طب ورزشی _ پاییز و زمستان ۱۳۹۷
دورۀ ۱۰، شمارۀ ۲، ص : ۲۴۹- ۲۲۹
تاریخ دریافت : ۱۰ / ۰۹ / ۹۷
تاریخ پذیرش : ۲۵ / ۱۲ / ۹۷

رابطۀ قدرت آیزومتریک عضلات اندام تحتانی با میزان بروز آسیب‌های اندام تحتانی بازیکنان جوان فوتبال

پریسا نمازی[۱] - مصطفی زارعی *[۲]- فریبرز هوانلو [۳]

۱. .کارشناسی ارشد، رشتۀ آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشکدۀ تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران ۲. دانشیار گروه گروه بازتوانی ورزشی و تندرستی، دانشکدۀ تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران ۳. استادیار گروه بازتوانی ورزشی و تندرستی، دانشکدۀ تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران ۳

چکیده

هدف: خطر بروز آ سیب نیز در ر شتۀ فوتبال زیاد ا ست. ب سیاری از محققان قدرت ع ضلانی را به‌عنوان یکی از مهم‌ترین ریسک فاکتورهای داخلی معرفی کرده‌اند، اما مطالعات اندکی به بررسی رابطۀ بین قدرت آیزومتریک عضلات با بروز آسیب‌ها پرداخته‌اند. ازاین‌رو پژوهش حاضر به بررسی ارتباط قدرت آیزومتریک عضلات اندام تحتانی و میزان بروز آسیب‌های بازیکنان فوتبال و توانایی پیش‌بینی این آسیب‌ها می‌پردازد. روش تحقیق: نمونه‌های آماری این پژوهش ۷۳ نفر از بازیکنان فوتبال زیر ۲۱ سال بودند. قبل از شروع فصل ابعاد آنتروپومتری و قدرت آیزومتریک عضلات اندام تحتانی هر فرد در پای برتر بازیکنان به‌وسیلۀ دستگاه آیزوکنتیک بایودکس سیستم ۴ اندازه‌گیری، سپس هر فرد به مدت هشت ماه پیگیری و آ سیب‌های بازیکنان ثبت شد. نتایج آزمون کاکس رگرسیون نشان داد رابطۀ معناداری میان نسبت قدرت آیزومتریک در هیچ‌یک از عضلات مورد اندازه‌گیری و میزان بروز آسیب‌های اندام تحتانی وجود ندارد. با توجه به نتایج این پژوهش تو صیه می شود کادر پز شکی و فنی تیم‌های فوتبال از آزمون‌های آیزومتریک برای شنا سایی بازیکنان در معرض خطر استفاده نکنند. احتمالاً انواع دیگر سنجش قدرت مانند قدرت آیزوتونیک و آیزوکنتیک برای این مسئله مؤثرتر باشد.

واژه‌های کلیدی

آسیب‌های فوتبال، اندام تحتانی، پیشگیری از آسیب، ریسک فاکتور، قدرت آیزومتریک.

* نویسندۀ مسئول : تلفن: ۰۹۱۳۲۶۱۵۲۵۹ Email: m_zareei@sbu.ac.ir

مقدمه

مزایای فوتبال از منظر تندرستی و سلامت جسمانی برای کودکان و نوجوانان در مطالعات پیشین به‌خوبی تبیین شده است (۱). اما با وجود تمام این مزایای مثبت، احتمال خطر بروز آسیب در این رشته به‌دلیل سرعت بالای حرکات و تغییر جهت‌های ناگهانی و برخوردهای فراوان، زیاد است. مطالعه‌ای اپیدمیولوژی در کانادا نشان داد ۱۰ درصد کل آسیب‌های ورزشی در نوجوانان بین ۱۱ تا ۱۸ سال را آسیب‌های فوتبال در برمی‌گیرد (۱). همچنین تحقیقات نشان‌دهندهٔ میزان ۲ تا ۷ آسیب در هر ۱۰۰۰ ساعت بازی در بین بازیکنان ۱۳ تا ۱۹ سال است (۱). تحقیقات دیگری این میزان را ۸۶/۴ آسیب در هر ۱۰۰۰۰ ساعت بازی عنوان کرده‌اند (۲). زارعی و همکاران (۲۰۱۰) نیز در مطالعهٔ آینده‌نگر میزان بروز آسیب را در بازیکنان تیم ملی نوجوانان (زیر ۱۵ سال) در زمان مسابقه و تمرین را به‌ترتیب ۸۶/۰۸ و ۲۹/۶ آسیب در هر ۱۰۰۰ ساعت گزارش کردند (۳)، بنابراین به‌منظور جلوگیری از هدر رفتن منابع مالی، حفظ سلامتی و استفادهٔ بهینه از استعدادها، اتخاذ تدابیر پیشگیرانه برای پیشگیری از بروز آسیب‌ها در فوتبال امری ضروری است.

ون میچلن و همکاران (۱۹۹۲) (۴) چرخهٔ پیشگیری از آسیب را معرفی کردند. این چرخه شامل چهار مرحله می‌شود؛ در مرحلهٔ اول میزان بروز آسیب در آن رشتهٔ ورزش خاص به‌وسیلهٔ مطالعات همه‌گیرشناسی مشخص می‌شود که در این زمینه مطالعات بسیاری صورت گرفته است (۵-۷). در مرحلهٔ دوم نیز ریسک‌فاکتورها و مکانیسم‌های بروز آسیب شناخته می‌شود. در این مرحله نیز مطالعات گوناگونی عوامل مختلفی را به‌عنوان ریسک فاکتورهای بروز آسیب معرفی کرده‌اند (۸-۱۱). آسیب قبلی، توانبخشی نامناسب، استرس و اضطراب مسابقه (۱۲)، دامنهٔ حرکتی مفاصل، سطح آمادگی جسمانی، ایمبالانس عضلانی (۱۳)، خستگی، کنترل عصبی عضلانی و تعادل (۱۴)، مهم‌ترین ریسک‌فاکتورهای درونی در آسیب‌های فوتبال هستند. از جمله ریسک‌فاکتورهای بیرونی در فوتبال نیز می‌توان به وضعیت آب‌وهوا، وسایل حفاظتی نامناسب (مانند ساق‌بند و کفش)، زمین بازی، پست بازیکنان و سطح بازی و میزبان یا میهمان بودن (۱۵) تیم اشاره کرد. مرحلهٔ سوم از چرخهٔ پیشگیری از آسیب ون میچلن، معرفی برنامهٔ پیشگیری از آسیب است. برنامهٔ پیشگیری از آسیب باید بر مبنای ریسک‌فاکتورها و مکانیسم‌های بروز آسیب که در مرحلهٔ دوم شناخته شده‌اند، باشد. در این مرحله توجه به ریسک‌فاکتورهای داخلی می‌تواند در پیشگیری از آسیب‌های غیربرخوردی و توجه به ریسک‌فاکتورهای بیرونی می‌تواند در پیشگیری از آسیب‌های برخوردی مؤثر باشد. در آخرین مرحله از این چرخهٔ پیشگیری از آسیب، ارزیابی مجدد میزان

شیوع آسیب و مقایسهٔ آن با شیوع آسیب قبل از اعمال برنامهٔ پیشگیری صورت می‌گیرد. در حقیقت این مرحله میزان اثرگذاری برنامهٔ پیشگیرانه را نشان می‌دهد (۴).

با توجه به مرحلهٔ دوم چرخهٔ ون میلن، بسیاری از محققان قدرت آیزومتریک عضلات را به‌عنوان یکی از ریسک‌فاکتورهای داخلی معرفی کرده‌اند (۱۸-۱۶). برای مثال باکن و همکاران (۲۰۱۸) قدرت آیزوکنتیک و آیزومتریک عضلات ران و زانو ۳۶۹ بازیکن در ۱۴ تیم لیگ ستارگان قطر را اندازه‌گیری کردند. این محققان در دو سال مطالعه، ۵۳۸ آسیب اندام تحتانی را برای این بازیکنان ثبت کردند و در انتها به این نتیجه رسیدند که تنها قدرت کانسنتریک عضلات چهارسر ران در سرعت زاویه‌ای ۳۰۰ درجه بر ثانیه بر میزان بروز آسیب بازیکنان تأثیر داشته است (۱۶). لوکاس و همکاران (۲۰۱۷) بیان کردند قدرت آیزومتریک عضلات ابداکتور و چرخش‌دهندهٔ خارجی ران می‌تواند بر میزان بروز آسیب ACL تأثیر بگذارد و آن را پیش‌بینی کند (۱۷). ریدر و همکاران (۲۰۱۶) نیز به بررسی ارتباط بین اسپرین مچ پا و قدرت عضلات ران پرداختند و بیان کردند کاهش قدرت آیزومتریک عضلات نواحی مختلف ران موجب افزایش اسپرین مچ پا می‌شود (۱). همچنین کیم و هونگ (۲۰۱۱) در مطالعه‌ای بر روی فوتبالیست‌های انجمن آمریکایی دانشجویان ملی، گزارش کردند بازیکنانی که قدرت کمتر از حد طبیعی داشتند، بیشتر از بازیکنان دیگر به آسیب‌های غیربرخوردی دچار شدند (۱۹).

