پژوهش در علوم ورزشی شماره ۶، تابستان ۱۳۸۹، صص ۲۴-۱۳

طراحی و ساخت نرم‌افزار و سخت‌افزار بیوفیدبک کامپیوتری

*دکتر عباس معمار باشی[۱]

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۱/۱۰ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۱۱/۲۶

پژوهشکدهٔ تربیت بدنی و علوم ورزشی وزارت علوم، تحقیقات و فناوری

چکیده

در تحقیق حاضر، دستگاه بیوفیدبک کامپیوتری طراحی و نمونه‌سازی شده است. این دستگاه هشت ورودی آنالوگ، مبدل آنالوگ به دیجیتال ۱۶ بیتی سریع، نمایشگر گرافیکی،کارت حافظهٔ SD، صفحه کلید، پنج کلید روی پانل با قابلیت اتصال پنج کلید خارجی دارد. یک حسگر دمای دیجیتال نیز برای اندازه‌گیری دمای پوست، مستقل از ورودی‌های آنالوگ به دستگاه متصل می‌شود. نرم‌افزار میکروکنترلر با زبان برنامه نویسی C نوشته شده است و امکان ارتباط با کامپیوتر از طریق پورت سریال و یواس‌بی وجود دارد. دستگاه بیوفیدبک، سیگنال‌های آنالوگ الکترومیوگرام، الکتروکاردیوگرام، حسگر شتاب سنج سه محوره، حسگر مقاومت الکتریکی پوست و حسگر ضربان قلب را پس از پردازش، به کامپیوتر ارسال می‌کند. اطلاعات روی کارت حافظهٔ MicroSD، با قالب FAT32 ذخیره می‌شود. این دستگاه علاوه بر استفاده در آزمون‌های بیوفیدبک، امکانات متعددی برای انجام آزمون‌های زمان عکس‌العمل شنیداری و دیداری، با دو روش دینامیک و غیردینامیک دارد. در آزمون‌های زمان عکس‌العمل دینامیک از حسگر شتاب سنج سه‌محوره برای تشخیص جهت حرکت اندام پاسخ دهنده استفاده شده است. آزمون دیداری دینامیک از نوع انتخابی است و آزمودنی باید اندام هدف را در جهت مشخص، متناسب با تصویر نمایشگر حرکت دهد. برای این دستگاه سه نرم‌افزار مستقل کامپیوتری با زبان دلفی نوشته شده است. نرم‌افزار اصلی دستگاه، اطلاعات بیولوژیک را به‌صورت آن‌لاین از دستگاه دریافت می‌کند و به شکل نمودار خطی لحظه به لحظه روی نمایشگر نشان می‌دهد. امکانات کالیبراسیون حسگرها، فیلتر دیجیتال کانال‌ها، ذخیرهٔ مشخصات آزمودنی‌ها و اطلاعات آزمون‌های آنها و نیز مقایسهٔ نتایج هر فرد، به صورت جداگانه و در بین گروه وجود دارد. در نرم‌افزار زمان عکس‌العمل، محقق می‌تواند آزمون دیداری یا شنیداری را طراحی و نتایج را از نظر آماری تحلیل نماید و به‌صورت نمودار ستونی از آنها استفاده کند. در نرم‌افزار اسیلوسکوپ الکترومیوگرافی، امکان نمایش و ذخیرهٔ سیگنال‌های الکترومیوگرافی روی نمایشگر با سرعت زیاد فراهم شده است و می‌توان از این نرم‌افزار در آزمون‌های محقق ساختهٔ زمان عکس‌العمل استفاده کرد. برای اطمینان از

۱. استادیار دانشگاه محقق اردبیلی Email: a_meamarbashi@yahoo.com

کارکرد مناسب سخت‌افزار، آزمون‌های مختلفی روی هر قسمت از آن انجام شد. شش نوع آزمون زمان عکس‌العمل مقایسه‌ای با استفاده از کامپیوتر و دستگاه بیوفیدبک، توسط ۳۵ دانشجوی پسر (سن: ۲/۴±۲۳/۹) انجام شد و نتایج بر اعتبار و روایی دستگاه دلالت داشتند.

کلیدواژه‌های فارسی: طراحی، نمونه‌سازی، دستگاه، بیوفیدبک، زمان عکس‌العمل.

مقدمه

امروزه، ورزش در تمام دنیا، اهمیت بسیاری یافته است و همهٔ کشورها برای پیشرفت ورزش و ورزشکاران خود تلاش‌های فراوانی می‌کنند؛ بنابراین ضروری است که در کشور ما نیز نقش فناوری و مهندسی در بهینه سازی و رشد ورزش تقویت شود. بیوفیدبک یا پس‌خوراند زیستی، روشی است برای اینکه یاد بگیریم چگونه فعالیت‌هایی را که بدن ما به‌طور طبیعی و خودکار انجام می‌دهد مثل ضربان قلب، تنش ماهیچه‌ای، الگوی تنفس و دمای پوست کنترل کنیم. در حقیقت با بیوفیدبک می‌آموزیم به‌طور ارادی، فعالیت‌های بدنی خود را به وسیلهٔ فیدبکی از فرآیندهای فیزیولوژیکی تغییر دهیم. بیوفیدبک ابزاری برای درک فرآیندهای بدنی و در نهایت، کنترل این فرآیندها به‌منظور افزایش آرمیدگی، کاهش درد و افزایش سطح سلامت و غیره است.

دستگاه‌های ساخت خارج، به‌صورت تک بعدی و تنها برای اندازه‌گیری یک یا چند متغیر ساخته شده‌اند (۱) از جملهٔ این دستگاه‌ها می‌توان به دستگاه تمایز الگویی وگ هالتر (۱۹۸۱) اشاره کرد. در داخل کشور تحقیقات قابل ملاحظه‌ای، دست‌کم در حیطهٔ علوم ورزشی، در زمینهٔ بیوفیدبک انجام نشده است و تنها می‌توان به ساخت دستگاه اندازه‌گیری عملکرد حرکت توسط شریف‌نژاد و بهرام (۱) اشاره کرد.

به‌تازگی، واژهٔ جدیدی با عنوان Dynamic Biofeedback مطرح شده است که نشان می‌دهد تمرینات بیوفیدبک در حین حرکت نتایج بهتری بر کنترل حرکتی دارد (۲). از آنجا که پاسخ ایجاد شده با تغییر شتاب در عضو مورد مطالعه قابل تشخیص است، در این طرح به‌طور ابتکاری، پاسخ به محرک و شدت پاسخ به وسیلهٔ حسگر شتاب سنج سه محوره تشخیص داده خواهد شد؛ بدین ترتیب محدودیت‌هایی که برای تشخیص پاسخ وجود داشت و اینکه فرد موظف بود از دست برای واکنش استفاده کند از بین می‌رود و سایر اعضای بدن نیز می‌توانند به‌کار گرفته شوند؛ به‌طور مثال هر یک از انگشتان دست یا پا یا عملی چون چرخش مچ می‌تواند پاسخ به حساب آید.

به دلیل فقدان دستگاهی که بتواند تا حد ممکن نیازهای آموزشی و تحقیقاتی حوزهٔ روان‌شناسی ورزشی را در مباحث بیوفیدبک و زمان عکس‌العمل برآورده کند، به طراحی و ساخت این دستگاه اقدام شد تا ضمن کاهش وابستگی به خارج، محققان بتوانند از ابزارهای متعدد این دستگاه برای تحقیقات استفاده نمایند.

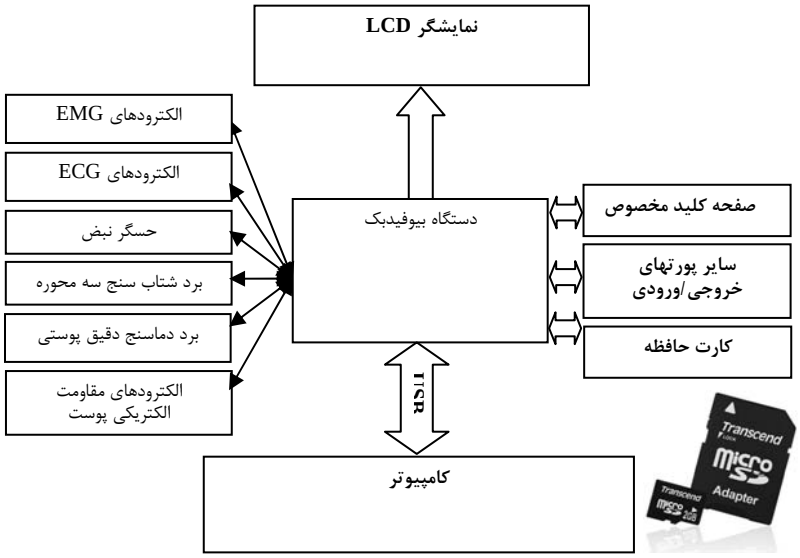
روش شناسی پژوهش

این سیستم از دو بخش نرم‌افزار (کامپیوتر و میکروکنترلر) و سخت‌افزار الکترونیکی تشکیل شده است. سخت‌افزار این سیستم شامل سه بخش حسگرها، بخش الکترونیکی و میکروکنترلر است. حسگرهای دستگاه عبارتند از: حسگرهای شتاب سنج سه محورهٔ بسیار حساس، الکترودهای پوستی[1] و الکتروکاردیوگرام، حسگر دمای پوست، حسگر مقاومت الکتریکی پوست و حسگر مخصوص نبض. همچنین بخش الکترونیکی شامل: قسمت فیلتر، پیش‌آمپلی‌فایر، آمپلی‌فایر و تبدیل آنالوگ به دیجیتال ۱۶ بیتی سریع برای الکترودهای پوستی و الکتروکاردیوگرام است. برای حسگرهای شتاب، دما، الکترودهای مقاومت الکتریکی پوست و نبض از فیلتر مخصوص و آمپلی‌فایر و نیز مبدل آنالوگ به دیجیتال ۱۶ بیتی سریع استفاده شده است.

میکروکنترلر استفاده شده در این دستگاه ATMEGA32 (ATMEL, USA) نام دارد. برنامهٔ این میکروکنترلر، با استفاده از زبان برنامه نویسی سی نوشته شد و پس از کامپایل توسط نرم‌افزار کامپایلر مخصوص AVR Studio4، به‌صورت فایل هگزا دسیمال (HEX) درآمد. سپس، با استفاده از نرم‌افزار سازندهٔ میکروکنترلر از طریق پورت سریال در میکروکنترلر ذخیره و استفاده شد (۳). در برنامه نویسی میکروکنترلر، امکان دریافت فرمان از کامپیوتر در نظر گرفته شده است؛ بنابراین می‌توان اعمال مختلف دستگاه را با نرم‌افزار کامپیوتر کنترل کرد. ثبت اطلاعاتی مانند EMG با سرعت زیاد روی کارت حافظهٔ SD نیز امکان‌پذیر است. نرم‌افزارهای کامپیوتری این سیستم با زبان برنامه نویسی دلفی نوشته شده است. میکروکنترلر اطلاعات حاصل از حسگرها را به‌صورت سریال به کامپیوتر ارسال می‌کند، نرم‌افزار کامپیوتر این اطلاعات را پردازش می‌کند و نتیجهٔ آزمون را اعلام و در بانک اطلاعاتی ثبت می‌کند. به دلیل پیش‌بینی اتصال انواع مختلف حسگرها و خروجی‌ها به بخش الکترونیکی و قابلیت طراحی آزمون‌ها توسط محقق، توسعه و تکمیل آزمون‌ها و قابلیت‌های دستگاه به سادگی میسر خواهد شد.

---

1. EMG



تصویر ۱. دیاگرام کلی دستگاه بیوفیدبک کامپیوتری

یافته‌های پژوهش

دستاوردهای این طرح پژوهشی عبارتند از: تولید دستگاه بیوفیدبک کامپیوتری و سه نرم‌افزار کامپیوتری. پس از تولید سخت‌افزار و نرم‌افزارهای مختلفِ دستگاه به‌طور جداگانه و مقایسه‌ای، نرم‌افزار زمان عکس‌العمل روی ۱۱۱ دانشجوی دختر و پسر آزمایش شد.

۱. سخت افزار بیوفیدبک کامپیوتری

از نظر سخت‌افزاری، این پروژه به دو قسمت دستگاه اصلی و ورودی‌های آنالوگ تقسیم می‌شود. ابعاد دستگاه بیوفیدبک و زمان عکس‌العمل ۱۰/۵× ۱۶/۵× ۲۴ سانتی‌متر و دارای امکانات زیر است:

۱- نمایشگر LCD گرافیکی ۱۲۸× ۶۴ پیکسل
۲- سوکت کارت حافظهٔ SD
۳- صفحه کلید
۴- پنج عدد کلید پانل دستگاه
۵- کلید و سوکت تغذیه
۶- سوکت اتصال ورودی‌های آنالوگ EMG، ECG و GSR
۷- سوکت اتصال حسگر شتاب‌سنج سه محوره

۸- سوکت اتصال حسگر دمای پوستی
۹- سوکت اتصال حسگر ضربان قلب
۹- خروجی پورت سریال
۱۰- خروجی پورت USB

تصویر۲. تصویر دستگاه بیوفیدبک کامپیوتری

ورودی‌های آنالوگ این دستگاه دارای بخش‌های ذیل است:
۱- بورد مبدل آنالوگ به دیجیتال ۸ کانالۀ ۱۶ بیتی بسیار سریع
۲- بورد حسگر شتاب سنج سه محوره
۳- بورد حسگر حرارتی دیجیتال
۴- بورد آمپلی‌فایر الکترومیوگرام
۵- بورد آمپلی‌فایر الکتروکاردیوگرام
۶- بورد آمپلی‌فایر مقاومت الکتریکی پوست
۷- بورد آمپلی‌فایر ضربان قلب
۸- بورد مبدل آنالوگ به دیجیتال ۸ کانالۀ ۱۶ بیتی بسیار سریع

یک حسگر شتاب‌سنج سه محوره با محدودهٔ g ۶± ، تغذیهٔ ۳/۶ ولت و فیلتر پایین‌گذر[1]، به‌طور مستقیم، به سه کانال شمارهٔ ۱ تا ۳ مبدل آنالوگ به دیجیتال متصل شده است. از این حسگر می‌توان در تمامی آزمون‌های بیوفیدبک و زمان عکس‌العمل استفاده کرد.

حسگر دمای پوست بسیار کوچک با خروجی دیجیتال، از طریق پورت I_2C میکروکنترلر دمای پوست را اندازه‌گیری می‌کند. الکترودهای الکتروکاردیوگرام و الکترومیوگرام به آمپلی‌فایر مربوط متصل‌اند و اطلاعات را با سرعت بالا به کامپیوتر منتقل می‌کنند. یک جفت الکترود مقاومت الکتریکی پوستی برای ثبت مقاومت الکتریکی پوست در نظر گرفته شده است. ضربان‌های قلب از روش اندازه‌گیری تغییرات جذب نوری انگشت توسط حسگر مخصوص آن انجام می‌شود.

در این طرح، نوعی از آزمون‌های شنیداری و دیداری با پاسخ دینامیک، با استفاده از حسگر شتاب سنج ابداع شده است؛ بدین مفهوم که می‌توان با حرکت دست، پا یا هر اندامی که حسگر به آن متصل شده و در جهتی که مورد نظر آزمون می‌باشد، پاسخ را از آزمودنی دریافت کرد. بدین ترتیب محدودیت پاسخ در آزمون‌های زمان عکس‌العمل که منحصر به فشردن کلید صفحه‌کلید یا موس یا استفاده از هر نوع کلید دیگر می‌باشد از بین رفته است و می‌توان از هر عضوی، به عنوان هدف استفاده کرد. همچنین جهت حرکت عضو نیز در پاسخ مطلوب دخالت دارد. با این توضیح، در بخش آزمون‌های زمان عکس‌العمل دو نوع کلی آزمون‌های شنیداری و دیداری دینامیک طراحی شده است.

هر یک از انواع آزمون‌ها را می توان به‌صورت دینامیک یا غیردینامیک استفاده نمود. در آزمون‌های دینامیک، در صورت اتصال حسگر شتاب سنج به عضو مورد مطالعه در آزمون‌های دیداری، جهت مطلوب حرکت عضو با نمایش خط مستقیم در قسمت بالا، پایین، چپ و راست صفحهٔ نمایش تعیین می‌شود و آزمودنی باید با حرکت عضو در جهت مطلوب، به هر آزمون پاسخ دهد. در آزمون‌های شنیداری دینامیک صرفاً حرکت عضو، مطلوب می‌باشد. درک جهت حرکت عضو با توجه به تغییرات شتاب به‌دست آمده از سه محور، توسط میکروکنترلر پردازش می‌شود و جهت حرکت عضو مشخص می‌شود. برای آزمون‌های دینامیک از حسگر شتاب سنج سه محوره استفاده می‌شود.

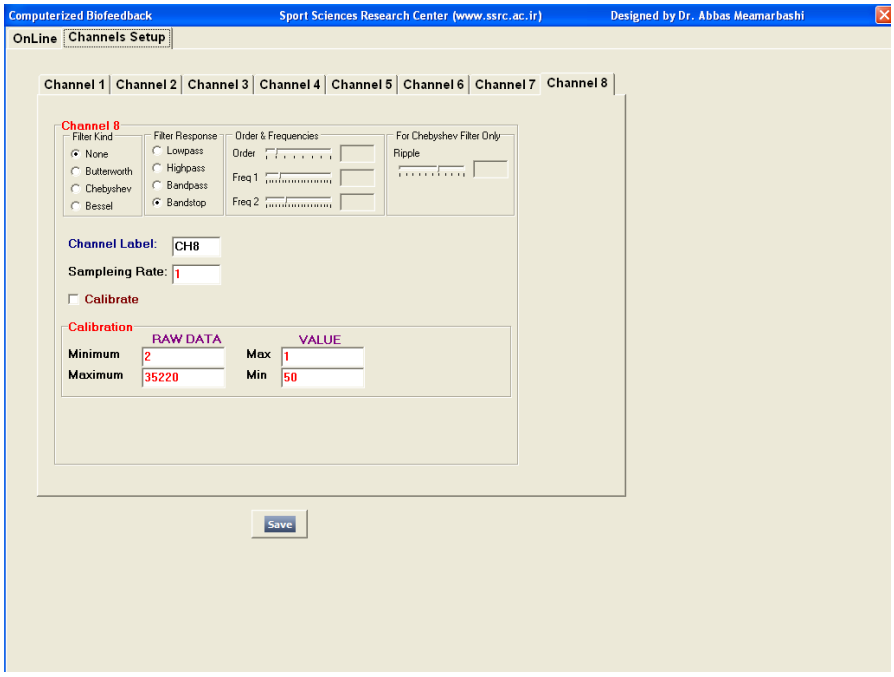
در آزمون‌های دیداری غیردینامیک از آزمودنی خواسته می‌شود تا بلافاصله پس از مشاهدهٔ کادر مستطیل سفید رنگ در مرکز صفحهٔ نمایش، کلید میانی روی پانل را فشار دهد. مانند آزمون‌های شنیداری، آزمودنی پس از شنیدن صدای بوق دستگاه، با فشردن کلید مربوط به محرک صوتی پاسخ می‌دهد.

---

1. Low Pass Filter

۲- نرم افزار دستگاه بیوفیدبک

این نرم‌افزار با سخت‌افزار دستگاه بیوفیدبک ارتباط مستقیم دارد و می‌تواند فرمان‌هایی را به دستگاه ارسال یا اطلاعات حسگرها را دریافت نماید. این نرم‌افزار امکانات متعددی دارد که مهم‌ترین بخش‌های آن عبارتند از: بخش نمایش اطلاعات حسگرها، بخش اطلاعات آزمودنی‌ها و بخش تنظیم فیلترهای اختصاصی هر کانال.



تصویر۳. بخش فیلتر دیجیتال نرم‌افزار بیوفیدبک

۳- نرم‌افزار اسیلوسکوپ دستگاه بیوفیدبک

این نرم‌افزار نیز به زبان دلفی نوشته شده و با امکانات ویژهٔ خود برای نمایش اطلاعات سیگنال‌های EMG روی نمایشگر کامپیوتر، با سرعت بالا طراحی شده است. از لحظهٔ شروع آزمون دیداری یا شنیداری، پیامی به کامپیوتر ارسال می‌شود و هم‌زمان، اطلاعات امواج الکترومیوگرام و وضعیت کلید روی پانل به کامپیوتر ارسال می‌شود. تأخیر به‌وجود آمده از زمان تحریک تا شروع تحریکات الکتریکی عضله را می‌توان روی نمایشگر مشاهده نمود.

۴- نرم‌افزار کامپیوتری زمان عکس‌العمل

در این نرم‌افزار، امکان طراحی و ایجاد انواع متنوعی از آزمایش‌های شنیداری و دیداری برای آزمون زمان عکس‌العمل وجود دارد. برای آزمون‌های شنیداری، محقق نوع محرک صوتی را به‌صورت فایل صوتی، برای هر آزمون تعیین می‌کند. خلاصهٔ نتایج هر آزمون و تاریخ و زمان انجام آن در فایل دیگری ذخیره شده و قابل بازیابی است. این نرم‌افزار قادر است روی داده‌های جمع‌آوری شده آزمون‌های آماری انجام داده، نتایج را به‌صورت نمودارهای مختلف نمایش دهد یا به‌صورت تصویر ذخیره نماید.

نتایج زمان عکس‌العمل با دو روش شنیداری و دیداری توسط نرم‌افزار کامپیوتری

نتایج آزمون زمان عکس‌العمل، به دو روش شنیداری و دیداری توسط ۶۱ دانشجوی پسر و ۵۰ دانشجوی دختر که به‌صورت تصادفی انتخاب شده بودند، در جدول‌های ۱ و۲ ارائه شده است.

جدول ۱. مقایسهٔ نتایج آزمون‌های زمان عکس‌العمل دیداری با استفاده از نرم‌افزار کامپیوتری

نوبت آزمایش	دختران		پسران	
	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار
۱	۳۹۱/۵۷	۹۷/۴۵	۴۰۴/۳۳	۱۰۰/۱۸
۲	۳۵۴/۶۰	۹۰/۲۸	۳۵۷/۴۲	۹۸/۰۳
۳	۳۵۰/۵۵	۹۵/۹۰	۳۴۲/۱۸	۸۹/۵۱
۴	۳۳۷/۴۰	۸۰/۳۷	۳۲۸/۱۷	۷۷/۳۱
۵	۳۲۶/۹۷	۹۳/۷۹	۳۳۰/۲۴	۷۹/۲۷
۶	۳۱۷/۸۵	۷۸/۱۹	۳۳۱/۴۱	۷۸/۴۷
۷	۳۱۴/۷۷	۷۰/۴۷	۳۲۱/۷۳	۶۴/۱۷
۸	۳۲۶/۴۶	۹۰/۸۹	۳۲۱/۷۱	۵۶/۲۴
۹	۳۱۴/۹۴	۶۳/۷۶	۳۲۰/۷۱	۶۳/۱۹
۱۰	۳۳۰/۰۴	۷۶/۳۶	۳۲۸/۲۱	۷۴/۹۹
میانگین کل	۳۳۶/۳۹	۸۷/۳۴	۳۳۷/۵۵	۸۲/۲۷

نرم‌افزار زمان عکس‌العمل، با استفاده از رایانهٔ قابل حمل (لپ تاپ) و ویندوز ویستا به‌کار گرفته شد و آزمودنی برای پاسخ، فقط کلید Enter را با انگشت اشاره دست غالب خود فشار می‌داد. زمان‌های عکس‌العمل بیش از ۷۰۰ میلی‌ثانیه حذف شد. ابتدا، پیش‌فرض طبیعی بودن توزیع داده‌ها با استفاده از آزمون کولموگروف-اسمیرنف تأیید شد.

جدول ۲. مقایسهٔ نتایج آزمون‌های زمان عکس‌العمل شنیداری با استفاده از نرم‌افزار کامپیوتری

نوبت آزمایش	دختران		پسران	
	میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار
۱	۴۴۷/۵۵	۹۲/۷۷	۳۵۷/۸۷	۸۶/۹۶
۲	۳۷۸/۲۶	۷۸/۱۶	۲۸۲/۱۴	۶۲/۱۱
۳	۳۶۳/۰۰	۷۰/۲۲	۲۹۴/۹۱	۷۷/۳۹
۴	۳۵۶/۰۵	۵۸/۳۹	۲۸۶/۸۹	۶۷/۲۸
۵	۳۶۲/۰۹	۵۰/۹۳	۲۷۹/۲۲	۵۰/۳۲
۶	۳۶۷/۷۹	۶۶/۷۰	۲۷۶/۴۵	۴۶/۰۸
۷	۳۶۵/۹۶	۷۳/۶۴	۲۷۵/۶۲	۴۶/۸۶
۸	۳۷۰/۳۷	۷۲/۵۵	۲۸۲/۶۳	۵۴/۱۷
۹	۳۷۵/۳۴	۷۵/۴۸	۲۹۳/۰۸	۷۰/۲۲
۱۰	۳۶۶/۳۶	۷۲/۷۳	۲۸۲/۱۷	۵۳/۸۷
میانگین کل	۳۷۵/۲۷	۷۶/۱۰	۲۹۰/۷۹	۶۶/۷۳

نتایج فوق نشان می‌دهد بین میانگین کل زمان عکس‌العمل در آزمون‌های دیداری در دختران و پسران تفاوتی وجود ندارد. کمترین زمان آزمون‌های دیداری در دختران مربوط به آزمون‌های هفتم و نهم و در پسران، آزمون‌های هفتم تا نهم می‌باشد، آزمون اول در دختران و پسران طولانی‌ترین زمان واکنش را به دنبال داشت.

نتایج نشان داد میانگین زمان عکس‌العمل به محرک شنیداری، در پسران کمتر از دختران بود. مقایسهٔ نتایج نوبت آزمون‌ها مؤید این مطلب است که طولانی‌ترین زمان عکس‌العمل در دختران و پسران به آزمون اول اختصاص دارد، کمترین زمان برای دختران آزمون چهارم و برای پسران آزمون هفتم بود.

نتایج آزمون زمان عکس‌العمل به دو روش شنیداری و دیداری با دستگاه بیوفیدبک

پس از اجرای آزمون فوق و تکمیل و اطمینان از کارکرد صحیح دستگاه بیوفیدبک، تحقیق دیگری اجرا شد. زمان پاسخ دینامیک و غیردینامیک به محرک، با روش‌های دیداری و شنیداری توسط دستگاه بیوفیدبک و نرم‌افزار کامپیوتری، روی ۳۵ دانشجوی پسر (سن: ۲/۴±۲۳/۹) بررسی شد. نتایج مقایسهٔ زمان عکس‌العمل، با استفاده از نرم‌افزار کامپیوتری و دستگاه بیوفیدبک، به روش‌های غیردینامیک و نیز تعیین زمان عکس‌العمل دینامیک با روش شتاب‌سنجی (ACC) در جدول ۳ نمایش داده شده است.

جدول ۳. آزمون‌های زمان عکس‌العمل، با استفاده از دستگاه بیوفیدبک و نرم‌افزار کامپیوتری

	دستگاه بیوفیدبک				کامپیوتر	
	دیداری		شنیداری		دیداری	شنیداری
	غیر دینامیک	ACC	غیر دینامیک	ACC		
میانگین	۳۰۴/۶	۳۹۷/۳	۲۶۳/۶	۳۱۰/۴	۲۸۳/۰	۳۲۸/۱
انحراف معیار	۶۸/۱	۴۹/۴	۳۰/۷	۴۴/۳	۳۸/۳	۴۷/۸

نتایج آزمون t وابسته نشان داد که بین آزمون‌های دیداری کامپیوتری و شنیداری دینامیک در سطح اطمینان ۹۵٪ ($p<0.05$) و بین آزمون‌های شنیداری کامپیوتری و شنیداری غیردینامیک در سطح اطمینان ۹۹٪ ($p<0.01$) اختلاف معنی‌داری وجود دارد. طبیعی بودن توزیع پنج آزمون با استفاده از آزمون کولموگروف-اسمیرنف[1] تأیید شد.

مقایسهٔ پنج روش نشان داد کمترین زمان عکس‌العمل، در آزمون شنیداری غیردینامیک با دستگاه بیوفیدبک و طولانی‌ترین زمان، در روش دیداری دینامیک با دستگاه بیوفیدبک به‌دست آمده است.

بحث و نتیجه‌گیری

در خصوص استفاده از حسگر شتاب سنج برای تعیین زمان عکس‌العمل، به‌جز یک تحقیق پایه‌ای توسط سامر و همکاران روی حرکت انگشت (۴)، شواهد دیگری به‌دست نیامد. البته از این حسگر در بعضی از تحقیقات بیوفیدبک استفاده شده است. اندرسون و همکارانش[2] (۲۰۰۵) با نصب حسگر شتاب‌سنج یک محوره‌ای روی چرخ دوار، از این سیستم برای بیوفیدبک پاروزنی استفاده کردند (۵). دوزا و همکاران[3] (۲۰۰۵) از حسگر شتاب‌سنج برای تمرینات بیوفیدبک در تعادل پویا استفاده کردند (۶) و تاکر و همکاران[4] (۲۰۰۸) از این حسگر برای پاسخ دینامیک در تغییر ارادی تعادل استفاده کرده‌اند (۷).

استفاده از اطلاعات امواج الکترومیوگرام سریع‌تر از اطلاعات شتاب‌سنج است، ولی این حسگر می‌تواند جهت و شدت واکنش را نشان دهد و حتی در وضعیت استاتیک، زاویهٔ اندام را نیز تعیین کند؛ بنابراین می‌توان بدون استفاده از گونیامتر، تفاوت زمان عکس‌العمل (یا آزمون‌های

1. Kolmogorov-Smirnov
2. Anderson, et al.
3. Dozza, et al.
4. Tucker, et al.

بیوفیدبک) را در زوایای مختلف اندام بررسی نمود. شاید دلیل استفاده نکردن از این حسگر، کفایت اعمال سادهٔ فشردن کلید یا ضربه زدن به مانع و ... و نیز زمینه‌های غیرورزشی غالب در این نوع تحقیقات باشد. خاستگاه این آزمون‌ها علم روان‌شناسی است و بیشترین تحقیقات نیز در این حوزه انجام می‌گیرد، ولی نیاز به استفاده از آزمون‌های دینامیک در علوم ورزشی بیشتر احساس می‌شود و شواهد متعددی در مورد تأثیر ورزش بر زمان واکنش وجود دارد (۸)؛ بنابراین، ساخت این دستگاه می‌تواند نویدبخش تحقیقات کاربردی بسیاری در حوزهٔ علوم ورزشی باشد. مهم‌تر اینکه، طراحی و ساخت این محصول در داخل کشور و با کمترین وابستگی به خارج انجام شده و محققان می‌توانند در آینده، با تکمیل نرم‌افزارها و سخت‌افزار این سیستم، به توسعهٔ تحقیقات کاربردی در کشور کمک کنند.

یکی دیگر از مباحث جدی در زمینهٔ خطاهای دستگاهی در آزمون‌های دیداری، مربوط به نمایش تصویر روی نمایشگر و در مورد دستگاه بیوفیدبک، نمایش تصویر روی LCD گرافیکی آن است. لینکلن تأخیر ۱۶/۶۷ میلی‌ثانیه را در مورد نمایشگرهای CRT کامپیوتر گزارش کرده است (۹)؛ بنابراین آزمون‌های دیداری کامپیوتری و دستگاهی را باید با دقت بیشتری تحلیل نمود.

در این طرح سه نرم‌افزار مستقل کامپیوتری با زبان دلفی طراحی و ساخته شده است. هر نرم‌افزار ویژگی‌های منحصر به فردی برای استفاده در آزمون‌های زمان عکس‌العمل، بیوفیدبک و آزمون‌های تخصصی بیوفیدبک-زمان عکس‌العمل دارد. مستقل بودن این نرم‌افزارها در محیط چندرسانه‌ای ویندوز موجب شده تا بتوان هم‌زمان از دو نرم‌افزار زمان عکس‌العمل و بیوفیدبک یا اسیلوسکوپ استفاده نمود. امکانات گرافیکی هر یک از این نرم‌افزارها موجب شده تا محقق بتواند حتی بدون نیاز به نرم‌افزارهای کمکی دیگر، به تحلیل اطلاعات بپردازد. سهولت ثبت و ذخیره‌سازی اطلاعات آزمون‌ها و امکان مقایسهٔ هر یک از پارامترهای در نرم‌افزار بیوفیدبک از امتیازهای ویژهٔ این برنامه است. امکان طراحی آزمون‌های زمان عکس‌العمل و تنوع گزینه‌ها در اندازه، رنگ زمینه، تصویر هدف و نیز انتخاب صوت و تعداد تکرار نمایش هدف، محقق را قادر می‌کند تا با طراحی انواع مختلفی از آزمون‌ها، به تحقیقات زیادی بپردازد؛ بنابراین در نرم‌افزار زمان عکس‌العمل محقق می‌تواند آزمون را طراحی و تا مرحلهٔ تحلیل آماری از این نرم‌افزار استفاده نماید.

منابع:

۱. شریف نژاد، ع. بهرام، ع.، ۱۳۸۵، طراحی و ساخت و پایایی سنجی دستگاه اندازه گیری عملکرد حرکت.، پژوهش در ورزشی،۹: ۲۹- ۴۴.

2. Huang, H., S.L. Wolf, and J. He, (2006). Recent developments in biofeedback for neuromotor rehabilitation. Journal of Neuroengineering and Rehabilitation, 3(11):1-12.
3. MacKenzie, I.S., R. Chung-Wei P. (1998). 8051 Microcontroller, ed. 3rd, Englewood Cliffs, NJ, Prentice Hall.
4. Sommer, M., et al. (2001). Time Course of Determination of Movement Direction in the Reaction Time Task in Humans. J Neurophysiol, 86(3):1195-1201.
5. Anderson, R., A.J. Harrison, and G.M. Lyons. (2005). Accelerometry based ipsative biofeedback to improve kinematic consistency and performance in rowing. Sports Biomech., 4(2):179-95.
6. Dozza, M., et al. (2005). Influence of a portable audio-biofeedback device on structural properties of postural sway. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2(1):1-12.
7. Tucker, M.G., et al. (2008). Age-related differences in postural reaction time and coordination during voluntary sway movements. Human Movement Science, 27:728–737.
8. Davranche, K., et al. (2006). Physical exercise facilitates motor processes in simple reaction time performance: An electromyographic analysis. Neuroscience Letters, 396(1):54-56.
9. Lincoln, C.E. and D.M. Lane. (1980). Reaction time measurement errors resulting from the use of CRT display. Behavior Research Methods & Instrumentation, 12(1):55-57.

پژوهش در علوم ورزشی شماره ۶، تابستان ۱۳۸۹، صص ۳۶-۲۵

رابطهٔ بین ناهنجاری زانوی پرانتزی با اجرای برخی آزمون‌های آمادگی جسمانی- حرکتی

*ملیحه حداد نژاد[۱]، خداداد لطافت کار[۲]

تاریخ دریافت مقاله: ۸۸/۷/۱۹ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۹/۱۶

چکیده

هدف پژوهش حاضر بررسی رابطهٔ بین ناهنجاری زانوی پرانتزی و اجرای برخی آزمون‌های آمادگی جسمانی- حرکتی است. برای انجام این تحقیق، ۶۰ فوتبالیست نوجوان با میانگین سن ۰/۷۸ ±۱۵/۲ سال، وزن ۳/۳۹ ±۵۸/۹ کیلوگرم و قد ۶/۲۱ ±۱۶۶ سانتی‌متر انتخاب شدند. برای ارزیابی وضعیت بدنی آزمودنی‌ها از روش کندال و خط شاقولی استفاده شد. ناهنجاری زانوی پرانتزی با استفاده از کولیس اندازه‌گیری و ثبت شد. همچنین برای بررسی اجرای آزمودنی‌ها از آزمون اسکوات روی یک پا و به‌دست آوردن حداکثر فاصله، بیشترین فاصلهٔ به‌دست آمده از پرش روی یک پا (لی‌لی)، انجام سه پرش متوالی روی یک پا و به‌دست آوردن بیشترین فاصله، پرش عمودی و آزمون تی استفاده شد. برای بررسی اختلاف آزمون‌ها در دو گروه تحقیقی از t مستقل استفاده شد. با توجه به نتایج تحقیق حاضر، اختلاف معنی‌داری بین دو گروه، در اجرای آزمون‌ها یافت نشد (پرش عمودی (P=۰/۰۰۵)، اسکوات روی یک پا و به‌دست آوردن حداکثر فاصله (P=۰/۰۱۹)، بیشترین فاصلهٔ به‌دست آمده از پرش روی یک پا (P=۰/۰۱۱)، انجام سه پرش متوالی روی یک پا و به‌دست آوردن بیشترین فاصله (P=۰/۰۰۸) و آزمون تی (P=۰/۰۰۳)). نتایج تحقیق نشان می‌دهد وضعیت بدنی در متغیرهای اجرا در فوتبالیست‌ها تأثیرگذار است و ناهنجاری زانوی پرانتزی می‌تواند باعث تضعیف اجرا شود.

کلیدواژه‌های فارسی: زانوی ضربدری، آمادگی جسمانی، آمادگی حرکتی، فوتبال.

۱ و ۲. دانشجوی دکترای حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی دانشگاه تهران mail:m.hadadnezhad@yahoo.com

مقدمه

فوتبال، ورزشی پیچیده و وابسته به اجراست. اجرای بهینه در فوتبال به عوامل مختلفی مانند آمادگی جسمانی و وضعیت بدنی، عوامل روان‌شناختی، تکنیک بازی، تاکتیک تیمی و حتی آسیب‌دیدگی‌ها و بهبود و بازگشت از آسیب‌های گذشته وابسته است (۱- ۵).

مهم‌ترین متغیرهای اجرا در ورزش‌های تیمی مانند فوتبال، شرایط بدنی و اجرای تکنیکی و تاکتیکی است، اما به علت پیچیدگی فوتبال، تفکیک و مشخص کردن نقش هر یک از این متغیرها مشکل است (۲). به علت فعالیت‌های انفجاری، دویدن‌های مکرر و ماهیت فوتبال، فشارها و نیروهای زیادی به ران‌ها، ساق و مفاصل پا و شکم وارد می‌شود (۳). وارد آمدن این فشارها در اثر تمرینات بیش از حد و حرکات تکراری و سازگاری بدن با این حرکات، اختلالات وضعیتی در ورزشکاران ایجاد می‌کند (۴). وضعیت بدنی ایده‌آل باعث حفظ حرکات مفصلی درون‌گرا و محور بهینهٔ چرخش در مفاصل می‌شود. وضعیت بدنی نادرست باعث می‌شود مفاصل در وضعیت نامناسبی قرار گیرند و در نتیجه، به‌صورت برون‌گرا از محور چرخش بهینهٔ خود خارج شوند. این تغییرات درون مفصلی در ساختمان مفاصل اختلال ایجاد می‌کند و باعث می‌شود وضعیت‌های بدنی رایج در ورزشکاران به‌وجود آید. وضعیت‌هایی که در فوتبالیست‌ها دیده می‌شود شامل: سر به جلو (۶)، شانه‌های گرد (۶، ۷)، افزایش کایفوز ناحیهٔ سینه‌ای (۶)، چرخش قدامی لگن (۴)، چرخش به خارج[1] مچ پا (۸) و عدم تقارن دو طرف بدن (۶، ۷) می‌باشد. در این زمینه، کلینگل و همکاران (۱۹۹۳) گزارش کردند که از میان ناهنجاری‌های بدنی، اختلال در قوس عرضی پا[2] در بین فوتبالیست‌ها شایع‌تر از ناهنجاری‌های دیگر است (۵). همچنین ویترو و همکاران (۲۰۰۹) اعلام کردند که در دامنهٔ سنی ۱۶ تا ۱۸ سال، ناهنجاری زانوی پرانتزی در فوتبالیست‌ها شایع‌تر است (۹).

در تحقیقاتی که با سنجش و ارزیابی اجرا ارتباط دارند، برای سنجش اجرا از آزمون‌هایی مانند لِی‌لِی، اسکوات، اسکوات روی یک پا و پرش عمودی و انواع دوهای سرعت مختلف استفاده شده است (۷، ۸، ۱۱، ۱۳). استفاده از آزمون‌های اسکوات و لِی‌لِی معمول‌تر است؛ زیرا این آزمون‌ها پایایی بالایی دارند، سریع و ساده انجام می‌شوند و به امکانات خاص و افراد زیادی نیاز ندارند. همچنین از این آزمون‌ها می‌توان برای مقایسهٔ عملکرد دو اندام تحتانی استفاده کرد (۲).

---

1. Pronation

۲ . Splay foot: کاهش قوس عرضی پا، به‌طوری که سر استخوان متاتارس در هنگام وزن اندازی با زمین تماس پیدا می‌کنند. این کاهش اغلب به دلیل شلی لیگامان‌ها است.

تحقیقات اندکی ارتباط بین وضعیت بدنی و ناهنجاری‌ها را با اجرا و توانایی‌های فوتبالیست‌ها بررسی کرده‌اند. آرنولد و همکاران (۱۹۸۰) اعلام کردند ژنو واروم و چرخش (تورشن) درشت نی بر اجرای فوتبالیست‌ها اثرگذارند (۱۴). همچنین کاتلین و همکاران (۲۰۰۵) به بررسی تفاوت زاویهٔ والگوس حداکثر زانو و گشتاور تولید شده در افرادی پرداختند که زاویهٔ عضلهٔ چهارسر[1] آنها در حرکات اسکوات روی یک پا، بیشتر یا کمتر از حد طبیعی بود. آنها گزارش کردند افزایش یا کاهش زاویهٔ عضلهٔ چهارسر، در اجرای حرکت اسکوات و زاویهٔ والگوس زانو اثری ندارد و ارتباط بین نسبت پهنای لگن به طول استخوان ران، با حرکت اسکوات بیشتر است (۱۲). اگرچه وضعیت بدنی، به علت تأثیر روی قدرت و انعطاف‌پذیری عضلات می‌تواند بر اجرای فوتبالیست‌ها مؤثر باشد و عواملی مانند پای چرخش یافته به داخل یا عضلات سرینی برجسته، ران‌های پیش آمده و چرخش قدامی لگن از عوامل بهبود اجرا و زانوی پرانتزی، وضعیتی ضعیف در اجرا معرفی شده است (۱۵)، هنوز تحقیقات در این زمینه اندک است. شناسایی وضعیت‌های بدنی مفید در فوتبالیست‌ها برای پیشرفت این وضعیت‌ها و شناسایی وضعیت‌های بدنی نادرست که باعث کاهش اجرا می‌شوند، برای اصلاح آنها مفید می‌باشند. برای شناسایی این عوامل به اطلاعات دقیقی نیاز است؛ از این رو هدف این تحقیق، بررسی رابطهٔ بین ناهنجاری زانوی پرانتزی با اجرای برخی آزمون‌های آمادگی جسمانی– حرکتی است. در تحقیق حاضر تلاش شده است تا یکی از وضعیت‌های بدنی شایع در این دسته از ورزشکاران بررسی و ارتباط آن با اجرا سنجیده شود و نتایج به‌دست آمده از این بررسی در اختیار متخصصان قرار گیرد تا با استفاده از آنها در برنامه‌های اصلاحی فوتبالیست‌ها، به بهبود اجرای این ورزشکاران کمک شود. همچنین گروه سنی انتخاب شده در این بررسی در دامنهٔ سنی‌ای قرار دارند که تمرینات حرکات اصلاحی بیشترین تأثیر را بر آنها دارد و در نهایت، احتمالاً بتوان از نتایج این آزمون در استعدادیابی فوتبال استفاده کرد.

روش‌شناسی پژوهش

روش تحقیق حاضر از نوع توصیفی-مقایسه‌ای است. آزمودنی‌های این تحقیق را ۶۰ نفر از نوجوانان فوتبالیست ۱۴ تا ۱۶ ساله تشکیل دادند (با میانگین سن ۰/۷۸ ±۱۵/۲ سال، وزن ۳/۳۹±۵۸/۹ کیلوگرم و قد ۶/۲۱±۱۶۶ سانتی‌متر) که دست‌کم سه سال سابقهٔ بازی داشتند و هفته‌ای سه جلسه، به مدت ۱/۵ ساعت تمرین می‌کردند. افرادی که سابقهٔ آسیب‌دیدگی، ناهنجاری‌های مادرزادی در سایر نقاط بدن، ناهنجاری‌های بدنی در ستون فقرات، کمردرد (در

1. Q - Angle

شش ماه گذشته)، تودهٔ بدنی غیرطبیعی و هرگونه بیماری داخلی و تنفسی داشتند از تحقیق حذف شدند (معاینه‌ها توسط پزشکان متخصص انجام شد). نمونه‌های تحقیق به‌صورت هدفمند، از بین فوتبالیست‌های عضو مدارس فوتبال شهر تهران انتخاب شدند. ابتدا، نوجوانان مدارس فوتبال، با استفاده از کولیس برای شناسایی ناهنجاری زانوی پرانتزی غربال‌گری شدند و هنجار افراد دارای زانوی ضربدری در جامعهٔ مورد نظر به‌دست‌آمد و در نهایت، ۳۰ نفر از افرادی که زانوی ضربدری بیش از هنجار جامعهٔ تحقیق داشتند، به‌عنوان گروه دارای زانوی پرانتزی افزایش‌یافته وارد تحقیق شدند و همچنین ۳۰ نفر از افرادی که ناهنجاری مشخصی نداشتند نیز به‌عنوان گروه کنترل انتخاب شدند.

