$\text{امتیاز} = \frac{\text{قدامی داخلی} + \text{خلفی داخلی} + \text{داخلی}}{۳ \times \text{طول اندام}} * ۱۰۰$$

شکل ۲. نحوه اجرای تست تعادلی ستاره و جهت‌های انتخاب‌شده

در طول اجرای پروتکل بنگسبو، تست ستاره در سه زمان (ابتدای نیمه اول، انتهای نیمه اول و انتهای نیمه دوم) انجام شد. نخست پس از ۱۰ دقیقه گرم کردن عمومی (نرم دویدن و کشش اندام تحتانی) و پنج دقیقه انجام الگوهای حرکتی شبه فوتبالی، تست تعادلی مذکور اجرا شد. در ادامه از آزمودنی‌ها خواسته شد با انگیزه کافی ۲۱ سیکل پروتکل بنگسبو را اجرا کنند. سپس برای دوم تست ستاره انجام شد. در پایان نیز پس از ۱۵ دقیقه استراحت و انجام ۲۱ سیکل دو دقیقه‌ای، برای بار سوم تست مذکور انجام شد. برای اطمینان از رخداد خستگی از مقیاس بورگ<sup>۱</sup> استفاده شد (۲۶). برای این منظور هر ۱۵ دقیقه از آزمودنی خواسته شد که احساس واقعی خود را نسبت به شدت فعالیت بیان کند. دامنه امتیازات مقیاس بورگ حداقل ۶ (بسیار راحت) و حداکثر ۲۰ (بسیار سنگین) بود.

در نهایت، جهت مقایسه میانگین‌های کنترل قامت در سه زمان ذکر شده در هر گروه از آزمون تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر و برای تعیین محل اختلافات از آزمون تعقیبی بونفرونی استفاده شد. از آزمون تی مستقل نیز برای مقایسه میانگین‌های کنترل قامت در بین گروه کنترل و تجربی استفاده گردید. تمامی تجزیه و تحلیل‌های فوق با استفاده از نرم افزار SPSS نسخه ۱۶ و در سطح معناداری ۹۵ درصد انجام شد.

### نتایج

جدول ۱ نشان می‌دهد بین میانگین نمرات کنترل قامت در ابتدای پروتکل، انتهای نیمه اول و پایان پروتکل در پای برتر (راست) گروه سالم اختلاف معنی‌داری وجود دارد.

جدول ۱. خلاصه تجزیه و تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر در گروه کنترل

معنی‌داری	مقدار F	میانگین مربعات	درجه آزادی	مجموع مربعات	
۰/۰۰۰	۱۴۰/۶۴۷	۸۹۸/۹۷۳	۲	۱۷۹۷/۹۴۶	بین مراحل
	۱۴/۵۷	۹۳/۱۶۸	۱۹	۱۷۷۰/۱۸۳	درون مراحل
		۶/۳۹۲	۳۸	۲۴۲/۸۸۵	کنش متقابل
			۵۹	۳۸۱۱/۰۱۴	کل

آزمون تعقیبی بونفرونی مشخص کرد بین میانگین نمرات کنترل قامت مراحل، ابتدای پروتکل با انتهای نیمه اول، ابتدای پروتکل با انتهای پروتکل و انتهای نیمه اول با انتهای پروتکل تفاوت معناداری وجود دارد ( $p < ۰/۰۵$ ).

جدول ۲. خلاصه تجزیه و تحلیل واریانس با اندازه‌گیری مکرر در گروه تجربی

معنی‌داری	مقدار F	میانگین مربعات	درجه آزادی	مجموع مربعات	
۰/۰۰۰	۲۶۲/۱۱۸	۹۳۲/۱۷۶	۲	۱۸۶۴/۳۵۳	بین مراحل
	۱۲/۴۵	۴۴/۲۹۸	۱۷	۷۵۳/۰۶۲	درون مراحل
		۳/۵۵۶	۳۴	۱۲۰/۹۱۵	کنش متقابل
			۵۳	۲۷۳۸/۳۳	کل

آزمون تعقیبی بونفرونی مشخص کرد بین میانگین نمرات کنترل قامت مراحل ابتدای پروتکل با انتهای نیمه اول، ابتدای پروتکل با انتهای پروتکل و انتهای نیمه اول با انتهای پروتکل تفاوت معناداری وجود دارد ( $p < 0.05$ ).

جدول ۳. آزمون تی مستقل برای تفاوت بین میانگین‌های کنترل قامت با پای راست در گروه کنترل و تجربی در پایان پروتکل و ابتدای پروتکل

سطح معناداری	درجه آزادی	خطای معیار میانگین	اختلاف میانگین‌ها	نمره کنترل قامت (سانتی‌متر)	آزمون t مستقل	پای برتر (کنترل)
۰/۲۱۰	۳۶	۱/۴۲۷	۱۲/۸۶	۱۱۳/۴۳	ابتدای پروتکل	پای برتر (کنترل)
				۱۰۰/۵۷	پایان پروتکل	
			۱۴/۲۹	۱۱۰/۷۳	ابتدای پروتکل	پای برتر (تجربی)
				۹۶/۴۵	پایان پروتکل	

جدول ۴. آزمون تی مستقل برای تفاوت بین میانگین‌های کنترل قامت با پای برتر در گروه کنترل و تجربی در پایان نیمه اول پروتکل و ابتدای پروتکل

سطح معناداری	درجه آزادی	خطای معیار میانگین	اختلاف میانگین‌ها	نمره کنترل قامت (سانتی‌متر)	آزمون t مستقل	پای برتر (کنترل)
۰/۰۰۰	۳۶	۵/۵۱	۳/۱۳	۱۱۳/۴۳	ابتدای پروتکل	پای برتر (کنترل)
				۱۱۰/۳۰	پایان نیمه اول	
			۸/۶۶	۱۱۰/۷۳	ابتدای پروتکل	پای برتر (تجربی)
				۱۰۲/۰۷	پایان نیمه اول	

### بحث و نتیجه‌گیری

نتایج تحقیق حاضر نشان داد بین میانگین نمرات کنترل قامت ابتدای پروتکل، انتهای نیمه اول و پایان پروتکل در گروه کنترل (سالم) اختلاف معنی‌داری وجود دارد. به‌طوری‌که میانگین میزان دستیابی در تست تعادلی ستاره، از ۱۱۳ سانتیمتر در ابتدای پروتکل، به ۱۱۰ سانتیمتر در انتهای نیمه اول و ۱۰۰ سانتیمتر در انتهای نیمه دوم کاهش یافت. با دقت در نتایج ملاحظه می‌شود هرچه به پایان پروتکل نزدیک می‌شویم، میزان دستیابی کاهش بیشتری پیدا می‌کند؛ به‌طوری‌که درصد کاهش در انتهای پروتکل، ۸ درصد بیشتر از انتهای نیمه اول است. از این

نتایج می‌توان چنین برداشت کرد که کنترل قامت پویای گروه کنترل در انتهای پروتکل نسبت به انتهای نیمه اول دچار نقص بسیار بیشتری شده است.