با وجود مطالعاتی که تاکنون انجام گرفته است و قدرت عضلانی را به‌عنوان ریسک‌فاکتور مهم ارزیابی کرده‌اند، با بررسی بر روی مطالعات انجام‌گرفته در زمینهٔ تأثیر قدرت عضلانی بر پیشگیری از بروز آسیب می‌توان مشاهده کرد که تمامی آنها به بررسی عضلات یک مفصل یا یک گروه عضلانی پرداخته‌اند و مطالعات اندکی به بررسی رابطهٔ قدرت عضلات گروه‌های اصلی در اندام تحتانی به‌طور جامع و بروز آسیب‌ها پرداخته‌اند. ازاین‌رو پژوهش حاضر با توجه به این موضوع و اهمیت نقش زنجیرهٔ حرکتی در عملکرد عضلانی و تأثیر قدرت عضلات ران، زانو و مچ بر یکدیگر در میزان بروز آسیب و همچنین بررسی تأثیر قدرت عضلانی یک ناحیه بر میزان بروز آسیب در نواحی دیگر به بررسی ارتباط قدرت آیزومتریک عضلات ابداکتور و اداکتور ران، فلکسور و اکستنسور زانو، اورتور و اینورتور مچ پا، دورسی فلکسور و پلانتار فلکسور مچ پا و میزان بروز آسیب‌های بازیکنان جوان فوتبال و توانایی پیش‌بینی این آسیب‌ها می‌پردازد. این عامل می‌تواند در پیشگیری از بسیاری از آسیب‌هایی که در طول بازی فوتبال احتمال وقوع دارد کمک کند. همچنین از هزینه‌های زیادی که باشگاه‌ها به‌منظور درمان و دوران نقاهت و همچنین از دست دادن بازیکنان برای مدت زمان زیادی متحمل می‌شوند، جلوگیری کند.

روش تحقیق

این پژوهش از نوع کاربردی و آینده‌نگر است و جامعهٔ آماری پژوهش بازیکنان فوتبال زیر ۲۱ سال لیگ آسیا ویژن استان تهران که حداقل یک سال فوتبال بازی کرده‌اند، هستند. ۷۳ نفر از بازیکنان این جامعهٔ آماری (چهار تیم) به‌طور داوطلبانه و در دسترس در این مطالعه شرکت کردند. برآورد حجم نمونه به‌وسیلهٔ نرم‌افزار G Power و با توان ۹۵ درصد و OR برابر با ۲/۵ براساس مطالعهٔ باکن و همکاران انجام گرفت (۱۹). این بازیکنان باید حداقل ۵ سال سابقهٔ تمرین و مسابقه در فوتبال باشگاهی را دارا باشند، به‌طور متوسط ۳ جلسه در هفته در تمرین و مسابقه شرکت کنند، در شش ماه گذشته سابقهٔ آسیب‌دیدگی شدید (غیبت بیش سه هفته در تمرین) نداشته باشند و راستای اندام تحتانی طبیعی داشته باشند (۱). شرکت نامنظم در جلسات تمرین و عدم ارسال اطلاعات مربوط به ثبت آسیب و ساعات تمرینی موجب خارج شدن فرد از فرایند تحقیق می‌شود.

اندازه‌گیری قدرت عضلانی اندام تحتانی به‌وسیلهٔ دستگاه دینامومتر آیزوکنتیک بایودکس سیستم ۴ انجام گرفت. اطلاعات فردی، برخی از داده‌های آنتروپومتری بازیکنان و نیز پیگیری میزان بروز آسیب و نوع آن به‌وسیلهٔ ۳ فرم پیوست‌شده جمع‌آوری شد (۲۱،۲۰)؛ فرم جمع‌آوری اطلاعات فردی که در آن پست بازیکن، سن، قد، وزن و پای برتر، آسیب‌های قبلی ثبت شد. فرم ثبت ساعات تمرینی یا مسابقه که در آن روز، تاریخ و ساعت تمرین/مسابقه و میزان زمان مشارکت فرد در تمرین /مسابقه ثبت شد؛ فرم ثبت آسیب که در آن ناحیهٔ آسیب‌دیده و نوع آسیب‌دیدگی و شدت آن ثبت شد. در این فرم آسیبی ثبت شد که فرد هنگام تمرین یا مسابقه به آن دچار شده باشد و قادر به شرکت در جلسهٔ بعدی تمرین نباشد (۲۲). تمامی این اطلاعات روزانه توسط مربی یا پزشک تیم ثبت و به‌صورت هفتگی جمع‌آوری شد.

هر فرد در شروع فرایند تحقیق طی چند فرایند اندازه‌گیری شد. در ابتدا قد فرد به‌وسیلهٔ متر دیواری اندازه‌گیری شد. سپس با حداقل لباس بر روی دستگاه ترکیب بدنی X-CONTACT356 قرار گرفت و گزارش دستگاه ثبت شد. سپس به‌وسیلهٔ دستگاه آیزوکنتیک biodex pro4 ساخت سوئیس قدرت آیزومتریک عضلات اندام تحتانی‌شرکت‌کننده در پای برتر و در نواحی ران، زانو و مچ پا اندازه‌گیری و ثبت شد. پیش از اجرای آزمون اصلی، هر آزمودنی روی دوچرخهٔ کارسنج قرار گرفت و پروتکل گرم کردن را که شامل ۵ دقیقه رکاب زدن با سرعت دلخواه بود، انجام داد. تمامی بازیکنان آزمون قدرت آیزومتریک را از مفصل زانو شروع کرده و با استراحت ۱۰ دقیقه‌ای میان هر مفصل به‌ترتیب مفصل ران و مچ پا را در پای برتر خود ارزیابی کردند.

روش اندازه‌گیری قدرت آیزومتریک عضلات ابداکتور و اداکتور ران

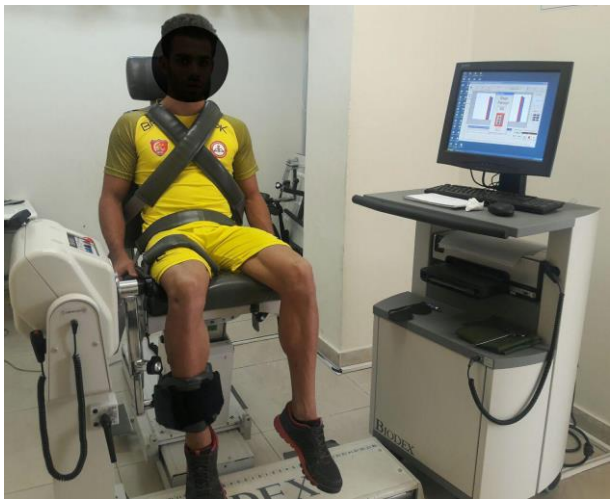
پس از گرم کردن برای اندازه‌گیری قدرت آیزومتریک عضلات ابداکتور و اداکتور ران از آزمودنی خواسته شد روبه‌روی دینامومتر بایستد. براساس استانداردهای ذکرشده در راهنمای کاربری دستگاه آیزوکنتیک چرخش‌ها، ارتفاع و زوایای مربوط به نحوهٔ قرارگیری صندلی و دینامومتر تنظیم شدند. سپس بازوی مربوطه که به‌صورت اختصاصی برای پای چپ یا راست طراحی شده است، براساس پای برتر آزمودنی روی دینامومتر نصب شد. پس از تنظیم ارتفاع بازو نسبت به طول پا، با استفاده از تسمه و بالشتک مخصوص، پا روی بازو به‌گونه‌ای بسته و محکم شد که بالشتک در کنار خارجی بالای زانو قرار گرفت. سپس از آزمودنی خواسته شد چند انقباض طبیعی در طول دامنهٔ حرکتی انجام دهد که این امر به‌منظور اطمینان یافتن از راحتی فرد، اجرای صحیح حرکت و همچنین ایجاد آشنایی و ارتباط فرد با دستگاه صورت گرفت و پس از آن از فرد خواسته شد با فرمان آزمونگر هر دو تلاش خود را با حداکثر قدرت در زاویهٔ ۱۵ درجهٔ ابداکشن انجام دهد. هر تلاش وی ۵ ثانیه حفظ شد و ۱۰ ثانیه بین حرکات ابداکشن و اداکشن استراحت داشت (۲۳) (شکل ۱).