برای ارزیابی وضعیت بدنی، از ورزشکاران خواسته شد در وضعیت بدنی استاندارد قرار گیرند و سپس به روش مشاهده‌ای و با استفاده از روش کندال و خط شاقول (۴)، افراد به دو گروه دارای ناهنجاری و بدون ناهنجاری‌های بدنی تقسیم شدند. برای اطمینان از ناهنجاری زانوی پرانتزی در آزمودنی‌های این گروه، فاصلهٔ بین دو کندیل داخلی استخوان ران در برجسته‌ترین نقطه، با استفاده از کولیس اندازه‌گیری و ثبت شد (۱۶). آزمودنی‌ها پس از تکمیل فرم رضایت‌نامهٔ کتبی، آزمون‌های مربوط به اجرا را انجام دادند.

برای قرار دادن افراد در دو گروه، ابتدا فاصلهٔ کندیل‌ها در ۱۵۰ نفر از افراد اندازه‌گیری شد و میانگین به‌دست آمده، به‌عنوان نمرهٔ هنجار زانوی پرانتزی جامعهٔ پژوهش در نظر گرفته شد. کسانی که فاصلهٔ کندیل‌ها در آنها بیشتر از نمرهٔ هنجار بود، به عنوان افراد دارای زانوی پرانتزی و کسانی که فاصلهٔ کندیل‌ها در آنها برابر یا کمتر از هنجار به‌دست آمده بود، به عنوان افراد بدون ناهنجاری زانوی پرانتزی وارد تحقیق شدند. افراد بدون ناهنجاری در گروه افراد بدون زانوی پرانتزی قرار گرفتند و از میان افرادی که در گروه ناهنجاری‌ها قرارگرفته بودند، کسانی که تنها دارای وضعیت بدنی زانوی پرانتزی بودند، در گروه افراد دارای زانوی پرانتزی قرار گرفتند. در این تحقیق سعی شد میزان شدت ناهنجاری زانوی پرانتزی افراد در دامنه‌ای نزدیک به هم باشند. از متغیرهای غیرقابل کنترل نیز می‌توان قدرت و تعادل اولیهٔ اندام‌ها را نام برد.

آزمون‌های استفاده شده برای بررسی نحوهٔ اجرای آزمودنی‌ها شامل آزمون اسکوات روی یک پا[1] و به‌دست آوردن حداکثر فاصله، بیشترین فاصلهٔ به‌دست آمده از پرش روی یک پا[2] (لِی‌لِی)، انجام سه پرش متوالی روی یک پا (سه لِی‌لِی متوالی) و به‌دست آوردن بیشترین فاصله[3]، پرش

1. One-leg Squat for Depth (anterior reach)
2. One-leg Hop for Distance
3. Single-leg Triple Hop for Distance

عمودی[1] و آزمون تی بود. این آزمون‌ها برای سنجش اجرا در بیشتر ورزش‌ها استفاده می‌شوند و و در این تحقیق، محققان سعی کردند تا در مورد فوتبالیست ها از آنها استفاده کنند.

آزمون اسکوات روی یک پا و به‌دست آوردن حداکثر فاصله به این صورت انجام شد که هر آزمودنی روی یک پا می‌ایستاد و پای دیگر صاف و بازشده، جلوی وی و پنجهٔ پای باز شده مماس با زمین قرار داشت. در این حالت حرکت اسکوات را انجام می‌داد و سعی می‌کرد پای صاف شده را تا آنجا که می‌تواند بدون از دست دادن تعادل به جلو برد. هر آزمودنی اجازه داشت قبل از انجام آزمون، یک بار این حرکت را تمرین کند. مقادیر مورد نظر با اندازه‌گیری میزان فاصلهٔ بین پنجهٔ پای بازشده نسبت به پنجهٔ پای ثابت به‌دست آمد. این آزمون سه بار برای هر پا انجام شد و در نهایت، میانگین مقادیر به‌دست آمده بر طول پا (فاصلهٔ بین خار خاصره‌ای قدامی فوقانی تا قوزک خارجی) تقسیم شد. این آزمون روایی و پایایی لازم را برای ارزیابی عملکرد و اجرای اندام تحتانی دارد (۱۱).

آزمون بیشترین فاصلهٔ به‌دست آمده از پرش روی یک پا به این صورت انجام شد که آزمودنی پس از قرار گرفتن پشت خط شروع (پنجهٔ پا دقیقاً پشت خط شروع قرار داشت)، حرکت روی یک پا را انجام می‌داد و سعی می‌کرد تا حد امکان در فاصله‌ای دورتر از خط شروع قرار گیرد. داده‌ها از اندازه‌گیری فاصلهٔ بین خط شروع تا انتهای پنجهٔ پا، پس از پرش به‌دست آمد. این آزمون دو بار برای هر اندام انجام شد و میانگین پرش‌ها به‌دست آمد. آزمودنی‌ها، قبل از اجرای آزمون، یک بار این حرکت را برای هر پا تمرین کردند. آگبرگ و همکاران این آزمون را آزمونی پایا (ICC=۰/۸۳) و روا برای ارزیابی قدرت و توان اندام تحتانی گزارش کردند (۱۷).

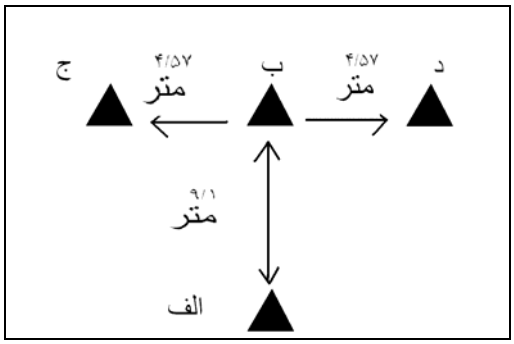
آزمون انجام سه پرش متوالی روی یک پا و به‌دست آوردن بیشترین فاصله، مانند آزمون بیشترین فاصلهٔ به‌دست آمده از پرش روی یک پا انجام شد، با این تفاوت که فرد سه پرش متوالی را بدون مکث و به دنبال هم انجام می‌داد و فاصلهٔ بین خط شروع تا پنجهٔ پا، پس از انجام سه پرش اندازه‌گیری شد (۱۸). آگبرگ و همکاران این آزمون را آزمونی پایا (ICC=۰/۸۳) و روا برای ارزیابی قدرت و توان اندام تحتانی گزارش کردند (۱۷).

برای آزمون پرش عمودی از آزمودنی خواسته شد در کنار دیوار مدرج قرار گیرد به‌صورتی‌که پهلوی وی رو به دیوار باشد. ابتدا، بالاترین محلی که آزمودنی می‌توانست بدون پرش و در حالی که پاشنه‌های پا روی زمین است، لمس کند اندازه‌گیری می‌شد. سپس، آزمودنی به کمک هر دو پا و هر دو دست حرکت پرش به سمت بالا را انجام می‌داد و بالاترین محل را روی دیوار، با بلندترین انگشت دست که به گچ آغشته شده بود، لمس می‌کرد. اختلاف بین فاصلهٔ به‌دست

1. Vertical Jump

آمده از پرش و فاصلهٔ به‌دست آمده از ارتفاع دسترسی، ارتفاع پرش در نظر گرفته شد. این آزمون سه بار برای هر آزمودنی انجام و میانگین مقادیر به‌دست آمده به‌عنوان نتیجهٔ نهایی در نظر گرفته شد. هر آزمودنی قبل از انجام آزمون، سه بار آن را تمرین کرد (۱۸). آراگون وارگاس (۲۰۰۰) این آزمون را آزمونی پایا (ICC=۰/۹۳) و روا برای ارزیابی قدرت و توان اندام تحتانی گزارش کرد (۱۹).

آزمون تی به این صورت انجام شد که از آزمودنی خواسته شد تا در مسیری که به وسیلهٔ چهار مخروط ایجاد شده بود با نهایت سرعت بدود. آزمودنی از نقطهٔ «الف» به سمت نقطهٔ «ب» می‌دوید و مخروط را با دست راست لمس می‌کرد سپس، به طرف نقطهٔ «ج» می‌دوید و با دست چپ مخروط را لمس می‌کرد، پس از آن، سمت نقطهٔ «د» می‌دوید و با دست راست مخروط را لمس می‌کرد و نهایت، به نقطهٔ «ب» بازمی‌گشت و با دست راست مخروط راست مخروط را لمس می‌کرد و به نقطه‌ی «الف» بازمی‌گشت (شکل ۱). زمان صرف شده برای طی مسیر بین نقطهٔ «الف» و بازگشت مجدد به آن، برای هر آزمودنی به عنوان امتیاز آزمون ثبت شد. این آزمون روایی و پایایی لازم را برای ارزیابی عملکرد و اجرای اندام تحتانی دارد (۱۱).



شکل ۱. مسیر ایجادشده در آزمون تی

از نرم‌افزار SPSS17 برای تجزیه و تحلیل داده‌ها استفاده شد. نرمال بودن داده‌ها با استفاده از آزمون کولموگروف-اسمیرنوف بررسی شد و برای بررسی اختلاف آزمون‌ها در دو گروه تحقیقی از t مستقل استفاده شد (P=۰/۰۵).

یافته‌ها

ویژگی‌های فردی آزمودنی‌های تحقیق در جدول ۱ ارائه شده است.

جدول ۱. ویژگی‌های فردی نمونه‌ها

	میانگین	انحراف استاندارد	کمینه	بیشینه	تعداد
سن (سال)	۱۵/۲۰	۰/۷۸	۱۴	۱۶	۶۰
قد (سانتی‌متر)	۱۶۶/۰۰	۶/۲۱	۱۵۴	۱۷۵	
وزن (کیلوگرم)	۵۸/۹۰	۳/۳۸	۵۵	۶۵	
شاخص تودهٔ بدن	۲۲/۴۲	۰/۹۲	۲۱/۲۲	۲۳/۳۹	
سابقهٔ بازی (سال)	۵	۱/۳۳	۳	۷	

در بررسی انجام شده مشخص شد که ۶۸٪ از کل جامعهٔ آماری که دست‌کم در سه سال گذشته، سه جلسه در هفته و هر جلسه حدود یک و نیم ساعت، در ورزش فوتبال فعالیت می‌کردند، زانوی پرانتزی داشتند. ۱۸٪ این افراد دارای ناهنجاری‌های وضعیتی دیگر نیز بودند که از تحقیق خارج شدند.

نتایج به‌دست آمده از انجام آزمون t مستقل در جدول ۲ ارائه شده است.

جدول ۲. نتایج به‌دست آمده از انجام آزمون t مستقل در بین افراد با (۳۰ نفر) و بدون زانوی پرانتزی (۳۰ نفر)

آماره / متغیرها	گروه‌ها	میانگین گروه‌ها	t	df	sig	F
آزمون پرش عمودی	گروه بدون ناهنجاری	۴۰/۸±۴/۶	-۲/۹۶	۵۸	۰/۰۰۵	۴/۴۰۸
	گروه دارای زانوی پرانتزی	۳۷/۴±۳/۳۰				
آزمون اسکوات روی یک پا	گروه بدون ناهنجاری	۸۳/۶±۳/۵۷	-۲/۵۷		۰/۰۱۹	۰/۵۴۰
	گروه دارای زانوی پرانتزی	۸۰±۲/۵				
آزمون پرش روی یک پا	گروه بدون ناهنجاری	۱۸۶/۴±۱۹/۵	-۲/۸۲		۰/۰۱۱	۰/۵۶
	گروه دارای زانوی پرانتزی	۱۵۹/۶±۲۲/۷				
آزمون سه پرش متوالی روی یک پا	گروه بدون ناهنجاری	۵۳۸/۶±۴۸/۹	-۲/۹۷		۰/۰۰۸	۳/۵۷
	گروه دارای زانوی پرانتزی	۴۸۳/۶±۲۲/۴				
آزمون تی	گروه بدون ناهنجاری	۱۱/۲۱±۰/۱۹	-۳/۳۶		۰/۰۰۳	۰/۰۱۳
	گروه دارای زانوی پرانتزی	۱۱/۵±۰/۲۲				

با توجه به نتایج ارائه‌شده در جدول ۲، گروه دارای ناهنجاری زانوی پرانتزی عملکرد ضعیف‌تری نسبت به گروه بدون ناهنجاری داشتند.

بحث و نتیجه‌گیری

هدف پژوهش حاضر بررسی رابطهٔ بین ناهنجاری زانوی پرانتزی با اجرای برخی آزمون‌های آمادگی جسمانی– حرکتی بود. در این بررسی مشخص شد ۶۸٪ کل جامعهٔ آماری زانوی پرانتزی داشتند که ۱۸٪ از این افراد، دارای سایر ناهنجاری‌های وضعیتی بودند و از تحقیق

خارج شدند. میانگین فاصلهٔ دو کندیل ران در این افراد ۲/۹ سانتی‌متر بود. نتایج این تحقیق با نتایج تحقیق ویترو و همکاران (۲۰۰۹) و نیلند (۲۰۰۲) هم‌خوانی دارد (۹، ۱۰). ویترو و همکاران (۲۰۰۹) با بررسی وضعیت زانو در ۳۳۶ فوتبالیست مرد و ۴۵۸ فرد غیرفوتبالیست در دامنهٔ سنی ۸ تا ۱۸ سال اعلام کردند که در دامنهٔ سنی ۱۶ تا ۱۸ سال، ناهنجاری زانوی پرانتزی در جمعیت فوتبالیست شایع‌تر است (۹). همچنین نیلند و همکاران (۲۰۰۲) اعلام کردند درصد بالایی از فوتبالیست‌ها به ناهنجاری زانوی پرانتزی مبتلا هستند (۱۰).

متغیرهای مورد نظر در این تحقیق، به‌وسیلهٔ آزمون‌های اسکوات روی یک پا و به‌دست آوردن حداکثر فاصله، بیشترین فاصلهٔ به دست آمده از پرش روی یک پا، انجام سه پرش متوالی روی یک پا و به‌دست آوردن بیشترین فاصله، پرش عمودی و آزمون تی اندازه‌گیری شد. نتایج به‌دست آمده از اجرای آزمون‌ها نشان می‌دهد بین مقادیر به‌دست آمده از دو گروه دارای زانوی پرانتزی و بدون زانوی پرانتزی اختلاف معنی‌داری در وجود دارد. دلیل اجرای ضعیف‌تر افراد دارای زانوی پرانتزی در اجرای آزمون اسکوات روی یک پا و به‌دست آوردن حداکثر فاصله، احتمالاً به قدرت عضلات دور کنندهٔ ران مربوط است؛ زیرا طی انجام این آزمون، حفظ تعادل لگن بر عهدهٔ این عضلات است و از آنجا که در افراد دارای زانوی پرانتزی، کاهش قدرت در عضلات دور کنندهٔ ران دیده می‌شود، کاهش توانایی در انجام این آزمون می‌تواند با کاهش قدرت این عضلات در ارتباط باشد (۲۰- ۲۲). از طرفی، در انجام آزمون اسکوات، حفظ تعادل و کنترل وضعیتی بسیار مهم است. عضلات دور کنندهٔ ران در ایجاد تعادل نیز نقش بسیار مهمی ایفا می‌کنند و ضعف در این عضلات به کاهش تعادل منجر می‌شود (۲۱- ۲۴).

هنگام انجام آزمون اسکوات روی یک پا و به‌دست آوردن حداکثر فاصله، هم‌انقباضی عضلات همسترینگ و چهارسر ران نیز ضروری است (۲۵- ۲۸). از آنجا که برای انجام این آزمون، فرد باید به سمت عقب تکیه دهد و تنه در حالت بازشده قرار گیرد، انقباض عضلهٔ چهارسر ران برای حفظ تعادل ضروری است. در این وضعیت، نیروی جاذبهٔ وارد بر بالا تنه باعث ایجاد گشتاور زیاد خم کنندهٔ زانو می‌شود که باید توسط گشتاور باز کنندهٔ ایجاد شده توسط عضلهٔ چهارسر (انقباضات برون‌گرا) خنثی شود. در نتیجه، نقش عضلهٔ چهارسر در انجام این آزمون بسیار مهم است (۲۵- ۲۸). در افراد دارای زانوی پرانتزی، به علت تغییر راستای وتر عضلهٔ چهارسر، این عضله دچار کاهش عملکرد می‌شود که احتمالاً یکی از دلایل ضعف اجرا در افراد دارای زانوی پرانتزی به این مورد مربوط می‌شود (۲۸).

نتیجهٔ به دست آمده تقریباً با نتیجهٔ تحقیق نایلند و همکاران (۲۰۰۲) هم‌راستا می‌باشد (۱۰). این محققان به بررسی ارتباط بین زاویهٔ زانو در صفحهٔ تاجی و راهبردهای کنترل وضعیتی هنگام

ایستادن روی یک پا پرداختند و اعلام کردند افراد دارای زانوی ضربدری و پرانتزی، به علت اتکای بیشتر به مفصل ساب‌تالار و میدتارسال دارای کنترل وضعیتی و تعادل ضعیف‌تری هستند و کنترل عملکرد ضعیف‌تری در عضلات پلانتار فلکسور مچ پا دارند (۱۰). از طرفی، نتیجهٔ به‌دست آمده با نتیجهٔ تحقیق کاتلین و همکاران (۲۰۰۵) هم‌خوانی ندارد (۱۲). این محققان به بررسی تفاوت زاویهٔ والگوس حداکثر زانو و گشتاور تولیدشده بین افراد دارای زاویهٔ عضلهٔ چهارسر[1] بیشتر و کمتر از حد طبیعی، طی حرکات اسکوات روی یک پا پرداختند و گزارش کردند که افزایش و کاهش زاویهٔ عضلهٔ چهارسر در اجرای حرکت اسکوات و زاویهٔ والگوس زانو اثری ندارد و ارتباط بین نسبت پهنای لگن به طول استخوان ران، با حرکت اسکوات بیشتر است (۱۲).

مقادیر به‌دست آمده از آزمون‌های بیشترین فاصلهٔ به‌دست آمده از پرش روی یک پا، انجام سه پرش متوالی روی یک پا و به‌دست آوردن بیشترین فاصله، پرش عمودی و آزمون تی نیز بین دو گروه اختلاف معنی‌داری داشت و افراد دارای زانوی پرانتزی در اجرای این آزمون‌ها ضعیف‌تر عمل کردند. از آنجا که در انجام انواع آزمون‌های پرش عمودی، عضلات دو مفصلی نقش بسیار مهمی ایفا می‌کنند، احتمالاً بتوان وجود تفاوت معنی‌دار بین این دو گروه را به این عضلات و تغییرات بیومکانیکی مفاصل در اثر برهم خوردن راستای صحیح مفصل مربوط دانست. پرش عمودی از نوع حرکات انفجاری است که مفاصل زیادی از جمله زانو، ران و مچ پا را درگیر می‌کند (۲۰). عملکرد بهینه در این‌گونه حرکات به انتقال نیرو بین مفاصل ران و زانو بستگی دارد و انتقال‌دهندهٔ اصلی نیرو بین این دو مفصل عضلهٔ راست رانی و دو سر رانی می‌باشد (۱۵، ۲۰). انقباض هم‌زمان این عضلات باعث انتقال نیرو بین مفاصل می‌شود. همکاری بهینه بین عضله‌های راست رانی و دو سر رانی، باعث انتقال ایده‌آل نیرو و ارتقای باز شدن زانو و ران هنگام پرش می‌شود (۱۵). ترتیب انقباض عضلات نیز بسیار مهم است. در ناهنجاری‌های وضعیتی مانند زانوی پرانتزی، به علت بر هم‌خوردن تعادل عضلانی و تغییر نسبت قدرت عضلات، ممکن است در ترتیب فعال شدن عضلات و کاهش کنترل عصبی عضلانی تغییراتی رخ دهد (۲۰) که کاهش اجرا در آزمون‌های بیشترین فاصلهٔ به دست آمده از پرش روی یک پا، انجام سه پرش متوالی روی یک پا و به‌دست آوردن بیشترین فاصلهٔ پرش عمودی می‌تواند به این موارد مربوط باشد. کاهش اجرا در آزمون تی را هم احتمالاً بتوان به کاهش برخی عضلات، به علت تغییر در راستای عضلات و عدم تعادل در قدرت عضلات مربوط دانست (۱۵، ۲۰).

نتایج به‌دست آمده از این تحقیق با نتایج تحقیق آرنولد و همکاران (۱۹۸۰) هم‌راستاست (۱۴). آنها به بررسی برخی ویژگی‌های فیزیولوژیک و آناتومیک با توانایی‌های فوتبالیست‌ها پرداختند

1. Q Angle

و اعلام کردند از بین این مشخصات، زانوی پرانتزی (۰/۴۴۵) و چرخش (تورشن) درشت‌نی (۰/۳۳-) با توانایی این ورزشکاران در ارتباط است (۱۴). نتایج تحقیق حاضر نشان داد بین تمامی متغیرهای اجرای اندازه‌گیری شده در این تحقیق ارتباط وجود دارد که این یافته با نتیجهٔ تحقیق پرین و همکاران (۲۰۰۸) همسو می‌باشد (۱۸). این محققان در تحقیق خود آزمون انجام سه پرش متوالی روی یک پا و به‌دست آوردن بیشترین فاصله را آزمونی پایا و دارای روایی کافی برای ارزیابی توان و قدرت اندام تحتانی معرفی و گزارش کردند که مقادیر به‌دست آمده از این آزمون با مقادیر به دست آمده از آزمون قدرت ایزوکنتیک عضلات اندام تحتانی و پرش عمودی در ارتباط است (۱۸).

تحقیقات انجام‌شده در این زمینه معدود است. با توجه به اهمیت اجرا در ورزش فوتبال و ارتباط آن با وضعیت بدنی، به تحقیقات زیادی در این زمینه نیاز است. همچنین تحقیقات بیشتر دربارهٔ بررسی سایر ناهنجاری‌های وضعیتی و ارتباط آنها با متغیرهای اجرا می‌تواند نتایج عملکردی مفید داشته باشد.

با توجه به نتایج، پیشنهاد می‌شود برای جلوگیری از به‌وجودآمدن زانوی پرانتزی و پیشرفت این وضعیت، در تمرینات معمول فوتبالیست‌ها تمرینات اصلاحی گنجانده شود تا از وضعیت و راستای مناسب و صحیح بدن برای بهبود اجرا بهره گرفته شود.

نتایج تحقیق حاضر نشان داد وضعیت بدنی در برخی متغیرهای اجرا در فوتبالیست‌ها مؤثر می‌باشد و ناهنجاری زانوی پرانتزی می‌تواند باعث تضعیف اجرا گردد؛ از این رو جلوگیری از به‌وجودآمدن این وضعیت بدنی نامناسب و پیشرفت آن می‌تواند در بهبود اجرای این گروه از ورزشکاران مفید باشد.

منابع:

1. Rnason A, Sigurdsson S B, Gudmundsson A, Holme I, Engebretsen L, Bahr R, 2004. Physical Fitness, Injuries, and Team Performance in Soccer. Med & Sci in Sports & Exer, 36 (2): 278-85.
2. Karl F, Ian J, 2006. Effect of fatigue on single-leg hop landing biomechanics. J Athl Train, 22(4): 28-32.
3. Cozzier J, 2009. The Benefits of Physical Conditioning for Your Soccer Performance; http://EzineArticles.com/?expert=Jeff_Cozzier
4. Jayme N J, Carlos M P and Henrique L M, 2004. Postural alterations in male Brazilian athletes who have participated in international muscular power competitions. Rev Bras Med Sport, 10(3): 199-201.

5. Steffen K, Myklebust G, Andersen TE, Holme I, Bahr R, 2008. Self-reported injury history and lower limb function as risk factors for injuries in female youth soccer. Am J Sports Med, 36: 700–708.

6. Yung PS, Chan RH, Wong FC, Cheuk PW, Fong DT, 2007. Epidemiology of injuries in Hong Kong elite badminton athletes. Res Sports Med, 15: 133–46.

7. McGee KJ, Burkett LN, 2003. The National Football League combine: a reliable predictor of draft status? J Strength Cond Res, 17(1):6-11

8. Gaunt B W, Curd D, 2001. Anthropometric and Demographic Factors Affecting Distance Hopped-aid Limb Symmetry Index for the Crossover Hop-for- Distance in High School Athletes. J Orthop & Sports Phy Ther, 31(3):145-51

9. Witvrouw Erik, Danneels L, Thijs Y, Cambier D, Bellemans J, 2009. Does soccer participation lead to genu varum? Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc, 17:422-27

10. Nyland J, Smith S, Armsey K, Caborn T, David N, 2002. Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance, Med & Sci Sports & Exe, 34 (7):1150-57.

11. Zazulak BT, Hewett TE, Reeves NP, Goldberg B, Cholewicki J, 2007. Deficits in neuromuscular control of the trunk predicts knee injury risk: a prospective biomechanicalepidemiologic study. Am J Sports Med, 35: 1123–30.

12. Kathleen J, Pantanoab S C, Whitea L A, Gilchrista J L, 2005. Differences in peak knee valgus angles between individuals with high and low Q-angles during a single limb squat, Clin Biomech, 20(9): 966-72.

13. Steffen K, Pensgaard AM, Bahr R, 2008. Self reported psychological characteristics as risk factors for injuries in female youth football. Scand J Med Sci Sports, 3(10): 442–51.

14. Arnold J A, Brown B, Ralph P M, Tom P C, 1980. Anatomical and physiologic characteristics to predict football ability, Am J Sports Med, 8(2):119-22.

15. Pereira R, Miragaya M S, Pereira L N & Felipe S J, 2008. Muscle activation sequence compromises vertical jump performance. Serb J Sports Sci, 2(3): 85-90.

16. Lun V, Meeuwisse H, Stergiou P, Stefanyshyn D, 2004. Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. Br J Sports Med, 38:576–80.

17. E. Ageberg R, Zätterström U M, 2009. Stabilometry and one-leg hop test have high test-retest reliability, Digital Object Identifier. Scand J Med & Sci in Sports, 8(4):198 - 202.

18. David H, Randy J. Schmitz, Sandra J S, Hamilton T, 2008.Triple-Hop Distance as a Valid Predictor of Lower Limb Strength and Power. J Athlet Train, 43(2); 144-51.

19. Luis F, Vargas A, 2000. Evaluation of Four Vertical Jump Tests: Methodology, Reliability, Validity, and Accuracy. Measurement in Phys Edu & Exerc Sci, 4(4): 215–28.

20. McLean SG, Fellin RE, Suedekum N, Calabrese G, Passerallo A, Joy S, 2007. Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies. Med Sci Sports Exerc, 39: 502–14.

21. Kisner C, Allen C L, 2007. Therapeutic exercise: foundations and techniques, 5th ed. by F. A. Davis Company. Printed in the United States of America, 256: 648- 79.

22. Perez M, Brian M, 2008. The Development of a Clinical Preventative Screening Tool for the Lower Quarter. ProQuest Dissertations & Theses, West Virginia University, 141 pages; publication number 1451664.

23. Choy L N, Brauer S and Nitz J, 2008. Linking stability to demographics, strength and sensory system function in women over 40 to support pre-emptive preventive intervention. Climacteric, 11(2):144-54.

24. Engebretsen AH, Myklebust G, Holme I, Engebretsen L, Bahr R, 2008. Prevention of injuries among male soccer players: a prospective, randomized intervention study targeting players with previous injuries or reduced function. Am J Sports Med, 36: 1052–60.

25. Bahr R, Holme I, 2003. Risk factors for sports injuries a methodological approach. Br J Sports Med, 37: 384–92.

26. Gribble P, 2003. The star excursion balance test as a measurement tool. Athl Ther Today, 8(2): 46-7.

27. Hrysomallis C, McLaughlin P, Goodman C, 2007. Balance and injury in elite Australian footballers. Int J Sports Med, 28: 844–47.

28. Junge A, Dvorak J, 2004. Soccer injuries: a review on incidence and prevention. Sports Med, 34: 929–38.

پژوهش در علوم ورزشی شماره ۶، تابستان ۱۳۸۹، صص ۴۸-۳۷

روایی و پایایی کایفومتر ایرانی در اندازه گیری کایفوز سینه‌ای

*دکتر رضا رجبی[۱]، هومن مینو نژاد[۲]، سپیده لطیفی[۳]، وحید گودرزی[۴]

تاریخ دریافت مقاله: ۸۸/۷/۲۶ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۵/۳۱

چکیده

هدف از پژوهش حاضر برآورد روایی و پایایی کایفومتر طراحی و ساخته شدهٔ داخلی از روی نمونهٔ خارجی برای اندازه‌گیری کایفوز سینه‌ای است. بدین منظور از میان افرادی که برای عکس‌برداری از ستون فقرات به مرکز پزشکی دانشگاه تهران معرفی شده بودند، ۲۰ نفر انتخاب شدند. پس از عکس‌برداری از قوس‌های ستون فقرات، میزان کایفوز این افراد توسط کایفومتر در مرکز رادیولوژی دانشگاه تهران، در سه مرحله و با فاصله‌های زمانی ۱۵ دقیقه اندازه‌گیری شد. برای بررسی رابطهٔ میان اندازه‌های حاصل از کایفومتر و عکس رادیوگرافی (به‌منظور بررسی روایی) از ضریب همبستگی پیرسون و برای بررسی پایایی اندازه‌گیری‌های کایفوز از ضریب همبستگی درون‌گروهی استفاده شد. نتایج نشان داد بین اندازه‌های حاصل از کایفومتر ساخته شده و عکس رادیوگرافی روایی بالایی وجود دارد (r= ۰/۹۵). پایایی درون آزمونگر این وسیله نیز بالا به‌دست آمد (ICC= ۰/۹۸). نتایج تحقیق نشان داد کایفومتر ساخته شدهٔ ایرانی در سنجش میزان کایفوز، وسیله‌ای پایاست و دارای روایی بسیار بالا نیز می‌باشد؛ بنابراین استفاده از این وسیله برای اندازه‌گیری دقیق و سریع کایفوز سینه‌ای توصیه می‌شود.

کلیدواژه‌های فارسی: روایی، پایایی، کایفومتر، کایفوز.

۱. دانشیار دانشگاه تهران Email: RRajabi@ut.ac.ir
۲ و ۳. دانشجوی دکترای حرکات اصلاحی و آسیب شناسی ورزشی دانشگاه تهران
۴. کارشناس تربیت بدنی دانشگاه تهران

مقدمه

یکی از مسائل مهم در حیطهٔ حرکات اصلاحی، اندازه‌گیری قوس‌های ستون فقرات، به‌ویژه کایفوز سینه‌ای و لوردوز کمری است. اطلاع از میزان دقیق انحناهای ستون فقرات می‌تواند در پیش‌گیری، تشخیص و درمان ناهنجاری‌های ستون فقرات بسیار مؤثر باشد. در حال حاضر، از چند وسیله برای اندازه‌گیری انحناهای ستون فقرات در کشور استفاده می‌شود. هر یک از این وسایل مزیت‌ها و محدودیت‌های خاص خود را دارند. برای مثال خط‌کش منعطف[1]، ارزان و قابل حمل است، ولی استفاده از آن، به‌ویژه برای نمونه‌هایی با حجم زیاد، پرزحمت، وقت‌گیر و همراه با خطاهای بسیار است (۱، ۳، ۱۸). استفاده از عکس رادیوگرافی[2] روشی مطمئن، ولی تهاجمی، پر هزینه و خطرناک است (۱۲). از اسپاینال موس[3] نیز به علت گرانی، پیچیدگی در اندازه‌گیری، جابه‌جایی سخت و نیاز به کامپیوتر هنگام اندازه‌گیری آنچنان که باید استقبال نشد. به‌علاوه، روایی آن نیز هنوز مورد تردید است و تاکنون هیچ تحقیقی روایی این وسیله را در اندازه‌گیری‌های مربوط به کایفوز و لوردوز بررسی نکرده است و این مسئله محققان را از کاربرد فراوان آن در تحقیقات، با محدودیت مواجه می‌کند. در خصوص پایایی آن نیز تنها یک تحقیق موجود است و در نهایت، وسایل و روش‌های دیداری از قبیل پوسچر اسکرین و آزمون نیویورک نیز به دلیل کمّی بودن داده‌های آنها، ارزش چندانی در تحقیقات علمی ندارند (۱۱).

با توجه به مطالب گفته شده، خلأ وجود وسیله‌ای در دسترس که بتوان با آن انحناهای ستون فقرات را به دقت و آسانی اندازه گرفت، همواره در حیطهٔ حرکات اصلاحی احساس شده است؛ از این رو محققان تحقیق حاضر تصمیم به طراحی و تعدیل وسیله‌ای گرفتند تا بتوانند بخشی از نیازهای موجود در این حیطه را مرتفع سازند. بررسی‌ها نشان دادند کایفومتر[4]، ابزاری مناسب برای اندازه‌گیری کایفوز سینه‌ای است. از این وسیله در تحقیقات علمی بسیاری استفاده شده است و می‌توان گفت که وسیله‌ای شناخته شده در سراسر دنیا می‌باشد (۲۱- ۲۴). دقت و عینیت اندازه‌گیری توسط آن با دیگر وسایل اندازه‌گیری کایفوز از قبیل گونیامتر و خط‌کش منعطف مقایسه شده و روایی خوبی برای آن به‌دست آمده است (۲۵، ۲۶، ۲۸). لاندون و همکاران (۱۹۹۸) در تحقیق خود پایایی کایفومتر را با خط‌کش منعطف و اشعهٔ ایکس مقایسه و گزارش کرده‌اند که پایایی کایفومتر هم در بخش inter و هم در بخش irntra class بهتر است

1. Flexible ruler
2. X-ray
3. Spinal mouse
4. Kyphometer

و کمترین تغییر را در اندازه‌گیری‌های ستون فقرات داشته است. این محققان در پایان کار خویش اعلام کردند که کایفومتر وسیله‌ای دقیق، بی‌ضرر و کم‌هزینه برای اندازه‌گیری‌های ستون فقرات به‌شمار می‌رود. تورولف (۲۰۰۱) نیز گزارش کرده است که دامنهٔ تغییر در اندازه‌گیری کایفوز، با استفاده از کایفومتر، کمتر از وسایل دیگر است. این محقق دامنهٔ تغییرات این ابزار را ۸/۴٪، ۷/۴٪ و ۵/۴٪ گزارش کرده است (۲۹). با این حال، این وسیله هیچ‌گاه به‌صورت مستقیم با اشعهٔ ایکس مقایسه نشده که این نقص در تحقیق حاضر در نظر گرفته شده و اندازه‌گیری‌های حاصل از آن با مقیاس استاندارد مورد قبول به‌دست آمده است. کایفومتر به دلایل نا مشخص در کشور ناشناخته مانده و از آن استفاده نمی‌شود، علت آن شاید عدم آشنایی افراد با این وسیله یا مشکل در وارد کردن آن به علت هزینهٔ بالا باشد.

از مزایای کایفومتر می‌توان به راحتی استفاده، بی‌خطر بودن و ارائهٔ میزان کمّی از انحنا (عدد بر حسب درجه) اشاره کرد. این ویژگی‌ها محققان را بر آن داشت تا با استفاده از امکانات موجود، این وسیله را از روی ابزار مشابه خارجی آن طراحی کنند و با تغییراتی برای رفع محدودیت‌ها و مشکلات ابزار، اقدام به ساخت آن اقدام نمایند. در حال حاضر، یکی از مشکلات کایفومتر خارجی، سنگینی آن است که نگهداری آن را روی ستون فقرات، به‌ویژه برای خانم‌ها با مشکل مواجه می‌کند. جنس این وسیله از فلز است و سنگینی قابل توجه آن نیز به همین دلیل است (۲۵)؛ بنابراین در ساخت نمونهٔ ایرانی برای رفع این مشکل، از پلاستیک فشردهٔ شفاف استفاده شده که بسیار سبک‌تر است. یکی دیگر از محدودیت‌های کایفومتر خارجی گرانی آن است که در نتیجه، اولاً به سادگی قابل تهیه نمی‌باشد و ثانیاً این بها با توجه به شکل و اندازهٔ ابزار بسیار زیاد است (تقریباً بین یک و نیم تا دو میلیون تومان) در حالی که قیمت کایفومتر ساخته شده در این تحقیق تقریباً برابر با یک ششم نمونهٔ خارجی می‌باشد.

بنا بر اصلی علمی، پس از ساخت و معرفی هر وسیلهٔ جدید اندازه‌گیری، ارائهٔ اطلاعاتی در زمینهٔ روایی[1] و پایایی[2] آن ضروری است؛ بنابراین هدف از تحقیق حاضر معرفی کایفومتر جدید طراحی و ساخته شده و ارائهٔ ارزش‌های عددی مربوط به روایی (در مقایسه با عکس رادیوگرافی به‌عنوان معیار طلایی در اندازه‌گیری انحناهای ستون فقرات) و پایایی آن می‌باشد. این وسیله، یکی از چند وسیلهٔ آزمایشگاهی است که در قالب طرحی تحقیقاتی توسط پژوهشکده تربیت بدنی وزارت علوم تحقیقات و فناوری تصویب و اجرا شده است.

---

1. Validity
2. Reliability

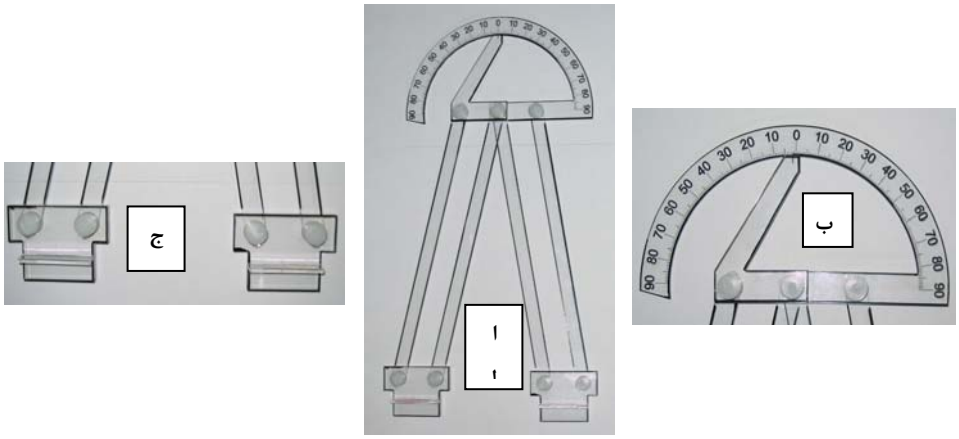
روش‌شناسی پژوهش

برای تعیین روایی و پایایی کایفومتر، تحقیق حاضر روی ۲۰ مرد (با میانگین قد ۵/۳۹ ±۱۷۶/۶۸ سانتی‌متر، میانگین وزن ۵/۶ ±۷۲/۱۴ کیلوگرم و میانگین سنی ۴/۷ ±۲۹/۴ سال) انجام شد. آزمودنی‌ها از میان افرادی انتخاب شدند که از طرف پزشکان متخصص (ارتوپد، ریه و داخلی) برای عکس‌برداری از نمای جانبی ستون فقرات به بخش رادیولوژی مرکز بهداشت دانشگاه تهران معرفی شده بودند. نحوهٔ انتخاب نمونه‌ها بدین صورت بود که پس از بررسی عکس رادیوگرافی و مشخص شدن اینکه در ستون فقرات آنها هیچ‌گونه ناهنجاری یا علائم پاتولوژیک وجود ندارد، برای اندازه‌گیری کایفوز سینه‌ای انتخاب می‌شدند و با تکمیل فرم رضایت‌نامه وارد تحقیق حاضر می‌شدند.

کایفومتر اولین و معروف‌ترین روش غیررادیولوژی برای اندازه‌گیری کایفوز سینه‌ای، با استفاده از محاسبهٔ مستقیم مقادیر کایفوز است که توسط دبرونر اچ یو[1] (۱۹۷۲) به منظور استفادهٔ کلینیکی ابداع شد (۵). کایفومتر (شکل ۱) نقاله‌ای با مقیاس درجه، همراه با یک نشانگر است. این نقاله و نشانگر هر کدام به بازویی دو تایی متصلند. این بازوها در انتهای دیگر به دو بلوک متصلند و طول هر بلوک به اندازه‌ای است که فاصلهٔ بین دو زائدهٔ خاری را پوشش دهد.

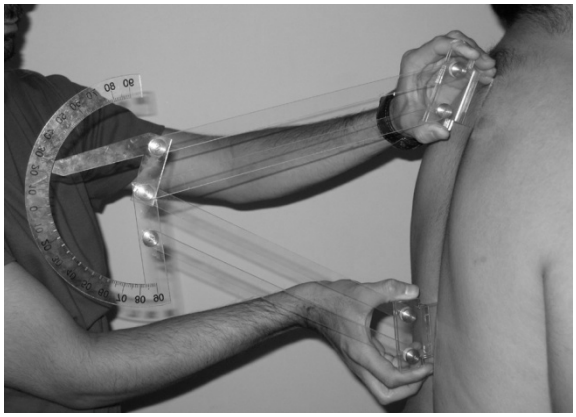
قسمت مستطیلی شکل انتهایی هر یک از بلوک‌ها اندکی بالا آمده و یک پایه را ایجاد می‌کند که در هنگام اندازه‌گیری مستقیماً بر روی زوائد خاری ستون مهره‌ها قرار می‌گیرد. هنگامی که بلوک‌ها بر روی محدوده بالای و پایینی قوس مورد نظر واقع شوند آنگاه نشانگر زاویه مورد نظر را بر روی نقاله نشان می‌دهد (۶).

1. DeBrunner, H. U.



شکل ۱. الف : کایفومتر ساخته شده، ب: نقاله، ج: بلوک‌ها

یکی از مشکلات کایفومتر دی برونر سنگینی این وسیله، به علت جنس فلزی آن است که قرار دادن آن را روی زوائد خاری ستون فقرات مشکل می‌کند (۱۶)؛ در نتیجه محققان کایفومتر خود را از جنس پلاستیک خشک ساختند و بدین ترتیب این مشکل را مرتفع کردند.



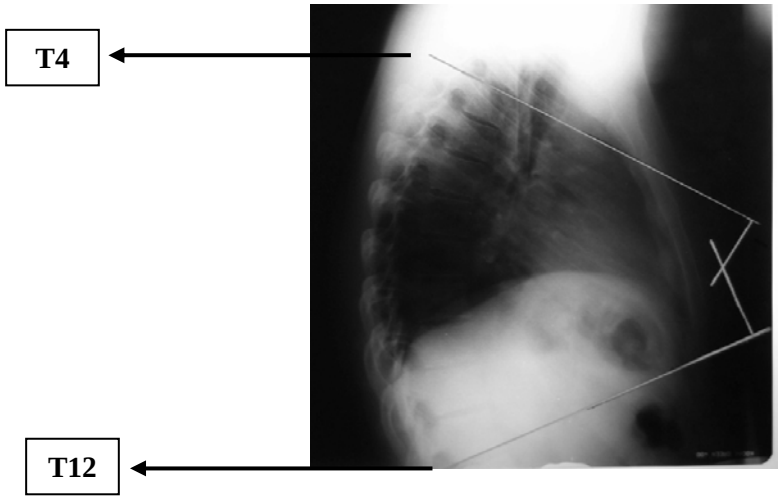
شکل ۲. نحوهٔ اندازه‌گیری کایفوز با کایفومتر ساخته شده

به‌منظور اندازه‌گیری کایفوز سینه‌ای، با استفاده از کایفومتر ابتدا، نقطهٔ میانی زوائد خاری مهره‌های T3- T4 (نقطهٔ شماره ۱) و نقطهٔ میانی زوائد خاری T11 – T12 (نقطه شماره ۲) مشخص و نشانه گذاری شد. سپس، در حالی که پوشش لباسی روی ستون فقرات وجود نداشت

از آزمودنی خواسته می‌شد که پا برهنه، با تقسیم وزنش به‌طور مساوی بر روی هر دو پا، به‌صورت عادی بایستد. هنگام اندازه‌گیری از وی خواسته می‌شد به حالت عادی بایستد و بازوانش در کنار بدن آویزان باشند. در این وضعیت، با قرار دادن بلوک متصل به نشانگر روی نقطهٔ شماره ۱ و بلوک متصل به نقاله روی نقطهٔ شماره ۲، کایفوز اندازه‌گیری می‌شد (شکل ۲) (۹). این اندازه‌گیری سه بار پیاپی با فاصلهٔ زمانی ۱۵ دقیقه انجام می‌گرفت (برای تعیین ICC) و میانگین آنها به عنوان میزان کایفوز حاصل از کایفومتر (برای مقایسه با عکس رادیوگرافی) در نظر گرفته می‌شد.

نکته: در استفاده از کایفومتر توصیه شده است که یک بلوک بالایی کایفومتر روی نقطهٔ میانی زوائد خاری T2-T3 قرار گیرد، اما با توجه به اینکه در عکس رادیوگرافی از نمای جانبی، مهره‌های T1، T2 و T3 در زیر استخوان کتف قرار گرفته و مشخص نمی‌باشند (۲۷)، برای محاسبهٔ میزان کایفوز در این روش، مهرهٔ T4 حد بالایی قوس سینه‌ای در نظر گرفته می‌شود. از آنجا که در تحقیق حاضر هدف، تعیین اعتبار کایفومتر بر اساس عکس رادیوگرافی بود، نقطهٔ میانی T3- T4، محل قرارگیری بلوک بالایی کایفومتر انتخاب شد تا امکان مقایسهٔ صحیح میان این دو روش فراهم شود.