چنین نتایجی به نوعی با تحقیق گریگ و جانسون<sup>۱</sup> (۲۰۰۷) همخوانی دارد (۱۲). آنها در مطالعه‌شان چنین نتیجه گرفتند که در ۱۵ دقیقه انتهایی هر نیمه انحراف میانگین در نمرات تعادلی در صفحه نیرو به طور معنی‌داری به طرف جابجایی قدامی انتقال پیدا می‌کند و این تغییر در استراتژی تعادل در طول مراحل نهایی بازی خطر آسیب مچ پا را افزایش می‌دهد. از طرفی آنها به این نتیجه مهم دست یافتند که شاخص ثبات در طول مدت بازی شبیه‌سازی شده تغییر نمی‌کند. بدین معنی که اجرای تکلیف تعادلی در سرتاسر بازی حفظ می‌شود. این نتیجه با یافته تحقیق حاضر متناقض است. علت این تناقض می‌تواند به وجود تفاوت در نوع تکلیف تعادلی استفاده شده و نوع تکلیف اعمال شده برای ایجاد خستگی ویژه فوتبال مربوط باشد. آنها در مطالعه‌شان از پروتکل شبیه‌سازی شده ۹۰ دقیقه‌ای بر روی نوارگردان استفاده کردند؛ در حالی که در تحقیق حاضر از یک پروتکل شبیه‌سازی شده ۹۰ دقیقه‌ای که در آن الگوهای حرکتی فوتبال بر روی زمین چمن در نظر گرفته شده بود استفاده شد (۲). لذا پروتکل خستگی گریگ و جانسون قابل تعمیم به یک بازی واقعی فوتبال نیست در حالیکه پروتکل بانگسبو نیازهای حرکتی ویژه فوتبال را در خود گنجانده است. از سویی دیگر گریگ و جانسون برای کمیته‌سازی تعادل از شاخص ثبات و میزان انحراف از صفحه نیرو استفاده کردند؛ در حالیکه در تحقیق حاضر کنترل قامت پویا با استفاده از تست تعادلی ستاره مورد مطالعه قرار گرفت. تست تعادلی ستاره یک تست ثبات عملکردی مفصل است (۳۱) و می‌تواند میزان کنترل عصبی-عضلانی اندام تحتانی را اندازه‌گیری کند. علت انتخاب این تست شباهت اجرای آن با برخی الگوهای حرکتی فوتبال است؛ چرا که اکثر حرکات اندام تحتانی در بازیکنان فوتبال در زنجیره حرکتی بسته انجام شده است و از این جهت اکثر آسیب‌های مچ در زنجیره حرکتی بسته و در حالت تحمل وزن اتفاق می‌افتد (۷،۴۲،۴۵).

در تحقیقی دیگر و در تضاد با یافته‌های تحقیق حاضر، گیوفسید<sup>۲</sup> و همکارانش (۲۰۰۶) نشان دادند یک جلسه تمرین فوتبال توانایی تعادل بازیکنان را مختل نمی‌کند (۶). این نتیجه، فرضیه ارتباط بین بی‌ثباتی بدلیل خستگی و وقوع بالای صدمات در فوتبال را غیرمحمتمل می‌داند. فقدان خستگی پس از جلسه تمرینی در مطالعه آنها حفظ توانایی تعادل را پس از یک جلسه تمرین توجیه می‌کند. آنها چنین نتیجه گرفتند که عملکرد سیستم‌های میانجی‌گری‌کننده

---

1. Greig & Johnson  
2. Gioftsidou

کنترل قامت بر اثر یک جلسه تمرینی فوتبال به مخاطره نمی‌افتد. دلیل احتمالی این تناقض را می‌توان استفاده از دستگاه بایودکس در بررسی تعادل دانست. آنها توانایی کنترل قامت نیمه پویا را مورد مطالعه قرار دادند چون سطح زیر پا متحرک بود. در صورتی که فوتبال به کنترل قامت پویا وابسته است (۲۰).

این یافته تحقیق حاضر می‌تواند بیانگر این موضوع باشد که کنترل قامت پویا در بازیکنان سالم، در دقایق انتهایی بازی بر اثر خستگی ویژه فوتبال بسیار بیشتر از دقایق انتهایی نیمه اول دچار نقص می‌گردد. ساسکو<sup>۱</sup> و همکاران (۲۰۰۴) و نیز ویلکینز<sup>۲</sup> و همکارانش (۲۰۰۴) در توافق با نتایج حاضر بیان کردند که یک پروتکل خستگی ۲۰ دقیقه‌ای منجر به کاهش قابل توجهی در تکلیف کنترل قامت می‌شود. آنها مشاهده کردند که کنترل قامت در انتهای پروتکل تمرینی دچار نقص بسیاری می‌شود (۲۹،۳۱). در تحقیق دیگر نیز تیموتی و کلیا<sup>۳</sup> (۲۰۰۶) به بررسی تاثیر یک پروتکل خستگی ۲۰ دقیقه‌ای بر روی اجرای تست تعادل پرداختند، نتایج مطالعه‌شان نشان داد کنترل قامت پویا تحت تاثیر خستگی مربوط به فعالیت، مختل می‌گردد (۳۰).

در مطالعه حاضر گروه کنترل شامل بازیکنانی بودند که هیچ‌گونه آسیبی نداشتند لذا تغییرات ایجاد شده در کنترل قامت را نمی‌توان به وجود آسیب خاصی نسبت داد. از این جهت هرگونه تغییر در متغیر وابسته تحقیق را می‌توان به تاثیر پروتکل ویژه فوتبال نسبت داد.

از سویی دیگر در این مطالعه بازیکنان در طول اجرای تست ستاره بر استفاده از مفاصل پروگزیمال اندام تحتانی متکی بودند. بدلیل اینکه اجرای پروتکل شبیه‌سازی شده فوتبال به فعالیت کل عضلات اندام تحتانی وابسته است در دقایق انتهایی بازی اوج گشتاور عضلات و در نهایت قدرت آن کاهش می‌یابد و کنترل مفاصل پروگزیمال دچار اختلال و اجرای تکلیف تعادلی محدود می‌شود (۲۲،۲۳،۴۰،۴۱،۴۲). ریمن<sup>۴</sup> و همکاران (۲۰۰۳) نشان دادند در طول تکالیف کنترل قامت ایستا، اجرای مناسب این تکالیف تا اندازه زیادی به فعالیت عصبی عضلانی مچ وابسته است ولی در طول تکالیف قامتی پویا، کنترل عصبی عضلانی مفاصل پروگزیمال نیز مهم هستند (۲۴). میلر و بیرد<sup>۵</sup> (۱۹۷۶) و نیز گریبل و هرتل<sup>۶</sup> (۲۰۰۴) مشاهده کردند خستگی عضلات پروگزیمال بیشتر از خستگی عضلات دیستال بر کنترل قامت تاثیر منفی می‌گذارد

- 
1. Susco
  2. Wilkins
  3. Timothy & Kulpa
  4. Riemann
  5. Miller & Bird
  6. Gribble & Hertel



(۱۸،۸). از طرفی دیگر اجرای تست ستاره به هم‌انقباضی عضلات خم‌کننده و بازکننده زانو نیاز دارد. به علت کاهش نسبت قدرت خم‌کننده‌ها به بازکننده‌های زانو در دقایق انتهایی هر دو نیمه، هم‌انقباضی این گروه از عضلات کاهش یافته و به این ترتیب خستگی دقایق انتهایی بازی بر کنترل قامت پویا تأثیر منفی می‌گذارد (۲۲،۴۱،۴۵).