شکل ۱. اندازه‌گیری قدرت آیزوکنتیک و آیزومتریک ابداکتورها و اداکتورها ران

قدرت آیزوکنتیک و آیزومتریک ابداکتورها و اداکتورها ران

روش اندازه‌گیری قدرت آیزومتریک عضلات فلکسور و اکستنسور زانو

برای اندازه‌گیری قدرت آیزومتریک عضلات اکستنسور و فلکسور زانو از آزمودنی خواسته شد روی صندلی دستگاه بنشیند، به‌طوری‌که بدن وی در وضعیت راحت و استاندارد قرار داشته باشد. سپس به‌منظور اجرای آزمون به شکل بهینه و استاندارد، بخش‌های تنه، لگن و ران پای فرد با استفاده از تسمه‌های مربوطه روی دستگاه محکم شدند. براساس استانداردهای ذکرشده در راهنمای کاربری دستگاه آیزوکنتیک چرخش‌ها، ارتفاع و زوایای مربوط به نحوهٔ قرارگیری صندلی و دینامومتر تنظیم شدند. تنظیمات نهایی به‌گونه‌ای انجام گرفت که مرکز محور چرخش دینامومتر و مرکز محور چرخش مفصل زانو بر یکدیگر منطبق شوند. سپس بازوی مربوطه که به‌صورت اختصاصی برای پای چپ یا راست طراحی شده است، براساس پای مورد آزمون روی دینامومتر نصب شد. پس از تنظیم ارتفاع بازو نسبت به طول پا، با استفاده از تسمه و بالشتک مخصوص، پا روی بازو به‌گونه‌ای بسته و محکم شد که بالشتک روی مچ پا قرار گرفت. سپس از آزمودنی خواسته شد چند انقباض طبیعی در طول دامنهٔ حرکتی انجام دهد که این امر به‌منظور اطمینان یافتن از راحتی فرد بود. از فرد خواسته شد با فرمان آزمونگر تلاش خود را با حداکثر قدرت به‌ترتیب در زوایای ۳۰، ۶۰ و ۹۰ درجه انجام دهد. در هر کدام از زوایا فرد فرصت دو بار تلاش را دارد. هر تلاش وی ۵ ثانیه حفظ می‌شد و ۱۰ ثانیه بین حرکات فلکشن و اکستنشن استراحت داشت. بین حرکات در هر زاویهٔ متفاوت ۲۰ ثانیه استراحت داشت (۲۴) (شکل ۲).



شکل ۲. اندازه‌گیری قدرت آیزوکنتیک و آیزومتریک فلکسورها و اکستنسورهای زانو

روش اندازه‌گیری قدرت آیزومتریک عضلات اینورتور و اورتور مچ پا

برای اندازه‌گیری قدرت آیزومتریک عضلات اورتور و اینورتور مچ پا از آزمودنی خواسته شد روی صندلی دستگاه بنشیند، به‌طوری‌که بدن وی در وضعیت راحت و استاندارد قرار داشته باشد. سپس به‌منظور اجرای آزمون به شکل بهینه و استاندارد، بخش‌های تنه، لگن و ران پای مخالف فرد با استفاده از تسمه‌های مربوطه روی دستگاه محکم شدند. براساس استانداردهای ذکرشده در راهنمای کاربری دستگاه آیزوکنتیک چرخش‌ها، ارتفاع و زوایای مربوط به نحوهٔ قرارگیری صندلی و دینامومتر تنظیم شدند. تنظیمات نهایی به‌گونه‌ای بود که بازوی مربوطه که به‌صورت اختصاصی برای نگه‌داشتن زیر ران بود و باید در حدی تنظیم شود که زانوی فرد در ۴۰-۳۵ درجهٔ فلکشن قرار بگیرد، به قسمت جلویی صندلی متصل شد و بازویی بر روی دینامومتر که مخصوص حرکات مچ پا طراحی شده است، نصب شد. پس از تنظیم ارتفاع بازو نسبت به طول پا و قرارگیری کامل کف پا بر روی صفحهٔ موردنظر، با استفاده از تسمه‌های متصل به بازو، پا روی بازو به‌گونه‌ای بسته و محکم شد که فرد به‌راحتی بتواند حرکت اورتور و اینورتور مچ پا را انجام دهد. از آزمودنی خواسته شد چند انقباض طبیعی در طول دامنهٔ حرکتی انجام دهد که این امر به‌منظور اطمینان یافتن از راحتی فرد، اجرای صحیح حرکت و همچنین ایجاد آشنایی و ارتباط فرد با دستگاه صورت گرفت و پس از آن از فرد خواسته شد با فرمان آزمونگر هر دو تلاش خود را با حداکثر قدرت در زاویهٔ ۷ و ۱۴ درجه برای هر دو حالت اورتور و اینورتور انجام دهد. هر تلاش وی ۵ ثانیه حفظ شد و پس از آن ۱۰ ثانیه استراحت کرد (۲۵) (شکل ۳).

شکل ۳. اندازه‌گیری قدرت آیزوکنتیک و آیزومتریک اینورتورها و اورتورهای مچ پا

روش اندازه‌گیری قدرت آیزومتریک عضلات دورسی فلکسور و پلانتار مچ پا

برای اندازه‌گیری قدرت آیزوکنتیک کانسنتریک به کانسنتریک عضلات پلانتار و دورسی فلکسور مچ پا نیز نحوهٔ قرارگیری فرد بر روی دستگاه و همچنین زوایای بازوها نیز مانند حالت قبل بود و فقط صفحهٔ قرارگیری پا در حالت پلانتار و دورسی فلکسور تنظیم شد و زانو در حالت اکستنشن کامل به‌منظور اعمال بهتر حداکثر قدرت قرار گرفت. پس از آن از فرد خواسته شد با حداکثر قدرت در زاویهٔ ۲۵ درجهٔ پلانتار فلکسور به‌منظور اندازه‌گیری قدرت آیزومتریک دورسی فلکسور مچ پا و در زاویهٔ صفر درجهٔ پلانتار فلکسور به‌منظور اندازه‌گیری قدرت آیزومتریک پلانتار فلکسور مچ پا و فقط از ناحیهٔ مچ پا، حرکت پلانتار و دورسی فلکسور را با فرمان دستگاه یا آزمونگر انجام دهد. هر تلاش وی ۵ ثانیه حفظ شد و پس از آن ۱۰ ثانیه استراحت کرد (۲۶) (شکل ۴).

شکل ۴. اندازه‌گیری قدرت آیزوکنتیک و آیزومتریک اینورتورها و اورتورهای مچ پا

برای اندازه‌گیری قدرت عضلات، حرکات در دو نوبت و با فاصلهٔ زمانی ۶۰ ثانیه بین نوبت‌ها و ۵ دقیقه بین گروه‌های عضلانی انجام گرفت. تعداد تکرار در هر نوبت، ۲ مرتبه بود.

در این مطالعه آسیب‌هایی ثبت می‌شدند که در تمرین یا مسابقه رخ داده باشد و بازیکن آسیب‌دیده قادر نبود در جلسهٔ تمرینی یا مسابقهٔ روز بعد تیم شرکت کند (۶). از کادر پزشکی و مربیان تیم‌های درخواست شد آسیب‌های بازیکنان را در فرم ثبت آسیب که براساس فرم‌های ارائه‌شده در بیانیهٔ جامع تحقیقات آسیب‌شناسی فوتبال تهیه شده بود (فولر و همکاران، ۲۰۰۶)، ثبت کنند. این فرم‌ها به‌صورت

هفتگی جمع‌آوری می‌شدند. این کار در طول یک فصل به مدت هشت ماه انجام گرفت. همچنین تمام فعالیت‌های تمرینی و مسابقه‌ای بازیکنان در طول فصل در فرم ویژه‌ای که با استفاده از فرم‌های ارائه‌شده در بیانیهٔ مذکور تهیه شده بود، به‌صورت روزانه توسط مربیان تیم‌ها ثبت شد (فولر، اسکتراندف جونگ و همکاران، ۲۰۰۶) . این فرم‌ها نیز به‌صورت هفتگی توسط تیم تحقیق جمع‌آوری می‌شد.