برای اندازه‌گیری کایفوز سینه‌ای به‌وسیلهٔ رادیوگرافی، از روش کوب استفاده شد. زاویهٔ اصلاح شدهٔ کوب، متداول‌ترین روشی است که برای بررسی قوس‌های ساجیتال ثبت شده از طریق رادیوگرافی به‌کار می‌رود (۲، ۷، ۱۷، ۲۰) در این روش، ابتدا خطوطی موازی با صفحهٔ فوقانی بالاترین مهرهٔ قوس (T4) و صفحهٔ انتهایی پایین‌ترین مهرهٔ قوس (T12) رسم شد. سپس، خطوطی عمود بر هر کدام از خط‌ها رسم و زاویهٔ حادهٔ تقاطع آنها تعیین شد (شکل ۳). این زاویه، زاویهٔ کایفوز (۷) حاصل از عکس رادیوگرافی در نظر گرفته می‌شد (شکل ۳).



شکل ۳. نحوهٔ اندازه‌گیری کایفوز به روش کوب، با استفاده از عکس رادیوگرافی

با توجه به ماهیت داده‌ها و نیز نرمال بودن داده‌های به‌دست آمده توسط آزمون کولموگروف-اسمیرنف، برای بررسی رابطهٔ میان متغیرها (تعیین روایی کایفومتر) از ضریب همبستگی پیرسون استفاده گردید. همچنین برای بررسی پایایی کایفومتر از ضریب همبستگی درون‌گروهی استفاده شد (۸). تمامی تجزیه و تحلیل‌های آماری به‌وسیله نرم‌افزار SPSS و در سطح معنی‌داری α=۰/۰۵ بررسی شدند.

یافته‌های پژوهش

جدول ۱ روایی میان اندازه‌گیری‌های حاصل از عکس رادیوگرافی و کایفومتر را نشان می‌دهد. همان‌طور که ملاحظه می‌شود میان اندازهٔ کایفوز سینه‌ای در دو روش استفاده فوق، روایی بالایی وجود دارد (r=۰/۹۵). در جدول ۲ نتایج آزمون سنجش پایایی درون آزمونگر کایفومتر ساخت داخل در اندازه‌گیری کایفوز گزارش شده و همان‌طور که ملاحظه می‌گردد ضریب همبستگی درون‌گروهی مربوط به پایایی درون آزمونگر ۰/۹۸ به‌دست آمده است.

جدول ۱. نتایج آزمون ضریب همبستگی پیرسون، به‌منظور بررسی روایی کایفومتر ساخت محققان

متغیر	میانگین± انحراف استاندارد	r	P
میزان کایفوز با کایفومتر	۳۰/۸۵±۶/۹۹	۰/۹۵	/۰۰۱
میزان کایفوز با رادیوگرافی	۳۶/۳۱±۷/۲۰		

جدول ۲. نتایج آزمون پایایی در سه بار اندازه‌گیری با کایفومتر ساخت محققان

اندازهٔ کایفوز در مرحله اول (میانگین± انحراف استاندارد)	اندازهٔ کایفوز در مرحله دوم (میانگین± انحراف استاندارد)	اندازهٔ کایفوز در مرحله سوم (میانگین± انحراف استاندارد)	ICC (95% CI).
۳۱/۰۶±۶/۷۷	۳۰/۷۵±۷/۴۴	۳۲/۱۲±۷/۲۰	(۰/۹۶ -۰/۹۹) ۰/۹۸

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج آزمون همبستگی پیرسون (برای بررسی روایی کایفومتر در مقایسه با عکس رادیوگرافی) نشان داد روایی بالایی بین کایفومتر ساخت داخل و عکس رادیوگرافی در اندازه‌گیری کایفوز وجود دارد (r=۰/۹۵). با توجه به نتیجهٔ این آزمون می‌توان گفت که کایفومتر ساخته شدهٔ ایرانی می‌تواند انحنای سینه‌ای ستون فقرات را با دقتی برابر با عکس رادیوگرافی اندازه‌گیری کند. اعتبار کایفومتر دی برونر با عکس رادیوگرافی به دقت بررسی نشده است و اطلاعاتی در این خصوص در دسترس نمی‌باشد (۱۰).

همان‌طور که در جدول ۱ ملاحظه می‌شود ضریب همبستگی بین کایفومتر ساخت محققان و عکس رادیوگرافی ۰/۹۵ به‌دست آمده است که با توجه به منابع، این میزان ضریب همبستگی نشان دهندهٔ ارتباط بسیار قوی بین دو وسیله در اندازه‌گیری درجهٔ کایفوز پشتی است (۱۳، ۱۵). با توجه به میزان بالای ضریب همبستگی می‌توان استنباط کرد که از وسیلهٔ جدید می‌توان به راحتی و با دقتی در حد عکس رادیوگرافی در اندازه‌گیری کایفوز سینه‌ای استفاده نمود.

همان‌طور که در جدول ۱ مشخص شده است میانگین اندازه‌های کایفوز سینه‌ای حاصل از کایفومتر حدود ۵/۴ درجه کمتر از عکس رادیوگرافی است. اختلاف بین اندازه‌های حاصل از کایفومتر و عکس رادیوگرافی، احتمالاً به دلیل نحوهٔ اندازه‌گیری این دو روش است. کایفومتر میزان قوس را از روی پوست و بافت‌های زیر پوستی و زوائد شوکی مهره‌ها می‌سنجد، ولی در عکس رادیوگرافی میزان قوس به‌طور مستقیم و از روی تصویر ستون فقرات سنجیده می‌شود؛ بنابراین اختلاف در اندازه گیری‌ها تا حدودی قابل توجیه است.

با توجه به مطالب فوق و همبستگی بالای کایفومتر ساخت محققان با عکس رادیوگرافی که استانداردی طلایی در اندازه‌گیری انحناهای ستون فقرات در نظر گرفته می‌شود (r = ۰/۹۵)، می‌توان پیشنهاد کرد که کایفومتر ساخت داخل به دلیل سادگی استفاده، بی‌خطر بودن و قیمت مناسب برای اندازه‌گیری کایفوز سینه‌ای، به‌ویژه در اندازه‌گیری‌های وسیع در اولویت قرار گیرد.

علاوه بر داشتن روایی که امری ضروری به‌شمار می‌رود، داشتن پایایی نیز اهمیت زیادی دارد. 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 اندازه‌گیری نیز کاهش می‌یابد. نتایج آزمون سنجش پایایی نشان داد که ضریب همبستگی درون‌آزمونگر کایفومتر ساخت داخل برابر با ۰/۹۸ می‌باشد (جدول ۲) و پایایی بیش از ۰/۹۰ نشان دهندهٔ پایایی خوب است (۴، ۱۳، ۱۹). اوهلن و همکاران پایایی درون آزمونگر کایفومتر دی برونر را در اندازه‌گیری کایفوز ۰/۹۳ گزارش کردند (۱۴) که با توجه به نتایج تحقیق حاضر، کایفومتر ساخت داخل از نظر پایایی درون‌آزمونگر با کایفومتر دی برونر یکسان و حتی بهتر است. با توجه به این میزان پایایی می‌توان گفت زمانی که اگر روش اندازه‌گیری و نحوهٔ انتخاب نشانه‌های استخوانی صحیح باشد، اندازه‌های حاصل از کایفومتر در اندازه‌گیری‌های متفاوت، نتایج یکسانی خواهند داشت. بالا بودن پایایی درون آزمونگر کایفومتر ساخت داخل باعث می‌شود تا در تحقیقات مکرر و با حجم نمونهٔ زیاد که قوس‌های ستون فقرات افراد باید در زمان‌های مختلف و به دفعات متعدد اندازه‌گیری شوند، بتوان با اطمینان و تکرار پذیری بالا از آن استفاده کرد.

با توجه به روایی (۰/۹۵) و پایایی درون آزمونگر (۰/۹۸) خوب کایفومتر ساخت داخل می‌توان با اطمینان و دقت کافی در اندازه‌گیری کایفوز سینه‌ای از این ابزار استفاده کرد. این کایفومتر که در قالب طرحی تحقیقاتی از سوی پژوهشکدهٔ تربیت بدنی وزارت علوم تحقیقات و فناوری ساخته شده است، ابزاری غیرتهاجمی و بی‌خطر محسوب می‌شود که استفاده از آن بسیار ساده و کم هزینه است و می‌توان از آن در بررسی ناهنجاری‌های ستون فقرات یا امور تحقیقاتی، با دقت، اطمینان و ثبات بالا استفاده کرد.

منابع:

۱. رجبی، رضا، صمدی، هادی، (۱۳۸۷). «راهنمای آزمایشگاه حرکات اصلاحی برای دانشجویان تحصیلات تکمیلی». چاپ اول، انتشارات دانشگاه تهران.

2. Bernhardt, M. and Bridwell, K.H. Segmental analysis of the sagittal plane alignment of the normal thoracic and lumbar spines and thoracolumbar junction. Spine, 1989, 14:717-721.
3. Caine, M.P., McConnell, A.K., and Taylor, D. Assessment of spinal curvature: an evaluation of the flexicurve and associated means of analysis. Int.J.Rehabil.Res., 1996,19: 271-278.
4. Currier, D.P. Elements of research in physical therapy. Third ed. Williams and Wilkins, Baltimore, 1990.
5. Debrunner, H.U. The Kyphometer. Z.Orthop.Ihre Grenzgeb., 1972, 110: 389-392.
6. Ensrud, K.E., Black, D.M., Harris, F., Ettinger, B., and Cummings, S.R. Correlates of kyphosis in older women. The Fracture Intervention Trial Research Group. J.Am.Geriatr.Soc., 1997, 45:682-687.
7. Fon, G.T., Pitt, M.J., and Thies, A.C J.R. Thoracic kyphosis: range in normal subjects. AJR Am.J.Roentgenol., 1980, 134:979-983.
8. Hopkins W.G. Measures of reliability in sports medicine and science. Sports Med, 2000, 30:1–15
9. Korovessis P, Petsinis G, Papazisis Z, Baikousis A. Prediction of thoracic kyphosis using the Debrunner kyphometer. J Spinal Disord. 2001,14(1) :67-72
10. Lundon, K.M., Li, A.M., and Bibershtein, S. Interrater and intrarater reliability in the measurement of kyphosis in postmenopausal women with osteoporosis. Spine, 1998, 23: 1978-1985.
11. Mannion A.F., Knecht K., Balaban G., Dvorak J and Grob D. A new skin-surface device for measuring the curvature and global and segmental ranges of motion of the spine: reliability of measurements and comparison with data reviewed from the literature. Eur Spine J, 2004, 13: 122–136.
12. Morin Doody M., Lonstein JE, Stovall M and Hacker D.G, Luckyanov N, Land C.E Breast cancer mortality after diagnostic radiography: findings from the U.S. Scoliosis Cohort Study. Spine 2000:25, 2052–2063.
13. Muijs, D. Doing Quantitative Research in Education with SPSS. Sage Publications London, 2004.
14. Ohlen, G., Spangfort, E., and Tingvall, C. Measurement of spinal sagittal configuration and mobility with Debrunner's kyphometer. Spine, 1989, 14: 580-583.
15. Pallant, J. SPSS survival manual. Open university press, Philadelphia, 2003.
16. Salisbury, P.J. and Porter, R.W. Measurement of lumbar sagittal mobility. A comparison of methods. Spine, 1987,12: 190-193.

17. Stagnara, P., De Mauroy, J.C., Dran, G., Gonon, G.P., Costanzo, G., Dimnet, J., and Pasquet, A. Reciprocal angulation of vertebral bodies in a sagittal plane: approach to references for the evaluation of kyphosis and lordosis. Spine, 1982, 7:335-342

18. Thompson, S.B. and Eales, W. Clinical considerations and comparative measures of assessing curvature of the spine. J.Med.Eng Technol., 1994, 18: 143-147.

19. Vincent, W.J. Statistics in kinesiology, 2 ed, Human Kinetics, Champaign, IL, 2002

20. Voutsinas, S.A. and MacEwen, G.D. Sagittal profiles of the spine. Clin.Orthop., 1986, 235-242.

21. Purser Jama L., Pieper, Carl F., Poole, Charles and Morey , M (2003) : Trajectories of Leg Strength and Gait Speed Among Sedentary Older Adults: Longitudinal Pattern of Dose Response, The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences (2003) 58:M1125-M1134

22. Shipp KM, Lee J, Gold DT, Pieper CF, Purser JL, Lyles KW. The validity of the Debrunner kyphometer for the measurement of thoracic kyphosis. J Bone Miner Res.. 2000;15:(Suppl 1) : S294

23. Greendale, Gail A; Huang, Mei-Hua; Karlamangla, Arun S.; Seeger, Leanne; Crawford, Sybi; Yoga Decreases Kyphosis in Senior Women and Men with Adult-Onset Hyperkyphosis: Results of a Randomized Controlled Trial Journal of the American Geriatrics Society, Volume 57, Number 9, September 2009 , pp. 1569-1579(11).

24. KOROVESSIS Panagiotis;PETSINIS Georgios;PAPAZISIS Zisis, BAIKOUSIS Andreas Prediction of thoracic kyphosis using the Debrunner kyphometer. Journal of spinal disorders 2001, vol. 14, no1, pp. 67-72 (16 ref.).

25. Salisbury,P.J. & Porter,R.W. (1987) Measurement of lumbar sagittal mobility. A comparison of methods. Spine, 12, 190-193.

26. Willner,S. (1981) Spinal pantograph - a non-invasive technique for describing kyphosis and lordosis in the thoraco-lumbar spine. Acta Orthop Scand., 52, 525-529.

27. Propst-Proctor,S.L. & Bleck,E.E. (1983) Radiographic determination of lordosis and kyphosis in normal and scoliotic children. J.Pediatr.Orthop., 3, 344-346.

28. Lundon KM, Li AM, Bibershtein S.(1998) Interrater and intrarater reliability in the measurement of kyphosis in postmenopausal women with osteoporosis. Spine (Phila Pa 1976). Sep 15;23(18) :1978-85.

29. Torulf Widhe(2001) Spine: posture, mobility and pain. A longitudinal study from childhood to adolescence .Eur Spine J 10 :118–123 DOI 10.1007/s005860000230.

پژوهش در علوم ورزشی شماره ۶، تابستان ۱۳۸۹، صص ۶۶-۴۹

اثر جنسیت بر کینماتیک شوت روی پا در فوتسال

*نغمه قیدی[۱]، دکتر حیدر صادقی[۲]

تاریخ دریافت مقاله: ۸۸/۸/۲۵ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۷/۲۰

چکیده

فوتسال از رشته‌های ورزشی سالنی پرطرفدار و توسعه‌دهندهٔ مهارت‌های فوتبال به شمار می‌آید. با وجود این، مطالعات بیومکانیکی محدودی در مورد تفاوت‌های کینماتیکی شوت در فوتسال، با توجه به عامل جنسیت انجام شده است. هدف از این پژوهش، بررسی اثر جنسیت بر کینماتیک شوت روی پای فوتسال است. ۱۴ آزمودنی (۷ مرد و ۷ زن از بازیکنان نخبهٔ لیگ فوتسال کشور) با میانگین سنی به ترتیب ۱/۷±۲۳ و ۲/۴±۲۳ سال، قد ۴/۷۳±۱۸۲/۲ و ۴/۸۴±۱۶۰/۷ سانتی‌متر و وزن ۴/۰۴±۷۲/۴ و ۴/۳۳±۵۳/۷ کیلوگرم در این تحقیق شرکت کردند. برای جمع‌آوری اطلاعات از دستگاه آنالیز حرکتی[۳] سه دوربینه با فرکانس ۵۰ هرتز استفاده شد. میانگین پارامترهای کینماتیکی دو جنسیت، در چهار لحظهٔ بحرانی ضربه (تماس پای تکیه، حرکت رو به جلوی ران، ضربه، ادامهٔ حرکت) از دو فاصله ۶ و ۱۰ متر، با استفاده از آزمون t مستقل در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ مقایسه شد. یافته‌ها نشان‌دهندهٔ اثر معنی‌دار جنسیت بر بسیاری از متغیرهای کینماتیک شوت روی پا بود. این متغیرها عبارتند از: زاویهٔ زانو، ران، مچ و سرعت زاویه‌ای ران، تاج خاصره، پا، زانو و مچ، جابه‌جایی خطی پنجه، مچ، زانو، ران، سرعت و شتاب خطی مچ، پنجه، زانو و ران. نتایج نشان می‌دهد مردان با سرعت و شتاب بیشتری به توپ ضربه می‌زنند، مرحلهٔ ادامهٔ حرکت را با کاهش تدریجی سرعت و جابه‌جایی بیشتر، به‌طور محسوس‌تری اجرا می‌کنند و با داشتن دامنهٔ حرکتی بیشتر، ضربهٔ بهتری به توپ اعمال می‌زنند، اما الگوی زمانی ضربهٔ مردان و زنان مشابه است.

کلیدواژه‌های فارسی: کینماتیک، جنسیت، شوت روی پا، فوتسال.

۱. مربی دانشگاه آزاد اسلامی واحد ساوه Email: gheidi.n1981@gmail.com
۲. استاد دانشگاه تربیت معلم تهران

3. KINEMETRIX 3D Motion Analysis (MIE, UK 1997)

مقدمه

فوتسال نسخهٔ جدید و سالنی فوتبال است که هر روز بر طرفداران آن افزوده می شود. در دنیا، فوتسال را رشتهٔ توسعه‌دهندهٔ مهارت می‌شناسند. یکی از مهم‌ترین مهارت‌های بازیکنان فوتسال، اجرای شوت در زمان حمله یا ضربه‌های پنالتی است که بارها در حین بازی به‌وجود می‌آید. شوت انواع مختلفی دارد که از میان آنها، شوت روی پا به‌دلیل دقت و سرعت بالا، کاربرد وسیعی در بازی دارد (۱). مروری بر تحقیقات انجام شده نشان می‌دهد که با وجود مطالعات وسیع کینماتیکی در فوتبال و با توجه به تفاوت‌های موجود از قبیل اندازه و فشار باد توپ، زمین بازی و... تحقیقات بیومکانیکی اندکی روی مهارت‌های فوتسال انجام شده است و اغلب، نتایج تحقیقات فوتبال را به فوتسال تعمیم داده‌اند.

با وجود افزایش روز افزون شرکت زنان در ورزش، به‌ویژه فوتبال و فوتسال، مطالعات بیومکانیکی اندکی دربارهٔ تفاوت‌های کینماتیکی و کینتیکی شوت انجام گرفته است که عامل جنسیت در آن دخالت داده شده باشد و به‌علاوه، در بیشتر موارد از آزمودنی‌های مرد استفاده شده است (۲)؛ در نتیجه، برنامه‌های تمرینی زنان به‌طور مستقیم، برگرفته از تمرینات مردان است (۳).

از میان تحقیقات انجام شده می‌توان به تحقیق تنت و همکاران[1] (۱۹۹۱) اشاره کرد که به بررسی و مقایسهٔ کینماتیک سه بعدی[2] تکنیک شوت بین زنان و مردان پرداخت. وی گزارش کرد که مردان در اجرای ضربه‌های روی پا با بیشترین سرعت، از دامنهٔ حرکتی بزرگ‌تری در ران و زانو استفاده می کنند، در حالی که زنان برای افزایش سرعت ضربهٔ خود، چرخش لگن بزرگ‌تری دارند (۴). براودر و همکاران[3] (۱۹۹۱) منتخبی از ویژگی‌های سه بعدی ضربهٔ روی پای زنان فوتبالیست، از جمله چرخش لگن و دورخیز را بررسی کردند. آنها نشان دادند که لگن هنگام ضربهٔ سریع، در مقایسه با ضربهٔ آهسته، دامنهٔ چرخش بزرگ‌تری دارد. آنها احتمال دادند که سرعت اضافی (بیشتر) بخش پایینی پا در مرحلهٔ چرخش لگن به دست می‌آید (۵). بارفیلد[4] (۲۰۰۲) نیز در تحقیقی باعنوان «تفاوت‌های کینماتیکی شوت روی پا بین بازیکنان زن و مرد نخبهٔ فوتبال» به این نتیجه رسید که مردان به‌طورکلی، سریع‌تر از زنان توپ را شوت می‌کنند

1. Tant et al
2. Three dimensional (3D)
3. Browder. et al
4. Barfield et al.

(۱). شان[1] (۲۰۰۹) با تأکید بر عدم وجود تحقیقات کمّی لازم در مورد زنان، به بررسی اثر جنسیت و تجربه بر شوت روی پا پرداخت و به این نتیجه رسید که مردان مهارت شوت را سریع‌تر و قوی‌تر از زنان اجرا می‌کنند (۳). بیشتر تحقیقات انجام شده تنها به میانگین متغیرهای کینماتیکی یا متغیرهای لحظهٔ ضربه بسنده کرده‌اند در صورتی که براساس آنچه آدریان و کوپر[2] (۱۹۷۹) گفته‌اند، نکات بحرانی در ضربه با پا عبارتند از: وضعیت عضو حمایت‌کننده، نوسان عضو ضربه‌زننده و وضعیت بدن برای ضربه به توپ است (۶). بر اساس تحقیق ویکستروم[3] (۱۹۷۷)، الگوی حرکتی افرادی که به استانداردهای کامل رسیده‌اند شامل: قرارگیری عضو حمایت‌کننده در کنار و کمی پشت توپ، حالت خمیدهٔ زانوی عضو ضربه زننده، حرکت به سمت جلو ران اندام ضربه‌زننده، حفظ حرکت عضو ضربه‌زننده پس از برخورد با توپ و خاتمهٔ حرکت با فلکشن ران می‌باشد (۷). بلوم‌فیلد و همکارانش[4] (۱۹۷۹) نشان دادند که حرکت شوت در تعریف مهارت کامل[5] دارای چهار مرحلهٔ باز شدن پا هنگام تاب خوردن به عقب، چرخش هر دو بخش ران و ساق پا به جلو و تا شدن زانو، کاهش سرعت ران و افزایش شتاب ساق پا و تماس پا با توپ و در نهایت، تعقیب توپ است (۸). با توجه به این تقسیم‌بندی، در تحقیق حاضر نیز متغیرهای کینماتیکی در چهار لحظهٔ تماس پای تکیه با زمین[6]، شروع حرکت رو به جلو عضو ضربه زننده[7]، تماس پای ضربه با توپ[8] و لحظهٔ خاتمهٔ حرکت فلکشن ران در ادامهٔ حرکت[9] بررسی شد. با توجه به تحقیقات معدود در این زمینه، مطالعه و مقایسهٔ اجرای این مهارت بین زنان و مردان فوتسالیست می‌تواند ابهامات تکنیکی را برای مربیان روشن کند و به‌منظور شناسایی توانمندی‌ها و تفاوت‌های جنسیتی استفاده شده، موجب ارتقای سطح کیفی اجرای مهارت شوت در زنان فوتسالیست گردد؛ از این رو هدف این تحقیق بررسی اثر جنسیت بر کینماتیک شوت روی پای فوتسال است.

1. Shan, G
2. Adrian, M.J & Cooper, J.M.
3. Wickstrom, R.L
4. Bloomfield et al.
5. Mature skill
6. Support Foot Contact (SFC)
7. Followw Motion (FM)
8. Ball Contact (BC)
9. Finishing (FIN)

روش تحقیق

در این تحقیق ۱۴ نفر (۷ مرد و ۷ زن) از بازیکنان نخبهٔ لیگ فوتسال کشور با میانگین سنی به ترتیب (۱/۷±۲۳) و (۲/۴±۲۳) سال، قد (۴/۷۳±۱۸۲/۲) و (۴/۸۴±۱۶۰/۷) سانتی‌متر، وزن (۷۲/۴±۴/۰۴) و (۵۳/۷±۴/۳۳) کیلوگرم و BMI (۲۱/۷۹±۰/۶۷) و (۲۰/۷۷ ±۲/۲۹) کیلوگرم بر متر مربع شرکت کردند. آزمودنی‌ها همگی راست پا بوده، دست‌کم دو سال سابقهٔ بازی مستمر در لیگ فوتسال داشتند. ابتدا، برای تعیین پای برتر از آزمودنی‌ها خواسته شد با قدرت به توپ ثابتی ضربه بزنند و لِی لِی کنند (۱، ۹).

برای نمونه‌برداری از شوت بازیکنان، از دستگاه آنالیز حرکتی[1] آزمایشگاه بیومکانیک استفاده شد. این دستگاه سه دوربین با فرکانس ۵۰ هرتز (۱۰) دارد و برای هماهنگی (کالیبراسیون) دوربین‌ها، از فریم کالیبراسیون مخصوص استفاده شد. دوربین‌ها در سمت راست افراد، با فاصلهٔ متوسط پنج متر از بازیکن و عمود بر صفحهٔ ساجیتال حرکت، روی کمانی با زاویهٔ ۱۲۰ درجه، به نحوی قرار گرفتند که دست‌کم دو دوربین بتوانند تمام نشانگرهای نصب شده روی بدن آزمودنی را به‌خوبی پوشش دهند. در مرکز دروازهٔ فوتسال، هدفی با شعاع یک متر معین شده بود.

ابتدا ، آزمودنی‌ها با نرمش و انجام مهارت شوت به مدت پنج دقیقه، خود را گرم کردند. گفتنی است همهٔ افراد لباس و شورت ورزشی و کفش‌های فوتسال پوشیده بودند. نمونه‌گیری در روزهایی انجام شد که بازیکنان تمرین نداشتند و برای یکسان کردن شرایط بازیکنان، اغلب، نمونه‌گیری بین ساعت‌های ۳ تا ۷ بعد از ظهر انجام شد. پس از گرم کردن، محل نشانگرهای آناتومیکی، به‌وسیلهٔ علامت روی پوست، مشخص شد و پس از تمیز کردن پوست، نشانگرها در محل‌های خود قرار گرفتند. به‌طورکلی، پنج نشانگر در محل‌های آناتومیکی شامل تاج خاصره[2]، برجستگی بزرگ ران[3]، لقمهٔ خارجی استخوان ران[4]، قوزک خارجی[5]، سطح خارجی سر انتهایی استخوان کف پایی پنجم[6] پنجم[6] (تصویر شمارهٔ ۱) نصب شد. نشانگرها[7] در دو اندازهٔ ۱/۵ و ۲ سانتی‌متری بودند و انتخاب اندازهٔ آنها به اندازهٔ مفصل مورد نظر بستگی داشت. سپس، از آزمودنی ها خواسته شد از دو فاصلهٔ ۶ متری (نقطهٔ پنالتی اول) و ۱۰ متری (نقطهٔ پنالتی دوم)، با یک گام دورخیز و با زاویهٔ ۳۰ تا ۴۵

1. KINEMETRIX 3D Motion Analysis (MIE, UK 1997)
2. Iliac crest
3. Major trochanter
4. Lateral epicondyle of femur
5. Lateral malleolus
6. Lateral aspect of distal head of the fifth metatarsus
7. passive reflective sphere markers

درجه (بهترین زاویه برای دورخیز) (۱۱) نسبت به محل قرار گیری توپ، با روی پا به توپ ثابت ضربه بزنند. برای کاهش اثر خستگی بین هر ضربه، به‌طور متوسط ۱۰ ثانیه فاصلهٔ زمانی اعمال گردید. از هر آزمودنی در فاصلهٔ هر چهار شوت فیلم‌برداری شد و از بین شوت‌های ثبت شده در هر فاصله، یک ضربهٔ موفق برای تجزیه و تحلیل انتخاب شد.

تصویر ۱. نحوه نصب نشانگرها

برای به‌دست آوردن موقعیت فضایی نشانگرها، تصاویر فیلم‌برداری شده، با استفاده از نرم‌افزار آنالیز حرکتی کینماتریکس[1] تجزیه و تحلیل شد. متغیرهای کینماتیکی موقعیت خطی (در سه محور x، y، z)، سرعت و شتاب پنجهٔ پا، مچ پا، زانو، ران و تاج خاصره، زاویهٔ مفاصل زانو، ران، مچ و سرعت زاویه‌ای مفاصل ران، زانو، مچ و مدت زمان حرکت، قبل و بعد از ضربه در دو فاصلهٔ ۶ و ۱۰ متری اندازه‌گیری شد. برای محاسبهٔ زاویهٔ مفاصل، زاویهٔ طبیعی اندام‌ها در حالت ایستادن طبیعی، صفر درجه تعریف شد (۱۲) (یک فریم قبل از شروع حرکت، برای ارزیابی زوایا فیلم‌برداری شد).

با توجه به فازهای حرکت شوت، اطلاعات کینماتیکی اندام تحتانی، با مشاهدهٔ حرکت در چهار لحظهٔ بحرانی و دو فاصلهٔ زمانی (مدت زمان قبل و بعد از ضربه)، بین دو جنسیت مقایسه شد. این چهار لحظه عبارتند از: تماس پای تکیه با زمین (اولین فریم محسوس تماس پای تکیه با زمین و شروع حرکت رو به عقب پای ضربه)، شروع حرکت رو به جلوی پا (اولین فریم

1. KINEMETRIX ® 3D Motion Analysis (ver 5.3 MIE, UK 1997)

محسوس حداکثر فلکشن زانو و شروع حرکت رو به جلوی پای ضربه)، برخورد پا با توپ (اولین فریم محسوس تماس پای آزمودنی با توپ)، پایان ادامهٔ حرکت (حداکثر حرکت پای ضربه پیش از برگشت به حالت اولیه) و مدت زمان قبل از ضربه (شمارش فریم از اولین فریم محسوس برخورد پای تکیه با زمین تا لحظهٔ ضربه، ضرب در مدت زمان هر فریم، ۰/۰۲ ثانیه)، مدت زمان بعد از ضربه (شمارش تعداد فریم از زمان ضربه به توپ با پای ضربه تا پایان ادامه حرکت، ضرب در مدت زمان هرفریم، ۰/۰۲ ثانیه).

اطلاعات به‌وسیلهٔ نرم‌افزار کینماتریکس، با روش میانگین متحرک[1] فیلتر شد و سپس برای مقایسهٔ پارامترهای کینماتیکی دو جنسیت از آزمون t مستقل[2] در سطح معنی‌داری ۰/۰۵ استفاده شد.

یافته‌های پژوهش

با توجه به جدول ۱، زنان و مردان در فاصلهٔ ۶ متر تا هدف متغیرهای خطی، در لحظات SFC و FM مشابه بوده، تفاوت معنی‌داری با یکدیگر نداشتند. اگرچه در تمام متغیرها، مردان دارای میانگین بالاتری بودند، این تفاوت از نظر آماری معنی‌دار نبود. در لحظهٔ BC، در موقعیت خطی تمام بخش‌ها در راستای محور Z، تفاوت معنی‌داری بین زنان و مردان وجود داشت و میانگین مردان، بیشتر از زنان بود که بیان کنندهٔ ابداکشن بیشتر مردان، در مقایسه با زنان، در لحظهٔ ضربه بود. در لحظه FIN، تفاوت موقعیت خطی پنجه و مچ پا در راستای محور X، بین زنان و مردان معنی‌دار بود و میانگین مردان بالاتر بود. سرعت خطی پنجه و مچ در لحظهٔ BC، با میانگین بیشتر و شتاب منفی زانو با حرکت معنی‌دار کاهنده‌تر در مردان در لحظهٔ FIN مشاهده شد.

در فاصلهٔ ۱۰ متر تا هدف، موقعیت خطی ران در راستای محور Y و Z و موقعیت تاج خاصره در راستای محور Z در لحظهٔ SFC در مردان، میانگین معنی‌دار بالاتری داشت. حرکت در راستای محور Z، ابداکشن ران را نشان می‌دهد و بیانگر ابداکشن معنی‌دار و بیشتر مردان در بخش فوقانی عضو ضربه زننده (ران و تاج خاصره) در این لحظه است. در لحظهٔ FM نیز، که به‌دنبال لحظهٔ قبلی است، ابداکشن ران، تاج خاصره، زانو و مچ در مردان، میانگین بیشتر و معنی‌داری، نسبت به زنان دارد، اما در لحظهٔ BC، موقعیت خطی تنها در پنجهٔ پا تفاوت معنی‌داری بین زنان و مردان نشان داد که میانگین آن در مردان بالاتر بود. در سایر مفاصل نیز میانگین مردان بیشتر از زنان بود، اما این تفاوت از نظر آماری معنی‌دار نبود. در لحظهٔ FIN، به‌طورکلی، غالب متغیرهای خطی موقعیت، در هر سه محور X، Y، Z تفاوت معنی‌داری داشتند

1. moving average
2. Independent sample T.Test

و مردان میانگین بالاتری را به خود اختصاص دادند. سرعت خطی تاج خاصره در لحظات SFC، FM و FIN، تفاوت معنی‌داری نشان داد. سرعت خطی در لحظهٔ BC، در مچ و پنجهٔ پا، در زنان و مردان متفاوت بود. شتاب مفاصل مربوط، در لحظات FM و FIN، به ترتیب، در مفصل ران و تاج خاصره بین دو جنسیت تفاوت معنی‌داری داشت، البته در لحظهٔ FIN، زنان دارای شتاب منفی در تاج خاصره بودند. در تمام متغیرهای مذکور، مردان میانگین بالاتری را به خود اختصاص دادند. در لحظه BC، شتاب در مفاصل مچ و پنجه، با میانگین مثبت و بالاتر در مردان تفاوت معنی‌داری با زنان داشت.

جدول۱. مقایسهٔ میانگین پارامترهای کینماتیک خطی زاویه‌ای شوت موفق زنان و مردان در فاصلهٔ ۶ و ۱۰ متر

x: محور جلویی- عقبی، y: محور بالایی- پایینی، z محور داخلی- خارجی.

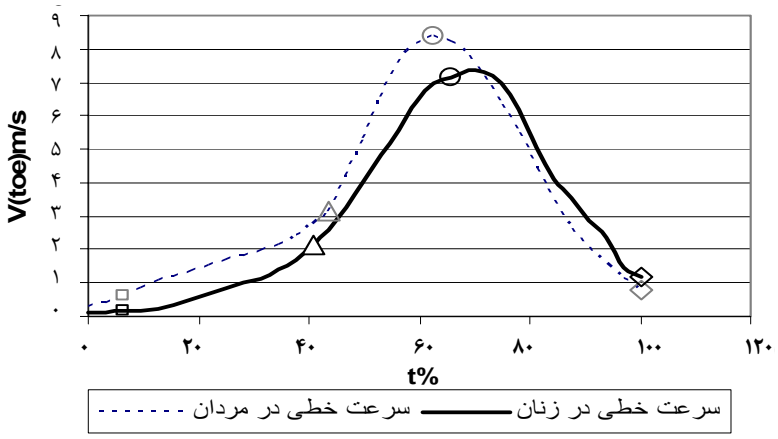
لحظه	متغیر	مفاصل	فاصلهٔ ۶ متر			فاصلهٔ ۱۰ متر		
			مرد	زن	P-Value	مرد	زن	P-Value
			میانگین ± انحراف معیار	میانگین ± انحراف معیار		میانگین ± انحراف معیار	میانگین ± انحراف معیار	
SFC	موقعیت خطی cm	پنجه (x)	۱۰/۲۱±۲/۳۲	۵/۰۸±۱/۹۸	۰/۰۸۱	۱۵/۴۲±۵/۷۱	۷/۸۶±۲/۴۷	۰/۰۶۷
		ران (y)	۱/۰۶±۰/۰۹	۰/۸۸±۰/۱۹	۰/۰۵۲	۲/۱۷±۰/۳۶	۰/۹۷±۰/۲۹	۰/۰۲۲*
		ران(z)	۸/۶۷±۱/۳۶	۲/۹۱±۰/۶۱	۰/۰۶۵	۱۰/۷۴±۲/۱۲	۴/۷۱±۱/۲۹	۰/۰۰۴*
		تاج خاصره (z)	۸/۹۹±۱/۸۷	۳/۶۱±۰/۴۳	۰/۰۸۵	۱۰/۹۷±۲/۳۲	۴/۴۷±۰/۸۷	۰/۰۲۲*
	سرعت m/s	تاج خاصره	۱/۰۴±۰/۲۹	۰/۸۶±۰/۱۴	۰/۰۶۰	۰/۹۹±۰/۰۹۷	۰/۷۰±۰/۰۷	۰/۰۴۰*
FM	موقعیت خطی cm	مچ پا (z)	۱۳/۳۸±۲/۰۷	۴/۰۷±۱/۰۲	۰/۰۶۸	۱۸/۴۱±۲/۱۸	۶/۳۸±۲/۲۳	۰/۰۰۲۰*
		زانو (z)	۱۷/۶۰±۳/۲۹	۷/۷۸±۲/۷۷	۰/۰۷۳	۱۷/۰۹±۲/۳۹	۵/۱۳±۱/۴۷	۰/۰۰۱*
		ران (z)	۱۷/۳۸±۳/۰۱	۶/۸۹±۳/۱۵	۰/۰۶۳	۱۹/۵۱±۳/۶۰	۲/۳۷±۰/۶۰	۰/۰۰۱*
		تاج خاصره(z)	۱۶/۰۹±۲/۱۵	۸/۱۲±۱/۸	۰/۱۲۰	۱۶/۷۷±۳/۵۴	۳/۴۱±۰/۳۲	۰/۰۰۳*
	سرعت m/s	پنجه	۳/۱۴±۰/۱۹	۲/۶۱±۰/۳۰	۰/۱۷۲	۳/۲۰±۰/۲۶	۲/۳۰±۰/۱۹	۰/۰۱۸*
		مچ	۳/۰۸±۰/۱۵	۲/۸۹±۰/۲۴	۰/۵۳۰	۳/۰۹±۰/۱۲	۲/۶۰±۰/۱۶	۰/۰۳۸*
		تاج خاصره	۰/۸۳±۰/۱۰	۰/۸۴±۰/۱۱	۰/۸۹۲	۰/۹۴±۰/۰۶۴	۰/۶۹±۰/۰۶	۰/۰۲۱*
	شتاب m/s^2	ران	-۶/۲۳±۱/۴۵	-۳/۲۰±۱/۰۷	۰/۱۲۱	-۶/۶۷±۱/۷۲	-۱/۹۷±۰/۸۰	۰/۰۳۰*
BC	موقعیت خطی cm	پنجه پا(x)	۹۱/۵۶±۱۲/۰۷	۹۰/۶۰±۱۳/۷۱	۰/۹۴۵	۹۳/۹۸±۱۵/۷۷	۷۲/۳۸±۱۹/۱۵	۰/۰۴۰*
		پنجه (z)	۳۲/۹۹±۶/۴۰	۱۱/۶۷±۳/۴۹	۰/۰۱۳*	۲۷/۷۰±۱۰/۸۱	۱۴/۲۹±۶/۰۱	۰/۱۱۷
		مچ (z)	۳۶/۲۶±۵/۸۱	۱۰/۵۴±۳/۳۳	۰/۰۰۲*	۳۰/۵۱±۱۳/۸	۱۴/۸۷±۲/۶۷	۰/۱۲۵
		زانو (z)	۲۴/۵۳±۴/۱۱	۵/۴۹±۱/۷۱	۰/۰۰۱*	۲۲/۳۷±۸/۴۲	۹/۱۱±۴/۵۸	۰/۰۵۹

لحظه	متغیر	مفاصل	فاصلهٔ ۶ متر			فاصلهٔ ۱۰ متر		
			مرد	زن	P-Value	مرد	زن	P-Value
			میانگین ± انحراف معیار	میانگین ± انحراف معیار		میانگین ± انحراف معیار	میانگین ± انحراف معیار	
		ران (z)	۲۲/۰۷±۴/۴۰	۲/۳۱±۰/۸۸	۰/۰۰۱*	۱۹/۰۱±۸/۳۷	۶/۹۶±۱/۳۷	۰/۰۷
		تاج خاصره(z)	۱۷/۵۹±۴/۱۰	۱/۸۶±۰/۴۰	۰/۰۰۲*	۱۶/۴۶±۷/۸۲	۷/۱۲±۰/۱۲	۰/۱۱۰
	m/s سرعت	پنجه پا	۸/۲۲±۰/۳۳	۶/۹۲±۰/۱۴	۰/۰۰۴*	۸/۲۳±۰/۶۶	۷/۰۱۳±/۷۵	۰/۰۱۳*
		مچ پا	۶/۸۷±۰/۲۲	۵/۵۷±۰/۱۴	۰/۰۰۰*	۶/۹۳±۰/۴۵	۶/۰۳±۰/۵۸	۰/۰۰۷*
	شتاب m/s^2	پنجه پا	-۱/۴۹±۰/۸۹	-۲/۸۰±۰/۲۶	۰/۹۱۶	-۱۲/۸۳±۱/۵۳	۱۰/۸۲±۱/۳۰	۰/۰۱۸*
		مچ پا	-۱۲/۷۹±۱/۷۹	-۸/۳۰±۱/۷۷	۰/۶۴۶	-۱۶/۷۳±۴/۳۱	۳/۹۹±۰/۸۲	۰/۰۰۸*
FIN	موقعیت خطی Cm	پنجه پا (x)	۱۵۹/۸۹±۵/۹۰	۱۳۲/۹۶±۸/۴۱	۰/۰۲۲*	۱۵۴/۳۲±۱۵/۹۶	۱۲۹/۵۳±۲۶/۰۸	۰/۰۵۲
		مچ پا (x)	۱۴۹/۰۳±۶/۶۲	۱۲۸/۷۴±۶/۲۶	۰/۰۴۶*	۱۴۱/۱۸±۱۲/۹۶	۱۲۲/۶۱±۱۸/۷۵	۰/۰۵۲
		زانو (x)	۱۰۳/۲۶±۲۰/۱۷	۸۶/۷۲±۲/۷۰	۰/۱۵۶	۹۷/۲۸±۵/۳۰	۷۵/۴۴±۷/۶۵	۰/۰۰۳۷*
		ران (x)	۶۹/۵۲±۲/۵۱	۵۷/۰۲±۸/۹۸	۰/۲۸۴	۶۴/۰۵±۶/۶۰	۴۳/۷۵±۵/۹۸	۰/۰۴۲*
		پنجه (y)	۶۳/۴۷±۱۰/۴۵	۸۹/۹۷±۹/۵۲	۰/۰۸۶	۶۰/۲۲±۵/۴۹	۹۳/۱۴±۶/۱۱	۰/۰۰۲*
		مچ (y)	۵۳/۰۵±۹/۸	۷۶/۹۵±۸/۳۷	۰/۰۸۹	۵۰/۰۸±۵/۸۷	۷۹/۷۴±۵/۰۹	۰/۰۰۲*
		زانو (y)	۴۰/۴۹±۶/۰۳	۵۵/۴۰±۶/۱۷	۰/۱۱۰	۳۸/۳۰±۳/۱۳	۵۶/۹۹±۴/۳۷	۰/۰۰۵*
		پنجه (z)	۱۸/۲۱±۳/۷۴	۱۴/۲۷±۲/۹۹	۰/۶۶	۲۷/۱۹±۸/۱۸	۸/۴۶±۲/۰۹	۰/۰۴۷*
		مچ (z)	۲۸/۸۲±۳/۷۷	۱۷/۱۶±۳/۹۲	۰/۰۵۴	۳۳/۱۱±۷/۵۵	۸/۹۰±۲/۶۴	۰/۰۱۱*
		زانو (z)	۱۹/۵۷±۲/۸۳	۸/۵۹±۲/۹۷	۰/۱۷۱	۲۳/۲۰±۴/۷۶	۳/۳۱±۱/۵۲	۰/۰۰۲*
		ران (z)	۲۰/۹۲±۳/۵۷	۷/۳۹±۱/۳۲	۰/۰۸۷	۲۵/۳۴±۵/۲۵	۲/۷۶±۰/۱۸	۰/۰۰۱*
		تاج خاصره (z)	۱۷/۳۹±۳/۳۴	۶/۴۱±۱/۸۰	۰/۱۲۷	۱۹/۸۶±۴/۷۱	۱/۶۲±۰/۶۸	۰/۰۰۲*
	m/s سرعت	ران	۰/۵۵±۰/۰۶۶	۰/۲۶±۰/۰۶	۰/۰۶۳	۰/۶۳±۰/۰۹	۰/۴۰±۰/۰۶	۰/۰۰۷*
		تاج خاصره	۰/۴۸±۰/۰۶	۰/۲۵±۰/۰۶	۰/۴۱۷	۰/۵۸±۰/۰۸	۰/۴۲±۰/۰۵	۰/۰۲۸*
	m/s^2 شتاب	زانو	-۱۰/۴۴±۲/۲۹	-۲/۰۳±۰/۸۱	۰/۰۳۹*	-۷/۱۷±۲/۸۷	-۹/۰۴±۲/۰۹	۰/۷۵۵
		تاج خاصره	۰/۸۲±۰/۰۴	-۱/۷۳±۰/۸	۰/۰۷۶	۰/۱۱±۰/۰۶	-۲/۷۳±۰/۸	۰/۰۱۶*

*تفاوت معنی‌دار (P<۰/۰۵)

در تصویر ۲، منحنی میانگین سرعت خطی پنجه در ۱۰۰٪ سیکل زمان، از لحظهٔ برخورد پای تکیه با زمین تا پایان ادامهٔ حرکت نشان داده شده است. با توجه به منحنی، از لحظهٔ برخورد پای تکیه تا لحظهٔ ضربه به‌طور مداوم، بر سرعت خطی پنجه افزوده شده، پس از آن به‌تدریج کاهش می‌یابد. با توجه به لحظهٔ ضربه، زنان پیش از رسیدن به اوج سرعت خطی پنجه، به توپ ضربه می زنند، حال آنکه مردان با سرعت خطی بیشتر و پس از رسیدن به اوج سرعت، به توپ

ضربه می‌زنند. به‌علاوه، سرعت پنجه در مردان با روند منظم‌تری کاهش می‌یابد و در نهایت نیز، سرعت خطی کمتری دارد، اگرچه این تفاوت از نظر آماری معنی‌دار نیست.