از طرفی اجرای مناسب تست ستاره به کنترل مناسب عصبی‌عضلانی اندام تحتانی وابسته است. این تست کلیه مفاصل اندام تحتانی را تحت چالش قرار می‌دهد. هنگام اجرای بازی فوتبال هرچه به انتهای بازی نزدیک می‌شویم ظرفیت تولید نیروی بازکننده‌ها و خم‌کننده‌های زانو دچار نقص شده و اوج گشتاور عضله و در نهایت قدرت عضلانی کاهش می‌یابد. کاهش در قدرت، کنترل عصبی‌عضلانی اندام تحتانی را تحت تأثیر خود قرار می‌دهد و باعث اختلال در اجرای تکالیف کنترل قامت پویا می‌شود (۲۳،۴۳،۴۴،۴۰،۴۵). از آنجایی که نقص در کنترل قامت به عنوان یک عامل خطرزا در ایجاد آسیب شناخته شده است، این نکته برداشت می‌گردد که با نزدیک شدن به انتهای بازی احتمال بروز آسیب مچ‌پا افزایش پیدا می‌کند (۴۳،۴۴،۴۵،۱۷).

علاوه بر این در اثر خستگی تولید نیرو در عضلات اطراف مچ، اوج فعالیت حرکت‌دهنده‌های اصلی مچ و متوسط فرکانس شلیک عصبی‌عضلانی کاهش می‌یابد. در نتیجه هم‌انقباضی عضلات برای ثبات مفصل مچ دچار نقص می‌شود. این یافته‌ها توضیح‌دهنده این سوال است که چرا بیشتر اسپرین‌های مچ در انتهای بازی رخ می‌دهد (۱۳).

نتایج بدست آمده (جدول ۲) نشان داد که اختلاف معنی‌داری بین میانگین نمرات کنترل قامت ابتدای پروتکل، انتهای نیمه اول و پایان پروتکل در گروه تجربی (ناسالم) وجود دارد. به‌طوری‌که میانگین میزان دستیابی در تست تعادلی ستاره، از ۱۱۱ سانتیمتر ابتدای بازی، به ۱۰۲ سانتیمتر در انتهای نیمه اول و ۹۶ سانتیمتر در انتهای نیمه دوم کاهش یافت. با دقت در نتایج می‌توان فهمید که با نزدیک شدن به پایان پروتکل، میزان دستیابی کاهش فراتری پیدا می‌کند به‌طوری‌که درصد کاهش در انتهای پروتکل به میزان ۶ درصد بیشتر از انتهای نیمه اول بود. اما با بررسی میزان کاهش کنترل قامت در انتهای هر نیمه، مشاهده می‌شود که میزان کاهش دستیابی در انتهای نیمه اول بیشتر از انتهای نیمه دوم پروتکل بوده است.

خستگی و بی‌ثباتی عملکردی مچ پا هر دو بر کنترل قامت تأثیر منفی می‌گذارند (۹،۱۰،۱۸). در تحقیقی مشابه گریبل و همکارانش (۲۰۰۴) به بررسی اثرات ترکیبی خستگی و بی‌ثباتی مزمن مچ پا بر کنترل قامت پویا پرداختند. آنها نتیجه گرفتند اجرای تست ستاره در اثر خستگی و بی‌ثباتی مچ دچار نقص می‌گردد (۹). آنها به این نتیجه رسیدند که همزمان با

کاهش فاصله دستیابی در تست ستاره، زاویه فلکشن زانو و ران در گروه بی‌ثباتی مچ نیز، کاهش یافته است. این موضوع نشان‌دهنده ارتباط بین اجرای تست ستاره و تغییر در کنترل عصبی-عضلانی در زانو، ران و لگن به واسطه آسیب مزمن مچ است. آسیبی مثل بی‌ثباتی مزمن مچ پا، ثبات عملکردی مفصل و نیز مسیرهای آورانی و وابرانی را که برای حفظ حس عمقی، حس-جنبشی و نهایتاً کنترل عصبی-عضلانی مناسب است دچار نقص می‌کند. اکثر محققانی که این پدیده را بررسی کرده‌اند تنها بر روی نقص عصبی-عضلانی در یک مفصل تمرکز کرده‌اند. در صورتی که فعالیت‌های عملکردی اندام تحتانی، حرکت یک مفصل را به تنهایی شامل نمی‌شود؛ بلکه سرتاسر زنجیره حرکتی اندام تحتانی را در بر می‌گیرد. اختلال در یک مفصل فعالیت عصبی و الگوی بکارگیری جبرانی عضلات را در دیگر مفاصل تغییر می‌دهد و باعث اختلال در الگوهای حرکتی می‌شود. به عبارتی وجود بی‌ثباتی مزمن مچ پا موجب نقص در گشتاور خم-کننده‌ها و راست‌کننده‌های زانو در پای دارای بی‌ثباتی می‌شود. لذا بی‌ثباتی مفاصل دیستال (مچ پا) می‌تواند به سازگاری‌های عصبی-عضلانی مفاصل پروگزیمال منجر شود (۸،۴۳،۴۴،۴۱). سدوری<sup>۱</sup> و همکاران (۲۰۰۷) نیز در مطالعه‌شان به این نتیجه رسیدند که در افراد دارای بی‌ثباتی مزمن مچ پا تغییراتی در مفاصل پای دارای بی‌ثباتی، مثل کاهش قدرت بازکننده‌های مفصل ران، زانو و تغییرات در تکالیف تعادلی پویا رخ می‌دهد. همچنین در این افراد قابلیت تحریک استخر نرون حرکتی در عضلاتی که بر مفاصل پروگزیمال مچ عمل می‌کنند تغییر می‌یابد (۲۷،۴۰،۴۱،۴۲). در مطالعه‌ای گریگ<sup>۲</sup> و همکارانش (۲۰۰۸) اثر خستگی ویژه فوتبال را بر اوج گشتاور خم‌کننده‌ها و بازکننده‌های ران بررسی نمودند و مشاهده کردند که قدرت اکسنتریکی خم‌کننده‌های ران در دقایق انتهایی نیمه اول و دوم بازی کاهش می‌یابد. از طرفی بدلیل اینکه اجرای تست ستاره به عملکرد عضلات چهارسر ران و همسترینگ وابسته است، لذا میزان کاهش عملکرد تعادل پویا تا اندازه‌ای می‌تواند به آن مربوط باشد (۷).