روش‌های آماری

پس از جمع‌آوری اطلاعات تحقیق، داده‌های مربوط به ویژگی‌های دموگرافیک آزمودنی‌ها به‌علاوهٔ متغیرهای تحقیق در دو بخش آمار توصیفی و استنباطی در نرم‌افزار SPSS نسخهٔ ۲۰ تجزیه‌وتحلیل شد و برای رسم نمودارها و گراف‌ها از نرم‌افزار Excel 2013 استفاده شد. برای بررسی نرمال بودن داده‌ها از آزمون آماری K-S استفاده شد. در صورت نرمال بودن داده‌ها، آمار پارامتریک برای تجزیه‌وتحلیل داده‌ها و همچنین برای بررسی رابطهٔ پیش‌بین، بین شاخص‌های قدرت آیزومتریک عضلات با آسیب‌های اندام تحتانی از آزمون رگرسیون کاکس در سطح معناداری ۹۵ درصد با آلفای کوچک‌تر یا مساوی ۰/۰۵ استفاده شد.

نتایج

در این پژوهش که به‌صورت آینده‌نگر انجام گرفت، داده‌های مربوط به ۷۳ بازیکن تجزیه‌وتحلیل شد. جدول ۱ متغیرهای آنتروپومتری مانند سن، قد، وزن، شاخص تودهٔ بدنی و درصد چربی بدنی آزمودنی‌ها را در ابتدای پژوهش نشان می‌دهد.

جدول ۱. ویژگی‌های آنتروپومتری بازیکنان شرکت‌کننده در مطالعه (انحراف استاندارد±میانگین)

متغیر	بازیکنان
سن (سال)	۱۷/۷۲ ±۱/۲۹
قد (سانتی‌متر)	۱۷۶/۴۶ ± ۵/۴
وزن (کیلوگرم)	۶۷/۸۸ ± ۷/۰۷
شاخص تودهٔ بدنی	۲۱/۷۹ ± ۱/۷۶

همچنین همان‌گونه‌که جدول ۲ نشان می‌دهد، ۷۷/۷۷ درصد از آسیب به‌صورت حاد و ۲۲/۲۲ درصد از آسیب‌ها به‌صورت اوریوز رخ داده است. استرین عضلانی شایع‌ترین نوع آسیب در این بازیکنان بود.

جدول ۲. اطلاعات آسیب‌های بازیکنان در طول یک فصل

متغیرها		تعداد	درصد
طبقه بندی آسیب	حاد	۱۴	۷۷/۷۷
	مزمن	۴	۲۲/۲۲
نوع آسیب	استرین عضلانی	۷	۳۸/۸۸
	اسپرین	۱	۵/۵۵
	دررفتگی	۳	۱۶/۶۶
	شکستگی	۱	۵/۵۵
	درد مزمن	۱	۵/۵۵
	کوفتگی	۴	۲۲/۲۲
	زخم	۱	۵/۵۵
شدت آسیب	ملایم (کمتر از ۸ روز دوری	۱۳	۷۲/۲۲
	متوسط (۸ تا ۲۸ روز دوری)	۳	۱۶/۶۶
	شدید (بیش از ۲۸ روز دوری از تمرین و مسابقه)	۲	۱۱/۱۱

نتایج آزمون کاکس رگرسیون نشان داد رابطهٔ معناداری میان نسبت قدرت ایزومتریک عضلات ابداکتور به اداکتور ران در زاویهٔ ۱۵ درجه ابداکشن ران مشاهده نشد (P>۰/۰۵) (۱/۰۱-۰/۹۷، ۹۵٪ فاصلهٔ اطمینان، Hazard Ratio = ۰/۹۹). به همین صورت رابطهٔ معناداری میان حداکثر نیروی انقباضی عضلات ابداکتورهای ران در زاویهٔ ۱۵ درجهٔ ابداکشن ران با میزان بروز آسیب وجود ندارد (P>۰/۰۵) (۱/۰۴-۰/۹۱، ۹۵٪ فاصلهٔ اطمینان، Hazard Ratio = ۰/۹۷). رابطهٔ معناداری نیز میان حداکثر نیروی انقباضی عضلات اداکتور های ران در زاویهٔ ۱۵ درجهٔ ابداکشن ران با میزان بروز آسیب وجود ندارد (P>۰/۰۵) (۱/۰۵-۱/۰۰، ۹۵٪ فاصلهٔ اطمینان، Hazard Ratio = ۰/۹۶) (جدول ۳).

برای بررسی نسبت قدرت آیزومتریک عضلات فلکسور زانو و اکستنسور زانو در سرعت‌های زاویه‌ای ۳۰، ۶۰ و ۹۰ درجهٔ فلکشن زانو اندازه‌گیری شد.

نتایج آزمون کاکس رگرسیون نشان داد رابطهٔ معناداری میان نسبت قدرت آیزوکنتیک فلکسور زانو و اکستنسور زانو در زاویهٔ ۳۰ درجهٔ فلکشن زانو مشاهده نشد (P>۰/۰۵) (۱/۲۱-۰/۸۴، ۹۵٪ فاصلهٔ

اطمینان، ۱/۰۱ = Hazard Ratio). همان‌طورکه رابطهٔ معناداری میان حداکثر نیروی انقباضی عضلات اکستنسور زانو در زاویهٔ ۳۰ درجهٔ فلکشن زانو با میزان بروز آسیب وجود ندارد (P>۰/۰۵) (۱/۱۵-۰/۸۸، ۹۵٪ فاصلهٔ اطمینان، ۱/۰۰ = Hazard Ratio). همچنین رابطهٔ معناداری میان حداکثر نیروی انقباضی عضلات فلکسور زانو در زاویهٔ ۳۰ درجهٔ فلکشن زانو با میزان بروز آسیب وجود ندارد (P>۰/۰۵) (۱/۱۳-۰/۸۵، ۹۵٪ فاصلهٔ اطمینان، ۰/۹۸ = Hazard Ratio).

جدول ۳. مقایسهٔ قدرت ایزومتریک عضلات ابداکتور ران و اداکتور ران در بازیکنان آسیب‌دیده و آسیب‌ندیده (انحراف استاندارد±میانگین)

متغیر	مقدار هر متغیر		۹۵٪ فاصلهٔ اطمینان		HR	سطح معنی‌داری
	بازیکنان بدون آسیب	بازیکنان آسیب‌دیده	پایینی	بالایی		
حداکثر نیروی انقباضی ایزومتریک اداکتور ۱۵ درجه	۲۲/۰۹±۷۸/۴۰	۲۶/۱۱±۷۶/۱۲	۰/۹۶	۱/۰۵	۱/۰۰	۰/۷۹
حداکثر نیروی انقباضی ایزومتریک ابداکتور ۱۵ درجه	۲۲/۰۸±۶۲/۷۳	۱۷/۸۴±۵۴/۸۵	۰/۹۱	۱/۰۴	۰/۹۷	۰/۴۸
نسبت قدرت ایزومتریک اداکتور به ابداکتور ۱۵ درجه	۴۴/۷۹±۱۳۳/۸۳	۶۴/۶۲±۱۴۸/۴۷	۰/۹۷	۱/۰۱	۰/۹۹	۰/۹۱

همچنین نتایج آزمون کاکس رگرسیون نشان داد رابطهٔ معناداری میان نسبت قدرت ایزومتریک فلکسور زانو و اکستنسور زانو در زاویهٔ ۶۰ درجهٔ فلکشن زانو مشاهده نشد (P>۰/۰۵) (۱/۲۳-۰/۶۴، ۹۵٪ فاصلهٔ اطمینان، ۰/۸۸ = Hazard Ratio) و رابطهٔ معناداری میان حداکثر نیروی انقباضی عضلات اکستنسور زانو در زاویهٔ ۶۰ درجهٔ فلکشن زانو با میزان بروز آسیب وجود ندارد (P>۰/۰۵) (۱/۰۴-۰/۹۷، ۹۵٪ فاصلهٔ اطمینان، ۰/۹۷ = Hazard Ratio). به همین صورت نتایج آزمون کاکس رگرسیون نشان داد رابطهٔ معناداری میان حداکثر نیروی انقباضی عضلات فلکسور زانو در زاویهٔ ۶۰ درجهٔ فلکشن زانو با میزان بروز آسیب وجود ندارد (P>۰/۰۵) (۱/۲۲-۰/۹۱، ۹۵٪ فاصلهٔ اطمینان، ۱/۰۶ = Hazard Ratio). علاوه‌بر این نتایج آزمون کاکس رگرسیون نشان داد رابطهٔ معناداری میان نسبت قدرت ایزومتریک فلکسور زانو و اکستنسور زانو در زاویهٔ ۹۰ درجهٔ فلکشن زانو مشاهده نشد (P>۰/۰۵) (۱/۲۳-۰/۷۱، ۹۵٪ فاصلهٔ اطمینان،