تصویر ۲. مقایسه میانگین سرعت خطی پنجه زنان و مردان در فاصله ۶ متر

داده‌های جدول ۲ نشان می‌دهد در فاصلهٔ ۶ متر تا هدف، زاویهٔ مفاصل ران و زانو در سه لحظهٔ FM، BC و FIN تفاوت معنی‌داری دارد، در لحظهٔ FM، زاویهٔ مفصل ران با شروع فاز تاب به پشت که نشان دهندهٔ اکستنشن ران است، در مردان بیشتر از زنان مشاهده شد. در لحظهٔ BC، اکستنشن زانو در زنان بیشتر از مردان بود. در لحظهٔ FIN، فلکشن ران و زانو در زنان بیشتر بود و سرعت زاویه‌ای مفصل ران، ران و مفصل زانو در لحظهٔ SFC، با علامت منفی، در مردان بیشتر از زنان مشاهده شد. سرعت زاویه‌ای تاج خاصره یا لگن مردان در لحظهٔ BC، میانگین بیشتر و معنی‌داری دارد. در لحظهٔ FIN نیز سرعت زاویه‌ای مچ و پا[1]، میانگین معنی‌دار بالاتری در مردان دارد. در فاصلهٔ ۱۰ متر تا هدف، زاویهٔ مفاصل تنها در لحظهٔ FM و در مفصل مچ پا دارای تفاوت معنی‌دار بود. در این لحظه، پلانتار فلکشن مچ پا در مردان ۳۷/۵۴ درجه و در زنان ۲۵/۲۲ درجه مشاهده شد، ولی زاویهٔ مفاصل در سایر لحظات تفاوت معنی‌داری نشان نداد.

سرعت زاویه‌ای تاج خاصره در لحظات FM، BC و FIN در زنان و مردان تفاوت معنی‌داری داشت. در لحظهٔ FM و BC وFIN، مردان سرعت زاویه‌ای لگن بیشتری داشتند. سرعت زاویه‌ای مفصل ران[2] و ران[3] در لحظهٔ SFC در مردان به‌طور معنی‌داری بیشتر از زنان و در جهت منفی

1. foot
2. hip
3. thigh

و سرعت زاویه‌ای ران و تاج خاصره نیز در لحظهٔ BC، در مردان به‌طور معنی‌داری بالاتربود.

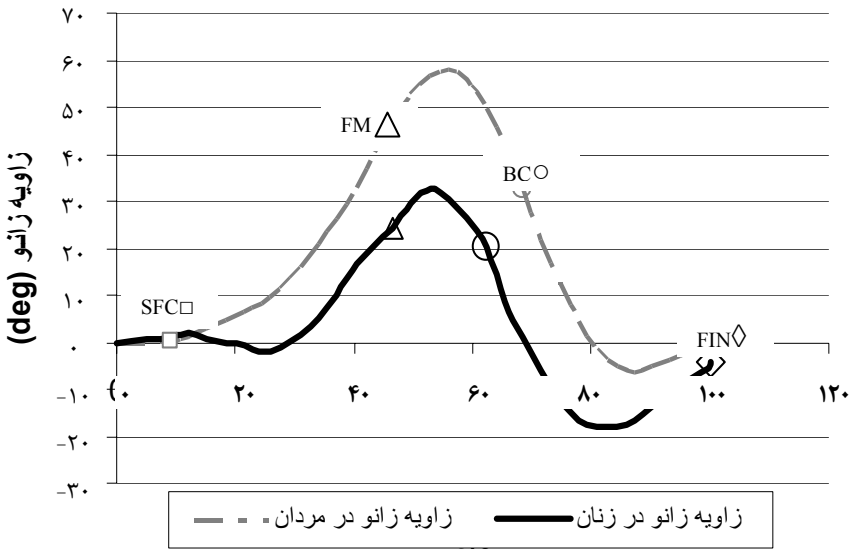
جدول۲. مقایسهٔ میانگین پارامترهای کینماتیک زاویه‌ای شوت موفق زنان و مردان در فاصلهٔ ۶ و۱۰ متر.

پارامتر	لحظه	مفاصل و اندام‌ها	۶ متر			۱۰ متر		
			مرد	زن	P-Value	مرد	زن	P-Value
			انحراف معیار± میانگین	انحراف معیار± میانگین		انحراف معیار± میانگین	انحراف معیار± میانگین	
زاویه deg	FM	مفصل مچ	-۳۵/۳۰±۱/۳۵	-۲۹/۲۸±۳/۵۶	۰/۰۵۸	-۳۷/۵۴±۳/۳۶	-۲۵/۲۲±۳/۵۸	۰/۰۲۷*
		مفصل ران	-۶/۳۴±۱/۱۸	-۰/۰۴۷±۰/۹۶	۰/۰۰۱*	-۱۰/۵±۲/۱۸	-۱/۸۵±۰/۲۶	۰/۱۲۰
	BC	مفصل زانو	۴۲/۹۳±۲/۷۲	۲۱/۱۰±۵/۸۸	۰/۰۰۶*	۳۵/۶۹±۱/۷۱	۲۷/۵۹±۴/۹۹	۰/۱۵۰
	FIN	مفصل زانو	۱۱/۹۰±۴/۳۲	۱۹/۷۷±۵/۶۶	۰/۰۰۳*	۱۴/۸۷±۲/۲۳	۲۵/۷۶±۳/۹۹	۰/۹۸
		مفصل ران	۱۹/۵۶±۱/۹۰	۳۹/۵۲±۵/۰۴	۰/۰۰۳*	۲۱/۶۶±۵/۸۵	۳۵/۹۹±۷/۷۶	۰/۰۷۹
سرعت زاویه‌ای deg/s	SFC	مفصل زانو	۹۶/۴۴±۳۰/۶۹	-۳۷/۰۰±۸/۹۱	۰/۰۰۷*	۹۰/۱۶±۳۹/۰۲	-۵۴/۲۹±۱۸/۶۰	۰/۰۵۰
		مفصل ران (hip)	-۲۷/۴۵±۸/۷۴	-۲/۵۰±۰/۰۲۹	۰/۰۰۷*	-۲۶/۶۶±۱۱/۷۴	-۴/۶۷±۰/۶۱	۰/۰۲۶*
		ران (thigh)	-۹۲/۶۷±۱۶/۵۸	-۳۲/۱۲±۹/۲۸	۰/۰۱۱*	-۸۲/۱۷±۲۳/۳۵	-۱۳/۴۶±۱/۶۳	۰/۰۴۴*
	FM	تاج خاصره	۱۶۰/۸۶±۲۲/۱۱	۱۵۹/۴۵±۱۸/۶۳	۰/۰۸۱	۲۴۹/۳۳±۲۸/۷۰	۱۵۹/۰۶±۲۱/۰۲	۰/۰۲۶*
	BC	ران (thigh)	۲۰۰/۲۹±۳۲/۵۸	۱۹۹/۷۶±۱۵/۵۴	۰/۱۰۴	۲۸۲/۴۸±۲۱/۷۳	۱۸۶/۹۸±۲۹/۳۹	۰/۰۲۳*
		تاج خاصره	۲۴۳/۴۹±۳۷/۵۵	۱۱۰/۲۱±۲۱/۲۰	۰/۰۰۹*	۲۲۰/۶۱±۱۸/۴۳	۹۸/۳۶±۱۶/۴۸	۰/۰۰۲*
	FIN	مفصل مچ	۴۸/۲۵±۱۰/۰۶	۴۴/۲۲±۱۰/۸۹	۰/۰۱۵*	۴۸/۳۵±۱۱/۰۹	۴۵/۳۸±۱۱/۶۶	۰/۰۶۰
		پا (foot)	۵۵/۸۴±۱۰/۵۲	۳۴/۹۳±۱۱/۳۸	۰/۰۰۲*	۵۸/۵۶±۹/۶۷	۳۵/۹۵±۹/۲۴	۰/۰۷۲
		تاج خاصره	-۵۹/۱۰±۱۱/۶	۳۰/۰۸±۸/۰۵	۰/۰۹۰	-۶۶/۰۸±۱۷/۵۹	۳۸/۲۹±۹/۶۷	۰/۰۰۲*

*تفاوت معنی‌دار (۰۵/ ۰>P)

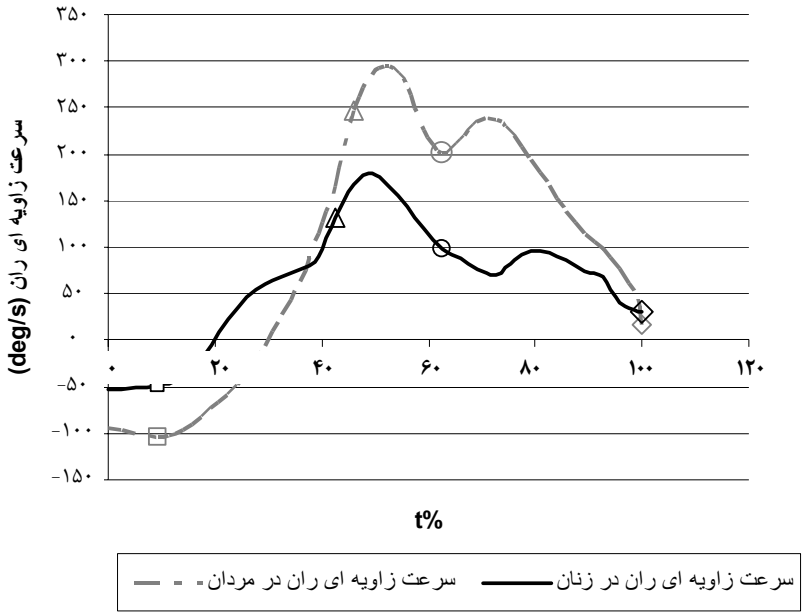
با توجه به تصویر۳ (منحنی مقایسهٔ میانگین زاویه زانو در فاصلهٔ ۶ متر تا هدف در سیکل ۱۰۰٪ زمان، از لحظهٔ برخورد پای تکیه با زمین تا پایان ادامهٔ حرکت) ، به‌طور کلی، دامنهٔ حرکتی زانو در مردان بیشتر بود. در لحظه SFC، وضعیت تقریباً مشابه بود، اما رفته رفته بر

فلکشن زانو افزوده شد. در شروع حرکت رو به جلو ،FM زانو همچنان به فلکشن ادامه می‌دهد، در لحظهٔ ضربه نیز مردان با فلکشن زانوی بیشتر به توپ ضربه زده‌اند.



تصویر ۳. منحنی میانگین زاویه زانو در زنان و مردان در فاصله ۶ متر

با توجه به تصویر ۴، ران در فاز تاب به پشت، سرعت زاویه‌ای منفی داشت و مردان از ابتدا و در لحظهٔ SFC، سرعت زاویه‌ای منفی بزرگ‌تری داشتند. در حرکت رو به جلو، سرعت مثبت شده و به حداکثر خود می‌رسد، اما برای ضربه به توپ، سرعت زاویه‌ای ران کاهش می یابد، ولی همچنان سرعت مردان تا حد دو برابر زنان مشاهده شد و پس از ضربه با حرکت رو به جلو، افزایش یافته، توپ را تعقیب می کند. ظاهراً زنان پیش از کاهش سرعت زاویه‌ای ران به توپ ضربه می‌زنند سپس، برای کنترل حرکت پا و آمادگی برای بازگشت به حالت اولیه، از سرعت زاویه‌ای ران کاسته می‌شود.



*تصویر ۴. منحنی سرعت زاویه ای ران (**thigh**) در زنان و مردان در فاصله ۶ متر*

با توجه به جدول ۳، با وجود بالاتر بودن مدت زمان قبل و بعد از ضربه در زنان نسبت به مردان، در فاصلهٔ ۶ متر تا هدف و نیز پایین‌تر بودن مدت زمان قبل از ضربه در زنان نسبت به مردان، در فاصلهٔ ۱۰ متر تا هدف، تفاوت این دو متغیر از لحاظ آماری معنی‌دار نبود و جنسیت، اثر معنی‌داری بر الگوی زمانی ضربه نشان نداد.

جدول ۳. مقایسهٔ میانگین مدت زمان قبل و بعد از ضربهٔ مردان و زنان در فاصلهٔ ۶ و ۱۰متر.

		جنسیت	۶ متر		۱۰ متر	
	زمان		انحراف معیار± میانگین	P-Value	انحراف معیار± میانگین	P-Value
مدت زمان حرکت s	قبل از ضربه	مرد	۰/۳۸±۰/۰۵	۰/۸۱۷	۰/۴۰±۰/۱۱	۰/۳۸۲
		زن	۰/۳۹±۰/۱۹		۰/۳۴±۰/۱۳	
	بعد از ضربه	مرد	۰/۲۵±۰/۰۶	۰/۴۸۵	۰/۲۳±۰/۰۵	۰/۲۱۸
		زن	۰/۲۷±۰/۰۶		۰/۲۷±۰/۰۶	

*تفاوت معنی‌دار (P<۰/۰۵)

بحث و نتیجه‌گیری

هدف این تحقیق، بررسی اثر جنسیت بر کینماتیک شوت روی پای فوتسال بود. در مقایسهٔ جابه‌جایی خطی در زنان و مردان در فاصلهٔ ۶ متر، جابه‌جایی پنجه، مچ، زانو، ران و تاج خاصره در راستای محور Z، در لحظهٔ BC، نشان می‌دهد ابداکشن و اداکشن مفصل ران در مردان بیشتر از زنان است. در فاصلهٔ ۱۰ متر، در لحظهٔ SFC، بالاتر بودن میانگین موقعیت خطی ران در راستای محور Y در مردان، نشان دهندهٔ جابه‌جایی بیشتر ران در این فاز و شروع سریع‌تر حرکت ران برای آماده سازی اندام تحتانی برای ضربه است. جابه‌جایی در راستای محور Z، نشان می‌دهد ابداکشن مردان در این فاز بیشتر از زنان است. موقعیت خطی مچ، زانو، ران و تاج خاصره در لحظهٔ FM که ران شروع به حرکت رو به جلو می‌کند، در مردان بیشتر از زنان مشاهده شد. در بیشتر مفاصل، جابه‌جایی در راستای محور Z، در مردان بیشتر بوده که در نتیجهٔ آن، گشتاور چرخشی ران نیز بیشتر خواهد بود. در لحظهٔ BC، تنها موقعیت خطی پنجهٔ پا در راستای محور افق، در مردان به‌طور معنی‌داری بیشتر از زنان بود.

نانومی و همکاران[1] (۲۰۰۲) بیان کردند که دقیقاً پیش از ضربه، گشتاور اداکشن ران به مقدار قابل توجهی (~۱۱۵N.m) می‌رسد و اداکتورهای ران برای کنترل کل پا در حین ضربه اهمیت دارند (۱۳). با توجه به تحقیق حاضر، مردان، در مقایسه با زنان، اداکشن بیشتری در ران به نمایش گذاشته‌اند.

در لحظهٔ FIN، در فاصلهٔ ۶ متری موقعیت خطی پنجه و مچ در راستای محور X و در فاصلهٔ ۱۰ متری موقعیت خطی زانو و ران در راستای محور X، پنجه، مچ و زانو در راستای محور Y، مچ، زانو، ران و تاج خاصره در راستای محور Z در مردان، به‌طور معنی‌داری بیشتر از زنان مشاهده شد. بارفیلد[2] (۱۹۹۸) بیان کرده که مرحلهٔ ادامه حرکت[3] یا FIN به دو هدف تماس پا با توپ برای مدت طولانی‌تر و پیشگیری از آسیب، مشابه حرکات بالستیک است. افزایش مدت تماس موجب افزایش انتقال گشتاور به توپ و بنابراین، افزایش سرعت می‌شود (۱۴). بدین ترتیب احتمالاً مردان با سرعت بیشتری به توپ ضربه زده اند که با نتایج تحقیقات بارفیلد (۲۰۰۲)، تنت (۱۹۹۱) و شان (۲۰۰۹) مطابقت دارد (۱، ۳، ۴).

---

1. Nunome, H. et al.
2. Barfield, B (1998)
3. Follow through (finishing)

های[1] (۱۹۹۶) نیز مرحلهٔ ادامه حرکت (FIN) را برای حذف تدریجی نیروهای کینتیکی و الاستیکی حاصل از تاب عضو ضربه، پس از تماس با توپ، ضروری و هرگونه کاهش ناگهانی سرعت عضو ضربه را موجب افزایش ریسک استرین همسترینگ دانسته است (۱۵). در تحقیق حاضر مردان با داشتن جابه‌جایی نهایی بیشتر، به‌طور محسوس‌تری این مرحله را اجرا کردند، به‌ویژه در فاصلهٔ ۱۰ متر که ضربه با توجه به بُرد بیشتر، با سرعت بالاتری اجرا می‌شود؛ در نتیجه، مردان با اجرای بهتر و کاهش تدریجی سرعت، احتمالاً کمتر از زنان دچار استرین همسترینگ می شوند، البته این فرضیه به تحقیقات بیشتری نیاز دارد.

سرعت خطی در فاصلهٔ ۶ متر صرفاً در لحظهٔ BC، در مچ و پنجه به‌طور معنی‌داری بالاتر بود. در فاصلهٔ ۱۰ متر در لحظهٔ SFC، سرعت خطی تاج خاصره، در لحظهٔ FM، سرعت خطی پنجه، مچ، تاج خاصره و در لحظهٔ BC، سرعت خطی پنجه، مچ و در لحظهٔ FIN، سرعت خطی ران و تاج خاصره در مردان به‌طور معنی‌داری بیشتر از زنان مشاهده شد، البته در هر دو فاصله، در تمام لحظات، سرعت خطی مردان بالاتر از زنان بود. بارفیلد (۲۰۰۲) و ابو ابدو[2] (۱۹۸۱) بیان کرده‌اند که بین سرعت خطی پا و توپ رابطهٔ خطی وجود دارد (۲)؛ در نتیجه در تحقیق حاضر، سرعت توپ شوت شده در مردان بیشتر از زنان بوده است. از طرفی، با توجه به فاصله، ظاهراً در فاصلهٔ ۱۰ متر، برای ایجاد سرعت بیشتر در اندام ضربه‌زننده، تفاوت سرعت را از همان لحظات اولیه مشاهده می‌کنیم. در فاصلهٔ ۱۰ متر، شتاب خطی ران در لحظهٔ FM، شتاب خطی مچ و پنجه در لحظهٔ BC و شتاب تاج خاصره در لحظهٔ FIN، در مردان به‌طور معنی‌داری بیشتر از زنان بود. البته در لحظهٔ FIN، شتاب زنان کاهنده بود، اما مردان همچنان شتاب مثبت داشتند. در فاصلهٔ ۶ متر تا هدف، شتاب تنها در لحظهٔ FIN، در زانو مشاهده شد که نشان‌دهندهٔ شتاب کاهنده در زنان و مردان بود و مردان همچنان شتاب کاهندهٔ بیشتری داشتند. این نتایج با نتایج شان (۲۰۰۹) هم‌خوانی دارد که بیانگر اجرای سریع‌تر و قوی‌تر مهارت شوت در مردان نسبت به زنان است (۳).

بالا بودن میانگین سرعت و شتاب پنجه و مچ در مردان نسبت به زنان، در لحظهٔ BC با نتایج بارفیلد (۱۹۹۸، ۲۰۰۲) مشابهت دارد (۱، ۱۲). بارفیلد (۲۰۰۲) تفاوت میزان شاخص ترکیب بدنی مردان را دلیل بالاتر بودن سرعت و شتاب خطی پنجه و مچ مردان، در مقایسه با زنان بیان کرده است (۱). در این تحقیق نیز میزان شاخص ترکیب بدنی در مردان ۱/۰۲٪ بیشتر از زنان مشاهده شد، البته مقادیر سرعت و شتاب خطی پنجه و مچ پا کمتر از تحقیق بارفیلد

1. Hay
2. Abo-Abdo, H.E.

(۱۹۹۸، ۲۰۰۲) و دورج[1] (۲۰۰۲) بود. احتمالاً تفاوت بین نتایج، به‌دلیل تفاوت در روش اندازه‌گیری بوده است. در سه تحقیق ذکر شده، شوت روی پا با حداکثر سرعت بررسی شده است، ولی در تحقیق حاضر ضربه به هدفِ تعیین شده مدنظر بود. آسامی[2] (۱۹۷۶) نیز بیان کرده که با افزایش دقت ضربه، سرعت بازیکن در حدود ۸۰٪ سرعت حداکثر می‌شود (۱۷). به‌علاوه، لیز و نولان[3] (۱۹۹۸) به این نتیجه رسیدند که هنگام اجرای شوت دقیق، سرعت توپ و سرعت خطی و زاویه‌ای مفاصل نسبت به حداکثر قدرت کاهش می‌یابد (۱۸).

نانومی و همکاران[4] (۲۰۰۲) و لوانن و دپانا[5] (۱۹۹۸) بیان کردند که ران در مرحلهٔ تاب به پشت، حداکثر به میزان ۲۹ درجه و با سرعت ۱۷۱ تا ۲۸۶ درجه بر ثانیه اکستنشن می‌یابد (۱۲، ۱۳). در تحقیق حاضر در این لحظه، متغیرهای کینماتیک زاویه‌ای زنان و مردان تفاوت معنی‌داری نداشت، تنها سرعت زاویه‌ای مفصل ران در هر دو فاصلهٔ ۶ و ۱۰ متر تا هدف، در مردان بیشتر از زنان بود که علامت سرعت نیز اکستنشن منفی ران بوده است. در لحظهٔ مذکور، سرعت زاویه‌ای ران (تصویر ۴) با تفاوت معنی‌دار، در مردان بیشتر از زنان بود. مقدار سرعت زاویه‌ای در فاصلهٔ ۱۰ متر بیشتر از ۶ متر است که می‌توان آن را به تلاش عضلانی بیشتر ورزشکار برای ایجاد سرعت بیشتر و افزایش بُرد پرتابه نسبت داد.

بر اساس نتایج نانومی و همکاران (۲۰۰۲)، زانو در مرحلهٔ SFC، شروع به فلکشن می‌کند و سرعت زاویه‌ای آن افزایش می‌یابد (۱۳). در تحقیق حاضر در لحظهٔ SFC تفاوت معنی‌داری بین زنان و مردان مشاهده نشد، تنها در فاصلهٔ ۱۰ متر تا هدف، سرعت زاویه‌ای زانوی مردان با علامت منفی، که بر اساس نتایج نانومی نشان دهندهٔ فلکشن زانو است، به‌طور معنی‌داری در مردان بیشتر از زنان مشاهده شد.

در مرحلهٔ FM، زاویهٔ مچ پا به‌طور معنی‌داری در مردان بیشتر از زنان مشاهده شد که نشان‌دهندهٔ پلانتار فلکشن بیشتر مردان در این مرحله است. با توجه به نتایج الکساندر و هولت[6] (۱۹۷۴)، انتقال گشتاور از پا به توپ زمانی رخ می‌دهد که تماس با ناحیهٔ مچ پا بیشتر از متاتارسال باشد (۱۹). پلاگنهوف[7] (۱۹۷۱) نیز به این نتیجه رسید که با توجه به انتقال نیرو،

---

1. Dörge et al.
2. Asami et al.
3. Lees & Nolan
4. Nonome et al.
5. Levanon & Dapena
6. Alexander & Holt
7. Plagenhoef

میزان پلانتار فلکشن مچ پا مهم است (۲۰)؛ در نتیجه، در تحقیق حاضر مردان با داشتن پلانتار فلکشن بیشتر، ضربهٔ بهتری به توپ زده‌اند.

میزان اکستنشن ران مردان نیز به‌طور معنی‌داری بیشتر از زنان بود. زاویهٔ زانو در فاصلهٔ ۶ متر نشان دهندهٔ فلکشن بیشتر زانو در مردان، در لحظهٔ ضربه بود. با توجه به یافته‌های فوق می‌توان چنین جمع‌بندی کرد که مردان در لحظهٔ ضربه، با فلکشن زانوی بیشتر و احتمالاً، به‌دلیل استفادهٔ بیشتر از خاصیت الاستیکی عضلات و رابطهٔ طول-تنش عضلات، نیروی بیشتری به توپ اعمال کرده‌اند. جان اورکاد و همکاران[1] (۲۰۰۳) در مطالعه‌ای، میزان استرین چهارسر ران ر در شوت فوتبال با شوت در حال دویدن و شوت ثابت مقایسه کرده، نتیجه گرفتند که در شوت در حال حرکت که سرعت توپ در آن بیشتر از شوت ثابت است، زاویهٔ زانو در لحظهٔ ضربه بیشتر است (۲۱).

در لحظهٔ BC، مردان در هر دو فاصله، به‌طور معنی‌داری سرعت زاویه‌ای ران و لگن بیشتری داشتند. در مقایسهٔ پای برتر و غیربرتر که توسط دورج و همکارانش (۲۰۰۲) انجام شده است، سرعت زاویه‌ای پای برتر در لحظهٔ ضربه، بیشتر از پای غیربرتر بوده است و بدین ترتیب پای برتر سریع‌تر به توپ ضربه می‌زند (۱۶)؛ بنابراین مردان با داشتن سرعت زاویه‌ای ران بیشتر در لحظهٔ ضربه، احتمالاً ضربهٔ سریع‌تری به توپ زده‌اند،که با نتایج تنت (۱۹۹۱)[2] مغایرت داشت (۴).

در مرحلهٔ ادامهٔ حرکت، تفاوت معنی‌دار چندانی در پارامترهای زاویه‌ای مشاهده نشد، تنها مردان با داشتن سرعت زاویه‌ای بیشتر در تاج خاصره، پا و مفصل مچ تفاوت معنی‌داری نسبت به زنان نشان دادند که ظاهراً به‌دلیل سرعت زاویه‌ای بیشتر در مراحل قبلی، در این مرحله نیز مردان سرعت زاویه‌ای بیشتری داشتند. این نتایج با نتایج شان (۲۰۰۹) مطابقت داشت (۳).

مدت زمان قبل و بعد از ضربه، بین زنان و مردان تفاوت معنی‌داری نداشت. بنا بر نتایج ایزوکاوا و لیز (۱۹۸۸)، دو الگوی ضربه برای شوت روی پا با یک گام دور خیز وجود دارد، الگوی اول دارای تاب به پشت زیاد و زمان ضربهٔ طولانی‌تر است و الگوی دوم، دارای تاب به پشت کوتاه با حرکت رو به جلوی سریع اندام تحتانی، به‌وسیله اکستنشن زانو و کوتاه بودن مدت زمان ضربه است (۱۱). احتمالاً آزمودنی‌ها از هر دو الگوی حرکتی شوت بهره برده‌اند. با وجود اینکه تفاوت معنی‌داری بین زمان قبل از حرکت، در زنان و مردان مشاهده نشد؛ آمار توصیفی نشان می‌دهد این زمان در فاصلهٔ ۱۰ متر، در زنان طولانی‌تر از مردان بود و در نتیجه می‌توان استنباط کرد که احتمالاً توان ضربهٔ مردان در این فاصله، بیشتر از زنان است. تنت نیز به این نتیجه رسیده

1. Orchad et al.
2. Tant, C. L. et al.

بود که الگوی زمانی ضربهٔ زنان و مردان با یکدیگر تفاوت معنی‌داری ندارد که نتیجهٔ حاضر را تأیید می‌کند (۴).

به‌طور کلی، یافته‌ها نشان می‌دهد جنسیت بر بسیاری از متغیرهای کینماتیک شوت روی پا اثر معنی‌داری دارد. با توجه به روند منحنی‌ها در تمام متغیرهای مورد بررسی، مردان با سرعت و شتاب بیشتری به توپ ضربه می‌زدند، مرحلهٔ ادامهٔ حرکت را با کاهش تدریجی سرعت و جابه‌جایی بیشتر، به‌طور محسوس‌تری اجرا می‌کنند و با داشتن دامنهٔ حرکتی بیشتر در مفاصل مچ، ران و زانو ضربهٔ بهتری به توپ می‌زنند، ولی الگوی زمانی حرکت در هر دو جنسیت تقریباً مشابه است و جنسیت اثر معنی‌داری بر آن ندارد.

به مربیان پیشنهاد می‌شود با توجه به تفاوت‌های کینماتیکی بین زنان و مردان، فعالیت‌هایی برای افزایش سرعت، شتاب ضربه و دامنهٔ حرکتی مفاصل در تمرینات زنان فوتسالیست بگنجانند و بر انجام ادامهٔ حرکت تأکید نمایند.

منابع:

1. Barfield, W.R., Kirkendall, D., Yu, B. (2002). Kinematic instep kicking differences between elite female and male soccer players. J Sports Sci Med. 1: 72-79.
2. Kellis, E., Katis, A. (2007). Biomechanical characteristics and determinants of instep soccer kick. J Sports Sci & Med. 6: 154 – 165.
3. Shan, G. (2009). Influence of gender and experience on the maximal instep soccer kick. Euro J Sport Sci. V 9. N 2. 107-114(8).
4. Tant, C.L., Browder, K.D., Wilkerson, J.D. (1991). A three dimensional kinematic comparision of kicking techniques between male and female soccer players. In: Biomechanics in Sport IX (edited by Tant, C.L., Parrerson, P.E., York, S. L.). 101-105.
5. Browder, K.D., Tant, C.L., Wilkerson, J.D. (1991). A three dimensional kinematic analysis of three kicking techniques in female players. In: Biomechanics in sports IX. (Eds Tant, C.L., Patterson. P.E., York. S.L). Ames, IA, ISU Press, 95-100.
6. Adrian, M.J., Cooper, J.M. (1989). Biomechanics of Human Movement, Indianapolis: Benchmark Press.
7. Wickstrom, R.L.(1977). Fundamental motor patterns. 2nd ed. Philadelphia: Lea & Febiger.
8. Bloomfield, J., Elliott, B.C., Davies, C.M. (1979). Development of punt kick: a

cinematogeraphical analysis. J Hum Studies. 6: 142-50.

9. Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., Labelle, H. (2000). Gait symmetry and limb dominance in able-bodied gait. Gait & Posture. 12(1): 34-45.
10. Smith, C., Gilleard, W., Hammond, J., Brooks, L. (2006). The application of an exploratory factor analysis to investigate the inter-relationships amongst joint movement during performance of a football skill. J Sports Sci & Med.5: 517-524.
11. Isokawa, M., Lees, A. (1988). A biomechanical analysis of the instep kick motion. In soccer. Science and football (ed. Reilly, T., Lees, A., Davis, K., Murphy, W.J), E & FN Spon, London: 449-55.
12. Levanon, J., Dapena, J. (1998). Comparison of the kinematics of the full-instep and pass kicks in soccer. Med Sci Sports Exe. 30 (6): 917–927.
13. Nunome, H., Asia, T., Ikegami, Y., Sakurai, S. (2002). Three-dimensional kinetic analysis of side-foot and instep soccer kicks. Med & Sci Sports & Exe. 34: 2028-2036.
14. Barfield, W.R. (1998). The biomechanics of kicking in soccer. Clin Sports Med, 17 (4) 711-728.
15. Hay, J. (1996). Biomechanics of Sport Techniques. Englewood Cliffs, N. J: Prentice Hall.
16. Dorge, H., Bull Anderson, T., Sorensen, H., Simonsen, E. (2002). Biomechanial differences in soccer kicking with preferred and non-preferred leg. J Sports Sci. 20: 293-299.
17. Asami, T., Nolte, V. (1983) Analysis of powerful ball kicking. In: Matsui, H.; Kobashi, K. (Ed.). Biomechanics VIII-B, Champaign: Human Kinetics Publishers. 695 - 700.
18. Lees, A., Nolan, L. (1999). Three dimensional kinematic analysis of the instep kick under speed and accuracy conditions. In: World Congress Of Science Football, 4, Sydney. Annals. 22-26.
19. Alexander, A., Holt, L.E. (1974). Punting, a cinema-computer analysis. Scholastic Coach. 43: 14-16.
20. Plagenhoef, S. (1971). ACinematogeraphic Analysis. Englewood Cliffs, N. J: 98-105.
21. Orchad, J., Mcintosh, A., Landeo, R., Savage, K. (2003). Biomechanics of kicking in the AFL with respect to development of quadriceps strains. Repot for Afl & D Board. Unsw. AFL Kicking Study. 1-38.

پژوهش در علوم ورزشی شماره ۶، تابستان ۱۳۸۹، صص ۸۲-۶۷

اثر یک دوره تمرین تعادلی هشت هفته‌ای برعملکرد تعادلی دختران نوجوان مبتلا به پای گود ایدئوپاتیک

*دکتر مهرداد عنبریان[۱]، شیما خلیلی[۲]، دکتر محمد رضا نیکو[۳]

تاریخ دریافت مقاله: ۸۸/۱۱/۱۱ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۸/۲۳

چکیده

تحقیقات نشان داده‌اند که وجود ناهنجاری در ساختار طبیعی پا می‌تواند بر تعادل بدن تأثیر منفی داشته باشد (۶)، اما با وجود اهمیت زیاد عملکرد تعادلی مناسب در سن مدرسه، اثرگذاری تمرینات تعادلی بر حفظ تعادل بدن نوجوانان و دانش‌آموزانی مبتلا به ناهنجاری‌های ساختاری بررسی نشده است؛ بنابراین، هدف این تحقیق، بررسی اثر یک دوره تمرین تعادلی هشت هفته‌ای بر عملکرد تعادلی دختران نوجوان مبتلا به پای گود ایدئوپاتیک است. پژوهش از نوع تجربی- مداخله‌ای است و به‌صورت پیش‌آزمون-پس‌آزمون با گروه کنترل انجام شده است. ۲۴ دختر نوجوان با پای گود ایدئوپاتیک که سابقهٔ ابتلا به بیماری عصبی-عضلانی و آسیب دیدگی دراندام تحتانی نداشتند، انتخاب و به‌صورت تصادفی به دو گروه تجربی و کنترل تقسیم شدند. گروه تجربی به مدت هشت هفته در برنامهٔ تمرینات تعادلی شرکت کردند. قبل و پس از برنامهٔ تمرینی، عملکرد تعادلی استاتیکی و دینامیکی آزمودنی‌ها در هر دو گروه اندازه‌گیری و مقایسه شد. تعادل استاتیکی و دینامیکی، به ترتیب با سیستم امتیازدهی بر اساس تعداد خطا[۴] و سیستم ثباتی بایودکس سنجیده شد. برای تجزیه و تحلیل داده‌ها از روش آنالیز واریانس با اندازه‌های تکراری با سطح معنی‌داری ۰۵/۰ استفاده شد. نتایج نشان داد تعداد خطاها در آزمون تعادل استاتیکی، پس از گذراندن دورهٔ تمرینی کاهش معنی‌داری داشت. همچنین گذراندن دورهٔ تمرینی، به بهبود شاخص‌های ثباتی در گروه تجربی منجر شد (p=۰/۰۰۱)، ولی در شاخص‌های ثباتی گروه کنترل تغییری دیده نشد (p=۰/۶۸۴). با توجه به یافته‌های تحقیق، تمرینات تعادلی می‌تواند روشی مناسب برای

۱. استادیار دانشگاه بوعلی سینا Email: m_anbarian@yahoo.com
۲. کارشناس ارشد تربیت بدنی دانشگاه بوعلی‌سینا
۳. استادیار طب فیزیکی دانشگاه علوم توانبخشی و بهزیستی

4. Balance Error Scoring System (BESS)

بهبود عملکرد تعادلی نوجوانان مبتلا به کف پای گود ایدئوپاتیک باشد؛ بنابراین، گنجاندن برنامهٔ تمرینات تعادلی به عنوان روشی مؤثر در فرآیند درمان ضعف کنترل تعادل بدن افراد با ناهنجاری پای گود و همچنین جای دادن در برنامهٔ ورزشی مدارس توصیه می‌شود.

کلیدواژه‌های فارسی: عملکرد تعادلی، برنامهٔ تمرین تعادلی، پای گود ایدئوپاتیک.

مقدمه

کنترل پوسچر از عوامل اساسی مورد نیاز برای انجام فعالیت‌های روزانه، اجرای بهینهٔ فعالیت‌های ورزشی و پیش‌گیری از آسیب دیدگی می‌باشد. کنترل پوسچر به‌منظور دست‌یابی به دو هدف مجزای پایداری[1] و جهت‌گیری صحیح راستای قامت[2]، در مطالعهٔ حرکات انسان جایگاه ویژه‌ای دارد. پایداری عبارت است از: توانایی حفظ مرکز ثقل بدن[3] در محدودهٔ سطح اتکا و جهت‌گیری صحیح راستای قامت، توانایی حفظ ارتباط صحیح اجزای مختلف بدن نسبت به یکدیگر و ارتباط مؤثر و مناسب بدن با محیط برای انجام وظیفه‌ای خاص (۱). برای کنترل پوسچر فرد باید وضعیت بدن خود را در فضا حفظ کند و نیروی مناسب را برای حفظ یا تصحیح موقعیت بدن خود تولید کند و دست‌یابی به این هدف، نیازمند ارتباط پیچیدهٔ سیستم حسی، عصبی و اسکلتی- عضلانی می‌باشد (۲).

شواهد نشان می‌دهد علاوه بر بیماری‌های اعصاب محیطی و مشکلات شنوایی که بر حفظ تعادل بدن تأثیر منفی دارند، بیماری‌های عصبی-عضلانی مانند فلج مغزی و پارکینسون (۳، ۴) نیز قادرند اختلالاتی در فرآیند کنترل پوسچر ایجاد کنند. همچنین برخی آسیب‌ها و نارسایی‌های عضلانی- اسکلتی از جمله اسپرین مزمن مچ پا، اسکولیوسیس، دردهای فرساینده و مزمن پشت و کمر نیز سیستم کنترل بدن را دچار اختلال می‌کنند.

در بین اختلالات عضلانی- اسکلتی، به نقش ناهنجاری‌های اندام تحتانی، به‌ویژه ساختار آناتومیکی پا در کنترل پوسچر کمتر توجه شده است. پا انتهایی‌ترین عضو بدن است و نقش عمده‌ای در تحمل وزن بدن، جذب و تعدیل فشارها و ضربات ناشی از اجرای مهارت‌های گوناگون مانند راه رفتن، دویدن و پریدن را بر عهده دارد؛ بنابراین هر گونه تغییر در ساختار اسکلتی– عضلانی پا می‌تواند سبب شکل‌گیری ناهنجاری‌های گوناگون در پا شود که عوارض متعددی همچون بروز خستگی، درد، بی‌ثباتی و فرسودگی در مفصل مچ، صدمه به زانو و ستون

1. Stability
2. Orientation
3. Center of Gravity (COG)

مهره‌ها را در پی داشته باشد. همچنین از آنجا که پا در تشکیل سطح اتکا در وضعیت ایستاده و اجرای مهارت‌های مختلف نقش مهمی ایفا می‌کند، در مطالعهٔ کنترل پوسچر اهمیت و جایگاه بیومکانیکی خاصی دارد.

به‌طور کلی، می‌توان گفت که حفظ پایداری به استراتژی‌های حرکتی و بازخوردهای حسی مختلفی متکی است؛ نقصان در بازخوردهای حسی و کمبود قدرت عضلات و پایداری مکانیکی هر مفصل می‌تواند پایداری کل بدن را دچار اختلال کند. در نتیجه، منطقی به نظر می‌رسد که تصور کنیم حتی تغییری کوچک در ساختار سطح اتکای بدن در حالت ایستاده (پاها)، بر کنترل پوسچر اثرگذار است. چند تحقیق به بررسی این فرضیه پرداخته‌اند و با توجه به نتایج، نقش ساختار پا را در کنترل پوسچر تأیید کرده‌اند. به عنوان مثال هرتل[1] و همکارانش (۲۰۰۲) به بررسی اثر ناهنجاری‌های ساختاری کف پا بر تعادل استاتیکی پرداختند. آنها تعادل استاتیکی را با محاسبهٔ انحراف مرکز فشار پا[2] اندازه‌گیری کرده، نتیجه گرفتند که افراد مبتلا به ساختار آناتومیکی غیرطبیعی کف پا مانند کف پای صاف و گود در مقایسه با افراد سالم، عملکرد تعادل ضعیف‌تری دارند (۵). کوته[3] و همکارانش (۲۰۰۵)، علاوه بر تعادل استاتیکی، تعادل دینامیکی را در افراد مبتلا به ناهنجاری‌های کف پا بررسی کرده، نشان دادند که عملکرد تعادل دینامیکی در افراد مبتلا به ناهنجاری‌های کف پا ضعیف‌تر از افراد دارای کف پای طبیعی است (۶). خداویسی و همکارانش (۱۳۸۸) نیز تأثیر ناهنجاری‌های کف پای گود و صاف را در تعادل دینامیکی دختران نوجوان بررسی و آن را با آزمودنی‌هایی با ساختار طبیعی پا مقایسه کردند. نتایج نشان داد افراد مبتلا به ناهنجاری‌های ساختاری پا، به‌ویژه پای گود[4] عملکرد تعادلی ضعیف‌تری داشتند (۷). به نظر می‌رسد در ساختار پای گود، با تغییر در قابلیت حرکت مفصل و کاهش مناطق تماس پا با زمین، داده‌های رسیده از سیستم حسی-پیکری کاهش می‌یابند (۶، ۱۰). از سوی دیگر، تغییر در قدرت و فعالیت عضلات اطراف مفصل مچ پا، بر استراتژی‌های حفظ تعادل تأثیر می‌گذارد و در نتیجه، تعادل فرد تحت تأثیر ساختار پایش قرار می‌گیرد (۱۱).

در مطالعات فوق، پای گود یکی از انواع ناهنجاری‌های شایع ساختاری پا تشخیص داده شده است که به‌طور ساده و کلی، با نشانهٔ افزایش ارتفاع قوس طولی–داخلی پا مشخص می‌گردد و در عملکرد تعادلی ضعیف در موقعیت‌های ساکن و پویا مؤثر است (۶، ۷، ۱۰، ۱۱)؛ بنابراین، با

1. Hertel
2. Center of Pressure
3. Cote
4. Pes cavus

توجه به اهمیت تعادل در انجام امور روزمره و فعالیت‌های ورزشی، بهبود عملکرد تعادلی در افراد مبتلا به ناهنجاری‌های ساختاری پا ضرورت می‌یابد.

روش بهره‌گیری از اورتز در بهبود عملکرد تعادلی افراد مبتلا به اختلالات اندام تحتانی و مچ پا، جایگاه ویژه‌ای دارد (۱۷، ۱۸). در مورد استفاده از اورتز برای بهبود تعادل افراد مبتلا به ناهنجاری‌های ساختاری پا، به‌ویژه پای گود، تحقیقات زیادی وجود ندارد، ولی به عنوان روشی غیرجراحی و مؤثر در نظر گرفته شده است (۱۹).

فرض بر این است که اورتز سبب برقراری ثبات در مفصل ساب‌تالار می‌شود؛ بدین ترتیب، چرخش‌های اضافی پا را محدود و در نتیجه، تعادل را بهبود می‌بخشد. از سوی دیگر، اورتز سبب افزایش سطح تماس کف پا با زمین می‌شود که این امر افزایش فعالیت گیرنده‌های جلدی کف پا و بهبود کنترل عصبی - عضلانی را در پی دارد (۲۰).

علاوه بر اورتز، استفاده از تمرینات تعادلی نیز از راه‌های بهبود کنترل پوسچر در افراد مبتلا به ناهنجاری‌های اندام تحتانی و پا می‌باشد. تمرینات تعادلی، به تمریناتی گفته می‌شود که بر آگاهی از پوسچر و حفظ و نگهداری پایداری تمرکز دارند (۸). هدف این نوع تمرینات، بالا بردن احساس حرکت در مفاصل و درک موقعیت مفصل می‌باشد (۱۲). عموماً در طراحی تمرینات تعادلی، ترکیبی از تمرینات قدرتی، انعطاف‌پذیری، پلایومتریک و تعادلی گنجانده می‌شود. می‌توان بخش مهمی از برنامه‌های تمرین تعادلی را به استفاده از سطوح ناپایدار مانند تختهٔ تعادلی[1]، صفحهٔ چرخان[2]، توپ طبی[3]، ایستادن روی سطوح نرم و تجهیزات دیگری اختصاص داد که ایستادن روی آنها سیستم تعادلی را درگیر می‌کند.