در تایید یافته‌های این مطالعه، محققان دانشگاه حرفه‌ای سلامتی در کانادا مشاهده کردند که بازیکنان بسکتبال دارای فواصل دستیابی غیرمتقارن در تست ستاره (۴سانتیمتر کمتر) نسبت به بازیکنان سالم، بیشتر در خطر آسیب اندام تحتانی قرار دارند (۴).

نتایج جدول ۳ بیانگر این است که اختلاف معنی‌داری بین میانگین نمرات کنترل قامت گروه سالم و ناسالم در پایان پروتکل و ابتدای پروتکل وجود ندارد. با مقایسه میانگین فواصل دستیابی در انتهای پروتکل در بین دو گروه، مشاهده می‌شود هر دو گروه از لحاظ افت اجرای

- 
1. Sedory
  2. Greig

تست ستاره تفاوت قابل ملاحظه‌ای با یکدیگر ندارند. به طوری که گروه کنترل ۱۳ سانتیمتر و گروه تجربی ۱۴ سانتیمتر کاهش را تجربه کرده‌اند. این میزان برابر با ۱۱ درصد کاهش برای گروه کنترل و ۱۴ درصد کاهش برای گروه تجربی نسبت به فواصل دستیابی ابتدای پروتکل است.

در تحقیق حاضر هر دو گروه در انتهای پروتکل دچار نقص در کنترل قامت شدند، اما این نقص در بین دو گروه تفاوت قابل ملاحظه‌ای نداشت. در پژوهش حاضر انتظار می‌رفت در انتهای پروتکل، گروه تجربی نقص بیشتری را تجربه کند. چون مشخص شده است که ناپایداری عملکردی مچ پا، کنترل قامت پویا را دچار اختلال و پیدایش خستگی نیز این نقص را مضاعف می‌کند. گریبل و همکاران (۲۰۰۴) در تحقیق‌شان به بررسی اثرات ترکیبی خستگی و بی‌ثباتی مژمن مچ پا بر کنترل قامت پویا پرداختند و به نتایجی متضاد یافته حاضر دست یافتند. آنها بیان کردند پای دارای بی‌ثباتی گروه ناسالم در مقایسه با پای گروه سالم پس از بروز خستگی فاصله دستیابی کمتری در اجرای تست ستاره دارد (۸). به عبارتی بی‌ثباتی مژمن مچ پا بروز نقص را در کنترل قامت پویا به همراه خستگی فزونی می‌بخشد. شاید یکی از علل تضاد یافته گریبل و همکارانش با مطالعه حاضر، استفاده از پروتکل خستگی تک مفصلی باشد. در حالی که در این تحقیق پروتکل خستگی ویژه فوتبال به کار برده شد. در پروتکل خستگی گریبل، مفاصل کل اندام تحتانی به‌عنوان یک زنجیره کامل حرکتی خسته نشدند و لذا اجرای تست ستاره پس از این نوع خستگی، قابل تعمیم به ورزش فوتبال نیست. ولی پروتکل استفاده شده در این تحقیق را می‌توان به فوتبال تعمیم داد و از این جهت هرگونه تأثیر کنترل قامت در طی دقایق این تست واقع‌گرایانه‌تر است.

چنین نتیجه‌ای در این فرضیه نمی‌تواند حاصل از اثر یادگیری تست ستاره در گروه تجربی باشد؛ زیرا هر دو گروه برای خنثی کردن این اثر، هر یک از جهات این تست را حداقل شش بار تمرین کرده‌اند (۸). همچنین فرضیه خستگی بیشتر در گروه کنترل در طول نیمه دوم حذف می‌شود؛ زیرا با تجزیه و تحلیل داده‌های آماری مربوط به میزان درک فشار (RPE) معلوم شد هر دو گروه به یک نسبت خسته شده‌اند.

اختلال کمتر در اجرای تست ستاره در گروه تجربی در انتهای نیمه دوم نسبت به گروه کنترل، چنین بنظر می‌رسد که افراد گروه تجربی توانسته‌اند مکانیسم‌های کنترل قامت را با خستگی هماهنگ کنند. این نتیجه را نمی‌توان به اثر یادگیری تکلیف کنترل قامت نسبت داد. به دلیل اینکه افراد قبل از شروع پروتکل با تست مذکور آشنا شده بودند. نقص بسیار زیاد کنترل قامت در انتهای نیمه اول و نقص کمتر در کنترل قامت در انتهای نیمه دوم در گروه تجربی نسبت به

گروه کنترل را می‌توان تا اندازه‌ای به ظرفیت عمل کشف سیستم عصبی-عضلانی نسبت داد. همراه با خستگی، سرعت تحریک دوک‌های عضلانی و سلول‌های عصبی قشر حرکتی کاهش می‌یابد. علاوه بر این خستگی در پیام‌های آوران ایجاد پارازیت می‌کند. این تغییرات روی هم-رفته منجر به نقص بیشتر کنترل قامت می‌شود. با وجود این در طول وهله‌های خستگی فیبرهای آوران Ia می‌تواند به تغییرات طول فیبرهای عضله حساس‌تر شود. بنابراین دوک‌های عضلانی میزان شلیک عصبی‌شان را افزایش می‌دهند (۲۴).

نتایج جدول شماره ۴، نشان می‌دهد اختلاف معنی‌داری بین شاخص کنترل قامت پای برتر گروه سالم و ناسالم در پایان نیمه اول پروتکل و ابتدای پروتکل وجود دارد. با مقایسه میانگین فواصل دستیابی در انتهای نیمه اول پروتکل در بین دو گروه، مشاهده می‌گردد که دو گروه از لحاظ افت اجرای تست ستاره اختلاف زیادی با یکدیگر دارند. به طوری که گروه کنترل ۳ سانتیمتر و گروه تجربی ۹ سانتیمتر کاهش را تجربه کردند. این میزان برابر با ۳ درصد کاهش برای گروه کنترل و ۹ درصد کاهش برای گروه تجربی نسبت به فواصل دستیابی ابتدای پروتکل است.