Hazard Ratio = ۰/۹۴). رابطهٔ معناداری نیز میان حداکثر نیروی انقباضی عضلات اکستنسور زانو در زاویهٔ ۹۰ درجهٔ فلکشن زانو با میزان بروز آسیب وجود ندارد (P>۰/۰۵) (۱/۰۳-۰/۹۶، ۹۵٪ فاصلهٔ اطمینان، Hazard Ratio = ۰/۹۹). به همین شکل رابطهٔ معناداری میان حداکثر نیروی انقباضی عضلات فلکسور زانو در زاویهٔ ۹۰ درجهٔ فلکشن زانو با میزان بروز آسیب وجود ندارد (P>۰/۰۵) (۱/۱۲-۰/۸۸، ۹۵٪ فاصلهٔ اطمینان، Hazard Ratio = ۰/۹۹) (جدول ۴).

جدول ۴. مقایسهٔ قدرت ایزومتریک عضلات فلکسور زانو و اکستنسور زانو در بازیکنان آسیب‌دیده و آسیب‌ندیده (انحراف استاندارد±میانگین)

متغیر	مقدار هر متغیر		۹۵٪ فاصلهٔ اطمینان		HR	سطح معنی‌داری
	بازیکنان بدون آسیب	بازیکنان آسیب‌دیده	پایینی	بالایی		
حداکثر نیروی انقباضی ایزومتریک اکستنسور۳۰ درجه	۲۴/۴۹±۱۳۷/۳۲	۲۸/۸۰±۱۳۶/۴۸	۰/۸۸	۱/۱۵	۱/۰۰	۰/۸۹
حداکثر نیروی انقباضی ایزومتریک فلکسور ۳۰ درجه	۲۶/۴۹±۱۲۶/۷۲	۳۰/۸۵±۱۲۴/۸۱	۰/۸۵	۱/۱۳	۰/۹۸	۰/۸۴
نسبت قدرت ایزومتریک اکستنسور به فلکسور ۳۰ درجه	۱۷/۳۶±۹۳/۱۵	۱۶/۱۶±۹۲/۰۴	۰/۸۴	۱/۲۱	۱/۰۱	۰/۸۷
حداکثر نیروی انقباضی ایزومتریک اکستنسور ۶۰ درجه	۳۴/۰۲±۲۳۲/۴۵	۳۷/۶۰±۲۳۳/۵۴	۱/۹۷	۱/۰۴	۰/۹۷	۰/۴۱
حداکثر نیروی انقباضی ایزومتریک فلکسور ۶۰ درجه	۲۶/۳۸±۱۱۲/۸۴	۲۸/۸۳±۱۰۹/۹۸	۰/۹۱	۱/۲۲	۱/۰۶	۰/۴۳
نسبت قدرت ایزومتریک اکستنسور به فلکسور ۶۰ درجه	۱۰/۶۴±۴۸/۸۱	۹/۹۶±۴۷/۰۲	۰/۶۴	۱/۲۳	۰/۸۸	۰/۴۸
حداکثر نیروی انقباضی ایزومتریک اکستنسور ۹۰ درجه	۴۴/۴۳±۲۵۰/۴۰	۴۱/۲۶±۲۵۶/۰۰	۰/۹۶	۱/۰۳	۰/۹۹	۰/۸۶
حداکثر نیروی انقباضی ایزومتریک فلکسور ۹۰ درجه	۲۱/۲۲±۹۴/۴۸	۱۷/۰۵±۸۸/۰۳	۰/۸۸	۱/۱۲	۰/۹۹	۰/۹۵
نسبت قدرت ایزومتریک اکستنسور به فلکسور ۹۰ درجه	۸/۶۹±۳۸/۳۷	۶/۶۵±۳۴/۷۹	۰/۷۱	۱/۲۳	۰/۹۴	۰/۶۶

برای بررسی نسبت قدرت آیزومتریک عضلات اورتور مچ پا و اینورتور مچ پا در زاویه‌های ۷ و ۱۴ درجه اندازه‌گیری شد.

نتایج آزمون کاکس رگرسیون نشان داد رابطهٔ معناداری میان نسبت قدرت ایزومتریک عضلات اورتور مچ پا و اینورتور مچ پا در زاویهٔ ۷ درجهٔ اینورتور مچ مشاهده نشد (P>۰/۰۵) (۰/۹۵-۱/۰۵، ۹۵٪ فاصلهٔ اطمینان، Hazard Ratio = ۱/۰۰). همچنین رابطهٔ معناداری میان حداکثر نیروی انقباضی عضلات اورتور مچ در زاویهٔ ۷ درجهٔ اینورتور مچ پا با میزان بروز آسیب وجود ندارد (P>۰/۰۵) (۰/۷۴-۱/۲۱، ۹۵٪ فاصلهٔ اطمینان، Hazard Ratio = ۰/۹۴) و رابطهٔ معناداری میان حداکثر نیروی انقباضی عضلات اینورتور مچ در زاویهٔ ۷ درجهٔ اینورتور مچ پا با میزان بروز آسیب وجود ندارد (P>۰/۰۵) (۰/۸۰-۱/۱۶، ۹۵٪ فاصلهٔ اطمینان، Hazard Ratio = ۰/۹۶). همچنین نتایج آزمون کاکس رگرسیون نشان داد رابطهٔ معناداری میان نسبت قدرت ایزومتریک عضلات اورتور مچ پا و اینورتور مچ پا در زاویهٔ ۱۴ درجهٔ اینورتور مچ مشاهده نشد (P>۰/۰۵) (۰/۹۱-۱/۰۸، ۹۵٪ فاصلهٔ اطمینان، Hazard Ratio = ۱/۰۰). به همین شکل رابطهٔ معناداری میان حداکثر نیروی انقباضی عضلات اورتور مچ پا در سرعت در زاویهٔ ۱۴ درجهٔ اینورتور مچ با میزان بروز آسیب وجود ندارد (P>۰/۰۵) (۰/۷۸-۱/۲۹، ۹۵٪ فاصلهٔ اطمینان، Hazard Ratio = ۱/۰۰) و رابطهٔ معناداری میان حداکثر نیروی انقباضی عضلات اینورتور مچ پا در زاویهٔ ۱۴ درجهٔ اینورتور مچ با میزان بروز آسیب وجود ندارد (P>۰/۰۵) (۰/۷۸-۱/۲۹، ۹۵٪ فاصلهٔ اطمینان، Hazard Ratio = ۱/۰۰) (جدول ۵).

برای بررسی نسبت قدرت آیزومتریک عضلات دورسی فلکسور مچ پا و پلانتار مچ پا در زاویهٔ ۰ درجهٔ پلانتار فلکشن مچ برای حالت پلانتار فلکسور و زاویهٔ ۲۵ درجهٔ پلانتار فلکشن مچ پا برای حالت دورسی فلکسور اندازه‌گیری شد.

نتایج آزمون کاکس رگرسیون نشان داد رابطهٔ معناداری میان نسبت قدرت ایزومتریک عضلات دورسی فلکسور مچ پا و پلانتار فلکشن مچ پا در زاویهٔ ۲۵ درجه به صفر درجه مچ مشاهده نشد (P>۰/۰۵) (۲/۹۵-۰/۷۹، ۹۵٪ فاصلهٔ اطمینان، Hazard Ratio = ۰/۴۸). به همین صورت رابطهٔ معناداری میان حداکثر نیروی انقباضی عضلات دورسی فلکسور مچ پا در زاویهٔ ۰ درجهٔ پلانتار فلکشن مچ با میزان بروز آسیب وجود ندارد (P>۰/۰۵) (۰/۹۲-۱/۰۵، ۹۵٪ فاصلهٔ اطمینان، Hazard Ratio = ۰/۹۸) و نتایج آزمون کاکس رگرسیون نشان داد رابطهٔ معناداری میان حداکثر نیروی انقباضی عضلات پلانتار فلکسور مچ پا در زاویهٔ

۲۵ درجهٔ پلانتار فلکشن مچ با میزان بروز آسیب وجود ندارد (P>۰/۰۵) (۱/۰۲-۰/۹۸، ۹۵٪ فاصلهٔ اطمینان، Hazard Ratio = ۱/۰۰). (جدول ۶).