تحقیقات متعددی اثر تمرینات تعادلی را بر بهبود و ارتقای شاخص‌های تعادلی افراد مبتلا به آسیب‌های اندام تحتانی، به‌ویژه اسپرین جانبی مچ پا و آسیب لیگامنت‌های زانو بررسی کرده‌اند. از جملهٔ این بررسی‌ها، می‌توان به تحقیق انجام شده توسط پاترنو[4] و همکارانش (۲۰۰۴) اشاره کرد که پس از شش هفته تمرین عصبی-عضلانی، پیشرفت و بهبود شاخص کل تعادل و کاهش نوسانات پوسچری در جهت قدامی- خلفی را گزارش کردند (۸). راس[5] (۲۰۰۵) نیز بهبود وضعیت تعادل دینامیکی را در افراد مبتلا به اسپرین جانبی مچ پا، بعد از شش هفته تمرین

1. Balance board
2. Wobble board
3. Medicine ball
4. Paterno
5. Ross

تعادلی گزارش کرد (۹). مک‌گوئین[1] و همکاران (۲۰۰۶) گزارش کردند که یک دوره تمرین تعادلی استاندارد شده به مدت ۵/۵ هفته، در کاهش خطر ابتلا به اسپرین مچ پا (۳۸ درصد) مؤثر است (۱۳). کارافا[2] و همکارانش (۱۹۹۶) نیز اثر یک دوره برنامهٔ تمرین تعادلی با استفاده از صفحهٔ چرخان را در کاهش صدمات زانو در بین فوتبالیست‌های مرد بررسی کردند و کاهش ۷ درصدی وقوع این صدمات را گزارش کردند (۱۴). در تحقیقی دیگر، اثر یک دوره برنامهٔ تمرینی با محوریت تمرینات تعادلی، بر میزان کاهش آسیب‌هایی چون اسپرین، استرین و دررفتگی استخوان در مفصل زانوی هندبالیست‌ها بررسی شد و کاهش احتمال وقوع آسیب به میزان ۷۹٪ گزارش شد (۱۵).

با وجود حجم گستردهٔ تحقیقات انجام شده در مورد اثر تمرینات حرکتی که تمرکزشان بر تقویت سیستم تعادلی است، اطلاعات مستند در مورد چگونگی اثربخشی تمرینات تعادلی در وضعیت کنترل پوسچر مبتلایان به پای گود وجود ندارد؛ بنابراین تحقیق حاضر قصد دارد تا اثر یک دوره تمرین تعادلی هشت هفته‌ای را بر عملکرد کنترل تعادل بدن در دختران نوجوان مبتلا به پای گود ایدئوپاتیک بررسی نماید.

روش‌شناسی پژوهش

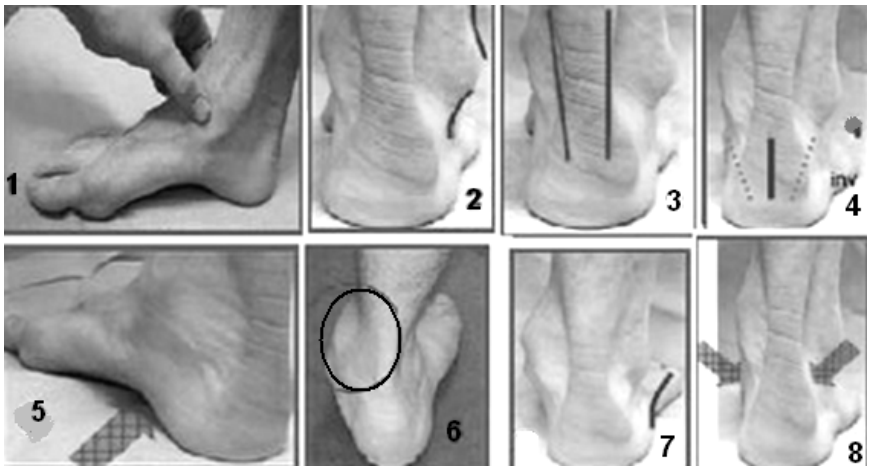
این پژوهش از نوع تجربی-مداخله‌ای است و به‌صورت پیش‌آزمون-پس آزمون، با گروه کنترل انجام شده است. ۲۴ دختر نوجوان دارای پای گود ایدئوپاتیک، از بین ۲۰۰۰ دانش‌آموز مقطع راهنمایی انتخاب و به دو گروه مساوی تجربی و کنترل تقسیم شدند. آزمودنی‌ها در هر دو گروه تحقیق، از نظر برخی ویژگی‌های آنتروپومتریکی همسان بودند و اختلاف معنی‌داری با هم نداشتند (جدول ۱). معیار ورود آزمودنی‌ها در پژوهش، داشتن ۱۱-۱۴ سال سن و دو طرفی پای گود ایدئوپاتیک بود که پس از معاینهٔ جامع توسط متخصص طب فیزیکی مشخص می‌گردید. افرادی که هرگونه سابقهٔ ابتلا به بیماری‌های عصبی-عضلانی، مشکلات و نارسایی‌های بینایی و شنوایی، جراحی، شکستگی در اندام تحتانی، ناهنجاری آشکار در ستون فقرات و شرکت در فعالیت‌های منظم ورزشی داشتند، از پژوهش کنار گذاشته شدند.

1. McGuine
2. Caraffa

جدول ۱. میانگین و انحراف استاندارد برخی ویژگی‌های آنتروپومتریکی گروه‌های شرکت کننده در تحقیق

متغیر	گروه‌ها	
	کنترل	تجربی
سن (سال)	۱۲/۱۱±۱/۰۷	۱۲/۰۹±۱/۰۵
BMI (شاخص تودهٔ بدنی)	۱۸/۳۴±۳/۷۵	۱۸/۱۲±۲/۶۹
FPI (شاخص پوسچر پا)	-۵/۵±۲/۵۸	-۵/۵۴±۳/۱۹
طول پا (سانتی‌متر)	۲۲/۶۹±۱/۰۴	۲۲/۹۱±۱/۰۹
پهنای پاشنه (سانتی‌متر)	۴/۶۵±۰/۴۵	۴/۳۸±۰/۳
پهنای متاتارسال ۱ تا ۵ (سانتی‌متر)	۸/۲۳±۰/۳۸	۸/۴۲±۰/۶۶

برای مشخص کردن نوع ساختار آناتومیکی پا از روش شاخص پوسچر پا[1] استفاده شد که اعتبار آن ۰/۸۱ – ۰/۹۱ است. از آزمودنی خواسته شد به گونه‌ای بایستد که پاها موازی یکدیگر و به اندازهٔ عرض شانه‌ها باز باشند (۱۶). سپس، در حالی که آزمودنی وزن خود را به‌طور مساوی بین دو پا تقسیم می‌کرد، آزمونگر از نمای خلفی به مشاهدهٔ هشت شاخص مدنظر در این روش (شکل ۱) می‌پرداخت. این شاخص‌ها عبارت بودند از : لمس سر استخوان تالوس، انحنای بالا و پایین قوزک خارجی پا، زاویهٔ تاندون آشیل در محل اتصال به پاشنه، ابداکشن یا اداکشن بخش قدامی پا، برآمدگی و فرورفتگی مفصل بین ناویکولار و تالوس، قوس طولی داخلی پا، تناسب و تجانس لبهٔ جانبی پا، وضعیت پاشنه در صفحهٔ فرونتال.



شکل ۱. جنبه‌های هشت‌گانهٔ مورد ارزیابی در روش شاخص پوسچر پا

1. Foot Posture Index (FPI)

به هر شاخص، با توجه به ملاک‌های تعیین شده عدد صحیحی از ۲- تا ۲ تعلق می‌گرفت. پس از خاتمهٔ بررسی هر هشت شاخص و عدد گذاری آنها، اعداد با یکدیگر جمع شدند. چنانچه عدد به‌دست آمده در دامنهٔ صفر تا ۵ قرار داشت ساختار پای طبیعی، اگر از ۶ به بالا بود پای صاف و اگر بین ۱- تا ۱۲- و بالاتر بود پای گود در نظر گرفته می‌شد. بزرگ‌تر بودن عدد به‌دست آمده، بیانگر شدت ناهنجاری در نظر گرفته می‌شد.

برای ارزیابی تعادل دینامیکی، از سیستم ثباتی بایودکس[1] استفاده شد. این سیستم، شامل صفحهٔ دایره‌ای مدرّجی است که روی گوی بزرگی با چندین حسگر قرار گرفته و به سهولت، در تمام جهت‌ها نسبت به وضعیت افقی، قابل حرکت و تغییر است. محققان زیادی از این سیستم برای ارزیابی تعادل دینامیکی استفاده کرده‌اند و وسیله‌ای معتبر (ICC=۰/۹۵-۰/۵۹) در محیط کلینیکی برای سنجش عملکرد تعادلی معرفی شده است (۲۱). صفحهٔ تعادل هنگام استقرار آزمودنی روی آن، متناسب با واکنش و اعمال فشار پاها در جهت‌های مختلف حرکت می‌کند. فرد تلاش می کند تا با حفظ صفحهٔ متحرک در حالت افقی، تعادل بدن خود را کنترل کند. در واقع، سیستم بایودکس از این طریق، توانایی فرد را برای حفظ تعادل و ثبات روی سطحی متحرک ارزیابی می‌کند. شاخص‌های ثباتی ارائه شده توسط سیستم بیانگر میزان انحرافات صفحه از وضعیت افقی است. این شاخص‌ها شامل شاخص ثبات کلی (OA)، قدامی-خلفی (PA) و داخلی-خارجی (LM) می‌باشندکه نشان‌دهندهٔ توانایی حفظ تعادل دینامیکی در فرد می‌باشند. هرچه مقدار این شاخص‌ها کوچک‌تر باشد، بیانگر توانایی بیشتر فرد در حفظ کنترل پوسچر است. صفحهٔ تعادل دستگاه از نظر سفتی، در هشت وضعیت قابل تنظیم است به گونه‌ای که در سطح ثباتی هشت، صفحه سفت بوده (سطح نسبتاً پایدار)، حساسیت آن به تغییرات مرکز ثقل کم است، ولی در سطح ثباتی یک، سفتی صفحه تعادل به کمترین میزان می‌رسد (سطح نسبتاً ناپایدار) به شکلی که در برابر کوچک‌ترین حرکت و ناپایداری حرکت می‌کند.

به‌منظور آشنایی آزمودنی‌ها با سیستم بایودکس و کسب آمادگی برای ارزیابی تعادل دینامیکی، هر آزمودنی به مدت یک دقیقه روی دستگاه قرار می‌گرفت. پس از آشنایی با سیستم، آزمودنی با پای برهنه در وضعیتی که پاشنهٔ پاها به اندازهٔ ۱۰ درصد طول قد از هم فاصله داشت، با زاویهٔ ۱۵ درجه چرخش پا به خارج، روی صفحهٔ تعادل مستقر می‌شد (۷). آزمودنی با چشمان باز در حالی که با نگاه کردن به صفحهٔ مانیتور سیستم بایودکس، که ارتفاع آن متناسب با قد آزمودنی

1. Biodex Stability System (BSS), (Biodex, Inc.Shirley, NY)

تنظیم شده بود، مسیر جابه‌جایی مرکز ثقل بدن خویش را دنبال می‌کرد و با تلاش در نگاه‌داشتن مرکز ثقل بدن در مرکز محور مختصات که بر روی نمایشگر مشخص بود، تعادل دینامیکی خویش را کنترل می‌نمود.

در مرحلهٔ بعد، به‌منظور دست‌کاری سیستم بینایی، آزمون با چشم بسته انجام شد. هر آزمون به مدت ۲۰ ثانیه در دو سطح پایداری هشت و دو انجام و سه بار تکرار شد. میانگین سه تکرار با دو دقیقه استراحت بین هر تکرار، نمرهٔ فرد در شاخص‌های ثباتی در نظر گرفته شد.

برای ارزیابی عملکرد تعادل استاتیکی از سیستم امتیازدهی بر اساس تعداد خطا استفاده شد. آزمودنی‌ها در سه وضعیت متفاوت شامل: ایستادن روی دو پا به شکلی که هر دو پا کنار هم قرار گیرند[1]، ایستادن روی پای غیر غالب[2] و ایستادن روی دو پا به حالت یک پا جلو یک پا عقب یا پای قطاری[3] با چشمان بسته و قرار دادن دست‌ها روی کمر قرار می‌گرفتند. هر سه وضعیت روی دو سطح سفت و نرم به مدت ۲۰ ثانیه اجرا شد. شش نوع خطا برای هر آزمودنی، در صورت وقوع، شمارش و ثبت می‌شد. این خطاها عبارت بودند از: جدا کردن دست‌ها از کمر، باز کردن چشم‌ها، قدم برداشتن یا افتادن، بلند کردن پاشنه یا پنجهٔ پا، فلکشن تنه به جلو یا پهلو، بیش از ۳۰ درجه و خارج شدن از وضعیت تعریف شده به مدت پنج ثانیه. قبل از اجرای آزمون، خطاها برای آزمودنی‌ها توضیح داده شد و هر آزمودنی به‌منظور آشنایی با آزمون، یک بار آزمون مورد نظر را به‌صورت آزمایشی اجرا می‌کرد.

آزمودنی‌های هر دو گروه در ابتدا و انتهای مدت زمان تحقیق، آزمون‌های تعادلی استاتیکی و دینامیکی را انجام دادند، اما تنها گروه تجربی به مدت هشت هفته و هفته‌ای سه جلسه در کلاس‌های تمرینات تعادلی شرکت کردند. برنامهٔ تمرینی در این تحقیق، ترکیبی از تمرینات استفاده شده در تحقیقات پیشین بود که اثر مثبت آنها بر کنترل پوسچر در گروه‌های مختلف گزارش شده بود (۸، ۱۳، ۲۲). هدف و اساس این تمرینات، تلاش برای کنترل به موقع نیروهای وارد بر بدن، حفظ تعادل و کنترل پوسچر، بالا بردن احساس حرکت در مفاصل و درک موقعیت مفصل بود. برنامهٔ تمرینی به این شرح بود: گرم کردن عمومی بدن به مدت ۱۰ دقیقه،۱۰ دقیقه حرکات کششی عمومی و حرکات کششی حول مفاصل اندام تحتانی، برنامهٔ تمرینات تعادلی ۴۰-۴۵ دقیقه‌ای شامل اجرای حرکات تعادلی روی زمین، چوب موازنه و صفحهٔ تعادلی از نوع چوب دایره‌ای به قطر ۴۰ سانتی‌متر که نیم‌کره‌ای به قطر ۱۰ سانتی‌متر به زیر آن وصل

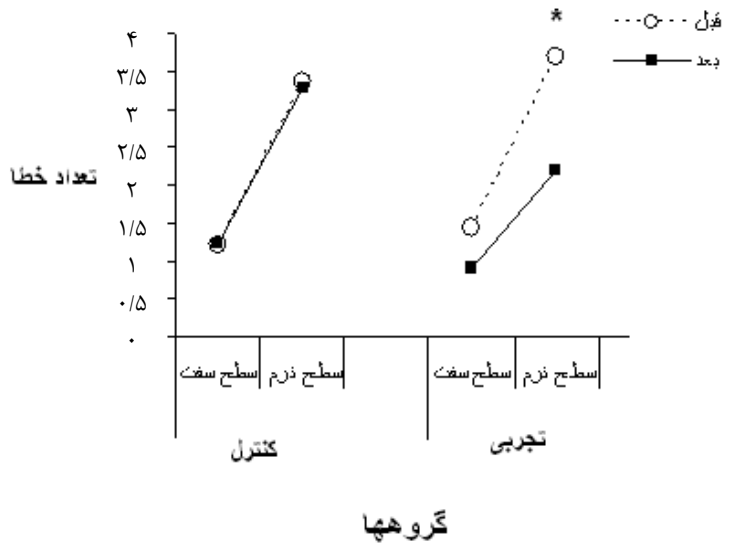
1. Two legged
2. One legged
3. Tandem

شده بود که امکان چرخش ۱۴ درجه‌ای صفحه را در تمام جهات فراهم می‌کرد. در پایان نیز پنج دقیقه تمرین برای سرد کردن بدن اجرا می‌شد.

برای تجزیه و تحلیل داده‌های آماری از سیستم بایودکس از روش آنالیز واریانس با داده‌های مکرر و برای تجزیه و تحلیل داده‌های مربوط به تعادل استاتیکی از آزمون t مستقل با سطح معنی‌داری $p<۰/۰۵$ استفاده شد.

یافته‌های پژوهش

آزمون آماری t مستقل نشان داد در متغیرهای کنترل پوسچر استاتیکی قبل از آغاز دورهٔ زمانی تحقیق، اختلاف معنی‌داری بین گروه‌های تجربی و کنترل وجود ندارد (p=۰/۷۷۳)، اما همان‌طور که در شکل ۲ مشاهده می‌شود، پس از اجرای هشت هفته برنامهٔ تمرینات تعادلی توسط گروه تجربی، تعداد خطاهای آزمون تعادل استاتیکی آزمودنی‌های این گروه روی سطوح سفت و نرم، در مقایسه با گروه کتنرل به‌طور معنی‌داری کاهش یافت (p=۰/۰۰۱). به بیان دیگر، برنامهٔ تمرین تعادلی تعداد خطاهای گروه تجربی را ۳۹٪ کاهش داد.



شکل ۲. مقایسهٔ شاخص‌های عملکرد تعادل استاتیکی (تعداد خطاها) در گروه‌های کنترل و تجربی روی سطوح سفت و نرم

برنامهٔ تمرینی، به ترتیب سبب کاهش ۳۶ و ۴۳ درصدی تعداد خطاهای ایستادن تک پا (p= ۰/۰۱۲) و ایستادن قطاری (p=۰/۰۰۲) شد. قبل از اجرای برنامه تمرینی، تعداد خطاهای آزمودنی‌ها هنگام اجرای آزمون عملکرد تعادلی استاتیکی روی سطح نرم به‌طور معنی‌داری بیشتر از تعداد خطاها روی سطح سفت بود. این الگو پس اجرای پروتکل تمرینی، در گروه تغییری نداشت در حالی که در گروه تجربی، تعداد خطاها روی هر دو سطح کاهش یافته بود، اما اختلاف خطاها روی سطح نرم معنی‌دار بود (p=۰/۰۰۲).

بررسی کنترل دینامیکی پوسچر با استفاده ازسیستم ثباتی بایودکس در پیش‌آزمون نشان داد دو گروه در هیچ یک از وضعیت‌ها و شاخص‌های ثباتی تفاوت معنی‌داری با یکدیگر ندارند. در نتیجه، قبل از اجرای پروتکل تمرینی توسط گروه تجربی، گروه‌ها از جنبهٔ عملکرد تعادلی همسان بوده‌اند، اما همان‌طور که در جدول ۲ مشاهده می‌شود، گروه تجربی، در مقایسه با اندازه‌گیری‌های پیش‌آزمون پیشرفت قابل توجهی در عملکرد تعادلی داشته است (حدود ۱۴ درصد). با دست‌کاری سیستم بینایی (بستن چشم‌ها) در هر دو گروه در پیش‌آزمون، نوسان‌های پوسچری، در مقایسه با اجرای آزمون با چشمان باز افزایش یافت. این امر نشان‌دهندهٔ بی‌ثباتی و عملکرد تعادلی ضعیف‌تر در این وضعیت است.

جدول ۲. مقایسهٔ میانگین و انحراف استاندارد گروه‌های تحقیق در شاخص‌های ثباتی: شاخص کلی (OA)، شاخص قدامی-خلفی (AP) و شاخص طرف داخلی-خارجی (ML) قبل از اجرای تمرینات تعادلی (پیش‌آزمون) و پس از اجرای برنامهٔ تمرینی (پس‌آزمون)

سطح	شاخص ثباتی	گروه کنترل				گروه تجربی			
		چشم باز		چشم بسته		چشم باز		چشم بسته	
		پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس‌آزمون	پیش آزمون	پس‌آزمون	پیش‌آزمون	پس آزمون
درجهٔ انحراف در سطح پایدار (۸)	OA	۱/۹۵±۰/۶۹	۲/۰۴±۰/۸۸	۴/۶۹±۱/۷۹	± ۲/۰۹ ۴/۷۶	۲/۰۷±۰/۶۲	۱/۶۸±۰/۳۵*	۴/۷۵±۱/۱۸	۳/۶۹±۱/۳۳*
	AP	۱/۸۳±۰/۹۵	۱/۸۳±۰/۸۹	۳/۵۲±۱/۱۵	۴/۰۷±۱/۸۴	۱/۷۲±۰/۶۱	۱/۳۳±۰/۲۸*	۳/۸۶±۱/۱۷	۲/۹۱±۱/۲۴*
	ML	۱/۳۱±۰/۵	۱/۲۸±۰/۳۲	۳/۱۹±۱/۱۴	۳/۰۵±۰/۹۹	۱/۳۴±۰/۲۹	۱/۲۷±۰/۳۴	۲/۸۹±۰/۵۵	۲/۱۸±۰/۸۵*
درجهٔ انحراف در سطح ناپایدار (۲)	OA	۵/۷۳±۱/۸۵	۵/۵۱±۲/۰۸	۱۱/۵۹±۲/۰۲	۱۱/۸۳±۲/۴۸	۶/۱۱±۱/۵۱	۵/۰۷±۱/۲۸*	۱۱/۱۸±۱/۸	۹/۹±۲/۳۹*
	AP	۴/۷۱±۱/۵۷	۴/۴۷±۱/۸۷	۹/۱۳±۱/۶	۹/۳۶±۲/۲۲	۵/۰۴±۱/۲۷	۳/۹۴±۰/۹۷*	۸/۹۸±۱/۹	۷/۹۳±۲/۰۵*
	ML	۳/۳۹±۱/۱۸	۳/۳۳±۱/۰۳	۷/۶۲±۲/۵۱	۷/۱۱±۱/۶	۳/۶±۰/۹۳	۳/۲۶±۱/۱	۶/۷۴±۰/۶۲	۶/۰۶±۱/۵۲

با اندازه‌گیری و بررسی اثر متقابل دو عامل بینایی و مدت دورهٔ تمرینی در پس‌آزمون، در وضعیت‌های مختلف چشم باز و چشم بسته، مشخص شد عملکرد تعادلی گروه تجربی هنگام بستن چشم‌ها بهبود یافته است (p= ۰/۰۱۳) در حالی که در گروه کنترل تغییر معنی‌داری مشاهده نشد (p= ۰/۴۷۶). بررسی اثر متقابل عوامل درجهٔ پایداری، جهت‌های مختلف ثباتی و تمرینات تعادلی نشان داد با ناپایدار شدن سطح اتکا، نوسان‌های پوسچری هم افزایش می‌یابد. این افزایش، پیش از برنامهٔ تمرینی، در جهت‌ها و سطوح مختلف الگوی مشابهی داشت. پس از اجرای تمرینات تعادلی، پیشرفت عملکرد تعادلی که با کاهش درجهٔ نوسان‌های پوسچری در شاخص‌های ثباتی همراه است مانند پس‌آزمون، از الگوی تقریباً مشابهی در شاخص‌ها و انتقال سطح از پایدار به ناپایدار تبعیت می‌کند.

بحث و نتیجه‌گیری

اجرای یک دوره برنامهٔ تمرین تعادلی پس از هشت هفته، تفاوت معنی‌داری در حفظ تعادل بدن در افراد مبتلا به پای گود ایدئوپاتیک ایجاد کرد. تحقیق حاضر از این نظر که برای اولین بار به بررسی تأثیر درمانی تمرینات تعادلی بر عملکرد تعادلی افراد مبتلا به پای گود ایدئوپاتیک پرداخته، منحصر به فرد است. از سوی دیگر، به کار گرفتن شیوهٔ بررسی نوسان‌های پوسچری در حالت‌ها و وضعیت‌های مختلف مانند ایجاد اغتشاش و تغییر در محل استقرار فرد (سطح اتکا) و دست‌کاری سیستم بینایی بر اهمیت نتایج می‌افزاید.

ارزیابی با آزمون تعادل استاتیکی[1] نشان داد تعداد خطاها در هر دو سطح سفت و نرم، به‌ویژه در دو حالت تک پا و قطاری کاهش یافته است. این نتایج نشان می‌دهد هنگامی که فرد در وضعیت‌های آشفتگی قرار می‌گیرد، مانند کاهش سطح اتکا در ایستادن روی یک پا یا روی سطح نرم، عملکردش دچار اختلال می‌شود. در بررسی اثر تمرینات تعادلی بر کنترل پوسچر استاتیکی، بهبود ۳۹ درصدی در عملکرد تعادلی آزمودنی‌ها مشاهده شد.

تحقیق مشابهی که اثر تمرین تعادلی را بر کنترل پوسچر افراد با پای گود بررسی کند به‌دست نیامد، اما نتایج این تحقیق با یافته‌های مطالعات پیشین روی افراد سالم یا مبتلا به اسپرین جانبی مچ پا همسو است. برای مثال، نتایج تحقیق کیم[2] و همکارانش (۲۰۰۶) روی زنان سالم نشان داد بعد از شش هفته تمرین تعادلی روی صفحهٔ چرخان، طول مدت حفظ تعادل استاتیکی آزمودنی‌ها ۳۳٪ بهبود یافته است (۱۲). همچنین راس و همکارانش (۲۰۰۵) اثر

1. BESS
2. Keam

مثبت تمرین با استفاده از تختهٔ تعادلی را بر تعادل استاتیکی افراد مبتلا به اسپرین مچ پا گزارش کردند (۹)، اما در تحقیق ورهاژن[1] و همکاران (۲۰۰۵) بعد از یک دوره تمرین تعادلی ۵/۵ هفته‌ای روی صفحهٔ تعادلی، هیچ نتیجهٔ مثبتی مشاهده نشد. البته آنان نتیجه گرفتند که شاید فعال بودن آزمودنی‌ها سبب شده است که اختلال جدی در عملکرد تعادلی آنها وجود نداشته باشد تا بتوان با تمرین، آن را بهبود بخشید (۲۳).

در توضیح اینکه چرا برنامهٔ تمرین تعادلی توانسته است عملکرد تعادلی افراد مبتلا به کف پای گود ایدئوپاتیک را بهبود بخشد می‌توان به دو نکته اشاره کرد: اختلال تعادل استاتیکی در بین افراد مبتلا به ساختار کف پای گود می‌تواند به دلیل کاهش سطح تماس پا با زمین و در نتیجه، سطح اتکای کمتر از یک سو و کاهش میزان داده‌های دریافتی از گیرنده‌های مکانیکی کف پا از سوی دیگر باشد (۵- ۷)؛ بنابراین به نظر می‌رسد که برنامهٔ تمرینی با تأثیر بر سیستم حسی-عمقی، بتواند عملکرد تعادلی این افراد را بهبود دهد. پس از هشت هفته تمرین تعادلی، کنترل پوسچر دینامیکی گروه تجربی، اختلاف معنی‌داری با گروه کنترل داشت و در مجموع، ۱۴ درصد بهبود یافته بود. یافته‌های این تحقیق با گزارش‌های برخی محققان هم‌خوانی دارد. ریگارو[2] (۲۰۰۳) اثر چهار هفته تمرین روی تخته تعادلی را بر افراد فعال ارزیابی و بهبود عملکرد تعادلی را گزارش کرد (۲۲). وی از آزمون میدانی گردش ستاره‌ای برای تعیین توانایی تعادل دینامیکی استفاده کرده بود.

پاترنو و همکاران (۲۰۰۴ میلادی) نیز با استفاده از سیستم بایودکس به بررسی اثر یک دوره تمرین عصبی-عضلانی بر کنترل پوسچر دینامیکی نوجوانان ورزشکار پرداختند. نتایج پژوهش آنها مانند تحقیق حاضر، کاهش نوسان‌های پوسچری و در نتیجه، بهبود تعادل را در شاخص‌های ثباتی کلی قدامی-خلفی نشان داد، اما آنها تغییر معنی‌داری در شاخص طرف داخلی-خارجی مشاهده نکردند.

تحقیقات متعددی کاهش مقادیر شاخص‌های ثباتی قدامی-خلفی را در مقایسه با شاخص طرف داخلی-خارجی گزارش کرده‌اند. در مطالعهٔ اختلالات تعادلی در افراد سالم و بیماران مبتلا به نقایص مختلف عصبی-عضلانی، نشان داده شده است که کنترل پوسچر در جهت قدامی-خلفی بیشتر تحت تأثیر قرار می‌گیرد که ممکن است به دلیل وجود فشار و نوسان در جهت قدامی-خلفی باشد که در اثر اختلال اسکلتی بر بدن اعمال می‌شود. مثلاً وجود حساسیت به دلیل نقایص آرتروکینماتیکی مفاصل مچ پا در افراد مبتلا به ناهنجاری‌های مفاصل مچ پا مانند

1. Verhagen
2. Riegaro

کاهش لغزش خلفی استخوان تالوس یا کاهش دامنهٔ حرکتی دورسی فلکشن می‌تواند عامل نوسان‌های بیشتر در جهت قدامی-خلفی باشد (۲۴). بورنز و کروسبی (۲۰۰۵ میلادی) نیز کاهش معنی‌دار دامنهٔ حرکتی دورسی فلکشن را در افراد مبتلا به پای گود ایدئوپاتیک، در مقایسه با پای نرمال و صاف گزارش کردند. آنها کوتاهی تاندون آشیل را علت اصلی این امر بیان کردند (۲۵). بر اساس گزارش آنها، تقویت عضلات نواحی لگن، به‌ویژه بخش‌های قدامی و خلفی مربوط به مچ پا، باعث کاهش نوسان در جهت قدامی- خلفی شد.

بهبود کنترل دینامیکی و استاتیکی پوسچر در افراد دارای پای گود ایدئوپاتیک، پس از برنامهٔ تمرین تعادلی، در اثر مکانیسم‌های عصبی-عضلانی مختلف به‌وجود می‌آید. پس از دورهٔ تمرینی، فرد بر اساس یادگیری و هماهنگی‌های عصبی-عضلانی که در نتیجهٔ تمرینات کسب کرده است، سیستم حسی-حرکتی خود را برای ارائهٔ پاسخ‌های مناسب، به‌منظور کنترل پوسچر آماده می‌کند (۲). تحقیقات پیشین نشان داده‌اند که تکرار عملی تعادلی، سبب تصحیح و تعدیل پاسخ‌های تعادلی می‌شود. حتی زمانی که پاسخ‌های ما به آشفتگی‌های سطح اتکا و تغییرات محیط مناسب باشند، با تکرار عمل تعادلی، دامنه و بزرگی پاسخ‌های پوسچری تعدیل می‌شوند (۲)، از این رو به نظر می‌رسد که بهبود عملکرد تعادلی پس از به‌کار گرفتن برنامهٔ تمرین تعادلی در این تحقیق، باعث تعدیل پاسخ‌های تعادلی افراد دارای پای گود ایدئوپاتیک شده است. به‌طور کلی، هشت هفته تمرین تعادلی عملکرد تعادلی دینامیکی و استاتیکی را در دختران نوجوان مبتلا به پای گود ایدئوپاتیک بهبود بخشید.

منابع:

۱. دانشمندی، حسن؛ علیزاده، محمد حسین؛ قراخانلو، رضا. (۱۳۸۳). حرکات اصلاحی: شناسایی و تجویز تمرین‌ها. تهران، سازمان چاپ و انتشارات وزارت فرهنگ و ارشاد اسلامی.

2. Shanway-Cook, A., Woollacott, MH. (2001). Motor Control. Theory and Practical application.” Second Edition.

3. Franzén, E., Paquette, C., Gurfinkel, VS., Cordo, PJ., Nutt, JG., Horak, FB. (2009). Reduced performance in balance, walking and turning tasks is associated with increased neck tone in Parkinson's disease. Exp Neurol. 219: 430-438.

4. Van der Heide, JC., Begeer, C., Fock, JM., Otten, B., Stremmelaar, E., Van Eykern, LA., Hadders-Algra, M. (2004). Postural control during reaching in preterm children with cerebral palsy. Dev Med Child Neurol. 46:253-266.

5. Hertel, J., Gay, MR., Denegar, CR. (2002). Differences in postural control during single-leg stance among healthy individuals with different foot types. J Athl Train. 37: 129–132.

6. Cote, KP., Brunet, ME., Gansneder, BM., Sandra, SJ. (2005). Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. J Athl Train. 40: 41–46.

۷. خداویسی، حمیده؛ عنبریان، مهرداد؛ فرهپور، نادر؛ سازوار، اکبر؛ جلالوند، علی. (۱۳۸۸). اثر ناهنجاری‌های ساختاری پا مشتمل بر کف پای صاف و گود بر تعادل پویا در دختران نوجوان. پژوهش در علوم ورزشی (۲۳) ص ص: ۹۹-۱۱۲.

8. Paterno, MV., Myer, GD., Ford, KR., Hewett, TE. (2004). Neromuscular training improves single-limb stability in young female athletes. J Orthop Sports Phys Ther. 34: 305-316.

9. Ross, SE., Guskiewicz, KM. (2005). Effect of balance training with and without subsensory electrical stimulation on postural stability of subject with stable ankle and subject with functional ankle instability. J Athletic Train. 40 (2): S70.

10. Lin, Ch., Lee, HY., Chen, JJ., Lee, HM., Kuo, MD. (2006). Development of a quantitation assesment system for correlatio analysis of foot print parameters to postural control in children. J Physiol Measurement. 27:119-130.

11. Canale, ST., Beaty, JH., Campbell, WC. (2007). Campbell's operative orthopaedics. Volume 4. Eleventh Edition, pags: 2792-2815.

12. Keam, CO., Behm, DG.,Young, WB. (2006). Fixed foot balance training increases rectus femuris activation during landing and jump height in recreationally active women. J Sport Sci and Med. 5: 138-148.

13. Mcguine, TA., Keen, JS. (2006). The effect of a balance training program on the risk of ankle sprains in high school athletes. J Sport Med. 34: 1103-11.

14. Caraffa, A., Cerroli, G., Projetti, M., Aisa, GR. (1996). Prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer.a prospective controlled study of proprioceptive training. J Knee Surgery Sport Traumatol Arthrose. 4: 19-21.

15. Hewett, TE., lindenfeld, TN., Riccobene, JV., Noyer, FR. (1999). The effect of neuromuscular training on the incidence of knee enjury in female athletes: A prospective study.J Sport Med. 27: 699-706.

16. Redmond, AC., Crosbie, J., Ouvrier, AR. (2006). Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture:the foot posture index. Clin-Biomech. 21: 89-98.

17. Orteza, LC., Vogelbach, WD., Denager, CR. (1992). The effect of molded orthotic on balance and pain while joging after inversion ankle sprain. J Athletic Train. 27: 80-84.

18. Guskiewicez, KM., Perrin, DH. (1996). Effect of orthotics on postural sway following inversion sprain. J Orthop Sports Phys Ther. 23: 326-331.

19. Olmsted, LC., Hertel, J. (2004). Influence of foot type and orthotics on static and dynamic postural control. J Sport Rehabilitation. 13: 54-66.

20. Lott, DJ., Hasting, MK., Commean, PK., Smith, KE., Mueller, MJ. (2007). Effect of footwear and orthotic devises on stress reduction and soft tissue strain of the nearopathic foot. Clin Biomech. 22: 352-359.

21. Schmitz, RJ., Arnold, BL. (1998). Intertester and intratester reliability of a dynamic balance protocol using the Biodex Stability System. J Sport Rehabilitation. 23: 95-101.

22. Riegaro, AD. (2003). The comprative effect of four week care stabilization and balance training program in semidynamic and dynamic balance. Master thesis. West Virginia University.

23. Verhagen, E., Bobbert, M., Inklaar, M., Kalken, MV., Beek, A., Bouter, L., Mechelen, W. (2005). The effect of a balance training program on center of pressure excursion in one-leg stance. Clin Biomech. 20: 1094-1100.

24. Vicenzino, B., Branjerdporn, M., Jordan, K. (2006). Initial changes in posterior talar glide and dorsiflexion of the ankle after mobilization with movement in individuals with recurrent ankle sprain. J Orthop Sports Phys Ther. 36: 464-71.

25. Burns, J., Crosbie, J. (2005). Weight bearing ankle dorsiflexion range of motion in idiopathic pes cavus compared to normal and pes planus feet. The Foot. 15: 91-94.

پژوهش در علوم ورزشی شماره ۶، تابستان ۱۳۸۹، صص ۹۸-۸۳

وضعیت بافت استخوانی در شناگران حرفه‌ای

سید صادق جعفرزاده[۱]، دکتر آذر آقایاری[۲]، *دکتر محمد شبانی[۳]

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۱/۲۲ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۸/۲۳

چکیده

بیماری پوکی استخوان یا استئوپروز که اپیدمی خاموش عصر حاضر لقب گرفته، می‌تواند در زندگی حرفه‌ای و آیندهٔ ورزشکاران مشکل ایجاد کند و آنها را از ادامه فعالیت باز دارد. تحقیقات نشان می‌دهد فعالیت بدنی، گامی اولیه و حیاتی برای جلوگیری از پوکی استخوان است؛ اگرچه، به نظر می‌رسد فعالیت‌های بدنی تأثیر یکسانی بر بافت استخوانی ندارند. تحقیقات نشان می‌دهد فعالیت‌هایی که تحمل کنندهٔ وزن بدن می‌باشند، باعث افزایش تراکم مواد معدنی استخوان‌ها[۴] می‌شوندT در حالی که دربارهٔ تراکم مواد معدنی استخوان در ورزش‌هایی که تحمل کنندهٔ وزن بدن نیستند (مانند شنا) نتایج ضد و نقیضی گزارش شده است. هدف تحقیق حاضر برآورد میزان شیوع استئوپنی و استئوپروز و همچنین سنجش تراکم و محتوای مواد معدنی استخوان در شناگران حرفه‌ای است. بدین منظور، ترکم مواد معدنی مهره‌های کمری ۱۳ شناگر نخبه (سن ۱/۳۷±۱۹/۳۱ سال، قد ۵/۱۷±۱۷۸/۳۹ سانتی‌متر، وزن ۹/۴±۷۵/۹۲ کیلوگرم، شاخص تودهٔ بدن ۳/۳۳±۲۳/۹۱ کیلوگرم بر متر مربع) و ۱۳ نفر غیرورزشکار (سن ۱/۹۸±۱۹/۳۹ سال، قد ۶/۱۱±۱۷۴/۴۶ سانتی‌متر، وزن ۱۲/۴±۶۹/۰۸ کیلوگرم، شاخص تودهٔ بدن ۳/۱۹±۲۲/۶۲ کیلوگرم بر متر مربع) توسط دستگاه DEXA اندازه‌گیری و بر اساس هنجارهای مربوط، در سه گروه نرمال، استئوپنی و استئوپروز جای گرفتند. نتیجهٔ اصلی تحقیق حاضر این است که بر اساس معیار Z-score، ۶۱/۵ درصد از شناگران نخبه، در ناحیهٔ مهره‌های کمری دچار ناهنجاری استئوپنی می‌باشند، در حالی که در گروه کنترل، ۳۸/۵ درصد از آزمودنی‌ها ارزش‌های BMD پایین‌تر از نرمال (۷/۷ درصد استئوپروز و ۳۰/۸ درصد استئوپنی) دارند. همچنین، مقایسهٔ تراکم و محتوای مواد معدنی[۵] بین شناگران و آزمودنی‌های گروه کنترل، تفاوت معنی‌داری نشان نداد، ولی تراکم و محتوای مواد معدنی در شناگران مقادیر پایین‌تری داشت و مقادیر P محاسبه شده قابل تأمل

۱. کارشناس ارشد تربیت بدنی Email: rs_shabani@yahoo.com
۲. استادیار دانشگاه پیام نور تهران
۳. استادیار دانشگاه بجنورد

4. BMD
5. BMC

می‌باشند. اساساً، فشارهای مکانیکی وارد بر استخوان‌ها از دو راه کشش عضله، هنگام انقباضات عضلانی و شوک وارد بر بدن از طرف زمین ایجاد می‌شود و به نظر می‌رسد عامل دوم نقش مؤثرتری در توسعه و افزایش BMD داشته باشد. شناگران نخبه معمولاً بین ۳ تا ۳/۵ ساعت در روز به فعالیت حرفه‌ای می‌پردازند. در نتیجه، در مقایسه با هم‌ردیفان غیر ورزشکار خود ۳ تا ۳/۵ ساعت در روز کمتر با زمین در تماس‌اند و شوک کمتری از سوی زمین به آنها وارد می‌شود. از طرف دیگر، به نظر می‌رسد ورزش‌های قدرتی و کوتاه مدت بیشتر از ورزش‌های استقامتی مانند شنا، استخوان ساز (استئوژنیک) می‌باشند؛ بنابراین به شناگران توصیه می‌شود برای جلوگیری از کاهش تراکم مواد معدنی، علاوه بر فعالیت حرفه‌ای خود، به فعالیت‌هایی بپردازند که به ساختار اسکلتی بدن شوک وارد می‌کنند مانند دویدن، پریدن و غیره.

کلیدواژه‌های فارسی: **شناگر حرفه‌ای، تراکم مواد معدنی استخوان (BMD)، محتوای مواد معدنی استخوان (BMC).**

مقدمه

اسکلت انسان که چارچوب یا داربست بدن انسان را تشکیل می‌دهد، محافظ اندام‌های داخلی بدن است و نقشی اساسی در حرکت و فعالیت‌های بدنی دارد. باور عمومی این است که اسکلت (بافت استخوانی)، بافتی ساکن و تغییرناپذیر است و پس از رسیدن به حداکثر رشد در پایان بلوغ، تغییری در آن ایجاد نمی‌شود، در حالی که بافت استخوانی، بافتی زنده است و توسط رگ‌های خونی بسیاری به‌طور منظم و همیشگی بازسازی می‌شود (۴۵). تحقیقات نشان می‌دهند که حدود ۹۵ تا ۹۹ درصد از حداکثر بافت استخوانی در پایان دومین دهۀ زندگی کسب می‌شود (۲۶، ۳۸، ۵۱). اگرچه به دلیل طولانی‌تر بودن دوران بلوغ در مردان و در نتیجه، اکتساب استخوانی بیشتر، تودۀ استخوانی حداکثر در مردان بیشتر از زنان است (۲، ۴۴)؛ تراکم مواد معدنی در پایان بلوغ در زنان و مردان مشابه است (۳۸). تراکم استخوانی بیشینه، عاملی تعیین کننده برای آیندۀ استخوان‌ها هنگام پیری به‌شمار می‌رود (۳۱). به‌علاوه، داشتن تراکم استخوانی بالاتر، شاخصی پیش‌بینی‌کننده برای شکستگی‌های استئوپروتیکی است (۱۹، ۳۲) که اغلب بعد از سنین ۶۰ یا ۷۰ سالگی روی می‌دهند؛ به عبارت دیگر، تودۀ استخوانی کمتر، خطر شکستگی استخوان‌ها را افزایش می‌دهد (۴۳). بعد از کسب بیشترین تراکم استخوانی، بافت استخوانی کم و بیش تا سن ۲۵ سالگی در زنان و ۲۸ سالگی در مردان (به‌طور متوسط تا انتهای دهۀ سوم زندگی) به حالت ثابت درمی‌آید و سپس، از ابتدای دهۀ چهارم زندگی روند تخریب استخوان به‌طور فزاینده‌ای از استخوان سازی پیشی می‌گیرد (۴۲). به‌طور معمول، روند

کاهش بافت استخوانی (تراکم مواد معدنی استخوان) سالانه ۰/۲ تا ۰/۳ درصد، در سنین ۳۰ تا ۵۰ می‌باشد (۳۳). زمانی که این روند کاهشی به میزان غیرمعمولی افزایش یابد، شخص در معرض پوکی استخوان (استئوپروز) قرار می‌گیرد.

پوکی استخوان شایع‌ترین بیماری متابولیک استخوان است و از بزرگ‌ترین مشکلات نظام‌های بهداشتی در جهان محسوب می‌شود. این بیماری، مشکلی اساسی در سلامت عمومی مردان کشورهای غربی، آمریکای لاتین و همچنین آسیا می‌باشد، با این حال راه‌های تشخیص و درمان مؤثری برای درمان آن وجود دارد. مطالعات نشان می‌دهند پوکی استخوان دلیل یک سوم شکستگی‌های گردن استخوان ران، یک پنجم تا یک هفتم جمع شدگی مهره‌ها و یک ششم شکستگی‌های ناحیهٔ ساعد و مچ دست می‌باشد (۴۷). بر اساس تحقیق دیگری، شیوع شکستگی‌های استئوپروتیکی ستون مهرها در مردان، از ۲۹ درصد در ششمین دههٔ زندگی به ۳۹ درصد در نهمین دهه زندگی افزایش می‌یابد (۹). تحقیق دیگری نیز در سال ۱۹۹۷ گزارش کرد که وقوع شکستگی‌های ران از ۵۰۰۰۰ مورد در آن سال به ۱۵۰۰۰۰ مورد در سال ۲۰۵۰ مورد افزایش خواهد یافت و سه چهارم شکستگی‌های مذکور نیز در زنان روی خواهد داد (۳). بر اساس گزارش کمیسیون بهداشت اروپا در سال ۱۹۹۸، اگر روش‌های درمانی فعلی تغییری نکنند، در ۵۰ سال آینده، تعداد شکستگی‌های ناحیهٔ ستون مهرها و ران به ترتیب ۵۷ و ۱۳۵ درصد افزایش خواهند یافت (۴۸). باید یادآوری کرد که امروزه، به کمک دستگاه سنجش تراکم مواد معدنی استخوانی، می‌توان با تشخیص زود هنگام این بیماری، میزان شکستگی‌های استئوپروتیک را به کمک داروهای مفید، ۳۰ تا ۵۰ درصد کاهش داد (۴۰).