گریبل و همکاران (۲۰۰۴)، در تحقیق‌شان به بررسی اثرات ترکیبی خستگی و بی‌ثباتی مزمن مچ پا بر کنترل قامت پویا پرداختند که نتایج تحقیق حاضر با نتایج آنها همخوانی دارد. آنها بیان کردند پای دارای بی‌ثباتی گروه ناسالم در مقایسه با پای گروه سالم پس از بروز خستگی فاصله دستیابی کمتری در اجرای تست ستاره دارد. به عبارتی بی‌ثباتی مزمن مچ پا بروز نقص را در کنترل قامت پویا به همراه خستگی مضاعف می‌کند. اگرچه پروتکل خستگی گریبل ویژه فوتبال نبود ولی با این حال مشخص شد که در پای ناسالم افراد دارای بی‌ثباتی مچ پا همراه با کاهش فاصله دستیابی هنگام اجرای تست ستاره، میزان فلکشن در مفاصل زانو و ران نیز کاهش پیدا کرد. این موضوع نشان‌دهنده ارتباط بین اجرای تست ستاره و تغییر در کنترل عصبی-عضلانی در زانو، ران و لگن به واسطه آسیب مچ است (۹).

علاوه بر این، نقص بیشتر کنترل قامت در گروه تجربی نسبت به گروه کنترل در انتهای نیمه اول را می‌توان به تغییرات عصبی-عضلانی در مفاصل پروگزیمال در حضور بی‌ثباتی مچ نسبت داد (۸، ۴۳، ۴۴).

### نتیجه‌گیری کلی

یافته‌های این پژوهش بر محور تغییرات کنترل قامت در طی یک پروتکل شبیه‌سازی شده فوتبال استوار بود تا بتواند اثر خستگی ویژه فوتبال را بر کنترل قامت پویا در دقایقی که

احتمال بروز خستگی افزایش می‌یابد بررسی کند. این یافته‌ها با نتایج بسیاری از تحقیقات همخوانی و با یافته‌های برخی از تحقیقات مغایرت داشت.

به‌طور کلی نتایج این پژوهش نشان داد بازیکنان دارای بی‌ثباتی عملکردی مچ پا در دقایق انتهایی هر دو نیمه، به طور قابل توجهی دچار نقص در کنترل قامت می‌شوند و بازیکنان سالم این نقص را بیشتر در پایان پروتکل تجربه کردند. از سویی دیگر در مقایسه با گروه سالم، بازیکنان دارای بی‌ثباتی مچ پا در انتهای نیمه اول نقص بسیار بیشتری را در کنترل قامت شان تجربه کردند.

با توجه به نتایج کسب شده، چنین انتظار می‌رود که مربیان، پزشک‌یاران و فیزیوتراپ‌های تیم های فوتبال تاثیر عاملی همچون خستگی را در بروز آسیب‌های مجدد مچ پا درک کنند و مهم بدانند؛ چراکه خستگی دقایق انتهایی هر نیمه از بازی فوتبال می‌تواند منجر به نقص در کنترل قامت بویژه در بازیکنان دارای آسیب‌های مزمن مچ پا گردد.

### منابع:

1. Bangsbo, J. (1994). *The physiology of soccer – with special reference to intense intermittent exercise*. Acta Physiologica Scandinavica, 8(2):46-2
2. .Bangsbo, J., Nørregaard, L. and Thorsøe, F. (1991). *Activity profile of competition soccer*. Canadian Journal of Sports Science, 16, 110–116.
3. Bishop, N. banning Ak, robson PI. (1999). *The effects of carbohydrate supplementation on immune response to a soccer specific exercise protocol*. J of sport science; 17: 787-796.
4. Brumitt, J. (2008). *Assessing Athletic Balance with the Star Excursion Balance Test* nsca's performance training journal , 7(3):6-8.
5. Delahunt (2007). *Neuromuscular contributions to functional instability of the ankle joint*. J of body works and movement therapies, 11: 203-213.
6. Gioftsidou, A Malliou P, Pafis G , Beneka A (2006). *The effect of soccer training and timing of balance training on balance ability*. Eur J Appl Physiol. 96: 659-664.
7. Giza E, Fuller C, Junge A, Dvorak j (2003). *Mechanisms of foot and ankle injuries in soccer*. Am J Sports Med; 31:550–4.
8. Gribble PA, Hertel J (2003). *Predictors for performance of dynamic postural control using the Star Excursion Balance Task*. Measure Phys Ed Exerc Sci; 7:89–100.
9. Gribble P, Hertel J, Denegar CR (2004). *The effects of fatigue and chronic Ankle instability on Dynamic postural control*. J of Athletic training. 39 (4): 321-329.

10. Gribble, P (2003). *The star excursion balance test as a measurement tool*. Athl Ther Today;8(2):46-47.
11. Gregory, M, Jackson ND, Dorr KA (2007). *Effect of fatigue on neuromuscular function at the ankle*. J of sport rehabilitation. 16: 295-306.
12. Greig M. Johnson C (2007). *The influence of soccer specific fatigue on functional stability*. Physical Therapy in sport. Doi: 1016:356-363.
13. Gutierrez, G, Jackson ND, Dorr KA. (2007). *Effect of Fatigue on Neuromuscular Function at the Ankle*. J of Sport Rehabilitation; 16: 295-306.
14. Hiller, E Refshauge KM, Bundy AC (2006). *The cumberland Ankle instability tool*. Arch Phys Med Rehabil; 87:5-10.
15. Jakson ND, Gregory M. Gutierres, Thomas Kaminski. (2007). *The effect of fatigue and habituation on the stretch reflex of the ankle musculature*. J EMG Kinesio, doi: 19(1):75-84.
16. Knapik JJ, Sharp MA, Canham-Chervak M,( 2001).*Risk factors for training-related injuries among men and women in basic combat training*. Med Sci Sports Exerc 33:946-954.
17. McKeon, P. Hertel, J (2008). *Systematic Review of Postural Control and Lateral Ankle Instability, Part I: Can Deficits Be Detected With Instrumented Testing?*. Journal of Athletic Training;43(3):293–304
18. Miller PK, Bird AM (1976). *Localized muscle fatigue and dynamic balance*. Percept Mot Skills; 42:135-8.
19. Mohammadi, F (2007). *Comparison of 3 preventive methods to reduce the recurrence of ankle inversion sprain in male soccer players*. American J of Sport Medicine. 37; 922.
20. Paillard, TH, Noe F, Riviere T, Marion V (2006). *Postural Performance and strategy in the unipedal stance of soccer players at different levels of competition*. J Athl Train; 41(2): 172-176.
21. Phillip PA, Tucker WS, White PA (2007). *Time of day influences on static and dynamic postural control*. J of Athletic Training. 42(!): 35-41.
22. Rahnama, N, Lees A, Reilly T. (2003). *Muscle fatigue induced by exercise simulating the work rate of competitive soccer*. Journal of sport science, 21:11, 933-942.
23. Rahnama, N, Lees A, Reilly T (2006). *EMG of selected lower limb muscle fatigued by exercise at the intensity of soccer match – Play*. J of EMG and Kinsiology. 16: 257-263.
24. Riemann BL, Lephart SM (2002). *The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability*. J Athl Train; 37(1):71-79.