جدول ۵. مقایسهٔ قدرت ایزومتریک عضلات اورتور مچ پا و اینورتور مچ پا در بازیکنان آسیب‌دیده و آسیب‌ندیده (انحراف استاندارد±میانگین)

متغیر	مقدار هر متغیر		۹۵٪ فاصلهٔ اطمینان		HR	سطح معنی‌داری
	بازیکنان بدون آسیب	بازیکنان آسیب‌دیده	پایینی	بالایی		
حداکثر نیروی انقباضی ایزومتریک اورتور ۷ درجه	۲۵/۲۴±۶/۸۵	۲۵/۹۸±۷/۰۵	۰/۷۴	۱/۲۱	۰/۹۴	۰/۶۹
حداکثر نیروی انقباضی ایزومتریک اینورتور ۷ درجه	۳۱/۱۷±۸/۰۹	۲۷/۸۸±۶/۶۲	۰/۸۰	۱/۱۶	۰/۹۶	۰/۷۲
نسبت قدرت ایزومتریک اورتور به اینورتور ۷ درجه	۸۶/۷۴±۳۲/۷۷	۹۹/۲۹±۳۵/۹۲	۰/۹۵	۱/۰۵	۱/۰۰	۰/۹۰
حداکثر نیروی انقباضی ایزومتریک اورتور ۱۴ درجه	۲۳/۳۷±۶/۱۷	۲۴/۷۸±۷/۰۰	۰/۷۸	۱/۲۹	۱/۰۰	۰/۹۵
حداکثر نیروی انقباضی ایزومتریک اینورتور ۱۴ درجه	۳۳/۰۰±۹/۰۶	۳۰/۱۹±۸/۰۷	۰/۷۸	۱/۲۹	۱/۰۰	۰/۹۵
نسبت قدرت ایزومتریک اورتور به اینورتور ۱۴ درجه	۷۶/۲۶±۲۸/۳۱	۸۸/۱۵±۳۱/۷۰	۰/۹۱	۱/۰۸	۱/۰۰	۰/۹۹

جدول ۶. مقایسهٔ قدرت ایزومتریک عضلات دورسی فلکسور مچ پا و پلانتار مچ پا در بازیکنان آسیب‌دیده و آسیب‌ندیده (انحراف استاندارد±میانگین)

متغیر	مقدار هر متغیر		۹۵٪ فاصلهٔ اطمینان		HR	سطح معنی‌داری
	بازیکنان بدون آسیب	بازیکنان آسیب‌دیده	پایینی	بالایی		
حداکثر نیروی انقباضی ایزومتریک اورتور ۰ درجه	۱۲۱/۴۶±۲۳/۷۱	۱۲۱/۹۵±۲۹/۵۴	۰/۹۲	۱/۰۵	۰/۹۸	۰/۶۹
حداکثر نیروی انقباضی ایزومتریک اینورتور ۲۵ درجه	۳۲/۰۱±۹/۱۱	۳۰/۲۸±۶/۸۶	۰/۹۸	۱/۰۲	۱/۰۰	۰/۹۳
نسبت قدرت ایزومتریک دورسی فلکسور به پلانتار فلکسور	۴/۰۲±۱/۱۵	۴/۱۷±۱/۱۷	۰/۷۹	۲/۹۵	۰/۴۸	۰/۴۳

بحث

نتایج رگرسیون کاکس نشان داد رابطهٔ معناداری میان نسبت قدرت عضلات مورد اندازه‌گیری شامل عضلات ابداکتور به اداکتور ران، عضلات فلکسور به اکستنسور زانو، عضلات اورتور به اینورتور مچ پا و عضلات پلانتار فلکسور به دورسی فلکسور مچ پا با میزان بروز آسیب اندام تحتانی وجود ندارد، بنابراین نمی‌تواند میزان بروز آسیب‌های اندام تحتانی را پیش‌بینی کند.

ریدر و همکاران (۲۰۱۶) نیز با اندازه‌گیری قدرت آیزومتریک عضلات ران ۱۳۳ بازیکن فوتبال به این نتیجه رسیدند که تنها قدرت عضلات اکستنسور ران می‌تواند به‌عنوان یک ریسک‌فاکتور برای آسیب مچ پا بیان شود و قدرت عضلات ابداکتور و اداکتور ران نمی‌تواند بروز آسیب‌های مچ پا را پیش‌بینی کند (۱۸). همچنین هوبارد و همکاران (۲۰۰۷) و تایلر و همکاران (۲۰۰۶) ۱۶۸ ورزشکار زن و مرد را ارزیابی و گزارش کردند ضعف و عدم تعادل عضلانی در عضلات ران به‌ویژه عضلات ابداکتور ران با آسیب‌های غیربرخوردی مچ پا رابطهٔ معناداری ندارد (۲۸، ۲۷). این در حالی است که باکن و همکاران (۲۰۱۸) با اندازه‌گیری قدرت آیزومتریک عضلات اداکتور ران بیان کردند قدرت عضلات ران بر بروز آسیب اندام تحتانی تأثیر می‌گذارد (۳۳). همچنین روشنفکر و همکاران (۲۰۱۷) قدرت آیزومتریک ابداکتور و چرخانندهٔ خارجی ران را به‌عنوان یکی از عوامل خطر آسیب در فوتبال معرفی کردند. این محققان بیان کردند تقویت این عضلات می‌تواند ۴۶ درصد آسیب اندام تحتانی را کاهش دهد (۳۰). استراب و همکاران (۲۰۱۶) نیز بیان کردند ضعف عضلات دورکنندهٔ ران سبب افزایش آسیب غیربرخوردی مچ پا در فوتبالیست‌ها می‌شود (۳۱).

بیشتر مطالعات نشان دادند عضلات ران کنترل‌کنندهٔ پاسچر و راستای اندام تحتانی‌اند و در فرودها و تغییر جهت‌ها از اسپرین پا جلوگیری می‌کنند (۳۰، ۲۹). همچنین عضلات ابداکتور ران نقش مهمی در کنترل حرکات اندام تحتانی دارند (۳۷، ۳۶). از سوی دیگر، کاهش عملکرد عضلات ران موجب بر هم خوردن مکانیک راه رفتن و اداکشن و چرخش داخلی ران می‌شود، به‌صورتی که تمامی این عوامل می‌تواند در رخ دادن آسیب در اندام تحتانی مؤثر باشد (۲۹).

تفاوت در دستگاه مورد استفاده و همچنین نحوهٔ اندازه‌گیری بر نتایج به‌دست‌آمده تأثیرگذار خواهد بود. اندازه‌گیری قدرت آیزومتریک در این پژوهش به‌وسیلهٔ دستگاه آیزوکنتیک بایودکس انجام گرفت. این در حالی است که در بیشتر تحقیقاتی که قدرت آیزومتریک ران را اندازه‌گیری کردند، این کار را با استفاده از دینامومتر دستی انجام گرفت. علاوه‌بر این بیشتر محققان اندازه‌گیری قدرت عضلات ران را به‌صورت

خوابیده انجام دادند، اما در پژوهش حاضر تست به‌صورت ایستاده انجام گرفت که به‌نظر می‌رسد این نوع تست با آنکه نتایج معناداری را گزارش نکرد، نحوهٔ اندازه‌گیری قدرت عضلات ران به‌صورت ایستاده کاربردی‌تر و مشابه حرکات در فوتبال و باتحمل وزن انجام می‌گیرد. از سوی دیگر در عضلات ناحیهٔ زانو اوانگلیدیس و همکاران (۲۰۱۵) نیز با بررسی قدرت عضلات زانو به این نتیجه رسیدند که قدرت عضلات چهارسر و همسترینگ در حالت آیزومتریک و در زوایای مختلف نمی‌تواند موجب آسیب همسترینگ شود و احتمالاً آسیب همسترینگ ناشی از ریسک‌فاکتور دیگری است (۳۸). شجاعی و همکاران (۱۳۹۰) نیز با اندازه‌گیری قدرت آیزومتریک عضلات همسترینگ و چهارسر در زوایای ۳۰،۶۰ و ۹۰ درجه بیان کردند تفاوتی میان دو گروه مورد آزمایش بعد از انجام تمرینات پیشگیری و افزایش قدرت عضلانی وجود نداشت (۲۴). با وجود این پیک و همکاران (۲۰۱۸) با آنالیز ۱۴۲ فوتبالیست و اندازه‌گیری قدرت آیزومتریک عضلات چهارسر و همسترینگ بیان کردند افزایش نسبت همسترینگ به چهارسر موجب به حداقل رساندن خطر بروز آسیب می‌شود (۴۲). صادقی‌پور و همکاران (۱۳۹۱) نیز گزارش کردند با افزایش قدرت آیزومتریک عضلات چهارسر در زاویهٔ ۹۰ درجه میزان بروز آسیب را کاهش دهند (۴۳).