پوکی استخوان از بیماری‌های دوران سوم زندگی شناخته می‌شود در حالی که این بیماری ممکن است از دوران جوانی حتی دوران کودکی و نوجوانی نیز شروع شود. تغذیه، به‌ویژه کلسیم، ویتامین D و پروتئین‌ها نقشی اساسی در پیش‌گیری از این بیماری در تمام سنین ایفا می‌کند. از سوی دیگر، توافقی کلی روی اثرات مفید فعالیت‌های بدنی بر ساختار و بافت اسکلتی وجود دارد. در واقع، فشارهای مکانیکی اعمال شده از طریق فعالیت‌های بدنی باعث افزایش تراکم مواد معدنی استخوان‌ها[1] می‌گردد. با وجود این، دانستن این نکته ضروری است که فعالیت‌های بدنی از لحاظ تأثیری که بر بافت استخوانی دارند در دو گروه کلی قرار می‌گیرند: الف) ورزش‌های تماسی با زمین[2]، جایی که فشارهای مکانیکی وارد بر استخوان‌ها از طریق

1. Bone Mineral Density (BMD)
2. weight-bearing exercise

تحریک‌های مکانیکی خارجی اعمال می‌شوند (۱۱) مانند ژیمناستیک، رقص، دویدن، وزنه برداری، راگبی، فوتبال، والیبال و غیره (۱۵، ۳۰)؛ ب) فعالیت‌های غیر تماسی با زمین[1]، جایی که فشارهای مکانیکی وارد بر استخوان‌ها در نتیجهٔ انقباضات عضلانی می‌باشد (۱۱) مانند شنا، دوچرخه سواری، قایق رانی و ...(۳۰)

سؤال اساسی این است که کدام ورزش‌ها می‌توانند تغییرات دائمی مثبتی روی بافت استخوانی ایجاد کنند تا برای ادامهٔ زندگی مؤثر واقع شوند. تحقیقات انجام شده در مورد ورزش‌های تحمل کنندهٔ وزن بدن بیانگر افزایش BMD در مراحل رشد و کاهش سرعت از دست دادن استخوان در سنین بعدی در ورزشکاران چنین رشته‌هایی است، در حالی که در مورد ورزش‌هایی مانند شنا و دوچرخه سواری که تحمل کنندهٔ وزن بدن نیستند، تحقیقات معدودی انجام و نتایج ضد و نقیضی گزارش شده است؛ برای نمونه، به نظر کان (۲۰۰۱) بالا بودن تراکم مواد معدنی استخوان در اندام‌هایی که متحمل وزن بدن می‌شوند به دلیل بار مکانیکی‌ای است که هنگام فعالیت ورزشی بر استخوان وارد می‌شود. کان در تحقیق خود چنین آورده است که بار مکانیکی باعث ایجاد فشار و تغییراتی در استخوان می‌شود، اگر میزان کشش در ورزش‌هایی مثل شنا تجربه نشود، سلول‌های استخوانی در آن ناحیه تحریک نمی‌شوند و در نتیجه، تراکم مواد معدنی استخوان کاهش می‌یابد (۲۷). در مقابل، اورول و همکاران گزارش نمودند که شناگران میان‌سال مرد نسبت به همتایان غیرورزشکار خود BMD بالاتری در ناحیهٔ ساعد و مهره‌های کمری دارند (۳۷)، در حالی که به نظر تافی (۱۹۹۹) شنا تأثیری بر تودهٔ استخوانی زنان جوان ندارد (۵۲). از آنجا که تا کنون تحقیقات اندکی در مورد وضعیت بافت استخوانی در شناگران نخبه انجام شده است و توافق کلی در مورد آن وجود ندارد؛ تحقیق حاضر، به برآورد میزان شیوع استئوپنی و استئوپروز و همچنین سنجش تراکم و محتوای مواد معدنی استخوان شناگران حرفه‌ای و مقایسهٔ آنها با آزمودنی‌های فاقد فعالیت ورزشی (به عنوان گروه کنترل) پرداخته است.

روش‌شناسی پژوهش

۱۳ شناگر نخبهٔ مرد و ۱۳ آزمودنی غیرورزشکار که از لحاظ سن و جنسیت همتای شناگران بودند، به‌طور داوطلبانه در تحقیق حاضر شرکت کردند. انتخاب شناگران (سن ۱/۳۷±۱۹/۳۱سال، قد ۱۷/۵±۱۷۸/۳۹ سانتی‌متر، وزن ۹/۴±۷۵/۹۲ کیلوگرم، شاخص تودهٔ بدن ۳۳/۳±۲۳/۹۱کیلوگرم بر متر مربع) به روش نمونه‌گیری در دسترس انجام شده است. تمام

1. Non weight- bearing exercise

شناگران، عضو باشگاه موج‌های آبی مشهد بوده، سابقهٔ هشت سال فعالیت حرفه‌ای و شرکت در مسابقات لیگ برتر شنای ایران داشتند. آنها به‌طور میانگین، شش جلسه در هفته و در هر جلسه بین ۳ تا ۳/۵ ساعت (در مجموع ۱۸ تا ۲۱ ساعت در هفته)، به تمرین شنا می‌پرداختند. تمام شناگران اظهار داشتند که در دوران فعالیت حرفه‌ای خود، فعالیت ورزشی دیگری انجام نمی‌دادند. تمام شناگران هنگام انجام آزمون سنجش تراکم مواد معدنی استخوان، مرحلهٔ بلوغ را کامل کرده بودند، ولی با توجه به اینکه به‌طور متوسط هشت سال فعالیت حرفه‌ای داشته‌اند؛ بنابراین شنا کردن را از دوران قبل از بلوغ شروع کرده بودند. آزمودنی‌های گروه کنترل (سن ۱/۹۸±۱۹/۳۹ سال، قد ۶/۱۱±۱۷۴/۴۶ سانتی‌متر، وزن ۱۲/۴±۶۹/۰۸ کیلوگرم، شاخص تودهٔ بدن ۳/۱۹±۲۲/۶۲ کیلوگرم بر متر مربع) نیز به‌صورت تصادفی از بین دانشجویان غیر ورزشکار دانشگاه‌های مشهد انتخاب گردیدند.

سنجش تراکم مواد معدنی و محتوای مواد معدنی مهره‌های کمری آزمودنی‌ها، با استفاده از دستگاه DEXA (مدل استئوکر[1]) انجام شده است. در این روش، اشعهٔ ایکس بسیار ضعیفی از دستگاه به استخوان‌ها تابیده و سپس محتوای مواد معدنی (گرم) و تراکم مواد معدنی استخوان (گرم بر سانتی‌متر مربع) محاسبه می‌شود. نتایج از طریق کامپیوتر متصل به دستگاه، به همراه عکس رنگی آمادهٔ چاپ می‌شوند. آزمودنی‌ها، بر اساس ارزش‌های میانگین تراکم مواد معدنی مهره‌های کمری (L2-L3-L4)، هنجارها و منحنی‌های استاندارد دستگاه، در سه گروه زیر طبقه‌بندی می‌شوند:

SD ۱- < (نرمال)

SD ۱- ≤ (استئوپنی) > SD ۲.۵-

SD ۲.۵- ≤ (استئوپروز)

ذکر این نکته ضروری است که مقادیر به‌دست آمده برای تراکم مواد معدنی هر یک از مهره‌های کمری بر اساس دو معیار Zscore و Tscore می‌باشد. Zscore عبارت است از تفاوت تراکم مواد معدنی آزمودنی با تراکم مواد معدنی افراد هم‌سن و هم‌جنس، تقسیم بر انحراف استاندارد تراکم مواد معدنی افراد هم‌سن و هم‌جنس. Tscore عبارت است از تفاوت تراکم مواد معدنی آزمودنی با تراکم مواد معدنی افراد جوان (۲۰ تا ۳۰ سال) هم‌جنس، تقسیم بر انحراف استاندارد تراکم مواد معدنی افراد جوان هم‌جنس.

1. Osteocore

بررسی نرمال بودن شاخص‌های اندازه‌گیری شده، با استفاده از آزمون کولموگروف-اسمیرنوف[1] و مقایسهٔ میانگین‌ها، با استفاده از آزمون تی[2] مستقل در سطح اطمینان ۰/۹۵ انجام شد.

یافته‌های پژوهش

در جدول ۱ نتایج مقایسهٔ مشخصات آنتروپومتریکی شناگران حرفه‌ای و آزمودنی‌های گروه کنترل آمده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود بین سن و شاخص تودهٔ بدن[3] شناگران حرفه‌ای و آزمودنی‌های گروه کنترل تفاوت معنی‌داری وجود ندارد. در مقابل، مقادیر قد و وزن شناگران، بیشتر از آزمودنی‌های گروه کنترل است.

جدول ۱. مقایسهٔ مشخصات آنتروپومتریکی شناگران حرفه‌ای و آزمودنی‌های گروه کنترل

مشخصات آنتروپومتریک	گروه کنترل			شناگران حرفه‌ای			P
سن (سال)	۱,۹۸	±	۱۹,۳۹	۱,۳۸	±	۱۹,۳۱	p = ۰,۹۲
قد (سانتی‌متر)	۶,۱۱	±	۱۷۴,۴۶	۵,۱۷	±	۱۷۸,۳۹	p = ۰,۰۳*
وزن (کیلوگرم)	۱۲,۴	±	۶۹,۰۸	۹,۴	±	۷۵,۹۲	p = ۰,۰۲*
شاخص توده بدن (کیلوگرم بر متر مربع)	۳,۱۹	±	۲۲,۶۲	۳,۳۳	±	۲۳,۹۱	p = ۰,۷۵

*: اختلاف معنی‌دار بین دو گروه

در جدول ۲ نتایج مقایسهٔ تراکم و محتوای مواد معدنی مهره‌های کمری شناگران حرفه‌ای و آزمودنی‌های گروه کنترل آمده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، بین تراکم مواد معدنی مهره‌های کمری (به‌جز مهرهٔ سوم) و همچنین محتوای مواد معدنی مهره‌های کمری (به‌جز مهرهٔ دوم) در شناگران حرفه‌ای و آزمودنی‌های گروه کنترل تفاوت معنی‌داری وجود ندارد، با این حال مقادیر تراکم مواد معدنی در شناگران پایین تر از آزمودنی‌های گروه کنترل است.

جدول ۲. مقایسهٔ تراکم و محتوای مواد معدنی مهره‌های کمری شناگران حرفه‌ای و آزمودنی‌های گروه کنترل

		گروه کنترل			شناگران حرفه‌ای			P
مهرهٔ دوم کمری (L2)	تراکم مواد معدنی (گرم بر سانتی‌متر مربع)	۰/۲۰	±	۰/۹۷	۰/۱۴	±	۰/۸۴	p = ۰/۰۵۷
	محتوای مواد معدنی (گرم)	۲/۲۹	±	۱۲/۴	۱/۹۴	±	۱۰/۴	p = ۰/۰۳۱*

1. Kolmogorov-Smirnov
2. t- test Student
3. BMI

مهرهٔ سوم کمری (L3)	تراکم مواد معدنی (گرم بر سانتی‌متر مربع)	۰/۲۱	±	۱/۰۵	۰/۱۵	±	۰/۸۹	p = ۰/۰۴*
	محتوای مواد معدنی (گرم)	۲/۶۵	±	۱۴/۱	۲/۳۵	±	۱۲/۳	p = ۰/۰۸۲
مهرهٔ چهارم کمری (L4)	تراکم مواد معدنی (گرم بر سانتی‌متر مربع)	۰/۱۹	±	۰/۹۹	۰/۱۷	±	۰/۸۶	p = ۰/۰۷۲
	محتوی مواد معدنی (گرم)	۳/۱۵	±	۱۵/۸	۳/۵۲	±	۱۳/۴	p = ۰/۰۸۴
مهره‌های L2، L3 و L4	تراکم مواد معدنی (گرم بر سانتی‌متر مربع)	۰۰/۲۰	±	۱/۰۰	۰/۱۵	±	۰/۸۶	p = ۰/۰۵۲
	محتوی مواد معدنی (گرم)	۲/۶۳	±	۱۴/۱	۰/۵۲	±	۱۲	p = ۰/۰۵۸

*: اختلاف معنی‌دار بین دو گروه

در جدول ۳ نتیجهٔ مقایسهٔ درصدهای استئوپنی و استئوپروز بین شناگران حرفه‌ای و آزمودنی‌های گروه کنترل آمده است. همان‌طور که از جدول استنباط می‌گردد، بر اساس معیار Z-score و T-score درصد ناهنجاری استئوپنی به‌طور قابل ملاحظه‌ای در شناگران، بیشتر از آزمودنی‌های گروه کنترل است.

جدول ۴. مقایسهٔ درصد استئوپنی و استئوپروز در ناحیهٔ مهره‌های کمری بین دوچرخه سواران حرفه‌ای و آزمودنی‌های گروه کنترل

	بر اساس Z-score		بر اساس T-score	
	استئوپنی (درصد)	استئوپروز (درصد)	استئوپنی (درصد)	استئوپروز (درصد)
شناگران نخبه	۶۱/۵	۰	۵۳/۸	۰
گروه کنترل	۳۰/۸	۷/۷	۳۰/۸	۷/۷

بحث و نتیجه‌گیری

هدف تحقیق حاضر، برآورد میزان شیوع استئوپنی و استئوپروز و همچنین سنجش تراکم و محتوای مواد معدنی استخوان شناگران حرفه‌ای و مقایسهٔ آنها با آزمودنی‌های فاقد فعالیت ورزشی است. نتایج پژوهش نشان داد که بر اساس معیار Zscore، ۶۱/۵ درصد از شناگران حرفه‌ای دچار ناهنجاری استئوپنی در ناحیهٔ مهره‌های کمری هستند، در حالی که در گروه

کنترل، تراکم مواد معدنی در ۳۸/۵ درصد از آزمودنی‌ها پایین‌تر از نرمال (۷/۷ درصد ناهنجاری استئوپروز و ۳۰/۸ درصد ناهنجاری استئوپنی) است. بر اساس معیار Tscore، ۵۳/۸ درصد از شناگران حرفه‌ای ناهنجاری استئوپنی در ناحیهٔ مهره‌های کمری و ۳۸/۵ درصد از آزمودنی‌های گروه کنترل (۷/۷ درصد ناهنجاری استئوپروز و ۳۰/۸ درصد ناهنجاری استئوپنی) تراکم مواد معدنی پایین‌تر از نرمال دارند. با این حال، تفاوت معنی‌داری بین تراکم و محتوای مواد معدنی مهره‌های کمری شناگران حرفه‌ای و همتایان غیر ورزشکار آنها وجود ندارد.

بررسی اثرات تمرین و فعالیت بدنی بر توده یا بافت استخوان‌ها از دههٔ ۱۹۷۰ میلادی شروع شده است (۴۴). تحقیقات زیادی اثرات مثبت فعالیت‌های بدنی را بر تراکم مواد معدنی استخوان نشان داده‌اند (۱، ۵، ۷، ۱۴، ۲۴- ۲۵، ۳۹). در واقع، تمرینات بدنی باعث افزایش تراکم و محتوای مواد معدنی استخوان‌ها می‌شود و احتمالاً بر زیرساخت‌های بافت استخوانی تأثیر می‌گذارد. ساختار استخوانی به‌طور مؤثری به فشارهای مکانیکی اعمال شده بر اسکلت بستگی دارد. در حقیقت، فعالیت‌هایی که فشارهای زیاد و غیرمنظم بر اسکلت وارد می‌کنند، در مقایسه با فعالیت‌هایی با فشار کم و منظم تحریکات استئوژنیکی (استخوان سازی) مهم‌تری بر بافت استخوانی وارد می‌کنند (۵۳). به نظر ریکو، تودهٔ استخوانی در کودکان فعال بیشتر از همتایان غیرفعال آنهاست و در افرادی که فعالیت‌های تحمل کنندهٔ وزن بدن مانند ژیمناستیک انجام می‌دهند، به علت فشارهای مکانیکی، تودهٔ استخوانی به مراتب بیشتر از همتایان شناگر و دوچرخه سوار آنها است (۴۱). در حقیقت، فشارهای مکانیکی نقشی اساسی و مهم در تکامل و توسعهٔ بافت استخوانی و اسکلت بدن ایفا می‌کنند. در واقع، پاسخ بافت استخوانی به تحریکات مکانیکی پدیدهٔ بیولوژیکی ضروری‌ای است که اسکلت بدن را با فشارهای محیطی سازگار می‌کند. با وجود این، مطالعات کلینیکی انجام شده در مورد تأثیر فعالیت‌های بدنی بر تراکم مواد معدنی استخوان در بعضی موارد نتایج ضد و نقیضی ارائه نموده‌اند. در فعالیت‌های تحمل‌کنندهٔ وزن بدن و تماسی با زمین، تراکم مواد معدنی در ورزشکاران زیاد است، در حالی که ورزش‌هایی چون شنا و دوچرخه سواری (ورزش‌های غیرتماسی که تحمل‌کنندهٔ وزن بدن نیستند) هیچ تأثیری بر تراکم مواد معدنی استخوان ندارند (۱۹)؛ به عبارت دیگر، فعالیت‌هایی که با زمین در تماس نیستند تحریکات استئوژنیکی واقعی بر روی اسکلت (استخوان‌ها) اعمال نمی‌کنند (۱۷). در واقع، ارزش‌های تراکم مواد معدنی استخوانی در ورزشکاران چنین رشته‌هایی برابر (۱، ۱۲، ۴۱، ۵۴) یا کمتر (۲۶، ۳۵، ۴۶، ۵۰) از همتایان غیرورزشکار آنهاست. در تحقیق حاضر نیز، اگرچه درصد ناهنجاری استئوپنی در شناگران بیشتر از آزمودنی‌های گروه کنترل مشاهده شد، تفاوت معنی‌داری در تراکم و محتوای مواد معدنی مهرهای کمری بین دو

گروه مشاهده نشد. با این حال، شناگران ارزش‌های تراکم و محتوای مواد معدنی کمتری نسبت به آزمودنی‌های گروه کنترل داشتند که با توجه به مقدار عددی P، ممکن است با افزایش تعداد آزمودنی‌ها، تفاوت میان دو گروه از لحاظ آماری معنی‌دار شود.

هانت در مطالعه‌ای تراکم مواد معدنی استخوان شناگران و غیرورزشکاران را مقایسه نمود و عوامل مؤثر بر تراکم مواد معدنی استخوان را به دو دستهٔ عوامل زیستی (وزن، قد و وضعیت بلوغ) و عوامل قابل تغییر (فعالیت فیزیکی و وضعیت تغذیه‌ای در دوران قبل از بلوغ) تقسیم کرد. در این پژوهش، تراکم مواد معدنی استخوان شناگران بیشتر از غیرورزشکاران گزارش شد. به نظر محقق، این افزایش احتمالاً به عوامل مؤثری مانند وزن آزمودنی‌ها، وضعیت بلوغ و مصرف کلسیم آنها در دوران قبل از بلوغ مربوط است و نوع فعالیت بدنی تأثیر چندانی ندارد. در پژوهش مذکور شناگران، جوان‌تر از افراد غیرورزشکار بودند، ولی کلسیم بیشتری در روز مصرف می‌کردند. در مقابل، شناگران وزن بدنی کمتری نسبت به همتایان غیرورزشکار خود داشتند. در تحقیق هانت همچنین بیان شده است که انقباضات عضلانی ناشی از شنا کردن می‌تواند تأثیر مثبتی بر افزایش تراکم مواد معدنی استخوان‌ها داشته باشد (۲۱). تفاوت‌هایی بین مطالعهٔ هانت و تحقیق حاضر وجود دارد: اول اینکه در تحقیق هانت آزمودنی‌ها بین ۸ تا ۱۸ (دوران قبل از بلوغ) سال سن داشتند، در حالی که در این تحقیق، شناگران در ردهٔ سنی ۱۷ تا ۲۱ سال (بلوغ کامل) قرار دارند؛ دوم اینکه در تحقیق هانت، وزن بدنی شناگران کمتر از گروه کنترل بود، در حالی که در تحقیق حاضر وزن شناگران بیشتر از آزمودنی‌های گروه کنترل و از لحاظ آماری نیز معنی‌دار بوده است. تحقیقات نشان می‌دهند بین تراکم مواد معدنی استخوان و وزن بدن ارتباط مثبت و معنی‌داری وجود دارد به طوری که وزن بیشتر همراه با تودهٔ استخوانی زیادتر است و بالعکس. در واقع، تراکم مواد معدنی استخوان و وزن بدن، به‌ویژه در ناحیهٔ ستون فقرات و گردن ران که تحمل کنندهٔ فشارهای مکانیکی هستند، همبستگی قوی با یکدیگر دارند. اگرچه به نظر عده‌ای از محققان، وزن بدن، شاخص خوب پیش‌گویی‌کنندهٔ تراکم مواد معدنی استخوان است (۲۸)، سازوکارهای توضیح‌دهندهٔ آن به خوبی شناخته نشده است. برخی بر این باورند که با افزایش وزن بدن، فشار مکانیکی بر بافت استخوان افزایش می‌یابد؛ در نتیجه، برداشت کلسیم از استخوان کاهش و تراکم مواد معدنی استخوان افزایش می‌یابد (۱۶)؛ بنابراین در تحقیق حاضر، با وجود اینکه وزن بدن شناگران بیشتر از آزمودنی‌های گروه کنترل می‌باشد، میزان شیوع استئوپنی در آنها بیشتر است و تراکم مواد معدنی، در مقایسه با گروه کنترل کمتر است، هر چند که از لحاظ آماری معنی‌دار نبوده

است. به نظر می‌رسد عوامل دیگری مانند نوع تغذیه و ماهیت فعالیت بدنی (شنا کردن) بتواند توجیه‌کنندهٔ پایین‌تر بودن تراکم مواد معدنی در شناگران باشد.

جاکوبسن و فرنچ نیز نتایجی متفاوت با یافته‌های تحقیق حاضر گزارش نموده‌اند. این دو محقق ضمن بررسی تراکم مواد معدنی استخوان دانشجویان زن شناگر با غیرورزشکاران دریافتند که تراکم مواد معدنی استخوان در شناگران بیشتر است. به نظر جاکوبسن، احتمالاً انجام فعالیت‌های ورزشی تحمل کنندهٔ وزن بدن مانند کار با وزنه و دو و میدانی در کنار شنا کردن، دلیل افزایش تراکم مواد معدنی آن‌ها نسبت به غیرورزشکاران است (۲۲). به نظر فرنچ نیز علت بالاتر بودن تراکم مواد معدنی استخوان در گروه شناگران احتمالاً به این دلیل بوده که ۳۹ درصد از آزمودنی‌های شناگر در تیم‌های بسکتبال، فوتبال و دو صحرانوردی دانشگاه حضور داشتند (۱۳) در حالی که در تحقیق حاضر، شناگران به‌جز فعالیت حرفه‌ای خود ورزش خاص دیگری را انجام نمی‌دادند.

به عقیدهٔ برخی محققان، علت بیشتر بودن تراکم مواد معدنی استخوان در شناگران، در مقایسه با غیرورزشکاران، نیروی تولید شده توسط عضلات هنگام شنا کردن و برتری تحرک اسکلتی-عضلانی آنهاست. مثلاً به نظر اورول دلیل بالاتر بودن تراکم مواد معدنی استخوان شناگران به دلیل انقباضات بیشتر و قوی‌تر در عضلات آنها و تأثیر این انقباضات بر استخوان‌هاست (۳۷)، در حالی که در تحقیق حاضر نیز با وجود اینکه انقباضات عضلانی مشابهی در شناگران صورت گرفته؛ این انقباضات تأثیر قابل توجهی بر تراکم مواد معدنی استخوان آنها نداشته و حتی شناگران ارزش‌های تراکم مواد معدنی پایین‌تری نسبت به آزمودنی‌های گروه کنترل داشته‌اند. البته در تحقیق اورول، شناگران به مدت ۱۳ سال با میانگین ۱۸ ساعت در هفته، به‌طور مرتب شنا می‌کردند در حالی که در تحقیق حاضر شناگران دست‌کم به مدت هشت سال با میانگین روزی ۳ تا ۳/۵ ساعت فعالیت حرفه‌ای شنا داشته‌اند.

در تحقیق دیگری، اورهان به مقایسهٔ تراکم مواد معدنی استخوان ۴۰ شناگر مرد و زن و ۴۰ نفر غیرورزشکار پرداخت. شناگران به مدت سه سال با میانگین هشت ساعت در هفته، تجربهٔ فعالیت حرفه‌ای در شنا داشتند. این محقق، رژیم غذایی (میزان کلسیم مصرفی روزانه)، دخانیات، مشروبات گازدار و تمرینات ورزشی آزمودنی‌ها را نیز مد نظر قرار داد و در نهایت، گزارش نمود که تراکم مواد معدنی شناگران مرد بیشتر از شناگران زن و غیرورزشکاران است. به نظر وی، افزایش مصرف کلسیم روزانه، کاهش مصرف مشروبات گازدار و دخانیات نقش مهمی در افزایش تراکم مواد معدنی استخوان دارد (۳۶). در تحقیق حاضر، به دلیل موجود

نبودن پرسشنامهٔ استاندارد اندازه‌گیری میزان کلسیم روزانه، رژیم غذایی آزمودنی‌ها ارزیابی نشد، ولی تمام آزمودنی‌ها از نظر مصرف مشروبات الکلی و دخانیات کنترل شدند.

فالک و همکارانش با استفاده از دستگاه‌های جدید QUS و از طریق روش اولتراسوند، تأثیر شنا را بر عواملی مانند قابلیت ارتجاع و ساختار میکروسکوپی استخوان‌های بررسی کردند و به این نتیجه رسیدند که شنا کردن طی دوران بلوغ تأثیر مثبتی بر شاخص‌های مذکور دارد (۱۰). در مقابل، نتایج تحقیق حاضر با تحقیق تافی و همکارانش موافق است. تافی، به بررسی شناگرانی پرداخت که ۹ سال سابقهٔ فعالیت حرفه‌ای داشتند و دست‌کم ۲۰ ساعت در هفته تمرین می‌کردند. وی گزارش کرد که شناگران، در مقایسه با گروه کنترل، تودهٔ عضلانی بیشتر و تودهٔ چربی کمتری داشتند، در حالی که تراکم مواد معدنی استخوانی آنها برابر یا حتی پایین‌تر از غیرورزشکاران است. به نظر این محقق، در دوران بلوغ، انجام فعالیت‌هایی که تحمل‌کنندهٔ وزن بدن نیستند، تأثیر منفی بر تراکم مواد معدنی استخوان دارد (۵۲).

شبانی (۲۰۰۷) به سنجش و ارزیابی تراکم مواد معدنی دوچرخه سواران حرفه‌ای اتحادیهٔ بین‌المللی اروپا پرداخت. این محقق ضمن اندازه‌گیری میزان کلسیم روزانهٔ دوچرخه سواران، گزارش کرد که درصد ناهنجاری استئوپنی و استئوپروز در آنها بسیار زیاد و ارزش‌های تراکم مواد معدنی استخوان تمام نواحی اندازه‌گیری شده در دوچرخه‌سواران کمتر از گروه کنترل است. این محقق، فعالیت‌های بدنی را به دو گروه کلی تقسیم کرد: گروه اول، فعالیت‌هایی که وزن بدن را تحمل میکنند (مانند فوتبال، والیبال، ژیمناستیک و غیره) و گروه دوم، فعالیت‌هایی که تحمل کنندهٔ وزن بدن نیستند (مانند شنا، دوچرخه سواری و ...). از آنجا که در تقسیم‌بندی فعالیت‌های بدنی این محقق، شنا و دوچرخه سواری در گروه مشابهی قرار دارند، درصد بالای ناهنجاری استئوپنی در تحقیق حاضر با یافته‌های این محقق هم‌خوانی دارد. به نظر شبانی، تماس با زمین و متقابلاً شوک وارد به استخوان‌ها از سوی زمین عاملی مهم در جذب کلسیم و در نهایت، افزایش تراکم مواد معدنی استخوان به شمار می‌رود (۴۸).

محققان دیگری مانند نیکولز (۳۴)، هنریچ (۱۸) و کورتکس (۸) نیز تراکم مواد معدنی شناگران را بررسی کردند که نتایج آنان با نتایج به‌دست آمده از این تحقیق هم‌خوانی دارد. به عقیدهٔ این محققان برابر بودن تراکم مواد معدنی استخوان شناگران با غیرورزشکاران یا کمتر بودن آن احتمالاً به دلیل عدم تماس با زمین و تحمل وزن بدن توسط استخوان‌ها، هنگام شنا کردن است که این امر در جذب کلسیم استخوان‌ها اختلال ایجاد می‌کند؛ در نتیجه تراکم مواد معدنی استخوان کاهش می‌یابد. شناگران حرفه‌ای و نخبه به‌طور معمول بین ۳ تا ۵ ساعت در روز به فعالیت حرفه‌ای می‌پردازند؛ به عبارت دیگر، این ورزشکاران ۳ تا ۵ ساعت در روز کمتر از

هم‌ردیفان غیرورزشکار خود با زمین در تماس‌اند و شوک کمتری از طرف زمین به آنها وارد می‌شود. همان‌طور که پیش از این ذکر شد، فشارهای مکانیکی در تکامل و توسعهٔ بافت استخوانی و اسکلت بدن نقش اساسی ایفا می‌کند. در حقیقت، پاسخ بافت استخوانی به تحریکات مکانیکی، پدیده بیولوژیکی ضروری‌ای است که اسکلت بدن را با فشارهای محیطی سازگار می‌کند. فشارهای مکانیکی وارد بر اسکلت و استخوان‌ها از دو راه کشش عضله هنگام انقباضات عضلانی و شوک وارد بر بدن از طرف زمین ایجاد می‌شود که به نظر می‌رسد عامل دوم نقش مؤثرتری در توسعه و افزایش تراکم مواد معدنی استخوان‌ها داشته باشد. از طرف دیگر، شدت تمرین عاملی مهم‌تر از مدت زمان تحریک است. در حقیقت، ورزش‌های اعمال کنندهٔ فشارهای شدید در کوتاه مدت (مانند وزنه برداری) بیشتر از ورزش‌های استقامتی (مانند شنا، دوچرخه سواری، راه رفتن) در سنتز استخوان مؤثرند (۴۶). برای مثال تراکم مواد معدنی استخوان در وزنه برداران، ژیمناست‌ها و بسکتبالیست‌ها بیشتر از هم‌ردیفان غیرورزشکار آنهاست. در مقابل، تراکم مواد معدنی استخوان دونده‌های استقامت (۴) و دوچرخه سواران (۳۵) کمتر از غیرورزشکاران است.

به نظر می‌رسد انجام فعالیت‌هایی که تحمل‌کنندهٔ وزن بدن نیستند (مانند شنا و دوچرخه سواری) به مدت طولانی، به‌ویژه در دوران رشد (دوران بلوغ) و بعد از آن، ممکن است نه‌تنها تأثیر مثبتی بر توسعهٔ بافت استخوانی نداشته باشد، بلکه باعث کاهش تراکم مواد معدنی استخوان‌ها (پوکی استخوان) شود. با این حال، تحقیقات بیشتری در این حیطه، با نمونه‌های بیشتر و در دامنه‌های سنی مختلف ضروری به نظر می‌رسد.

نتایج تحقیق حاضر نشان داد شنای حرفه‌ای باعث کاهش تراکم مواد معدنی مهره‌های کمری و افزایش میزان شیوع ناهنجاری استئوپنی می‌شود؛ بنابراین به شناگران حرفه‌ای و تمام ورزشکاران حرفه‌ای در ورزش‌هایی مانند دوچرخه سواری، واترپلو و غیره، به عنوان ورزش‌های غیر تماسی با زمین (عدم تحمل وزن بدن) توصیه می‌شود که:

۱- تمرین با وزنه و فعالیت‌هایی مانند دویدن، پریدن، طناب بازی و غیره را که به نوعی به ساختار اسکلتی بدن شوک وارد می‌کنند، در کنار برنامه‌های تمرینی خود مد نظر داشته باشند؛

۲- در برنامهٔ غذایی خود از لبنیات و غذاهایی استفاده کنند که سرشار از کلسیم و ویتامین D می‌باشند؛

۳- در مصرف مواد انرژی‌زا و داروهایی که ممکن است تراکم مواد معدنی استخوان را کاهش دهند، نهایت احتیاط را به عمل آورند.

منابع:

1. Andreoli A, Monteleone M, Van Loan M et al. Effects of different sports on bone density and muscle mass in highly trained athletes. Med Sci Sports Exerc, 2001, 33(4): 507-511.
2. Bailey DA, Martin AD, Mckay HA, Whiting S, Mirwaid R. Calcium accretion in girls and boys during puberty: a longitudinal analysis. J Bone Miner Res, 2000, 15(11): 2245-2250.
3. Baudoin C. Epidémiologie de l'ostéoporose. Revue du Rhumatisme, 1997, 64: 193S - 00S.
4. Bilanin JE, Blanchard MS, Russek-Cohen E. Lower vertebral bone density in male long distance runners. Medicine and Science in Sports and Exercise, 1989, 21(1): 66-70.
5. Calbet JA, Diaz Herrera P, Rodriguez LP. High bone mineral density in male elite professional volleyball players. Osteoporos Int, 1999, 10(6): 468-474.
6. Cohen-Solal M, De Vernejoul MC. Ostéoporose de l'homme. Revue du Rhumatisme (Suppl Pédagogique), 1997, 64: 114-119.
7. Conroy BP, Kraemer WJ, Maresh CM, et al. Bone mineral density in elite junior Olympic weightlifters. Med Sci Sports Exerc, 1993, 25(10): 1103-1109.
8. Courteix D, Lespessailles E, Peres SL, Obert P, Germain P, Benhamou CL. Effect of physical training on bone mineral density in prepubertal girls: a comparative study between impact-loading and non-impact-loading sports. Osteoporos Int, 1998, 8:152-1588.
9. Davies KM, Stegman MR, Heaney RP, Recker RP. Prevalence and severity of vertebral fracture: The Saunders County Bone Quality Study. Osteoporos Int, 1996, 6: 160-165.
10. Falk B, Bronshtein Z, Zigle L, Constantini N, Eliakim A. Higher tibia quantitative ultrasound in young female swimmers. Br J Sport Med, 2004, 38: 461-465
11. Fehling PC, Alekel L, Clasey J, Rector A, Stillman RJ. A comparison of bone mineral densities among female athletes in impact loading and active loading sport. Bone, 1995, 17: 205-210.
12. Fiore CE, Dieli M, Vintaloro G, Gibilaro M, Giacone G, Cottini E. Body composition and bone mineral density in competitive athletes in different sports. Int J Tissue React 1996, 18: 121 – 124.
13. French SA, Fulkerson JA, Story M. Increasing weight-bearing physical activity and calcium intake for bone mass growth in children and adolescents: A review of intervention trails. Preventive Medicine, 2000, 31: 722-731.

14. Gao P, Xu L, Qing M, Tian J, Yu W, Lin S. Bone mineral density and exercises : a cross-sectional study on Chinese athletes. Abstract, Zhongguo Yi Xue Ke Xue Yuan Bao, Article in Chinese, 2000, 22(1): 61-66.

15. Grimston S, Willows ND, Hanley DA. Mechanical loading regime and its relationship to bone mineral density in children. Med Sci Sports Exerc, 1993, 25: 1203-1210.

16. Harris S, Dallal GE, Dawson-Hughes B. influence of body weight on rate of change in bone density of the spine, hip and radius of post-menopausal women. Calcif Tissue Int, 1992, 50: 19-35.

17. Heinonen A, Oja P, Kannus P, Sievänen H, Mäntäri A, Vuori I. Bone mineral density of female athletes in different sports. Bone Miner, 1993, 23: 1-14.

18. Henrich CH, Going SB, Pamenter RW, Perry CD et al. Bone mineral content of cyclically menstruating female resistance and endurance trained athletes. Med & Sci Sport & Exerc, 1990, 22: 558-563.

19. Huang TH, Lin SC, Chang FL, Hsieh SS, Liu SH, Yang RS. Effects of different exercise modes on mineralization structure, and biomechanical properties of growing bone. J Applied Physiol, 2003, 95: 300-307.

20. Hui S L, Slemenda C S, Johnston C C Jr. Age and bone mass as predictors of fracture in a prospective study. J Clin Invest, 1998, 81:1804-1809.

21. Hunt KM. Bone mineral density in children and adolescents: A comparative study of swimmers and non-athletes. PHD thesis in The University of Memphis, August 2005.

22. Jacobson PC, Beaver W, Grubb A, Taft TN, Talmage RV. For sensity in women: college athletes and older athletic women. J Orthopaed Res, 1984, 2: 328-332.

23. Kannus P, Haapasalo H, Sankelo M et al. Effect of starting age of physical activity on bone mass in the dominant arm of tennis and squash players. Annal Intern Medical, 1995, 123: 27-31.

24. Karlsson MK, Hasserius R, Obrant KJ. Bone mineral density in athletes during and after career: a comparison between loaded and unloaded skeletal region. Calcif Tissu Int, 1996, 59: 245-248.

25. Kemmler W, Engelke K, Baumann H et al. Bone status in elite mal runners. Eur J Applied Physiol, 2006, 96(1): 78-85.

26. Kolta S, Fechtenbaum J, Roux C. La densitométrie osseuse par absorptiométrie biphotonique à rayon X (DXA). Paris, Médecine-Sciences Flammarion, 2005.

27. Kun Z, Greenfield H, Xuegin D, Fraser DF. Improvement of bone health in childhood and adolescence. Nutrition research rewiews. 2001, 14: 119-151.

28. Liu JM, Zhao HY, Ning G, Zhao YJ et al Relationship between body composition and bone mineral density in healthy young and premenopausal chinese women. Osteoporos Int, 2004, 15(3): 238-242.

29. Magkos F, Kavouras SA, Yannakoulia M, Karipidou M, Sidossi S, Sidossis LS. The bone reponse to non-weight-bearing exercise in sport-, site-, and sex-specific. Clin J Sport Med, 2007, 17(2):123-128.

30. Maïmoun L. Sport de haut niveau et mass osseuse. In : Os, activité physique et ostéoporose. Sous la direction de Hérisson C, Fardellone P. MASSON, 2005, 54: 98-106.

31. Medelli J, Lounana J, Menuet J J, Shabani M, Fardellone P. Etude du métabolisme osseux et de la densité minérale chez le cycliste de haut niveau. In : Os, activité physique et ostéoporose. Sous la direction de Hérisson C, Fardellone P. MASSON, 2005, 54: 113-123.

32. Melton L J, Atkinson E J, O' Fallon W M, Wahner H W et Riggs B L. Long term fracture prediction by bone mineral assessed at different skeletal sites. J Bone Miner Res, 1993, 8:1227-1233.

33. Morel J, Bernard J. Une expérience de suivi de sportifs en ostéodensitométrie (à propose de 1252 cas). Os, activité physique et ostéoporose. Sous la direction de Hérisson C, Fardellone P. MASSON, 2005, N° 54: 43-51.

34. Nichols JF, Spindler AA, Lafave KL, Sarroris DJ. A comparison of bone mineral density and hormone status of periadolescent gymnasts, swimmers and controls. Med Exerc Nutrition & Health, 1995, 4: 101-106.

35. Nichols JF, Palmer JE, Levy SS. Low bone mineral density in highly trained male master cyclists. Osteoporos Int, 2003, 14: 644 – 649.

36. Orhan Derman, Alphan Cinemre, Nuray Kanbur et al. Effect of swimming on bone metabolism in adolescents. The Turkish J Pediatrics. 2008, 50: 149-154.

37. Orwoll ES, Ferar J, Oviatt SK, McClung MR, Huntington K. The relationship of swimming exercise to bone mass in men and women. Arch Intern Med, 1989, 149: 2197-2200.

38. Pande MD et Francis RM. Osteoporosis in men. Best Practice & Res Clin Rheumatol, 2001, 15(3): 415-427.

39. Pettersson U, Nordstrom P, Lorentzon R. A comparison of bone mineral density and muscle strength in young male adults with different exercise level. Calcif Tissue Int, 1999, 64(6): 490-498.

40. Pierre D, Delmas. L'ostéoporose un problème de santé publique négligé malgré des moyens diagnostiques et thérapeutiques efficaces. La Revue du Praticien, 2004, 54(19) : 2105- 2106.

41. Rico H, Revilla M, Hernandez F, Gomez–Castresana F, Villa L. Bone mineral content and body composition in postpubertal cyclist boys. Bone 1993, 14: 93 – 95.

42. Rieth N, Courteix D. Nutrition, exercice physique et masse osseuse : une équation à trois inconnues. In : Os, activité physique et ostéoporose. Sous la direction de Hérisson C, Fardellone P. MASSON, 2005, 54: 69-74.

43. Rizzoli R, Bonjour JP. Acquisition de la masse osseuse et les endocrines. In : Réunion de la société française d'endocrinologie et de diabétologie pédiatriques et du groupe d'étude du métabolisme du calcium en pédiatrie, Paris, 12 octobre 1996. Arch Pédiatre, 1997, 4:805-807.

44. Roland D, Chapurlat, Pierre D, Delmas avec la collaboration de Maurice J, Arnaud. L'ostéoporose. JOHN Libbey Eurotext, Paris, 2003.

45. Ross, Wilson. Anatomie et Physiologie normales et phathologiques. Editions Maloine, Paris, France. 2003, 387-411.

46. Sabo D, Bernd L, Pfeil J, Reiter A. Bone quality in the lumbar spine in high-performance athletes. Eur Spine J, 1996, 5(4): 258-263.

47. Seeman E. Osteoporosis in men: epidemiology, pathphysiology, and treatment possibilities. Am J Med, 1993, 95(Suppl 5A), 22-28.

48. Shabani M. Bone mineral density in elite cyclists. PHD thesis in University of Picardie Jules Verne in French, December 2007.

49. Slemenda, CW, Reister TK, Hui SL, Miller JZ, Christian JC, and Johnston CC Jr. Influences on skeletal mineralization in children and adolescents: evidence for varying effects of sexual maturation and physical activity. J Pediatr , 1994, 125(2): 201 – 207.

50. Stewart AD, Hannan J. Total and regional bone density in male runners, cyclists, and controls. Med Sci Sports Exerc 2000, 32: 1373-1377.

51. Summers G.D. Osteoporosis in men. The college of Radiographers, 2001, 7: 119-123.

52. Taaffe DR, Marcus R. Regional and total body bone mineral density in elite collegiate male swimmers. J Sport Med & Physical Fitness. 1999, 39: 154-159.

53. Umemura Y, Ishiko T, Tsujimoto H. The effects of jump training on bone hypertrophy in young and old rats. Int J Sports Med, 1995, 16: 364-367.

54. Warner SE,.Shaw JM, Dalsky GP. Bone mineral density of competitive male mountain and road cyclists. Bone, 2002, 30: 281 – 286.

پژوهش در علوم ورزشی شماره ۶، تابستان ۱۳۸۹، صص ۱۰۸-۹۹

ارتباط میزان شیوع آسیب و عملکرد بانوان لیگ برتر فوتبال در برابر راه‌کارهای پیش‌گیری از آسیب

*مریم شریفی[۱]، دکتر منصور صاحب الزمانی[۲]، دکتر کورش قهرمان تبریزی[۳]

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۱/۳۱ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۸/۳

چکیده

در تحقیقات مختلف، میزان آسیب‌های ورزشی از ۰/۵ تا ۳۵ آسیب در هر هزار ساعت بازی گزارش شده است، در حالی که گرم کردن و سرد کردن صحیح، استفاده از تجهیزات مناسب و شرکت در برنامه‌های بدن‌سازی می‌تواند تا حد زیادی مانع از بروز آسیب شود. هدف از انجام این تحقیق، بررسی ارتباط میزان شیوع آسیب و عملکرد بانوان لیگ برتر فوتبال با راه‌کارهای پیش‌گیری از آسیب است. از میان بازیکنان لیگ برتر فوتبال بانوان کشور ۱۲۰ نفر (میانگین سنی ۳/۱۵±۲۱/۴) به‌صورت تصادفی انتخاب شدند و رابطهٔ میزان شیوع آسیب با عملکرد بازیکنان نسبت به گرم کردن، سرد کردن، استفاده از ساق‌بند و شرکت در تمرینات انعطافی و قدرتی، همچنین مکانیسم و محل آسیب بررسی شد. برای جمع‌آوری اطلاعات از برگ ثبت اطلاعات آسیب و پرسشنامهٔ هاوکینز و فولر (۱۹۹۸) با ضریب پایایی ۰/۷۹ استفاده شد. نتایج نشان می‌دهد در میان راه‌کارهای پیش‌گیری از آسیب، بالاترین میزان عملکرد بازیکنان در اثر گرم کردن قبل از تمرین (۷±۹۸/۸) به‌دست آمد و کمترین میزان عملکرد آنها مربوط به اجرای تمرینات انعطاف‌پذیری (۲۸±۲۶/۶۸) به‌صورت انفرادی بود. همچنین بین میزان سرد کردن با شیوع آسیب رابطهٔ معنی‌داری وجود دارد، ولی بین سایر متغیرها ارتباط معنی‌داری به‌دست نیامد ($p\leq0.05$). از طرفی، بیشترین فراوانی آسیب در مچ پا و زانو بود در حالی که بیشترین میزان آسیب، طی مکانیسم برخورد با یکدیگر مشاهده شد. با توجه به یافته‌های تحقیق، عملکرد بازیکنان در خصوص گرم کردن و سرد کردن در حد مطلوبی است، اما در مورد شرکت در تمرینات انعطاف‌پذیری و قدرتی در سطح پایینی قرار دارد که احتمالاً برگزاری کارگاه‌های آموزشی و جلسات تمرینی انسجام یافته می‌تواند باعث ارتقای سطح عملکرد بازیکنان شود. همچنین می‌توان گفت که اجرای راه‌کارهای پیش‌گیرانه، میزان شیوع آسیب را کاهش می‌دهد، اما میزان اثرگذاری آن به نوع و ساختار برنامه بستگی دارد.