25. Rozzi, S, Yuktanandana P, Pincivero D, Lephart SM (2000). Role of fatigue on proprioception and neuromuscular control. Human Kinetics Publications Pp. 375-383.
26. Sarshin, A , Sadeghi H, Abbasi A (2007). *The effect of activity related fatigue on dynamic postural control as measured by the SEBT test*. Posture and balance. 14: 10-15.
27. Sedory, E, McVey ED, Cross KM. (2007). *Arthrogenic Muscle Response of the Quadriceps and Hamstrings with Chronic Ankle Instability*. Journal of Athletic Training; 42(3):355-360.
28. Shamway, C.A. Woollacott, M.H. (2001). Motor control theory and Practical applications, (Second Edition). A Wolters kluwer company. 614p.
29. Susco TM, Valovich McLeod TC, Gansneder BM, Shultz SJ (2004). *Balance recovers within 20 minutes after exertion as measured by the balance error scoring system*. J of Athl Train; 39(3):241-246.
30. Timothy A, Kulpa BS (2006). *The Effects of Activity related fatigue on Dynamic postural control as measured by SEBTs*. Journal of Athletic Training; 42(3):355-360.
31. Thorpe, J. and Ebersole, K (2008). *Unilateral Balance Performance in Female collegiate Soccer Athletes*. Journal of Strength and Conditioning Research; 22(5):1429-1433
32. Tropp H, Ekstrand J, Gillquist J (1984). *Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury*. Med Sci Sports Exerc; 16:64-66.
33. Wilkins JC, Valovich McLeod TC, Perrin DH, Gansneder BM (2004). *Performance on the balance error scoring system decreases after fatigue*. J Athl Train; 39(2):156-161.
34. Willems TM, Witvrouw E, Delbaere K, Mahieu N, De Bourdeaudhuij I, De Clercq D (2005). *Intrinsic risk factors for inversion ankle sprains in male subjects: a prospective study*. Am J Sports Med; 33:415-23.
35. Wong,P & Hong, Y (2005). *Soccer injury in the lower extremity*. Br j Sport Med.39: 473-482.
36. Woods, c, Hawkins RD, Maltby S, Hulse M (2003). *The football Association Medical Research Programme: An audit of injureis in professional football: an analysis of ankle sprains*. British journal of Sport Medicine, 37, 233-238.
37. Van Gool, D., Van Gerven, D. and Boutmans, J. (1988). The physiological load imposed on soccer players during real match-play. In Science and Football (edited by T. Reilly, A. Lees, K. Davids and W.J. Murphy), pp. 51-59.London: E & FN Spon.

38. Patrick O. McKeon, Jay Hertel (2008). *Systematic Review of Postural Control and Lateral Ankle Instability, Part I: Can Deficits Be Detected With Instrumented Testing?* Journal of Athletic Training 2008; 43(3):293-304.
39. Patrick O. McKeon, Jay Hertel (2008). *Systematic Review of Postural Control and Lateral Ankle Instability, Part II: Is Balance Training Clinically Effective?*. Journal of Athletic Training 2008; 43(3):305-315.
40. Letafatkar KH, Alizadeh MH, Kordi MR (2009). *The Effect of Exhausting Exercise Induced Muscular Fatigue on Functional Stability*. Journal of Social Sciences 2009; 5(4): 445-51.
41. Letafatkar KH, Rostamkhani H (2010). *The Effect of Ankle Plantar Flexor and Knee Extensor Muscles Fatigue on Dynamic Balance of Elderly*. Harakat 2010; (2).
42. Bruno M (2011). *Effect of muscle fatigue on posture control in soccer players during the short-pass movement*. Rev Bras Cineantropom Desempenho Hum 2011, 13(5):348-353.
43. Gioftsidou A, Malliou P, Pafis G, Beneka A, Godolias G (2011). *Effects of a soccer training session fatigue on balance ability*. Journal of human sport & exercise.3:521-527.
44. Small K, Mcnaughton L, Greig M, Lovell R (2010). *The effects of multidirectional soccer-specific fatigue on markers of hamstring injury risk*. Journal of Science and Medicine in Sport. 2010; 13:120-125.
45. Thierry P (2012). *Effects of general and local fatigue on postural control: A review*. Neuroscience & Biobehavioral Reviews: 36:162-176.



## راهنمای اشتراک نشریات علمی - پژوهشی

### پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی

خواهشمند است قبل از پرکردن برگ درخواست اشتراک به نکات زیر توجه فرمائید:

۱. نشانی خود را کامل و خوانا با ذکر کدپستی بنویسید.

۲. بهای اشتراک سالانه:

- مطالعات مدیریت ورزشی: ۳۰۰۰۰۰ ریال
- فیزیولوژی ورزشی: ۳۰۰۰۰۰ ریال
- مطالعات طب ورزشی: ۱۵۰۰۰۰ ریال
- رفتار حرکتی: ۱۵۰۰۰۰ ریال

۳. وجه اشتراک را به حساب جاری ۲۱۷۲۲۶۹۰۰۱۰۰۳ بانک ملی شعبه میر عماد کد

۱۸۷ به نام تمرکز وجوه درآمد اختصاصی پژوهشگاه تربیت بدنی و ورزش، و فیش بانکی را به

همراه فرم اشتراک به آدرس دفتر نشریه ارسال کنید.

نشانی: مشهد-وکیل آباد ۵۴- نبش بلوار لادن- پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی

وزارت علوم، تحقیقات و فناوری- دفتر نشریه

کدپستی: ۹۱۷۹۸۹۵۵۱۸ تلفن: ۲- ۵۰۲۸۸۴۰-۵۱۱-۰۵۱۱ دورنگار: ۵۰۱۴۲۴۹

پست الکترونیکی: Journal@ssrc.ac.ir

## فرم اشتراک نشریات علمی - پژوهشی

### پژوهشگاه تربیت بدنی و علوم ورزشی

نام: ..... نام خانوادگی: ..... تحصیلات: .....

تاریخ شروع اشتراک: ..... از شماره: .....

شغل: .....

نشانی پستی: .....

کدپستی: ..... صندوق پستی: .....

نشانی الکترونیکی: ..... تلفن: .....

به پیوست رسید بانکی شماره: ..... مورخ: .....

به مبلغ ..... ریال بابت اشتراک یکساله ضمیمه است.

امضاء

تاریخ

## **The effect of soccer-special fatigue on dynamic postural control in soccer players with functional ankle instability**

**M. Sahebozamani<sup>1</sup>, M. Sedaghat<sup>2</sup>**

### **Abstract**

The purpose of this research was to compare the effects of soccer specific fatigue (SSF) on the dynamic postural control (DPC) in the players who functional ankle instability (FAI) with healthy players.