به‌دلیل آنکه نحوهٔ ارزیابی قدرت آیزومتریک عضلات زانو به‌صورت نشسته و بدون تحمل وزن بر روی اندام در این پژوهش اندازه‌گیری شد و همچنین پای فرد در اتصال با زمین نبود، به‌عبارتی تست در زنجیرهٔ حرکتی باز انجام گرفت، به‌نظر می‌رسد برای حرکات فوتبال کاربردی نیست، زیرا نقش قدرت آیزومتریک عضلات زمانی بسیار مهم می‌شود که بخواهد ثبات ایستا را در ناحیهٔ درگیر حفظ کند، یعنی زمانی‌که اندام در اتصال با زمین و در زنجیرهٔ حرکتی بسته فعالیت دارد و تحمل وزن را دارد. بنابراین عدم معناداری نتایج ممکن است به دلایل بالا باشد (۴۱، ۴۰).

در ناحیهٔ مچ نیز کامینسکی[1] و همکاران (۲۰۰۲،۱۹۹۹) در هر دو پژوهش خود نتیجهٔ مشابهی با پژوهش حاضر ارائه کردند و با اندازه‌گیری قدرت آیزومتریک علاوه‌بر قدرت آیزوکنتیک عضلات اورتور و اینورتور مچ پا بیان کردند قدرت عضلات نامبرده تأثیری بر میزان وقوع آسیب بی‌ثباتی مچ پا ندارد (۴۵، ۴۴).

مولانی[2] و همکاران (۲۰۰۶) نظر مخالفی با پژوهش حاضر داشتند، به‌صورتی که طی بررسی‌های خود دریافتند کاهش قدرت عضلات پلانتار فلکسور مچ پا سبب افزایش میزان دورسی فلکسور و خشکی عضلات این ناحیه و بر هم خوردن آناتومی مچ پا و در نتیجه بروز آسیب به‌ویژه آسیب تاندون آشیل می‌شود (۴۶).

1. Kaminski
2. Mullaney

قدرت آیزومتریک عضلات اورتور و اینورتور بیشتر زمانی استفاده می‌شود که لازم است ثبات مفصل هنگام برخورد با یک شیء یا زمین به‌صورت ایستا حفظ شود و از حرکات اضافی مفصل جلوگیری شود، بنابراین ضعف در این عضلات هنگام فرودهای بازیکنان می‌تواند موجب اسپرین مچ پا شود، اما در پژوهش حاضر به‌دلیل آنکه تست این عملکرد را شبیه‌سازی نمی‌کند، نمی‌تواند نتیجهٔ معناداری را نیز ارائه دهد (۴۷).

محدودیت‌های تحقیق

با توجه به نتایج به‌دست‌آمده و نتیجه‌گیری از مطالعات پیشین و مطالعهٔ حاضر اندازه‌گیری قدرت آیزومتریک به‌وسیلهٔ دستگاه آیزوکنتیک بایودکس ۴ به دلایل زیر برای پیش‌بینی و پیشگیری از آسیب بازیکنان فوتبال کاربردی نیست.

- عدم شبیه‌سازی حرکات رشتهٔ ورزشی فوتبال هنگام اندازه‌گیری قدرت عضلانی؛
- عدم تحمل وزن هنگام اندازه‌گیری قدرت عضلانی؛
- عدم رعایت زنجیرهٔ حرکتی مشابه حرکات فوتبال.

نتیجه‌گیری

نتایج این مطالعه نشان داد رابطهٔ معناداری میان نسبت قدرت آیزومتریک در هیچ‌یک از عضلات مورد اندازه‌گیری و میزان بروز آسیب‌های اندام تحتانی وجود ندارد. ازاین‌رو توصیه می‌شود کادر پزشکی و فنی تیم‌های فوتبال از آزمون‌های آیزومتریک برای شناسایی بازیکنان در معرض خطر استفاده نکنند. احتمالاً انواع دیگر سنجش قدرت مانند قدرت آیزوتونیک و آیزوکنتیک برای این مسئله مؤثرتر باشد.

منابع و مآخذ

1. De Ridder R WE, Dolphens M, Roosen P, Van Ginckel A. Hip strength as an intrinsic risk factor for lateral ankle sprains in youth soccer players: a 3-season prospective study. The American journal of sports medicine. 2017;45((2)):410.
2. Bennell K, Wajswelner H, Lew P, Schall-Riaucour A, Leslie S, Plant D, et al. Isokinetic strength testing does not predict hamstring injury in Australian Rules footballers. British Journal of Sports Medicine. 1998;32(4):309-14.
3. Zarei M, Rahnama N, Rezaei A, Reisi J. Comparison of Injury in Iran national junior and youth football players. British Journal of Sports Medicine. 2010;44(Suppl 1):i6-i.
4. Van Mechelen W, Hlobil H, Kemper HC. Incidence, severity, aetiology and prevention of sports injuries. Sports medicine. 1992;14(2):82-99.

5. Van Tiggelen D, Wickes S, Stevens V, Roosen P, Witvrouw E. Effective prevention of sports injuries: a model integrating efficacy, efficiency, compliance and risk-taking behaviour. British journal of sports medicine. 2008;42(8):648-52.
6. Fuller CW, Ekstrand J, Junge A, Andersen TE, Bahr R, Dvorak J, et al. Consensus statement on injury definitions and data collection procedures in studies of football (soccer) injuries. Scandinavian journal of medicine & science in sports. 2006;16(2):83-92.
7. Hootman JM, Dick R, Agel J. Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. Journal of athletic training. 2007;42(2):311.
8. Dvorak J, Junge A. Football injuries and physical symptoms. The American journal of sports medicine. 2000;28(5_suppl):3-9.
9. Zarei M, Rahnama N, Rajabi R. The effect of soccer players' positional role in Iran super league on sport injury rates. WJSS. 2009;2(1):60-4.
10. Orchard J. Is there a relationship between ground and climatic conditions and injuries in football? Sports medicine. 2002;32(7):419-32.
11. Ekstrand J, Gillquist J. The avoidability of soccer injuries. International journal of sports medicine. 1983;4(02):124-8.
12. Dvorak J, Junge A, Chomiak J, Graf-Baumann T, Peterson L, Rosch D, et al. Risk factor analysis for injuries in football players. The American Journal of Sports Medicine. 2000;28(5_suppl):69-74.
13. Arnason A, Sigurdsson SB, Gudmundsson A, Holme I, Engebretsen L, Bahr R. Risk factors for injuries in football. The American journal of sports medicine. 2004;32(1_suppl):5-16.
14. Hägglund M, Waldén M, Ekstrand J. Previous injury as a risk factor for injury in elite football: a prospective study over two consecutive seasons. British journal of sports medicine. 2006;40(9):767-72.
15. Bahr R, Holme I. Risk factors for sports injuries—a methodological approach. British journal of sports medicine. 2003;37(5):384-92.
16. Bakken A, Targett S, Bere T, Eirale C, Farooq A, Mosler AB, et al. Muscle Strength Is a Poor Screening Test for Predicting Lower Extremity Injuries in Professional Male Soccer Players: A 2-Year Prospective Cohort Study. The American journal of sports medicine. 2018:0363546518756028.
17. Hickey Lucas KC, Kline PW, Ireland ML, Noehren B. Hip and trunk muscle dysfunction: implications for anterior cruciate ligament injury prevention. Annals of Joint. 2017;2(5).
18. De Ridder R, Witvrouw E, Dolphens M, Roosen P, Van Ginckel A. Hip Strength as an Intrinsic Risk Factor for Lateral Ankle Sprains in Youth Soccer Players A 3-Season Prospective Study. The American Journal of Sports Medicine. 2016:0363546516672650.
19. Kim D, Hong J. Hamstring to quadriceps strength ratio and noncontact leg injuries: A prospective study during one season. Isokinetics and Exercise Science. 2011;19(1):1-6.
20. Haugen T, Seile S. Physical and physiological testing of soccer players: why, what and how should we measure. Sport Sci. 2015;19:10-26.
21. Koutures CG, Gregory AJ. Injuries in youth soccer. Pediatrics. 2010;125(2):410-4.