کلیدواژه‌های فارسی: فوتبال، آسیب، راه‌کارهای پیش‌گیری، عملکرد.

۱. کارشناس ارشد آسیب شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی Email: sharifi_96@yahoo.com
۲و ۳. استادیار دانشگاه شهید باهنر کرمان

مقدمه

به دلایل فراوان، ممکن است طی فعالیت‌های ورزشی آسیب‌هایی برای بازیکنان رخ دهد. حتی با وجود شرایط ایمنی مناسب در محیط و آمادگی جسمانی ورزشکار، باز هم امکان بروز آسیب در این فعالیت‌ها وجود دارد. این آسیب‌ها در نتیجهٔ برخورد ورزشکاران با یکدیگر یا با کف سالن، سطح زمین و تجهیزات ورزشی رخ دهند. از دست دادن موقت کنترل بدن نیز ممکن است سبب بروز آسیب‌هایی شود که شدت آنها از مقیاس جزئی تا شدید متغیر است. بدیهی است با افزایش مسابقات و بازی‌ها، میزان آسیب‌ها هم افزایش می‌یابد و به دلیل فشار زیاد تمرین روی بازیکنان رده بالا، احتمال آسیب دیدگی در آنها بیشتر است (۱). بخش عمده‌ای از آسیب‌های ورزشی در افراد ۱۰ تا ۳۰ سال و دو سوم از آسیب‌ها در ورزش‌های تیمی رخ می‌دهد (۲). از طرفی، میزان آسیب‌های مشخص شده در فوتبال، در مقایسه با رشته‌هایی چون راگبی، هاکی، هندبال و بسکتبال بیشتر است (۳). در پژوهشی که در سوئد انجام شد، مشخص گردید که فوتبال ۳۸/۹٪ و سه رشتهٔ بسکتبال، هندبال و والیبال ۱۰/۹٪ از آسیب‌ها را به خود اختصاص داده‌اند (۲). همچنین در تحقیقات مختلف، میزان آسیب از ۰/۵ تا ۳۵ آسیب در هر هزار ساعت بازی گزارش شده است. از سوی دیگر، کشیدگی عضله و لیگامان در بین زنان فوتبالیست آمریکایی در سال ۲۰۰۴، ۵۰٪ گزارش شده است (۴).

اولین قدم برای پیش‌گیری از آسیب‌های ورزشی، شناسایی سازوکار آسیب و دلایل آن است (۵). عوامل مختلفی در بروز آسیب‌های ورزشی دخالت دارند که آنها را به دو دستهٔ کلی تقسیم می‌کنند: الف) عوامل درونی یا عوامل مرتبط با ورزشکار که به دو بخش تقسیم می‌شود: اول، عوامل فیزیکی مانند سن، جنسیت، شاخص تودهٔ بدنی، قد، انعطاف‌پذیری، قدرت عضلانی، آمادگی هوازی، سطح بازی، آسیب‌های قبلی، بی‌ثباتی مفصل، زمان عکس‌العمل و ساختارهای آناتومیکی و دوم، عوامل روانی مانند فشار زندگی و حوادث، آمادگی ذهنی؛ ب) عوامل بیرونی یا محیطی که به سطح زمین بازی، زمان بازی، تجهیزات و عوامل مربوط به مربیگری (فشار تمرین) مربوط می‌شود (۶). در صورت کنترل این عوامل توسط ورزشکاران و مربیان، آسیب‌ها قابل پیشگیری هستند؛ بنابراین می‌توان ادعا کرد که آمادگی جسمانی مطلوب (قدرت، انعطاف‌پذیری، استقامت قلبی- عروقی، چابکی) گرم کردن کافی قبل از تمرین و مسابقه، پوشش ورزشی مناسب، استفاده از وسایل و تجهیزات ورزشی از راه‌کارهای پیش‌گیری از آسیب

می‌باشند (۷). پافیس[1] و همکاران (۲۰۰۷) اشاره کردند که یک دوره تمرینات تعادلی بر کاهش آسیب در فوتبالیست‌ها بسیار مؤثر بوده است (۸). در تحقیقی مروری مشخص شد که استفاده از تجهیزات مناسب، باعث کاهش میزان آسیب می‌شود (۹). جانگ و همکاران[2] (۲۰۰۲) در تحقیق خود روی بازیکنان فوتبال به تأثیر گرم کردن و سرد کردن منظم و استفاده از محافظ مچ پا در کاهش آسیب پرداختند. نتایج نشان‌دهندهٔ کاهش آسیب بین فوتبالیست‌ها بود. همچنین تأثیر استراتژی‌های پیش‌گیری در بازیکنان مبتدی بیشتر از بازیکنان حرفه‌ای بود (۱۰). در تحقیق مروری آلسن[3] و همکارانش (۲۰۰۴) در خصوص استراتژی پیش‌گیری از آسیب‌های فوتبال که روی ۴۴ مقاله در همین زمینه انجام شد، مشخص گردید با اجرای یک برنامهٔ هفت قسمتی روی ۱۵ فوتبالیست ۱۷- ۳۶ سالهٔ آمریکایی در طول شش ماه، میزان آسیب تا ۷۵ درصد کاهش می‌یابد. برنامهٔ تمرین شامل گرم کردن و سرد کردن صحیح، استفاده از کفش ورزشی مناسب و ساق‌بند، استفاده از محافظ مچ پا، محروم بودن افراد آسیب‌دیده از تمرین و مسابقه تا زماتن بهبودی، بازتوانی برای آسیب‌های اندام تحتانی، ارائهٔ اطلاعات لازم به مربیان و بازیکنان دربارهٔ عوامل آسیب‌زا بود. آنها بیان داشتند که پس از اجرای یک برنامهٔ قدرتی روی لیگامان صلیبی قدامی به مدت چهار سال در بین ۲۰ تیم، میزان آسیب این لیگامان، ۰/۱۵ برای هر تیم در هر جلسه محاسبه شد، در حالی که در گروه کنترل ۱/۱۵ آسیب برای هر تیم در هر جلسه گزارش شده است (۱). نقش برنامه‌های پیش‌گیرانه در زنان فوتبالیست نروژ توسط استفان[4] و همکاران (۲۰۰۸) بررسی و تمرینات خاصی نیز طراحی شد. این تمرینات عبارت بودند از: تمرین قدرتی برای عضلات ناحیهٔ مرکزی بدن، تمرین قدرتی اندام تحتانی، تمرینات عصبی- عضلانی، تمرینات چابکی و البته یک برنامهٔ گرم کردن ۱۵ دقیقه‌ای در شروع هر جلسه تمرین. بعد از هشت ماه تمرین، محققان به نتایجی خلاف سایر تحقیقات رسدند. تمرینات ذکر شده نقشی در کاهش آسیب‌های ورزشی نداشت و بین میزان شیوع آسیب در گروه آزمون و کنترل اختلاف معنی‌داری مشاهده نشد (۱۱).

مریم عباسی دره بیدی و همکاران (۱۳۸۶) میزان عملکرد دانشجویان دختر ورزشکار را پس از به‌کارگیری راه‌کارهای پیش‌گیری از آسیب ارزیابی کردند. نتایج نشان داد دانشجویان دختر ورزشکار در مورد راه‌کارهای پیش‌گیری از آسیب بهترین عملکرد را در خصوص گرم کردن قبل

1. Pafis, G.
2. Jung, A.
3. Olsen, L.
4. Steffan, K

از فعالیت و ضعیف‌ترین عملکرد را در مورد تمرینات انعطاف‌پذیری و قدرتی داشتند (۱۲). مقامی و همکاران (۱۳۸۳) عملکرد ۸۸ فوتبالیست لیگ برتر را نسبت به راه‌کارهای پیشگیری از آسیب ارزیابی کردند. نتایج این تحقیق نشان داد فوتبالیست‌های کشور، بهترین عملکرد را در مورد گرم کردن و ضعیف‌ترین عملکرد را در مورد انجام تمرینات انعطاف‌پذیری و سرد کردن داشته‌اند (۱۳). هاوکنیز و فولر[1] (۱۹۹۸) عملکرد فوتبالیست‌های حرفه‌ای حاضر در لیگ انگلیس را در خصوص راه‌کارهای پیشگیری از آسیب از قبیل گرم کردن قبل از فعالیت، سرد کردن بعد از فعالیت، تجهیزات حفاظتی، تغذیه، تمرینات انعطاف‌پذیری و قدرتی ارزیابی قرار کردند و نشان دادند که بازیکنان بهترین عملکرد را در مورد گرم کردن و ضعیف‌ترین عملکرد را در مورد سرد کردن داشته‌اند و در نهایت بیان کردند که بسیاری از بازیکنان، معیارهای مورد قبول را برای کاهش خطر مصدومیت رعایت می‌کنند. عمده‌ترین نقص‌هایی که تشخیص داده شدند، در مورد انجام تمرین‌های انعطاف پذیری بودند (۱۴).

با توجه به مطالب فوق، آموزش، پیش‌بینی امکانات، پیش‌گیری و تکنیک‌های صحیح مؤثرترین راه‌ها برای به حداقل رساندن صدمات ورزشی به نظر می‌رسند (۱۰)؛ بنابراین با توجه به اهمیت موضوع، محقق در پی ارتباط بین میزان شیوع آسیب و عملکرد بانوان لیگ برتر فوتبال در برابر راه‌کارهای پیش‌گیری از آسیب بوده است.

روش‌شناسی پژوهش

روش پژوهش توصیفی- همبستگی و از نظر زمان، گذشته‌نگر است. جامعهٔ آماری بازیکنان لیگ برتر فوتبال بانوان کشور در سال ۱۳۸۸ را در بر می‌گرفت که تعداد آنها ۳۲۰ نفر بود. از این تعداد، ۱۲۰ نفر (میانگین سنی ۳/۱۵±۲۱/۴سال، قد ۸/۲۵±۱۶۳ سانتی‌متر، وزن ۷/۶۵±۵۵/۷ کیلوگرم) به‌صورت تصادفی به‌عنوان نمونهٔ آماری انتخاب شدند. در این تحقیق، با استفاده از برگ ثبت اطلاعات و پرسشنامهٔ استاندارد هاوکینز و فولر (۱۹۹۸) با ضریب پایایی ۰/۷۹، رابطهٔ میزان شیوع آسیب با میزان عملکرد بازیکنان پس از گرم کردن، سرد کردن، استفاده از ساق‌بند و شرکت در تمرینات انعطافی و قدرتی و نیز مکانیسم و محل آسیب بررسی شده است. برای توصیف، طبقه‌بندی و تنظیم نمرات خام از آمار توصیفی و برای آزمون فرضیه‌های پژوهشی حاضر، از آزمون‌های آماری ضریب همبستگی پیرسون با سطح معنی‌داری ۰/۰۵ =α استفاده شد.

1. Hawkins & Fuller

یافته‌های پژوهش

نتایج در بخش آمار توصیفی نشان می‌دهد ۴۱ نفر از نمونه‌ها (۳۶/۶٪) هافبک، ۳۸ نفر (۳۳/۹٪) مدافع، ۲۳ نفر (۲۰/۶٪) مهاجم و ۱۰ نفر (۸/۹) دروازه‌بان بودند. همچنین میانگین قد نمونه‌ها ۸/۲۵±۱۶۳، سن ۳/۱۵ ±۲۱/۴ و وزن آنها ۷/۶۵±۵۵/۷ بوده است.

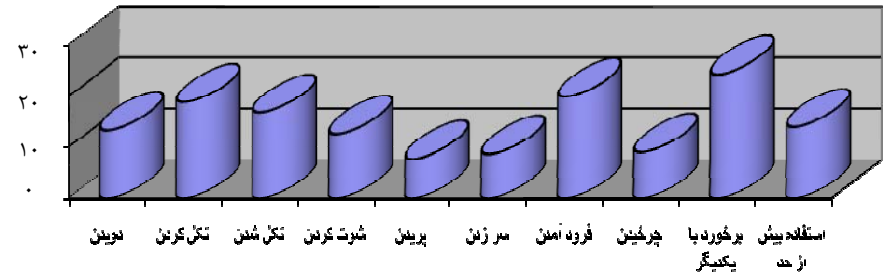
نتایج نشان داد بهترین میزان عملکرد بازیکنان در خصوص گرم کردن قبل از تمرین (۷±۹۸/۸) و ضعیف‌ترین میزان عملکرد، مربوط به اجرای تمرینات انعطاف‌پذیری (۲۸±۲۶/۶۸) به‌صورت انفرادی بوده است (جدول ۱). بیشتر ورزشکاران علت شرکت نکردن در تمرینات قدرتی و انعطاف پذیری را کمبود وقت (۳۰/۴ درصد)، بلد نبودن اصول تمرین (۲۲/۳ درصد) و عدم توصیهٔ مربی (۱۵٪) ذکر کردند. همچنین رفتار و عملکرد دیگران روی عدم اجرای تمرینات کمترین اثر (۱/۸ درصد) را داشته است. رابطهٔ بین میزان سرد کردن و مصرف کربوهیدرات با شیوع آسیب معنی‌دار بود و بین متغیرهای دیگر ارتباط معنی‌داری به‌دست نیامد (جدول ۲). به‌علاوه، فراوانی آسیب مچ پا و زانو بیشتر از نواحی دیگر بدن بود و طبق نظر بازیکنان، بیشترین میزان آسیب در مدت یک سال گذشته، در اثر برخورد با یکدیگر روی داده است (نمودار ۱).

جدول ۱. عملکرد بازیکنان نسبت به راه‌کارهای پیش‌گیری از آسیب(M±SD)

راه‌کارهای پیشگیری / عملکرد	استفاده از ساق بند حین تمرین	گرم کردن		سرد کردن		کشش عضلات اصلی پا هنگام گرم کردن		اجرای تمرینات انعطافی در هفته		اجرای تمرینات قدرتی در هفته	
		قبل از تمرین	قبل از مسابقه	بعد از تمرین	بعد از مسابقه	قبل از تمرین	قبل از مسابقه	بصورت تیمی	بصورت انفرادی	بصورت تیمی	بصورت انفرادی
میانگین و انحراف استاندارد	۶۶/۹±۳۷	۹۸/۸±۷	۹۷/۹±۹	۸۹/۷±۲۰	۸۵/۹±۲۴	۹۳/۱±۱۵	۹۴/۵±۱۲	۲۸/۱±۳۳	۲۶/۶۸±۲۸	۳۴/۰۳±۳۲	۲۷/۲۱±۳۰

جدول ۲. ارتباط بین میزان شیوع آسیب با راه‌کارهای پیش‌گیری از آسیب

	استفاده از ساق بند	سرد کردن	گرم کردن	تمرینات قدرتی	تمرینات انعطاف پذیری
میزان شیوع آسیب	-۰/۱۸	-۰/۲۴	-۰/۰۶	-۰/۲۲	-۰/۱۵
معنی‌داری	۰/۱۱	۰/۰۳۹*	۰/۶	۰/۰۷	۰/۲



نمودار ۱. مکانیسم‌های آسیب

بحث و نتیجه‌گیری

نتایج تحقیق نشان داد بیشترین آسیب در زانو و مچ بازیکنان روی داده است. فؤاد[1] و همکاران (۲۰۰۵) و گیزا[2] و همکاران (۲۰۰۵) نیز مچ پا و زانو را آسیب‌پذیرترین عضو بدن معرفی کرده‌اند (۱۵، ۱۶). با این حال دوراک[3] و همکاران (۲۰۰۷) ساق پا، یونگ[4] و همکاران (۲۰۰۴) زانو و ساق پا و جانگ[5] و همکاران (۲۰۰۴) ران و ساق پا را آسیب‌پذیرترین عضو بدن اعلام کرده‌اند (۱۷- ۱۹). همچنین طبق نتایج به‌دست آمده، بیشترین میزان آسیب در اثر برخورد با یکدیگر روی داده است. هاوکینز و همکاران (۱۹۹۶) نیز در تحقیقی روی بازیکنان فوتبال آمریکا به این نتیجه رسیدند که ۷۱٪ آسیب‌ها در اثر برخورد با یکدیگر ایجاد شده است. این نتیجه همچنین با نتایج اندرسون (۲۰۰۳) و هاوکنیز و فولر (۱۹۹۹) هم‌خوانی دارد (۲۰)، اما وودس[6] و همکاران (۲۰۰۲) نتایج مغایری به‌دست آوردند؛ آنها بیشترین میزان آسیب را طی سازوکارهای شوت زدن و دویدن گزارش کردند (۲۱). البته مقامی و همکاران (۱۳۸۵) اصلی‌ترین سازوکار آسیب بازیکنان را تکل کردن و تکل شدن دانسته‌اند (۱۳). رهنما و همکاران (۱۳۸۵) نیز تکل را اصلی‌ترین دلیل بروز آسیب در بازیکنان لیگ برتر فوتبال معرفی کرده‌اند (۲۲). در این زمینه سایر محققان همچون آرناسان[7] و همکاران (۱۹۹۶)، نیلسون[8] و

1. Faude
2. Giza E
3. Dvorak
4. Young
5. Junge
6. Woods
7. Arnasan
8. Nielson

همکاران (۱۹۸۹)، وید[1] و همکاران (۱۹۹۰) به نتایج مشابهی دست یافته‌اند (۲۳- ۲۵). از طرفی، طبق نتایج تحقیق امری[2] و همکاران (۲۰۰۵) که روی تیم‌های فوتبال بزرگ‌سال انجام شد، ضربهٔ مستقیم علت بیشتر آسیب‌های بازیکنان به شمارمی‌رود (۲۶). در خصوص انعطاف‌پذیری و میزان شیوع آسیب، در تحقیق حاضر، ارتباط معنی‌داری مشاهده نشد. واتسون[3] (۲۰۰۱) نیز بیان می‌کند که انعطاف تأثیر چندانی بر کاهش آسیب ندارد و رابطهٔ آن با با میزان شیوع آسیب در تحقیق وی نیز معنی‌دار نبود (۲۷). همچنین سدرمن[4] و همکاران(۲۰۰۱) و واتسون (۲۰۰۱) بیان کردند که بین انعطاف‌پذیری و آسیب‌دیدگی در فوتبال ارتباط معنی‌داری وجود ندارد (۲۷، ۲۸). با وجود این، ویترو[5] و همکاران (۲۰۰۳) اعلام کردند فوتبالیست‌هایی که انعطاف‌پذیری کمی در عضلهٔ چهارسر و سه‌سر ران دارند، بیشتر در این عضلات دچار آسیب دیدگی می‌شوند. این محققان بیان کردند با افزایش سفتی عضلات چهارسر و سه‌سر، احتمال آسیب‌دیدگی به‌طور معنی‌داری افزایش می‌یابد (۲۹). برای تصمیم‌گیری نهایی در این زمینه شواهد کمی وجود دارد و به دلیل روش‌های متفاوت اندازه‌گیری انعطاف‌پذیری نمی‌توان نتایج به‌دست آمده در این رشتهٔ ورزشی را با رشته‌های دیگر مقایسه کرد (۳۰). همچنین نتایج تحقیق نشان داد بین میزان شیوع آسیب و اجرای تمرینات قدرتی رابطهٔ معنی‌داری وجود ندارد. این یافته با تحقیق استفان و همکاران (۲۰۰۸) هم‌خوانی دارد که بیان کردند تمرین قدرتی در عضلات اندام تحتانی، نقشی در کاهش آسیب‌های ورزشی ندارد (۱۱). با وجود این، کراتر[6] (۲۰۰۶) و آلسن و همکاران (۲۰۰۴) نشان نشان دادند با اجرای تمرین قدرتی روی عضله سه‌سر، شیوع آسیب بین فوتبالیست‌ها کاهش می‌یابد (۱، ۳۱). همچنین بیدرت[7] و همکاران (۲۰۰۵) تأثیر تمرینات قدرتی را در کاهش آسیب بین زنان فوتبالیست تأیید کردند (۳۲).

طبق نتایج تحقیق حاضر، بین گرم کردن و استفاده از ساق‌بند با میزان شیوع آسیب ارتباط معنی‌داری وجود ندارد، ولی رابطهٔ بین سرد کردن و میزان شیوع آسیب معنی‌دار است. در

1. YDe
2. Emery
3. Watson
4. Soderman
5. Witvrouw
6. Carruthers J
7. Bidert

تأیید این نتایج می‌توان به تحقیق سلیگارد و میکلبوست[1] (۲۰۰۸) اشاره کرد که نشان دادند با ارائهٔ یک دوره برنامهٔ گرم کردن ساختار یافته، رابطهٔ این فاکتور و میزان آسیب، معنی‌دار نمی‌شود (۳۳). البته کولن[2] و همکاران (۲۰۰۱) بیان کردند که بازیکنان برای پیش‌گیری از آسیب‌های ورزشی کمتر از گرم کردن استفاده می‌کنند و میزان آسیب‌های آنها زیاد است (۳۴)، در صورتی که آلسن و همکاران (۲۰۰۴) ذکر کردند گرم کردن-سرد کردن صحیح و استفاده از ساق‌بند به‌طور چشم‌گیری آسیب را کاهش می‌دهد (۱). همچنین جانگ و همکاران[3] همکاران[3] (۲۰۰۲) در تحقیق خود روی بازیکنان فوتبال به تأثیر گرم کردن و سرد کردن منظم منظم و استفاده از محافظ مچ پا در کاهش آسیب پرداختند. نتایج آنها نشان دهندهٔ کاهش آسیب بین فوتبالیست‌ها بود (۱۰). با این حال، هاوکینز و فولر (۱۹۹۸)گزارش کردند که تعداد کمی از بازیکنان از سرد کردن استفاده می‌کنند (۱۴)، ولی مقامی (۱۳۸۳) و غفوریان (۱۳۸۵) بیان کردند که عملکرد بازیکنان در خصوص گرم کردن و سرد کردن در سطح مطلوبی قرار دارد (۲، ۱۳). با توجه به مطالب فوق و یافته‌های تحقیق می‌توان نتیجه گرفت راه‌کارهای پیش‌گیرانه می‌تواند بر کاهش میزان آسیب تأثیر داشته باشد، اما میزان این تأثیر به نوع و ساختار برنامه بستگی دارد و می‌توان گفت کسب نتایج متفاوت در تحقیقاتی که دربارهٔ راه‌کارهای پیش‌گیری از آسیب انجام شده است، احتمالاً به تفاوت جامعه و نمونه‌های آماری مربوط می‌شود.

منابع:

1. Olsen L, Scanlan A, Mackay M, Babul S (2004), strategies for prevention of soccer related injuries: a systematic review, J Sport Med, 38; 89-94

۲. غفوریان،محسن(۱۳۸۵)،ارزیابی اولیه آگاهی و عملکرد ورزشکاران پسر رشته‌های تیمی نسبت به راهکارهای پیشگیری از آسیب،پایان نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه اصفهان

3. Anders H and Myklebust G (2008), prevention of injuries among male soccer players, J Sport Med, DOI: 10.1177/0363546508314432

4. Giza E, Mithofer K, Farrell L (2004), injuries in women's professional soccer, J Sport Med, 39; 212-216

---

1. Torbjem Soligard
2. Coulon
3. Astrid Junge

5. Arni Arnason, Lars Engebreston, Roald Bahr (2005), no effect of a video-based awareness program on the rate of soccer injuries, J Sport Med, 33(1); 225-235

6. Ming K and Fong D (2008), orthopedic sport biomechanics - a new paradigm, elsevier.com, s21-s30

۷. جا یا پا را کاش .سی اس(۱۳۸۸)، طب ورزشی، میردار.شادمهر، بامداد کتاب، ص: ۱۰۰-۹۳

8. Pafia G, Ispirlidis I, Godolias G (2007), balance training programs for soccer injury prevention, J Sport Rehab, 17; 316-323

9. Liz Abernethy and Chris Bleakley (2007), Strategies to prevent injury in adolescent sport: a systematic review, J Sport Med, 41; 627-638

10. Astrid Junge, Dieter Rösch, Lars Peterson, Toni Graf-Baumann, and Jiri Dvorak (2002), Prevention of Soccer Injuries: A Prospective Intervention Study in Youth Amateur Players, Am J Sports Med, 30(5); 652-659

11. Steffan K, Myklebust G, Olsen O, Holme I, Bahr R (2008), prevention injuries in female football – a claster-randomized controlled trail, J Med Sci Sports, 1600-0838

۱۲.عباسی دره بیدی،مریم(۱۳۸۶)،ارزیابی آگاهی و عملکرد دانشجویان دختر نسبت به راهکارهای پیشگیری از آسیب در ورزش‌های تیمی و انفرادی،پایان نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه اصفهان

۱۳.مقامی،مهدی(۱۳۸۳)، آگاهی و عملکرد فوتبالیست‌های حرفه‌ای نسبت به راهکارهای پیشگیری از آسیب،پایان نامه کارشناسی ارشد، دانشگاه اصفهان

14. Richard D Hawkins and Colin W Fuller (1998), a preliminary assessment of professional footballers' awareness of injury prevention, J Sport Med, 32; 140-143

15. Faude O, Junge A, Kindermann W, Dvorak J (2005), injuries in female soccer players: a perspective study in the German national league, J Sport Med, 33(11); 700-1694

16. Giza E, Mithofer K, Farrell L, Zarins B, Gill T(2005), injuries un women's professional soccer, J Sport Med, 36(4); 6-212

17. Dvorak J, Junge A, Grimm K, Kirkendall D, (2007), "Medical report from the 2006 FIFA world Cup Germany", J Sports Med, 41; 578-581.

18. Young S, Michelle C, Dong W, (2004), "Football injuries at Asian Tournaments", Am J Sports Med, 32; 36s-42s.

19. Junge A, Dvorak J, Graf-Baumann T, (2004), "Football injuries during the world Cup 2002", Am J Sports Med, 32; 9-80

۲۰.بمبئی چی،عفت(۱۳۸۷)،رابطه میان پست بازیکنان فوتبال و آسیب‌های آنان، حرکت(۳۵)، صص:۹۸-۸۹

21. Woods C, Hawkins R, Hulse M, and Hodson A (2002), The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football-analysis of preseason injuries, Br J Sports Med 36; 436-441

۲۲.رهنما،نادر(۱۳۸۷)،شیوع و علل آسیب‌های در فوتبالیست‌های مرد حرفه‌ای ایران، حرکت(۳۶)، صص:۲۱-۵

23. Arnasan T, Gudmundsson A, (1996), Soccer injuries in Iceland, J Med Sci Sport, 6; 5-40

24. Nielson AB, yde j, (1989), Epidemiology and grammatology of injuries in soccer, Am J Sport Med, 17; 7-803

25. YDe J, Nielson AB, (1990), Sports injuries in adolescent's ball games: soccer, handball and basketball, Br J Sport Med, 24; 4-51

26. Emery C, Meeuwisse Willem H, Hartmann Sara E (2005), evaluation of risk factors for injury in adolescent soccer, J Sport Med, 33(12); 1882-1891

27. Watson AW (2001), Sports injuries related to flexibility, posture, acceleration, clinical defects, and previous injury, in high-level players of body contact sports, J Sports Med, 22; 222-225

28. Soderman K, Alfredson H, Pietila T, and Werner S (2001b), Risk factors for leg injuries in female soccer players: a prospective investigation during one outdoor season, Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc 9; 313-321

29. Witvrouw E, Danneels L, Asselman P (2003), muscle flexibility as a Risk factor for developing muscle injuries in male professional soccer players a prospective study, J Sport Med, 31(1); 41-46

30. Arnason Arni (2004), injuries in football; risk factors, injury management, team performance and prevention, NIH, pag:9-35

31. Carruthers J and Sanctuary C (2006), prevention of hamstring and ankle injuries in soccer, J Med Sci Sports, DOI: 10.1111/j.1600-0838.2006.00634.x

32. Bidert RM, Bachmann M (2005), women's soccer. Injuries, risk, and prevention, J Pub Med, 34(5); 53-448

33. torbjem Soligard and Greth Myklebust(2008), comprehensive warm-up program to prevent injuries in young female footballers: cluster randomized controlled trial,BMJ,337:a2469

34. Coulon L, Lackey G, Mok M and Nike D (2001), A profile of little athlete's injuries and the prevention methods used, J Sc and Med Sport

تأثیر یک دوره برنامهٔ بازتوانی تسریعی بر عملکرد و تعادل افراد دارای ACL بازسازی شده

*علی گلچینی[۱]، دکتر ناصر بهپور[۲]، دکتر شهرام آهنجان[۳]، دکتر مرتضی صائب[۴]، سعید سلیمانی[۵]

تاریخ دریافت مقاله: ۸۹/۱/۳۱ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۹/۱۱/۲۶

چکیده

ضایعات لیگامان متقاطع قدامی[۶] زانو از شایع‌ترین آسیب‌های ورزشی است (۲). از آنجا که هدف اصلی بازتوانی، برگشت تدریجی به سطح فعالیت قبل از آسیب است (۳)، هرچه زمان درمان پس از آسیب کوتاه‌تر باشد، نتایج بهتر خواهد بود و بیمار سریع‌تر به عملکرد خود باز خواهد گشت (۴). در این پژوهش، تأثیر تمرینات تسریعی بر عملکرد حرکتی، تعادل دینامیکی و استاتیکی بیمارانی که بازسازی ACL داشته‌اند ارزیابی شده است. در این تحقیق ۳۰ نفر که عمل بازسازی ACL از طریق BPTB[۷] داشتند (با میانگین سنی ۲۸/۷ سال، قد ۱۷۸/۷ سانتی‌متر، وزن ۸۰/۹۷ کیلوگرم و سابقهٔ ورزشی ۱۴/۸سال) انتخاب و به‌صورت تصادفی در دو گروه ۱۵ نفری کنترل و تجربی تقسیم بندی شدند. گروه تجربی پروتکل بازتوانی تسریعی (شروع زود هنگام تمرینات دامنهٔ حرکتی، تحمل وزن و بازگشت به ورزش بعد از گذشت ۴-۶ ماه) (۴۳) را به مدت ۲۴ هفته و گروه کنترل دورهٔ فیزیوتراپی معمول (روش محافظه کارانه) را اجرا کردند. در پایان ماه‌های سوم، چهارم، پنجم و ششم تعادل پویا با استفاده از آزمون ستاره، تعادل ایستا با آزمون لک‌لک و عملکرد زانو با لِی تک پا در حداکثر مسافت ارزیابی شد. از آزمون اندازه‌گیری مکرر[۸] و t مستقل برای تجزیه و تحلیل نتایج در سطح ۰/۰۵ استفاده شد. در هر دو گروه (بازتوانی تسریعی و فیزیوتراپی) عملکرد اندام جراحی شده ضعیف‌تر از اندام سالم بود. عملکرد زانوی جراحی شده در گروه تجربی

۱. کارشناس ارشد آسیب شناسی و حرکات اصلاحی Email:ali_golchini@yahoo.com
۲ . استادیار دانشگاه رازی کرمانشاه
۳. استادیار انشگاه صنعتی امیرکبیر
۴. استادیار دانشگاه علوم پزشکی کرمانشاه، جراح و ارتوپد
۵. فیزیوتراپ مرکز توانبخشی ادبیان استان کرمانشاه

6. Anterior Cruciate Ligament (ACL)
7. Bony -Patellar Tendon- Bony graft (BPTB)
8. Repeated measure ANOVA

به‌طور معنی‌داری بهتراز گروه کنترل بود. پایداری ایستا و پویای اندام تحتانی در گروه تجربی بیشتر از گروه کنترل بود (p=۰/۰۵). نتایج نشان داد بعد از عمل جراحی و برنامهٔ بازتوانی تسریعی، نقص موجود در عملکرد و تعادل افراد به‌طور کامل از بین نمی‌رود. همچنین برنامهٔ تمرینات عصبی-عضلانی باید بخش مهمی از برنامهٔ بازتوانی تسریعی را برای بازتوانی بهتر افراد با ACL بازسازی شده، به خود اختصاص دهد.

کلیدواژه‌های فارسی: ACL، ACL بازسازی شده، پروتکل بازتوانی تسریعی، تعادل، عملکرد زانو.

مقدمه

مفصل زانو بزرگ‌ترین و پیچیده‌ترین مفصل بدن است و نقش و اهمیت قابل توجهی در ورزش دارد. با توجه به اهمیت مفصل زانو در ایجاد پایداری و تحمل وزن، هرگونه درد، آسیب یا ناهنجاری اسکلتی-عضلانی، موجب تسریع تغییرات فرسایشی این مفصل می‌شود (۱). آسیب‌های لیگامان متقاطع قدامی زانو از شایع‌ترین آسیب‌های ورزشی است (سالیانه ۲۵۰۰۰۰ آسیب در آمریکا) (۲). آسیب دیدگی ACL به دلیل ناپایداری عملکردی و مکانیکی بدن است. چنانکه در تحقیقات نشان داده شده است، اغلب ورزشکاران بعد از آسیب ACL و عمل جراحی آن به سختی به عملکرد کامل ورزشی قبل از آسیب خود برمی‌گردند (۷). هدف از عمل بازسازی ACL بازگرداندن پایداری مفصل زانو است. جایگزین کردن و کاشت گرافت به‌جای ACL موجب بازسازی و ترمیم سیستم حسی-حرکتی نمی‌شود و حتی ممکن است موجب به خطر افتادن سیستم اعصاب آوران شود (۸، ۹). ACL در مفصل زانو به حفظ پایداری دینامیکی-استاتیکی و هماهنگی حرکتی زانو کمک می‌کند. نقص و آسیب ACL تأثیر شدیدی بر عملکرد حرکتی زانو و اندام تحتانی فرد می‌گذارد. این نقص موجب فیدبک حسی مؤثری در زانوی آسیب دیده می‌شود که می‌تواند کاهش عملکرد و تخریب مفصل زانو را به دنبال داشته باشد (۱۰). حس عمقی نیز در کنترل عملکرد فرد هنگام فعالیت‌های ورزشی نقشی مهم و اساسی دارد. همچنین باید به این نکته اشاره کرد که بعد از عمل بازسازی، توانایی فرد در اجرایی فعالیت‌های عملکردی، تعادلی و ورزشی کاهش می‌یابد (۱۱).

نقص‌های عضلانی و فرآیندهای عصبی- عضلانی بعد از عمل بازسازی خود را نمایان می‌کنند. به‌ویژه، گزارش شده است که بعد از بازسازی ACL از طریق تکنیک تاندون کشککی(BPTB)، قدرت پای عمل شده حدود ۵ تا ۳۴ درصد کاهش می‌یابد (۱۲). مشخص شده است که آسیب مفصلی و بیماری‌های غضروفی تأثیر منفی بر حس وضعیتی مفصل، حس حرکت و عملکرد دارند (۱۳). از آنجا

که هدف بازتوانی، بازگشت تدریجی به سطح فعالیت قبل از آسیب است (۳)، هرچه زمان درمان پس از آسیب کمتر باشد، نتایج بهتر بوده، بیمار سریع‌تر به عملکرد خود باز خواهد گشت (۴).

در بازتوانی بیماران با ACL بازسازی شده، بهبود پایداری دینامیکی مد نظر است و هدف، بازگرداندن عملکرد زانو به‌وسیله ارتقای کنترل عصبی-عضلانی، از طریق تمرین قدرتی عضلات، هماهنگی و توانایی حس عمقی است (۵). نشان داده شده است که بعد از بازسازی ACL، شروع زود هنگام تمرینات زنجیرهٔ باز، در مقایسه با تمرینات زنجیرهٔ بسته، موجب افزایش لقی قدامی زانو می‌شود (۶) و نیز بازتوانی عملکردی ورزشکاران از طریق برنامهٔ بازتوانی دقیق بعد از عمل جراحی موجب می‌شود که ورزشکاران سریع‌تر به فعالیت‌های ورزشی خود بازگردند (۴۵). در برخی دیگر از پژوهش‌ها نشان داده شده است که ۱۲ هفته تمرینات عصبی-عضلانی(تعادلی) و قدرتی که سه هفته بعد از عمل جراحی ACL شروع شود، می‌تواند تأثیرات معنی‌داری بر تعادل و عملکرد گروه‌های عضلانی اصلی افراد داشته باشد (۴۵، ۴۶).

در تحقیقات پیشین، کنترل عضلانی (۱۴-۱۸)، راه رفتن (۱۶)، فعالیت‌های عملکردی (۱۸) و حس عمقی (۱۷، ۱۹، ۲۰) بعد از بازسازی ACL ارزیابی شده است، در صورتی که اثر تعادل دینامیکی و همچنین عملکرد زانو کمتر در این تحقیقات ارزیابی شده است. در این پژوهش، تأثیر تمرینات تسریعی (ترکیبی از تمرینات مختلف که در آن بیشتر به تمرینات تعادلی و آب درمانی تأکید شده که در سایر پروتکل‌ها و تحقیقات کمتر به آنها توجه شده است) بر عملکرد حرکتی و تعادل دینامیکی اندام تحتانی بیمارانی که جراحی بازسازی ACL داشته‌اند ارزیابی شده است، همچنین این اثر با فیزیوتراپی معمول که در مراکز فیزیوتراپی انجام می‌شود، مقایسه شده که در سایر تحقیقات چندان بررسی نشده است.

روش‌شناسی پژوهش

تحقیق حاضر از نوع نیمه تجربی است که تأثیر یک پروتکل بازتوانی تسریعی را بر بهبود عملکرد زانو و تعادل (ایستا و پویا) ارزیابی می‌کند. جامعهٔ آماری شامل ورزشکارانی است که تحت عمل جراحی پیوند رباط صلیبی قدامی (به‌وسیلهٔ تاندون کشککی)[1] قرار گرفته‌اند. آزمودنی‌ها شامل ۳۰ نفر (با میانگین سن۲۸/۷ سال، قد ۱۷۸/۷ سانتی‌متر، وزن ۸۰/۹۷ کیلوگرم و سابقهٔ ورزشی ۱۴/۸سال) بودند که در بیمارستان‌های استان کرمانشاه عمل بازسازی انجام داده بودند. این افراد دقیقاً یک روز بعد از عمل و به‌صورت غیرتصادفی انتخاب شدند، ولی به‌صورت تصادفی در دو گروه ۱۵ نفری کنترل (فیزیوتراپی) و تجربی (برنامهٔ بازتوانی تسریعی) تقسیم‌بندی شدند. هر دو گروه

1. Bone Patellar Tendon Bone (BPTB)

از لحاظ جنسیت (مرد)، رشتهٔ ورزشی (فوتبال)، عضو عمل شده و برتر همسان شدند. آزمودنی‌ها شامل تمام فوتبالیست‌های استان کرمانشاه و شهرستان‌های آن (جوانرود، پاوه، هرسین، روانسر، صحنه، سنقر، کنگاور و.... البته بیشتر از شهر کرمانشاه) بودند که حین بازی فوتبال دچار پارگی کامل رباط صلیبی شده بودند و از حدود یک تا شش ماه پیش در نوبت عمل به سر می‌بردند که با هماهنگی پزشکان ارتوپد به‌طور تدریجی، طی این مدت، جراحی و با در نظر گرفتن محدودیت‌های تحقیق، وارد روند درمانی شدند. این نکته قابل ذکر است که برخی بیماران حدود یک تا سه سال پیش دچار آسیب دیدگی شده بودند. اطلاعات توصیفی آزمودنی‌ها شامل میانگین و انحراف استاندارد سن، وزن، قد، طول پای ظاهری (به منظور نرمال نمودن اندازهٔ به‌دست آمده در آزمون ستاره، به‌صورت تقسیم داده‌ها بر طول پای ظاهری فرد و ضرب آن در ۱۰۰ برای محاسبهٔ امتیاز فرد) و سابقهٔ ورزشی دو گروه فیزیوتراپی و بازتوانی تسریعی در جدول ۱ ارائه شده است. همچنین در اغلب افراد، آسیب‌های مینیسک که بیشتر از نوع آسیب‌های مینیسک داخلی بوده (حدود ۸۵ درصد) وجود داشت.

جدول ۱. میانگین و انحراف معیار مشخصات آزمودنی‌های پژوهش

متغیر / گروه	سن (سال)	قد (سانتی‌متر)	وزن (کیلوگرم)	طول پا (سانتی‌متر)	سابقه ورزشی (سال)
گروه کنترل	۲۸/۲۷ ± ۳/۳۵	۱۷۸/۹۳ ± ۲/۸۹	۸۲/۴ ± ۸/۳۸۳	۹۳/۴۴۷ ± ۲/۶۲۹	۱۴/۸۷ ± ۳/۵۶۳
گروه تجربی	۲۹/۲۹ ±۴/۳۵۸	۱۷۸.۵۳ ± ۲.۹۲۴	۷۹.۵۳ ± ۷.۷۸۲	۹۱/۸۶۷ ± ۲/۴۰۱	۱۴/۷۳ ± ۵/۰۹۲

معیارهای انتخاب آزمودنی‌ها شامل این موارد بود: فقط عمل بازسازی ACL انجام داده باشند و رباط صلیبی خلفی(PCL) تحت عمل بازسازی قرار نگرفته باشد (آسیب ترکیبی نباشد)؛ لیگامان های جانبی، داخلی و خارجی (MCL, LCL) تحت عمل جراحی قرار نگرفته و سالم باشند؛ هیچ‌گونه سابقهٔ آسیب دیدگی یا جراحی در دو طرف زانوها نداشته باشند؛ هیچ‌گونه سابقهٔ آسیب دیدگی شدید یا عمل جراحی در مفصل مچ پا نداشته باشند؛ هیچ‌گونه سابقهٔ آسیب دیدگی شدید یا عمل جراحی در مفصل ران نداشته باشند.

پس از انتخاب نمونه‌ها و تکمیل فرم رضایت‌نامه برای همکاری در تحقیق و تشکیل گروه‌های تجربی و کنترل به‌صورت تصادفی، مشخصات فردی آنها شامل سن، وزن، قد، جنسیت، پای برتر، سابقهٔ ورزشی، سابقهٔ پزشکی، آسیب‌های شدید مفاصل (زانو، لگن، مچ پا، عمل بازسازی در زانو و ...)، زمان وقوع آسیب و تاریخچهٔ مختصری از نحوهٔ وقوع آسیب با استفاده از پرسشنامهٔ محقق‌ساخته ثبت شد. روایی و اعتبار این پرسشنامه ۸۲٪ بود و روایی آن از طریق آزمون-آزمون مجدد سنجیده شده بود. بعد از ارزیابی اولیهٔ بیمار (توسط پزشک، فیزیوتراپ و

محقق) و پذیرش وی برای شرکت در برنامهٔ بازتوانی، محقق برای به‌دست آوردن اطلاعات مورد نیاز بعدی، متغیر مستقل یعنی پروتکل بازتوانی تسریعی (۳۹-۴۱) را روی گروه تجربی اعمال نمود. گروه تجربی که شامل ۱۵ نفر بودند، یک روز بعد از عمل بازسازی ACL وارد برنامهٔ بازتوانی تسریعی شدند که به مدت ۲۴ هفته اجرا می‌شد. در این پروتکل، چهار جلسه تمرین در هفته در نظر گرفته شده بود، به‌طوری که این افراد به‌تدریج وارد تحقیق می‌شدند و در نتیجه، انتخاب آنها حدود شش ماه طول کشید. این تمرینات شامل تمرینات دامنهٔ حرکتی، زنجیرهٔ بسته و باز، انعطاف‌پذیری، راه رفتن، دویدن، تمرینات تقویتی، تمرین در آب، تمرینات پلایومتریک، چابکی، عصبی- عضلانی و... می‌باشد. خلاصه‌ای از برنامهٔ بازتوانی در جدول ۲ ارائه شده است (۳۹-۴۱). گروه کنترل که شامل ۱۵ نفر بودند، طی همین زمان، فقط دورهٔ فیزیوتراپی معمول (شامل یک برنامهٔ فیزیوتراپی ۲۰ جلسه‌ای تحریک الکتریکی با فرکانس Hz ۵۰، ۱۰ ثانیه انقباض و تحریک، ۲۰ ثانیه استراحت و زمان هر جلسهٔ تمرینی ۲۰ دقیقه بود) را با تمرینات دامنهٔ حرکتی اجرا کردند.