The participants for this study were 38 semiprofessional players Kerman city. They were divided into two groups; functional ankle instability (18 persons) and healthy players (20 persons) on the basis of Cumberland ankle instability tools (CAIT) Questionnaire and medical confirmation.

For exerting soccer specific fatigue was used Bangsbo Test (BT), and to measuring postural control was used from Star excursion balance test (SEBT). For the purpose of confidence from appearing fatigue was used from BORG Scale (RPE). The results of this study showed that there were significant differences ( $p < 0.05$ ) in the postural control alterations in the one half and end of BT on both groups. So that postural control decreased in the one half and end of BT in both groups. results of this research shows that in condition of fatigue, soccer players with FAI rather than healthy players prone to ankle sprains, especially in the end minutes one half of game.

**Key words:** functional ankle instability (FAI), Postural Control, soccer special fatigue.

## **Comparison of Knee position Sense between Elite Male Soccer, Futsal and Beach Soccer Players**

**M.H. Alizadeh<sup>1</sup>, M. Zarei<sup>2</sup>, H. Samadi<sup>3</sup>**

### **Abstract**

Proprioception and balance are known as important factors in athletic performance and prevention of sports injuries. But effect of different sports on proprioception has not been studied. Thus the purpose of this study was to compare the knee joint position sense among elite male soccer, futsal and beach soccer players. For this purpose, 53 healthy players with following characteristics, including 23 soccer players, 16 futsal players and 14 beach soccer players; aged (mean±SD) 17.96±0.70, 19.13±1.20, and 24.69±3.24 (ys); weight 69.78±5.92, 66.44±7.22, and 76.69±6.04 Kg; and height 174.78±6.24, 176±4.71, and 182.92±4.70 Cm; respectively, were selected. Knee joint position sense was evaluated on dominant leg, with closed eyes condition, in closed kinetic chain, actively, and by Electrogoniometer. The mean of absolute error in reconstruction of each aim angle (30 and 60 degrees of flexion) considered as the error of knee joint position sense. One way ANOVA and Tukey-HSD post hoc tests were used to analyze the data. Results showed there wasn't a significant difference between knee joint position sense of Soccer, Futsal and beach Soccer players at 30 degree ( $P>0.05$ ). But a significant difference was observed between groups at 60 degree ( $P<0.05$ ), [ $F(2, 49)=3.45, p=0.04$ ]. Post hoc comparisons using the Tukey HSD test indicated that the mean of absolute error in reconstruction of 60 degree in beach soccer player ( $M=2.20, SD=1.28$ ) was significantly lower than the soccer players ( $M=3.92, SD=2.1$ ). However, the mean of absolute error in reconstruction of 60 degree in futsal players ( $M=3.48, SD=1.94$ ) did not significantly differ from other players. According to the findings, there was a significant difference between knee joint position senses of Soccer, Futsal and beach Soccer players at 60 degree. Coaches, Strength and conditioning coach and medical staff can use this result for design training for enhancement of knee proprioception.

**Key Words:** Proprioception, Knee Joint, Soccer, Futsal, Beach Soccer.

## **The Survey of Development Procedure and the Comparison of the Measurement of Plantar Arch Index from Ages of 3 to 12 Years of 3 to 12 Years**

**H. Musavi**

### **Abstract**

The medial longitudinal arch modifies significantly during growth. Nevertheless, authors differ on the age in which the foot acquires the adult-like shape. The best method is controversial to assess this arch in children. So objectives: Characterize the longitudinal arch of children between the age of 3 to 12; and also to compare the applicability of five evaluation methods. Statistical sample of this research was 416 people, in which Plantar prints were acquired. We calculated the arch indexes of: Cavanagh and Rodgers, Chipaux-Smirak, Staheli and the Alfa Angle, and we compared them with the feet posture assessment by physiotherapists. Non-parametric tests were used to compare among methods and ages such as Kruskal-Wallis, Friedman and  $\chi^2$ . Spearman correlation was used to establish the relationships between indexes. Subjects 3 and 4 years old showed a high prevalence of low arches (23–86%). Between 4 and 5 years old, significant difference was observed for all indexes. A good correlation presented between different indexes, although the proportions of the different arch types were different for each age group ( $p < 0.001$ ). The longitudinal arch acquires progressively an adult-like shape. The moment of medial longitudinal arch's formation was observed statistically between 4 and 5 years. The Chipaux-Smirak Index is the best index to assess children's feet; it provides a better classification for lower arches and it is easily calculated.

**KeyWords:** The longitudinal foot arch, Children between the age of 3 to 12, Cavanagh and Rodgers index, Chipaux-Smirak index, Staheli index, Alfa Angle index.

## **Effect of Time of Day on Ankle Sprain Injury Rehabilitation and Re-injury Rate**

**H. R. Sadeghipour<sup>1</sup>, N. Rahnama<sup>2</sup>, A.B. Nazarian<sup>3</sup>**

### **Abstract**

An ankle sprain is the most common injuries which due to damage to the proprioceptive receptors and decrease stability, the risk of re- injury high. Because if diurnal rhythms on athletic performances the purpose of this study was to investigate the effect of time of day on ankle sprain rehabilitation and re-injury rate. Sixteen non-professional athletes with history of unilateral ankle sprain which reported no history of neurological or vestibular impairments participated in this study (age: 24.2±2.7 years, weight: 71.6±3.1 kg, height: 177.2±3.4 cm; Mean±SD) and participated in 12 sessions physiotherapy in two randomized morning (8-10) and evening (18-20) groups. After ensuring walk without pain, at the same time, Star Excursion Balance training which reported as more effective program in improving functional stability of the sprained ankle was used for 4 weeks as rehabilitation program. The Single Leg Balance test was used to measure effect of rehabilitation program, and re-injury rate after one year were recorded. Paired sample t-test used for comparison of data mean. Results showed that after rehabilitation program, balance ability for in evening group was significantly better than morning group ( $t=2.65$ ,  $P=0.03$ ). After one year, 2 and 1 re-injuries were found in morning and evening group respectively ( $P\geq 0/05$ ). A similar study, did not found in this field but positive effect of time of day on the acquisition of static equilibrium in this study can be a basis for more extensive studies with greater number of samples, especially with more advanced clinical diagnostic devices, perhaps with the appropriate time of rehabilitation, recovery accelerated and re injury reduced.