22. Junge A, Dvorak J. Soccer injuries. Sports medicine. 2004;34(13):929-38.
23. Johnson ME, Mille M-L, Martinez KM, Crombie G, Rogers MW. Age-related changes in hip abductor and adductor joint torques. Archives of physical medicine and rehabilitation. 2004;85(4):593-7.
24. SHOJAEI M, DANESHJOO A, RAHNAMA N. EFFECTS OF HARMOKNEE INJURY PREVENTION TRAINING PROGRAM ON KNEE ISOMETRIC STRENGTH OF YOUNG PROFESSIONAL MALE SOCCER PLAYERS. 2011.
25. Tankevicius G, Lankaite D, Krisciunas A. Test–retest reliability of biodex system 4 Pro for isometric ankle-eversion and-inversion measurement. Journal of sport rehabilitation. 2013;22(3):212-5.
26. Webber SC, Porter MM. Reliability of ankle isometric, isotonic, and isokinetic strength and power testing in older women. Physical therapy. 2010;90(8):1165.
27. Hubbard TJ, Kramer LC, Denegar CR, Hertel J. Contributing factors to chronic ankle instability. Foot & ankle international. 2007;28(3):343-54.
28. Tyler TF, Mchugh MP, Mirabella MR, Mullaney MJ, Nicholas SJ. Risk factors for noncontact ankle sprains in high school football players: the role of previous ankle sprains and body mass index. The American journal of sports medicine. 2006;34(3):471-5.
29. Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2004;36(6):926-34.
۳۰. فکر ار، باشی خخ، فر قی، موحدی ار. تأثیر تقویت عضلات دورکنندهٔ ران و چرخانندهٔ خارج ران بر آسیب اسپرین خارجی غیربرخوردی مچ پا در فوتبالیست‌ها و فوتسالیست‌های مرد: تحقیق تجربی کنترل‌شده. مجلهٔ پژوهش در علوم توانبخشی.۱۳(۲):۹۴-۸۷.
31. Straub RK, Khayambashi K, Ghoddosi N, Powers CM. Hip abductor strength predicts lateral non-contact ankle sprains in male soccer players: A prospective study. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2016;48(5S):18-9.
32. Lee S-P, Powers CM. Individuals with diminished hip abductor muscle strength exhibit altered ankle biomechanics and neuromuscular activation during unipedal balance tasks. Gait & posture. 2014;39(3):933-8.
33. Bakken A, Targett S, Bere T, Eirale C, Farooq A, Mosler AB, et al. Muscle Strength Is a Poor Screening Test for Predicting Lower Extremity Injuries in Professional Male Soccer Players: A 2-Year Prospective Cohort Study. The American journal of sports medicine. 2018;46(6):1481-91.
34. Nadler SF, Malanga GA, DePrince M, Stitik TP, Feinberg JH. The relationship between lower extremity injury, low back pain, and hip muscle strength in male and female collegiate athletes. Clinical Journal of Sport Medicine. 2000;10(2):89-97.
35. Tyler TF, Nicholas SJ, Campbell RJ, McHugh MP. The association of hip strength and flexibility with the incidence of adductor muscle strains in professional ice hockey players. The American journal of sports medicine. 2001;29(2):124-8.

36. Verrelst R, De DC, Willems TM, Roosen P, Witrouw E. Contralateral risk factors associated with exertional medial tibial pain in women. Medicine and science in sports and exercise. 2014;46(8):1546-53.
37. Verrelst R, Willems TM, De Clercq D, Roosen P, Goossens L, Witvrouw E. The role of hip abductor and external rotator muscle strength in the development of exertional medial tibial pain: a prospective study. Br J Sports Med. 2014;48(21):1564-9.
38. Evangelidis PE, Pain MTG, Folland J. Angle-specific hamstring-to-quadriceps ratio: a comparison of football players and recreationally active males. Journal of sports sciences. 2015;33(3):309-19.
39. Steffen K, Myklebust G, Olsen OE, Holme I, Bahr R. Preventing injuries in female youth football–a cluster-randomized controlled trial. Scandinavian journal of medicine & science in sports. 2008;18(5):605-14.
40. Murphy D, Connolly D, Beynnon B. Risk factors for lower extremity injury: a review of the literature. British journal of sports medicine. 2003;37(1):13-29.
41. Eustace S, Page R, Greig M. Angle Specific Isokinetic Metrics Highlight Strength Training Needs of Elite Youth Soccer Players. Journal of strength and conditioning research. 2018.
42. Peek K, Gatherer D, Bennett KJ, Fransen J, Watsford M, Fransen AJ. Muscle strength characteristics of the hamstrings and quadriceps in players from a high-level youth football academy.
۴۳. حمیدرضا صپ, نادر ر, عبدالحمید د, عفت بچ. تأثیر برنامهٔ پیشگیری‌کنندهٔ آسیب فیفا+ ۱۱ بر قدرت ایزومتریک عضلات چهارسر و همسترینگ فوتبالیست‌های جوان حرفه ای ایران.
44. Kaminski TW, Hartsell HD. Factors contributing to chronic ankle instability: a strength perspective. Journal of athletic training. 2002;37(4):394.
45. Kaminski TW, Perrin DH, Gansneder BM. Eversion strength analysis of uninjured and functionally unstable ankles. Journal of athletic training. 1999;34(3):239.
46. Mullaney MJ, McHugh MP, Tyler TF, Nicholas SJ, Lee SJ. Weakness in end-range plantar flexion after Achilles tendon repair. The American journal of sports medicine. 2006;34(7):1120-5.
47. Arnheim DD, Prentice WE, Ingersoll CD. Principles of athletic training. Medicine & Science in Sports & Exercise. 1993;25(11):1301.

فرم ثبت ساعات تمرینی/مسابقه از تاریخ ..... تا تاریخ .....

ردیف	روز	تاریخ	مسابقه یا تمرین		تعداد بازیکنان (حضور کامل در تمرین)	مدت زمان تمرین (دقیقه)	محل تمرین:				وقوع آسیب:	
			مسابقه	تمرین			چمن طبیعی	چمن مصنوعی	سالن	زمین خاکی	بلی	خیر
۱.												
۲.												
۳.												
٤.												
٥.												
٦.												
۷.												
۸.												
۹.												
۱۰.												
۱۱.												
۱۲.												
۱۳.												
۱٤.												

لطفا این فرم را همراه با فرم ثبت آسیب هر هفته شنبه به اینجانب به شماره ۰۹۱۲۶۳۵۸۶۲۴ تلگرام و یا به آدرس ایمیل parisa_namazi2009@yahoo.com ارسال نمایید.

Relation between Isometric Strength of the lower Extremities Muscles and Injuries Incidence in Young Football Players

Parisa Namazi[3] - Mostafa zarei*[2] - Fariborz Hovanlo[3]
1. MS Sport Injury and Corrective Exercises, Faculty of Sport Sciences, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran 2.Associated Professor, Health and Rehabilitation Department, Faculty of Sport Sciences, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran 3. Associated Professor, Health and Rehabilitation Department, Faculty of Sport Sciences, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran
(Received: 2018/12/01;Accepted: 2019/03/16)

Abstract
The risk of injury in football is high. Many researchers have introduced muscle strength as one of the most important internal risk factors, but few studies have examined the relationship between the isometric strength of muscles and incidence of injuries. Therefore, the aim of this study was to examine the relationship between isometric strength of lower extremity muscles and the incidence of injuries in football players and the power to predict these injuries. The sample of this study included 73 football players under 21 years of age. Before the beginning of the season, the anthropometric dimensions and isometric strength of lower extremity in dominant leg of each player were measured by Isokinetic device (Biodex system 4), then each player was followed up for 8 months and their injuries were recorded. The results of Cox regression test showed no significant relationship between isometric strength of the measured muscles and the incidence of injuries in lower extremity. According to these results, it is suggested that medical and technical staff of football teams use isometric tests to identify high risk players. Other strength evaluation methods such as isokinetic and isotonic strengths may be more effective.

Keywords
Football injuries, isometric strength, lower extremity, prevention of injuries, risk factor.

* Corresponding Author: Email: …….. ; Tel: +98