گروه فیزیوتراپی در ماه اول، هفته‌ای سه جلسه و در ماه‌های دوم و سوم، هفته‌ای یک جلسه برنامهٔ فیزیوتراپی را اجرا کردند. در انتهای هر مرحله از مراحل بازتوانی، تعادل دینامیکی و عملکرد زانو در هر دو گروه ارزیابی می‌شد (ماه‌های سوم تا ششم). در انتهای دورهٔ تمرینات بازتوانی تسریعی، محقق از هر یک از بیماران گروه تجربی، اطلاعات چهار مرحله از مراحل بازتوانی را جمع‌آوری کرد. این مراحل شامل آزمون‌های مختلفی می‌باشند از جمله: آزمون ستاره برای ارزیابی تعادل پویای افراد در سه جهت قدامی، خلفی-داخلی و خلفی- خارجی (۲۲). آزمون تعادلی گردش ستاره[1]، آزمون مناسبی است که برای ارزیابی تعادل پویا به‌کار گرفته شد. برای اجرای آزمون تعادلی ستاره، یک ستارهٔ هشت جهتی که زاویهٔ بین هر جهت آن ۴۵ درجه بود روی زمین ترسیم شد. برای ارزیابی تعادل پویا فقط جهت‌های قدامی، خلفی- داخلی و خلفی- خارجی ارزیابی شد (۲۱، ۲۲). آزمون عملکردی لِی تک پا در بیشترین مسافت[2] نیز برای ارزیابی عملکرد پایین‌تنه استفاده شد. آزمون لِی تک پای برای دست‌یابی به بیشترین مسافت، از آزمون‌های عملکردی معتبر برای ارزیابی عملکرد حرکتی زانو است. برای اجرای این آزمون، بیمار در نقطهٔ شروع، روی یک پا قرار می‌گرفت به‌طوری که دست‌هایش از پشت به هم قفل شده باشند و از او خواسته می‌شد تا جایی که می‌تواند با همان پا به طرف

1. Star Excursion Balance Test (SEBT)
2. single leg hop for distance

جلو لِی بزند. این کار سه بار تکرار می‌شد و میانگین سه تکرار برای هر پا در نظر گرفته می‌شد. برای نرمال سازی امتیازات کسب شده، مسافت به‌دست آمده از پای آسیب دیده بر پای سالم تقسیم و به‌صورت در صدی به عنوان امتیاز فرد در هر مرحله از بازتوانی در نظر گرفته شد. همهٔ این آزمون‌ها در یک جلسه توسط بیماران اجرا شد، به‌طوری که برای عضو جراحی شدهٔ آنها هیچ‌گونه آسیب و خطری در بر نداشت. قبل از اجرای آزمون‌ها، فیزیوتراپ از بیمار آزمایش‌های کلینیکی لاچمن و دراور، راه رفتن، تورم، صدای زانو و... به عمل می‌آورد و به حالت‌های بیمار در این آزمون‌ها توجه می‌کرد. در صورت نامناسب بودن وضعیت بیمار، مرحلهٔ قبلی بازتوانی تکرار و از اجرای آزمون صرف نظر می‌شد. در بین هر آزمون، فرصت کافی برای استراحت و بازگشت به حالت اولیه به بیمار داده می‌شد تا دچار آسیب مجدد نشود. در تجزیه و تحلیل نتایج، برای مقایسهٔ میانگین دفعات اندازه‌گیری در هر ماه (ماه‌های س.م تا ششم) از آزمون اندازه‌گیری مکرر آنووا، و برای مقایسهٔ نتایج میانگین‌های دو گروه آزمون t گروه‌های مستقل در سطح ۰/۰۵ استفاده شد.

جدول ۲. خلاصه‌ای از پروتکل بازتوانی تسریعی بعد از بازسازی ACL

شاخص / مراحل	اهداف مرحل بازتوانی	ارزیابی	مقیاس	تمرینات	تکرار	ملاحظات کلی
مرحلهٔ اول: هفته‌های ۲-۱ ویزیت: ۴-۲	دامنه ۱۱۰- ۰ نرمال سازی مفصل زانو	درد موبایلیتی کشکک دامنه حرکتی	کنترل شود خوب ۱۱۰- ۰ درجه	دامنهٔ حرکتی (۴-۳ بار ۱۰ دقیقه) کشش همسترینگ، عضلات ساق پاو ... تمرینات تقویتی (۳باردر روز ۱۵دقیقه) تمرینات تعادلی (۳بار در روز ۵دقیقه) سرما درمانی	min۳۰ *۵ ۳*۱۰ ۵*۱۰ ۲۰ دقیقه	تحمل ۵۰٪ از وزن بدن با دو عصا کننده‌ها روی زانو
مرحلهٔ دوم: بازتوانی اولیه هفته: ۴-۳ ویزیت: ۴-۲	دامنه ۱۲۵- ۰ کنترل عضلانی تحمل وزن ۱۰۰٪ نرمال سازی الگوی راه رفتن	درد خون‌ریزی التهاب (تورم) دامنه حرکتی آزمون لاچمن	اندک کم نداشته باشد ۱۲۵- ۰ ۳< میلی متر	دامنهٔ حرکتی (۴-۳بار ۱۰ دقیقه) تمرینات تقویتی (۲باردر روز ۲۰دقیقه) تمرینات تعادلی (۳بار در روز ۵دقیقه) تمرینات هوازی (۲ بار در وز ۵ دقیقه) سرما درمانی	min۳۰ *۵ ۳*۱۰ ۵*۱۰ ۵تکرار ۲۰ دقیقه	تحمل ۱۰۰٪ وزن بدن با یک عصای ترشحات مفصلی
مرحلهٔ سوم: استقامت-قدرت هفته:۶-۵ ویزیت: ۲-۱	دامنه ۱۳۵- ۰ استقامت و قدرت مشکلات مفصل کشککی رانی نرمال سازی الگوی راه رفتن	درد ترشحات دامنهٔ حرکتی کنترل عضلانی التهاب راه رفتن	عدم RSD خیلی کم ۱۳۵- ۰ درجه ۵/۴ نداشته باشد متناسب	دامنهٔ حرکتی (۳بار ۱۰ دقیقه) تمرینات تقویتی (۲باردر روز ۲۰دقیقه) اسکوات نیمه و ... تمرینات تعادلی (۳بار در روز ۵دقیقه) تمرینات هوازی (۲بار در روز ۱۰دقیقه) سرما درمانی	min۳۰ *۵ ۳*۱۰ ۵*۱۰ ۷تکرار ۲۰دقیقه	تحمل ۱۰۰٪ وزن بدن به‌طور کامل کنترل عضلانی در تمام دامنهٔ حرکتی
مرحلهٔ چهارم: استقامت ، قدرت و تعادل هفته: ۸-۷ ویزیت: ۲-۱	افزایش قدرت و استقامت	آزمون عضلانی تورم موبایلیتی کشکک آزمون لاچمن صدای خس	۵/۴ نداشته باشد خوب ۳ > میلی‌متر خیلی کم	دامنهٔ حرکتی (۲بار ۱۰ دقیقه) تمرینات تقویتی (۲باردر روز ۲۰دقیقه) تمرینات تعادلی (۳بار در روز ۵دقیقه) تمرینات هوازی (۲بار در روز ۲۰دقیقه) سرما درمانی	۵ ×۳۰ ثانیه ۳ست × ۲۰ ۵ست × ۱۰ ۷تکرار ۲۰ دقیقه	کمترین درد در دامنهٔ حرکتی و تورم. دامنهٔ حرکتی ۱۳۵- ۰ فعالیت‌های

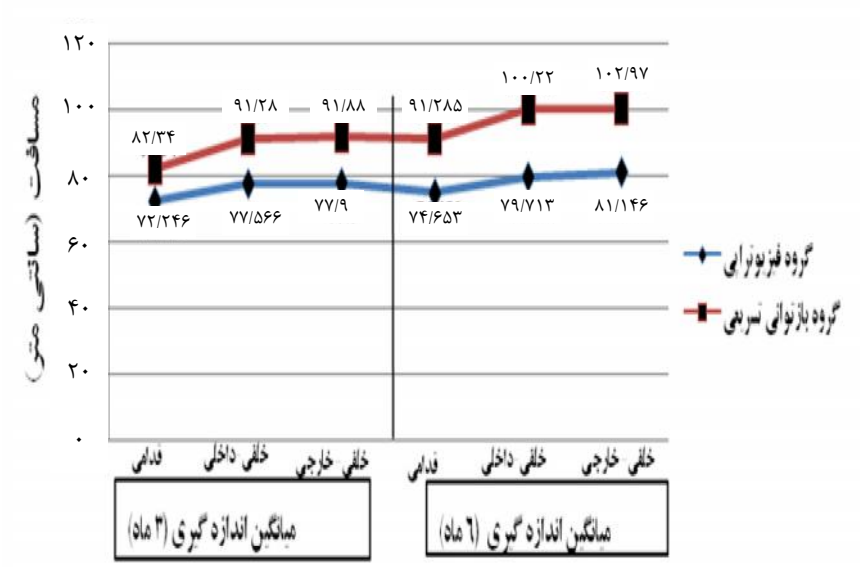
شاخص / مراحل	اهداف مرحل بازتوانی	ارزیابی	مقیاس	تمرینات	تکرار	ملاحظات کلی
		خس				روزمره و توانایی قدم زدن به مدت ۲۰ دقیقه
مرحلهٔ پنجم: استقامت ، قدرت و تعادل هفته: ۱۲-۹ ویزیت: ۲-۱	افزایش قدرت و استقامت عضلانی و تعادل	آزمون عضلانی تورم موبایلیتی کشکک آزمون لاچمن صدای خس خس (wheeze)	۵/۴ نداشته باشد خوب ۳ > میلی متر خیلی کم	دامنهٔ حرکتی (۲بار ۱۰ دقیقه) تمرینات تقویتی (۲باردر روز ۲۰دقیقه) پرس پا (۷۰-۱۰ درجه) تمرینات تعادلی (۳بار در روز ۵دقیقه) تمرین راه رفتن با باندهای مقاوم کشی تمرینات هوازی (۳بار در روز ۲۰دقیقه) راه رفتن، شنا کردن	۵*۳۰ ثانیه **۳ست*۳۰** ۵*۱۰ ۷ تکرار	توانایی انجام فعالیت‌های زندگی روزانه و توانایی قدم زدن به مدت ۲۰ دقیقه را بدون درد دامنهٔ حرکتی نرمال باشد ۱۳۵- ۰
مرحلهٔ ششم: تمرینات پیشرفته هفته: ۱۸-۱۳ ویزیت: ۳-۲	افزایش قدرت و استقامت عضلانی و تعادل	آزمون‌های ماهانه آزمون لاچمن صدای خس خس (wheeze) آزمون‌های عملکردی	۲۰-۲۵ ۳میلی متر خیلی کم ۷۵	دامنهٔ حرکتی (۲بار درروز۱۰دقیقه) تمرینات تقویتی (۱باردر روز ۲۰دقیقه) دستگاه اکستنشن زانو همراه با مقاومت تمرینات تعادلی (۳بار در روز ۵دقیقه) تمرینات روی سطوح ناپایدار تمرینات هوازی (۳بار در روز ۲۰دقیقه) تمرین با دوچرخه ثابت شنا کردن برنامه دویدن (۳بار در روز ۱۵دقیقه) دویدن نرم (افزایش تدریجی سرعت دویدن) تمرینات عملکردی (۳بار در هفته) تمرینات پلایومتریک: دریل‌های ویژه ورزشی	۵*۳۰ثانیه ۳*۳۰ ۷تکرار ۲۲۵۰- ۲۰۰۰ متر ۱۸۵متر ۲۰ثانیه	مفصلی پایدار با کمترین درد در دامنهٔ حرکتی مفصل و تورم فعالیت‌های زندگی روزانه و توانایی قدم زدن به مدت ۲۰ دقیقه بدون درد
مرحلهٔ هفتم : بازگشت به فعالیت‌های ورزشی و زندگی روزانه هفته: ۲۴-۱۹ ویزیت: ۳-۲	افزایش عملکرد برگشت به سطح اولیه قبل از آسیب حفظ قدرت و استقامت	آزمون لاچمن صدای خس خس (wheeze) آزمون عملکردی و لی زدن تک پای	۳< میلی متر خیلی کم ۸۵	دامنهٔ حرکتی (۲بار درروز۱۰دقیقه) تمرینات تقویتی (۴-۳ بار در هفته ۳۰- ۲۰ دقیقه) تمرینات تعادلی (۳بار در روز ۵دقیقه) تمرینات هوازی (۳بار در روز ۲۵ دقیقه) برنامه دویدن (۳بار در روز ۱۵دقیقه) تمرینات اینتروال تمرینات عملکردی (۳بار در هفته) تمرینات پلایومتریک: لی بر روی جعبه دریل‌های ویژه ورزشی	۵*۳۰ ثانیه **۳*۳۰** ۷تکرار ۱۸۵ متر ۱۸۵متر ۲۰ثانیه	توان انجام فعالیت‌های زندگی روزانه ADL و توانایی قدم زدن به مدت ۲۰ دقیقه بدون درد داشته باشد بیمار باید دارای مفصلی پایدار با کمترین درد

یافته‌های پژوهش

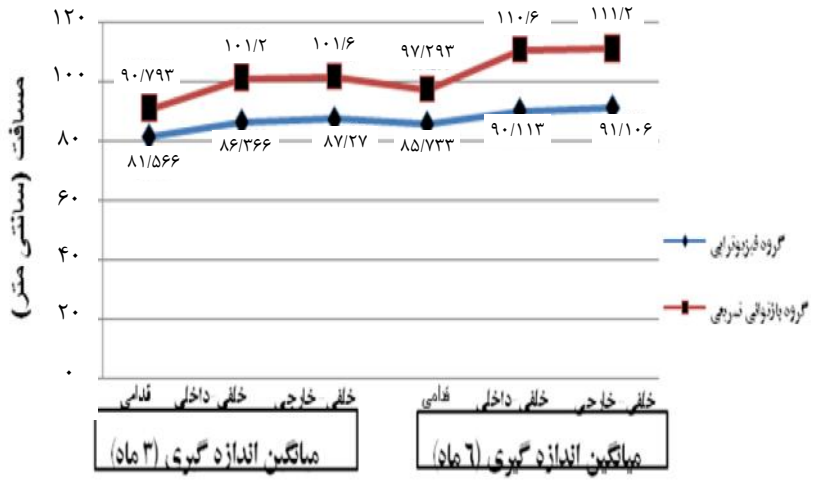
در این پژوهش برای مطالعهٔ متغیر مستقل (تمرینات بازتوانی تسریعی) و اثر آن بر متغیرهای وابسته (تعادل دینامیکی و عملکرد حرکتی فرد) از آزمون آماری t مستقل، آزمون اندازه‌گیری مکرر و نرم‌افزار SPSS (نسخهٔ ۱۶) استفاده شد. یافته‌های تحقیق در جدول ۳ تا ۷ و نمودارهای ۱ تا ۴ ارائه شده است. نتایج تحقیق نشان داد پس از تدوین و اجرای یک دوره تمرینات بازتوانی تسریعی به مدت چهار روز در هفته طی شش ماه متوالی، در هر دو گروه، قدرت عضلات چهارسر رانی و مسافت لی تک پا (عملکرد عضو) در اندام جراحی شده طی چهار بار اندازه‌گیری، کمتر از اندام سالم بود ($p\leq ۰/۰۵$). همین متغیرها در گروه بازتوانی تسریعی، طی چهار بار اندازه‌گیری، بیشتر گروه فیزیوتراپی بود ($p\leq ۰/۰۵$). همچنین نتایج تحقیق نشان داد پایداری پویا در پای سالم و پای جراحی شده در گروه بازتوانی تسریعی، طی چهار بار اندازه‌گیری، بیشتر از گروه فیزیوتراپی بود ($p\leq ۰/۰۵$).

جدول۳. مقادیر شاخص آماری آزمون گردش ستاره پای سالم و عمل شده طی چهار بار اندازه‌گیری

گروه‌ها		شاخص		میانگین و انحراف استاندارد	آزمون t	
					T	Sig
۳ ماه	جهت قدامی	پای عمل شده	فیزیوتراپی	۷۲/۲۴۶ ±۷ /۶۹۴	-۴/۳۲۳	۰/۰۰۰۱
			بازتوانی تسریعی	۸۲/۳۴ ± ۴/۷۵		
		پای سالم	فیزیوتراپی	۸۱/۵۶۶ ± ۷/۷۷۸	-۳/۹۸۸	۰/۰۰۰۱
			بازتوانی تسریعی	۹۰/۷۹۳ ± ۴/۴۴۶		
	جهت خلفی- داخلی	پای عمل شده	فیزیوتراپی	۷/۵۶۶ ±۷ /۲۵۴	-۶/۰۴۳	۰/۰۰۰۱
			بازتوانی تسریعی	۴/ ۹۶۲± ۹۱/۲۸		
		پای سالم	فیزیوتراپی	۸۶/۳۶۶ ± ۵/۵۰۴	-۸.۳۰۲	۰/۰۰۰۱
			بازتوانی تسریعی	۱۰۱/۲ ±۴ /۰۳۸		
	جهت خلفی- جانبی	پای عمل شده	فیزیوتراپی	۷۷/۹ ± ۷/۴۸۵	-۶/۱۱۴	۰/۰۰۰۱
			بازتوانی تسریعی	۹۱/۸۸ ± ۴.۷۳		
		پای سالم	فیزیوتراپی	۸۷/۲۸ ± ۵.۱۶۶	-۸/۶۰۴	۰/۰۰۰۱
			بازتوانی تسریعی	۱۰۱/۶ ± ۳/۹۰۹		
۶ ماه	جهت قدامی	پای عمل شده	فیزیوتراپی	۷۴/ ۶۵۳±۷/۶۳۳	-۷/۰۵۳	۰/۰۰۰۱
			بازتوانی تسریعی	۹۱/۲۸۶ ± ۵/۰۱۶		
		پای سالم	فیزیوتراپی	۸۵/۷۳۳ ± ۷/۰۹۷	-۵/۲۴۷	۰/۰۰۰۱
			بازتوانی تسریعی	۹۷/۲۹۳ ± ۴/۷۳۵		
	جهت خلفی- داخلی	پای عمل شده	فیزیوتراپی	۷۹/۷۱۳ ± ۷/۱۱۵	-۱۰/۶۸۸	۰/۰۰۰۱
			بازتوانی تسریعی	۱۰۰/۲۲ ± ۳/۹۸۶		
		پای سالم	فیزیوتراپی	۹۰/۱۱۳ ± ۶/۰۲۸	-۱۱/۰۶۲	۰/۰۰۰۱
			بازتوانی تسریعی	۱۱۰/۶ ± ۳/۸۸۷		
	جهت خلفی- جانبی	پای عمل شده	فیزیوتراپی	۸۱/۱۴۶ ± ۷/۵۱۶	-۱۰/۲۹۲	۰/۰۰۰۱
			بازتوانی تسریعی	۱۰۲/۹۷ ± ۳/۳۱۲		
		پای سالم	فیزیوتراپی	۹۱/۱۰۶ ± ۴/۳۱۵	-۱۴/۸۲۴	۰/۰۰۰۱



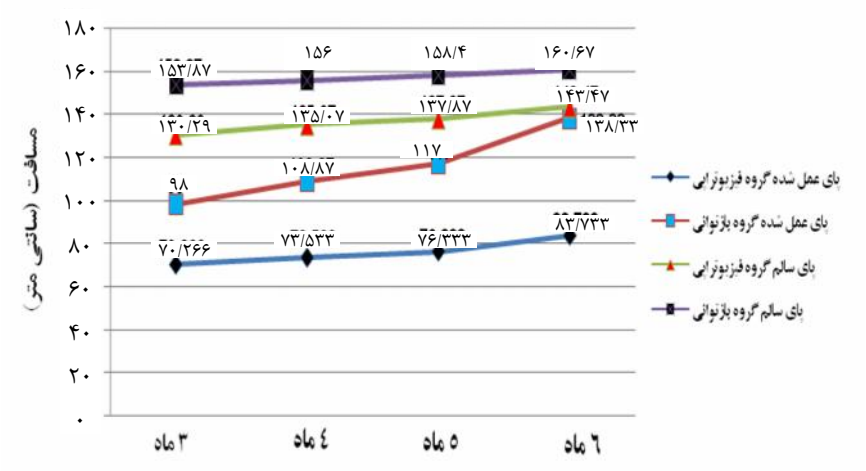
نمودار ۱. شاخص‌های دو گروه در امتیازات آزمون ستاره در جهت‌های مختلف برای پای عمل شده



نمودار۲. شاخص‌های دو گروه در امتیازات آزمون ستاره در جهت‌های مختلف برای پای سالم

جدول۴. مقادیر شاخص آماری آزمون لی تک پا در حداکثر مسافت، پای سالم و عمل شده طی چهار بار اندازه‌گیری

گروه‌ها		شاخص	میانگین و انحراف استاندارد	آزمون t	
				t	Sig
۳ماه	پای عمل شده	فیزیوتراپی	۷۰/۲۶۶ ± ۲۲/۵۴۶	-۳/۱۰۵	۰/۰۰۴
		بازتوانی تسریعی	۹۸ ±۲۶/۲۴		
	پای سالم	فیزیوتراپی	۱۳۰/۲۹ ±۲۴/۵۰۲	-۲/۶۰۴	۰/۰۱۵
		بازتوانی تسریعی	۱۵۳/۸۷ ±۲۶/۲۲۶		
۴ ماه	پای عمل شده	فیزیوتراپی	۷۳/۵۳۳ ±۲۰/۲۲۶	-۴/۰۸۸	۰/۰۰۰۱
		بازتوانی تسریعی	۱۰۸/۸۷ ±**۲۶/۶۷۲**		
	پای سالم	فیزیوتراپی	۱۳۵/۰۷ ±۲۳/۰۸۸	-۲/۳۸۳	۰/۰۲۴
		بازتوانی تسریعی	۱۵۶ ±۲۵/۰۱۴		
۵ ماه	پای عمل شده	فیزیوتراپی	۷۶/۳۳۳ ±۱۸.۹۰۴	-۴/۸۹۵	۰/۰۰۰۱
		بازتوانی تسریعی	۱۱۷ ±۲۶/۰۳۵		
	پای سالم	فیزیوتراپی	۱۳۷/۸۷±۲۲/۰۲۸	-۲/۴۰۴	۰/۰۲۳
		بازتوانی تسریعی	۱۵۸/۵±۲۴/۶۷۷		
۶ ماه	پای عمل شده	فیزیوتراپی	۸۳/۷۳۳±۱۹/۴۷۶	۶/۰۲۵	۰/۰۰۰
		بازتوانی تسریعی	۱۳۸/۳۳±۲۹/۱۹۵		
	پای سالم	فیزیوتراپی	۱۴۳/۱۴۷±۲۱/۳۹۳	-۲/۱۱۸	۰/۰۴۳
		بازتوانی تسریعی	۱۶۰/۶۷±۲۳/۰۴۸		



نمودار۳. شاخص‌های دو گروه در آزمون لی تک پا در حداکثر مسافت، پای سالم و عمل شده طی چهار بار اندازه‌گیری

جدول ۶. آنالیز واریانس (Anova): تغییر شاخص‌های آزمون لی تک پا طی چهار بار اندازه‌گیری، برای پای عمل شده و سالم در دو گروه فیزیوتراپی و بازتوانی

آزمون / شاخص		۳ ماه (میانگین و انحراف معیار)	۴ ماه (میانگین و انحراف معیار)	۵ ماه (میانگین و انحراف معیار)	۶ ماه (میانگین و انحراف معیار)	df	F	Sig
لی تک پا	پای سالم	۱۴۱.۸±۴/۶۳	۱۴۵/۵ ±۴/۳۹۵	۴۸۱/۱±۴/۲۷	۱۵۲/۰±٤/۰٦	۳ ۸۴	۲۸/۰۶۶	۰/۰۰۰
	پای عمل شده	۵۷/۵۷±۱/۹۲۵	۶۱/۴۴±۱/۵۹۶	۶۵/۷۳±۱/۴۳۷	۷۱/۲۳±۱/۴۰۸	۳ ۸۴	۷۲/۸۷۴	۰/۰۰۰

بحث و نتیجه‌گیری

تحقیق حاضر در صدد بوده است که تأثیر برنامهٔ بازتوانی تسریعی را بر میزان بهبودی تعادل و عملکرد اندام عمل‌کننده بر مفصل زانو، پس از عمل بازسازی ACL بررسی کند. نتایج این تحقیق نشان دادند که برنامهٔ بازتوانی تسریعی ارائه شده نه‌تنها در بهبود عملکرد و تعادل افراد آسیب دیده مؤثر است، بلکه سرعت دست‌یابی به این بهبودی را نیز افزایش می‌دهد؛ هر چند که در این مورد باید به این نکته توجه داشت که اجرای برنامهٔ بازتوانی تسریعی به تنهایی و صددرصد عاملی تسریعی برای بهبود اندام آسیب دیده نبوده است؛ زیرا در این بین عواملی چون استفاده از داروها، شرایط روحی-روانی بیماران حین تمرین و تغذیه تحت کنترل قرار نگرفتند. با این حال، نتایج نشان داد تفاوت بین میانگین‌ها و اثربخشی این برنامه معنی‌دار بوده است، به‌طوری که شش ماه پس از اجرای برنامهٔ بازتوانی تسریعی که یک روز بعد از عمل، شروع و در چهار مرحلهٔ زمانی متفاوت بررسی شد، نتایج آزمون عملکردی لی تک پای در حداکثر مسافت و آزمون تعادلی گردش نشان می‌دهد چنانچه در کنار سایر برنامه‌های درمانی معمول (که امروزه به‌صورت تحریک الکتریکی، پوستی و تمرینات معمول دامنهٔ حرکتی در کلینیک‌های فیزیوتراپی اجرا می‌شود) بتوان فعالیت‌های حرکتی بیماران را تحت کنترل درآورد، برنامهٔ بازتوانی تسریعی متناسب با شدت و میزان تخریب سایر قسمت‌های زانو (آرتروز، پارگی مینیسک، پارگی رباط‌های دیگر و...) به آنها ارائه کرد، و از دستگاه‌های تمرینی در کنار حرکات معمولی یا از تمرینات بدون ابزار (مانند تمرینات دامنهٔ حرکتی، تمرینات زنجیرهٔ بسته و تمرینات کششی) استفاده نمود، حرکت درمانی در آب (به عنوان محیط درمانی مناسب) و تمرینات عصبی- عضلانی، پلایومتریک، قدرتی و ... را به‌کار گرفت می‌توان امیدوار بود که بیماران با ACL بازسازی شده در فضایی سرشار از حرکت و به دور از جنبه‌های درمانی صرف، به سرعت بهبودی یافته، به سطح اولیهٔ آمادگی جسمانی بازگردند.

در جمع‌بندی کلی از تحقیق حاضر می‌توان به مراحل و یافته‌های زیر اشاره کرد:
برای بهبودی سریع‌تر بیماران با ACL بازسازی شده، طراحی و تنظیم برنامهٔ بازتوانی تسریعی با تأکید بر تمرینات عصبی- عضلانی و حرکت درمانی در آب الزامی است، به‌ویژه تمرینات اختصاصی مبتنی بر پنج تا هفت مرحلهٔ جداگانهٔ ویژه، به‌منظور بازتوانی و بازگشت به حالت اولیه در این افراد، با کنترل عواملی چون سرعت، قدرت، مدت، شدت، تعداد تکرار تمرین ضروری است.
برای ارزیابی تعادل پویا از آزمون تعادلی گردش ستاره استفاده شد. نتایج این آزمون که در ماه‌های سوم و ششم انجام شد، تفاوت معنی‌داری بین گروه بازتوانی تسریعی و گروه فیزیوتراپی نشان داد. به‌طوری که طی این دو بار اندازه‌گیری، اختلاف میانگین‌ها در جهات مختلف (قدامی، خلفی-داخلی و خلفی-خارجی) در پای جراحی شده و سالم در هر دو گروه معنی‌دار بود ($p\leq ۰/۰۵$). همچنین نتایج نشان داد اختلاف میانگین‌های درون گروهی در پای سالم و جراحی شده نیز معنی‌دار است که این نشان دهندهٔ تعادل پویای بهتر پای سالم، در مقایسه با پای عمل شده در هر دو گروه بازتوانی تسریعی و فیزیوتراپی است ($p\leq ۰/۰۵$). نتایج این ارزیابی در جدول ۴ و نمودارهای ۲و ۳ ارائه شده است.
هرتل و همکاران (۲۰۰۴) گزارش کردند که آزمون تعادلی ستاره کنترل عصبی- عضلانی برای وضعیت مناسب مفصل و قدرت ساختمان عضلانی اطراف آن مفصل حین انجام آزمون نیاز دارد. در مورد اینکه تمرینات عصبی-عضلانی و برنامهٔ بازتوانی تسریعی چگونه می‌تواند بر تعادل و کنترل پوسچر اثر بگذارند باید توضیح داد که انقباض و تقویت عضلانیِ عضلات ناحیهٔ مرکزی بدن، چهارسر و همسترینگ قبل از انجام آزمون و حرکت دادن عضو، واکنش پیش‌بین پوسچری از سوی اعصاب مرکزی ایجاد کرد که از اختلالات پوسچرال جلوگیری می‌کند و در سازمان‌دهی تعادل مشارکت دارد؛ بنابراین تقویت عضلات این ناحیه در اثر برنامه بازتوانی تسریعی و تمرینات با تختهٔ تعادلی باعث بهبود سیستم عصبی- عضلانی و هماهنگی می‌شود و این امر به کاهش جابه‌جایی مرکز ثقل خارج از سطح اتکا و کاهش نوسانات آن منجر می‌شود. تمرینات بازتوانی تسریعی کارآیی سیستم عصبی- عضلانی را افزایش می‌دهد و در نتیجه سبب می‌شود مفاصل کمری-لگنی-رانی در طول زنجیرهٔ حرکات عملکردی و انجام آزمون‌های عملکردی و تعادلی حرکات مطلوب داشته باشند، پاها هنگام حرکت دارای شتاب مناسب و قابل کنترلی باشند و افراد تعادل عضلانی مناسب و قدرت عملکردی بهتری داشته باشند. این اثرات به عملکرد مطلوب و افزایش قدرت اندام‌های تحتانی و تثبیت عضلانی مناسب‌تر آنها

منجر می‌شود؛ در نتیجه، می‌توانند گشتاورهای تولید شده حین عمل دست‌یابی را بهتر خنثی کنند و در نهایت، آزمودنی‌ها می‌توانند در آموزن ستاره، فاصلهٔ بیشتری کسب کنند.

استیل‌من (۱۹۹۸) در مطالعه‌ای نشان داد که تمرینات ساده و غیرتروماتیک ایزوکینتیک کششی- انقباضی[1] چهار سر ران بر دقت (خطای مطلق و ثابت) حس وضعیت مفصل زانو و تعادل در مدت ۲۵- ۵۰ دقیقه پس از قطع آزمون قدرت اثر معنی‌داری نداشته است. به وات و همکاران (۲۰۰۰) بعد از تمرین زنجیرهٔبسته روی دوچرخه ارگومتر، بهبودی حس عمقی مفصل زانو و تعادل را مشاهده کردند و اظهار داشتند که افزایش عملکرد حرکتی پس از ورزش می‌تواند به دلیل بهبود ویژگی‌های مکانیکی عضله و نیز حساسیت کینستتیک[2] بهتر باشد. هارلی و همکاران (۱۹۹۸) نیز تمرینات زنجیرهٔ بسته را همراه تمرینات تعادلی به‌کار گرفتند و نشان داد که تمرینات تعادلی موجود در رژیم ورزشی باعث بهبود حس عمقی و تعادل شده است.

نتایج آموزن عملکردی لی تک پای در حداکثر مسافت برای ارزیابی عملکرد پای سالم و جراحی شده طی چهار دورهٔ زمانی بین گروه بازتوانی تسریعی و گروه فیزیوتراپی تفاوت معنی‌دار و روبه رشدی نشان داد ($p\leq ۰/۰۵$) که نشانهٔ عملکرد بهتر گروه بازتوانی تسریعی در هر دو پا، در مقایسه با گروه فیزیوتراپی است. همچنین در هر دو گروه، عملکرد پای سالم بهتر از پای جراحی شده بود ($p\leq ۰/۰۵$) که نتایج آن در جداول ۵، ۶ و ۷ و نمودار۴ ارائه شده است.

اِتزن و همکاران (۲۰۰۹) گزارش کردند که کمبود قدرت عضلات چهارسر و حس عمقی زانو تا دو سال بعد از عمل بازسازی همچنان تا حدود ۲۰٪ وجود دارد و عملکرد زانو نیز با نقص مواجه می‌باشد ($p\leq ۰/۰۲۹$). این نتایج با نتایج تحقیق حاضر هم‌خوانی دارد. همچنین نتایج تحقیق با برخی تحقیقات دیگر در این زمینه هم‌خوانی دارد (۳۵- ۳۷). براساس تحقیقات پیشین، اعتقاد بر این است که عملکرد نامناسب و ضعف عضلات چهارسر رانی به دو دلیل اصلی می‌باشد: یکی آتروفی عضله بعد از عمل و دیگری ناتوانی در فعال سازی این عضله از طریق تغییرات دائمی فعال سازی عضله توسط سیستم عصبی- عضلانی (۳۰-۲۸). کَانشی و همکاران ۲۰۰۷ (۳۱، ۳۲) در چندین مطالعه روی این موضوع بیان کردند که ضعف عضلات چهارسر رانی بعد از آسیب ACL و عمل بازسازی ممکن است به علت عملکرد غیرطبیعی حلقهٔ گاما باشد که این امر موجب می‌شود واحدهای حرکتی نامناسب و کمتری در انقباض ارادی به‌کار

1. isokinetic cancentric –eccentric exercise
2. Kinestetic sensibility

گرفته شود. عمل بازسازی زانو موجب نقص عملکرد عصبی- عضلانی بعد از عمل و در آینده خواهد شد، چنانچه حتی شش ماه بعد از جراحی، قدرت عضلات چهارسر به اندازهٔ قبل از آسیب و حتی قبل از عمل نرسیده است همچنین تعادل فرد نیز به‌طور کامل بهبود نیافته است (۳۳، ۳۴).

نتایج تحقیق حاضر با تحقیقات اِگبرگ و همکاران (۲۰۰۸) و بینون و همکاران (۲۰۰۵)، هم‌خوانی ندارد. آنها بیان کردند آزمودنی‌ها، چه در گروه بازتوانی و چه در گروه کنترل یا گروه بازتوانی غیرتسریعی، از لحاظ قدرت عضلات چهارسر و لی تک پا تفاوت معنی‌داری با یکدیگر ندارند. شاید علت عدم هم‌خوانی، استفاده از شیوع‌های درمانی مختلف در این تحقیقات، هم برای گروه تسریعی و هم برای گروه غیرتسریعی باشد.

تفاوت معنی‌دار نتایج پای سالم و عمل شده و همچنین تفاوت بین گروه‌ها نشان می‌دهد که برنامهٔ بازتوانی تسریعی اثرات مطلوبی دارد و اینکه در هر دو گروه، به دنبال باز سازی ACL و حتی بعد از پایان دورهٔ توان‌بخشی، نقص موجود در تعادل و عملکرد به طور کامل مرتفع نشده، باعث ضعف عملکرد حرکتی فرد می‌شود. نتایج نشان داد بخش مهمی از برنامهٔ بازتوانی تسریعی را برای بازتوانی بهتر افراد با ACL بازسازی شده، باید به برنامهٔ تمرینات عصبی- عضلانی اختصاص یابد. همچنین بررسی روند برنامهٔ بازتوانی تسریعی نشان داد به‌کارگیری به موقع این تدابیر، علاوه بر پیشگیری از روند ضعیف شدن عضلات عمل کننده در مفصل زانو، به بهبود آن نیز سرعت می‌بخشد و این مهم را به اثبات می‌رساند که روش کلاسیک و متداول درمان با بهره‌گیری از برخی حرکات محدود و جلسات فیزیوتراپی به تنهایی نمی‌تواند اثربخشی مورد نظر را به همراه داشته باشد، در صورتی که اجرای یک پروتکل بازتوانی تسریعی دقیق، به نحوی که تمامی اجزای آن تحت کنترل قرار گرفته باشد و متناسب با نوع رشتهٔ ورزشی و ویژگی‌های فردی تنظیم شده باشد می‌تواند کارآیی لازم را به همراه داشته باشد.

منابع:

1. Erik w et al. (2005),Clinical classification of patellofemoral pain syndrome: quidlines for non-operation treatment. Knee Surg Sport Traumatolarthrosc;13:122-130.
2. Zachewski JE, et al. (1996), Athletic Injuries and Rehabilitation, first ed, WB Saunders com, New York, pp: 229-261.
3. Tegner Y, et al: (1986). A performance test to monitor Rehabilitation and evaluate anterior cruciate ligament injuries. The Am .J. Sports Med. 2(14): 156-59.

4. Brownstein-B, et al: (1997),Functional Movement in Orthopeadic and Sports,Physical Therapy, first ed, pp:73-78, pp 191-199.

5. Risberg MA, et al. (2001), Design and implementation of a neuromuscular training program following anterior cruciate ligament reconstruction. J Orthop Sports PhysTher. 31:620-631.

6. Isberg J, et al. (2006); Early active extension after anterior cruciate ligament reconstruction does not result in increased laxity of the knee. Knee Surg Sports Traumatol. Arthrosc,14:1108-1115.

7. Fu FH, Bennett CH, Ma B, Menetrey J, Lattermann C. (2000); Current trends in anterior cruciate ligament reconstruction, part II: operative procedures and clinical correlations. The Am .J. Sports Med.. 28:124–130.

8. Nyland J, Brosky T, Currier D, Nitz A, Caborn D. (1994), Review of the afferent neural system of the knee and its contribution to motor learning. J Orthop Sports Phys Ther; 19:2–11.

9. Noyes FR, et al. (1983), Intra-articular cruciate reconstruction, part I: perspectives on graft strength, vascularization and immediate motion after replacement. Clin. Orthop;172:71–77.

10. Kennedy JC, Alexander IJ, Hayes KC. (1982), Nerve supply of the human knee and its functional importance. Am. J. Sports Med;10:329–335.

11. Barrett DS. et al. (1991), Proprioception and function after anterior cruciate reconstruction. J. Bone Joint Surg Br.;73:833–837.

12. Hiemstra LA, Webber S, MacDonald PB, Kriellaars DJ.(2000), Knee strength deficits after hamstring tendon and patellar tendon anterior cruciate ligament reconstruction. Med Sci Sports Exerc;32:1472–1479.

13. Mizuta H, Shiraishi M, Kubota K, Kai K, Takagi K.(1992), A stabilometric technique for evaluation of functional instability in anterior cruciate ligament-deficient knee. Clin J Sports Med;2:235–239.

14. Ghez C. Posture. In: Kandel ER, Schwartz JH, Jessell TM, eds. (1991), Principles of Neural Science. New York, NY: Elsevier Science:596–607.

15. Seto JL, Orofino AS, et al. (1988), Assessment of quadriceps/hamstring strength, knee ligament stability, functional and sports activity levels five years after anterior cruciate ligament reconstruction. Am J Sports Med;16:170–180.

16. Goldie PA, Bach TM, Evans OM. (1989), Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity. Arch Phys Med Rehabil. 70:510–517.

17. Barrack RL, Skinner HB, Buckley SL. (1989), Proprioception in the anterior cruciate deficient knee. Am J. Sports Med;17:1–6.

18. Harter RA, Osternig LR, et al.(1988), Long-term evaluation of knee stability and function following surgical reconstruction for anterior cruciate ligament insufficiency. Am J Sports Med;16:434–443.

19. Lephart SM, Kocher MS, Fu FH, Borsa PA, Harner CD.(1992), Proprioception following anterior cruciate ligament reconstruction. J Sport Rehabil;1:188–196.

20. Ciccotti MG, Kerlan RK, Perry J, Pink M.(1994), An electromyographic analysis of the knee during functional activities, II: the anterior cruciate ligament-deficient and -reconstructed profiles. Am J Sports Med.;22:651–658.

21. Harmon KG, Dick R.(1998) The relationship of skill level toanterior cruciate ligament injury. Clin J Sport Med;8:260-265.

22. Phillip J. Plisky et al. (2006), Star Excursion Balance Test as a Predictorof Lower Extremity Injury in High SchoolBasketball Players Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy. 36(12):911-919

23. Hertel,et al.(2004), Influence of foot type and orthotics on static and dynamic postural control. J Sport Rehabil, 13: 54- 66.

24. Stillman BC. McMeeken JM, MacDan RA. (1998) After effects of resisted muscle contraction on the accuracy of joint position sense in elite male athletes. Arch Phys Med Rehab; 79(10): 1250-4.

25. Bouet V, Gahery Y. (2000), Muscular exercise improves knee position sense in humans. Neurosci Lett; 289: 143-46.

26. Hurley MR, et al. (1998), Improvements in quadriceps sensorimotor function and disability of patients with knee osteoarthritis following a clinically practicable exercise regime. Br J Rheum; 37: 1181-87.

27. I Eitzen, I Holm and M A Risberg. (2009) Preoperative quadriceps strength is a significantpredictor of knee function two years after anterior cruciateligament reconstruction. The Am .J. Sports Med; 43;371-376

28. de Jong SN, van Caspel DR, van Haeff MJ, et al. (2007), Functional assessment and musclestrength before and after reconstruction of chronic anterior cruciate ligament lesions.Arthroscopy;23:21–8.

29. Ingersoll CD, Grindstaff TL, Pietrosimone BG, et al. (2008) Neuromuscular consequences ofanterior cruciate ligament injury. Clin. J. Sports Med.;27:383–404.

30. Bizzini M, Gorelick M, et al. (2006), Joint laxity and isokinetic thigh musclestrength characteristics after anterior cruciate ligament reconstruction: bone patellartendon bone versus quadrupled hamstring autografts. Clin. J. Sports Med.; 16:4–9.

31. Konishi Y, Fukubayashi T, Takeshita D. (2002), Possible mechanism of quadriceps femoris weakness in patients with ruptured anterior cruciate ligament. Med Sci Sports Exerc; 34:1414–18.

32. Konishi Y, Aihara Y, Sakai M, et al. (2007), Gamma loop dysfunction in the quadriceps femoris of patients who underwent anterior cruciate ligament reconstruction remains bilaterally. Scand J Med Sci Sports;17:393–9.

33. Risberg MA, et al. (1999) The effect of knee bracing after anterior cruciate ligament reconstruction. A prospective, randomized study with two years' follow-up. The Am .J. Sports Med.;27:76–83.

34. Lautamies R, Harilainen A, Kettunen J, et al. (2008), Isokinetic quadriceps and hamstring muscle strength and knee function 5 years after anterior cruciate ligament reconstruction: comparison between bone-patellar tendon-bone and hamstring tendon autografts. K.S. S. T. Art;16:1009–16.

35. Parry G, et al. (2009), Effects of Early Progressive Eccentric Exercise on Muscle Size and Function After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction: A 1-Year Follow-up Study of a Randomized Clinical Trial.January. Volume 89 Number 1 Physical Therapy. The J Bone Joint Surg Am.89:559-570.

36. Giuliano Cerulliet, et al. (2002), Rehabilitation Issues in Women With Anterior Cruciate Ligament Deficiency, Sports Medicine and Arthroscopy Review10:76–82.

37. Yoshihito nakayama, et al, (2000), knee founections and a return to sports activity in competitive athletes following anterior cruciate ligament reconstruction. J. N. Med Sch: 67.(3).172-176.

38. EVA AGEBERG, et al. (2008), Muscle Strength and Functional Performance in Patients With Anterior Cruciate Ligament Injury Treated With Training and Surgical Reconstruction or Training Only:A Two to Five-Year Followup. American College of Rheumatology.2008. 59. (12), 15, 1773–1779

39. Bruce D. Beynnon et al. (2005), Rehabilitation After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction A Prospective, Randomized, Double-Blind Comparison of Programs Administered Over 2 Different Time Intervals. American Orthopaedic Society for Sports Medicine. The Am .J Sports Med.. 33, (3). 347-359.

40. Barber-Westin SD, Noyes FR, and McCloskey JW: (1999), Rigorous statistical reliability, validity, and responsiveness testing of the Cincinnati Knee Rating System in 350 subjects with uninjured, injured, or anterior cruciate ligament-reconstructed knees. The Am .J. Sports Med. 27: 402-416,.

41. Heckmann TP, et al: (2000), Autogenic and allogeneic anterior cruciate ligament rehabilitation. In Knee Ligament Rehabilitation, Ellenbecker TS (ed), Churchill Livingstone, New York, NY, pp. 132-150,.

42. Risberg M A, Inger Holm, et al.(2007). Neuromuscular Training VersusStrength Training During First 6 Months After Anterior CruciateLigament Reconstruction: A Randomized Clinical Trial, 87 (6) Physical Therapy :737–750.

43. Kvist, J. (2004). Rehabilitation following anterior cruciate ligament injury. Current recommendations for sports participation. Am .J. Sports Med.. 34(4):269-280.

44. .Shelbourne KD ,Davis T .(1999).Evaluation of knee stability before and after participation in a functional sports agility program during rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction. The Am .J. Sports Med.;27:156—161.

45. Gerber JP, Marcus RL,et al. (2007). Effects of early progressive eccentric exercise on muscle structure after anterior cruciate ligament reconstruction. J Bone Joint Surg Am.;89:559 –570.

46. Gerber JP, et al. (2007). Safety, feasibility, and efficacy of negative work exercise via eccentric muscle activity following anterior cruciate ligament reconstruction. J Orthop Sports Phys Ther .;37:10 –18.