**Key Word:** Ankle Sprain, Rehabilitation, Circadian Rhythms.

---

1. Persian Gulf University

2. Isfahan University

3. PNU University

## **Construction and Reliability study of the Iranian New Device for Measuring Ankle Proprioceptive**

**R. Rajabi<sup>1</sup>, M. Karimizade Ardakani**

### **Abstract**

The purpose of this study was to test the reliability of a novice Iranian device for measuring ankle proprioceptive. For this purpose, 20 young males with the mean age of  $4/5 \pm 4/22$  yrs old, mean weight of  $14/62 \pm 6/5$  kg, and mean height of  $175/34 \pm 5/3$  cm were recruited in this study. The subjects selected randomly from the University of Tehran. An examiner measured 20 subjects for 10 Times to evaluate the Inter-rater reliability (ICC). For Intra-rater reliability measurements, 4 examiners measured 8 subjects (right and left foot=16 trial) in 4 times. Altogether 64 trials were performed for this reason. Before the measurement, 4 measurers received adequate instruction. Hence, the stability of the device measurements over time was assessed. Inter class correlation coefficient (ICC) and intera class correlation coefficient was applied to check reliability of ankle proprioceptive goniometric. ICC for inter class and intera class correlation coefficient was 0/97 and 0/87 receptively. Also the over time stability of device was 0/82. From the results of this study we can recommend the use of this tool for accurate and rapid measurements of ankle joint position sense.

**Key Words:** reliability, proprioceptive, ankle, goniometric.

---

1. Tehran University

## **Design and Construction of Anthropometric Evaluation Software**

**M.R. Mahmoodkhani<sup>1</sup>, A.H. Barati<sup>2</sup>**

### **Abstract**

The main objective of this researches was to provide and Implement anthropometric evaluation and sport talent identification software suitable with windows OS. This application was executed for facility the evaluation measurement methods, assessment, calculation and anthropometric factors analysis. Through applying this research, we succeeded in designing the software capable of accurate, easy and fast measuring, assessment and analysis anthropometric factors related to maturation and growth and also body type. Special advantage of this software is sport talent identification in subjects', based on Somatotype. This software works is based on the world and Olympics' elite athletes body type information in 45 sport field for male and 30 sport field for female's subject and finally appropriate filed suggested to subjects. This unique software can be calculating preadolescent's subject extent of physical dimensions (based on Iranian toddlers' norm) compare with the normal range of Iranian preadolescent and expressed it as a z score. The software was implemented on male student's more than 2000 person (9-16 ages) as a pilot in the country. A different and exclusive capability of this software provides accurate, easy and fast calculations on anthropometry. Hence this software is flexible and stable enough, therefore, it is recommended to the users and interested people to go through this software to run the related anthropometric calculations related to health, maturation and growth based on body type.

**KeyWords:** Body type, Analyses, Validity and reliability.

---

1. Researcher, Studies Center of Iran Basij Sport Organization  
2. Shahid Rajaei University

## **The Effect of a Weight Lifting Belt on Electromyographic Activation of Some Selected Muscles during Lifting**

**M. Nemati-Moez<sup>1</sup>, M. Anbarian<sup>2</sup>, M.J. Razie<sup>3</sup>**

### **Abstract**

Weight lifting belts are commonly used in variety of athletes such as weightlifters, power lifters and bodybuilders. Basically, athletes believe that wearing belt is effective in preventing injuries and improving performance. But, controversy exists among researchers regarding the effectiveness of using weightlifting belt. The aim of this study was to examine the effect of wearing a weightlifting belt on electromyographic activation of some selected muscles during lifting. Eight power lifters (age:  $21.5 \pm 3.8$  yrs, height:  $175.75 \pm 7.7$  cm, weight:  $82.8 \pm 11.2$  kg) with no history of back pain or injury participated in the study. Each subject lifted loads (80 to 270 kg) both with and without wearing the weightlifting belt. Surface electromyographic activity was recorded from rectus abdominis, external oblique, external oblique and erector spinal muscles during lifting tasks in sampling rate of 1000 Hz. Results from lifting, holding and lowering phases showed no significant differences in muscles activity between two lifting tasks. It is assumed that wearing the belts improves trunk stability. If so, it was expected that the erector spinae muscles activity would reduced during lifting with belt condition. But, we observed an increased activation of the erector spinae muscles during lifting with weightlifting belt . These findings raise some doubt that wearing a weightlifting belt can provide stability on trunk during power lifting lift.

**Key Words:** Weight lifting belt, Power lifting lift, Trunk muscles EMG.

---

1-3. Physical Education Department, Bu Ali Sina University, Hamedan, Iran

2. Bu Ali Sina University





## Table of Contents

- .. **The Effect of a Weight Lifting Belt on Electromyographic Activation of Some Selected Muscles during Lifting .....7**  
M. Nemati-Moez, M. Anbarian, M.J. Razie
- .. **Design and Construction of Anthropometric Evaluation Software .....8**  
M.R. Mahmoodkhani, A.H. Barati
- .. **Construction and Reliability study of the Iranian New Device for Measuring Ankle Proprioceptive.....9**  
R. Rajabi, M. Karimizade Ardakani
- .. **Effect of Time of Day on Ankle Sprain Injury Rehabilitation and Re-injury Rate .....10**  
H. R. Sadeghipour, N. Rahnama, A.B. Nazarian
- .. **The Survey of Development Procedure and the Comparison of the Measurement of Plantar Arch Index from Ages of 3 to 12 Years .....11**  
H. Musavi
- .. **Comparison of Knee position Sense between Elite Male Soccer, Futsal and Beach Soccer Players ..... 12**  
M.H. Alizadeh, M. Zarei, H. Samadi
- .. **The effect of soccer-special fatigue on dynamic postural control in soccer players with functional ankle instability .....13**  
M.Sahebozamani; M.Sedaghat

## **Studies in Sport Medicine**

### **(SSRI)**

- **Chairman Manager: Mahdi Talebpour (Ph.D)**
- **Editor in Chief: Reza Rajabi (Ph.D)**
- **Managing Director: Mahboubeh Iranpak**
  
- **Editorial Board:**
  - Ahmad Ebrahimi Atri (Ph.D. Mashhad University)
  - Reza Rajabi (Ph.D Tehran University)
  - Nader Rahnama(Ph.D Esfahan University)
  - Sadredin Shojaedin (Ph.D Tarbiyat Moallem University)
  - Heidar Sadeghi (Ph.D Tarbiyat Moallem University)
  - Mohamad Hossein Alizadeh(Ph.D Tehran University)
  - Nader Farahpour (Ph.D Hamedan University)
  
- **ISSN: 2322-1658**
- **Volume 12, Autumn & Winter 2013**
- **Tehran Central Office: No. 3, hava peimae Lane, Ostad Nejatollahi St, Tehran, I.R.Iran.**
- **Address: Ladan Blvd, Vakil Abad 54, Mashhad, I.R.Iran.**
- **Postal Code: 9175895518**
- **Tel: +98-511-5014247-50**
- **Fax: +98 -511- 5014247**
- **E-mail: Journal@ssrc.ac.ir**
- **Website: www.SSRC.ac.ir**

# **Studies in Sport Medicine**

**Year Nine, No 12**  
**Autumn & Winter 2013**



**In The Name of God**