نشریه پژوهش در توانبخشی ورزشی
دوره ۱، شماره ۲، پاییز و زمستان ۱۳۹۲
۱۷-۱۱
WWW.RSR.BASU.AC.IR

مقایسه نسبت قدرت اکسنتریک و کانسنتریک عضلات اورتور به اینوتور در پای برتر و غیربرتر در مردان سالم غیرورزشکار♣

پردیس نفرزاده[1*]، رضا رجبی[2]، فؤاد صیدی[3]

۱. کارشناس‌ارشد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، دانشگاه تهران
۲. استاد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشگاه تهران
۳. استادیار آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی، گروه بهداشت و طب ورزشی، دانشگاه تهران

دریافت ۲۸ آبان ۱۳۹۲؛ پذیرش ۲۰ بهمن ۱۳۹۲

واژگان کلیدی

پیچ‌خوردگی مچ پا

نسبت قدرت

قدرت ایزوکینتیک

مچ پای برتر

چکیده

زمینه و هدف: میزان شیوع آسیب پیچ خوردگی مچ پا در پای برتر به مراتب بیشتر از پای غیربرتر است و یکی از دلایل احتمالی آن عدم تعادل قدرت عضلات اورتور به اینورتور بیان شده است. لذا هدف از انجام تحقیق حاضر، مقایسه نسبت قدرت اکسنتریک و کانسنتریک عضلات اورتور به اینوتور در مچ پای برتر و غیربرتر مردان سالم غیرورزشکار بود.

روش بررسی: ۲۱ مرد سالم غیرورزشکار با میانگین سنی ۳/۳±۲۴/۸۶ سال، وزن ۰/۳۸±۷۰/۶۱ کیلوگرم و قد ۶/۰۹±۱۷۶/۰ سانتیمتر به‌صورت هدفمند از جامعه‌ی آماری انتخاب شدند. از دستگاه ایزوکینتیک دینامومتری در سرعت‌های ۳۰ و ۱۲۰ درجه بر ثانیه برای اندازه‌گیری قدرت اکسنتریک و کانسنتریک عضلات اورتور و اینورتور مفصل مچ پا استفاده شد.

یافته‌ها: تجزیه و تحلیل یافته‌های تحقیق توسط آزمون تی مستقل نشان داد در سرعت‌های ۳۰ و ۱۲۰ درجه بر ثانیه در هر دو انقباض اکسنتریک و کانسنتریک، تفاوت معناداری میان قدرت عضلات اورتور و اینورتور مچ پای برتر با غیربرتر وجود ندارد.

نتیجه‌گیری: علی‌رغم اینکه نسبت قدرت عضلات اورتور به اینورتور نقش مؤثری در پیشگیری از پیچ‌خوردگی مفصل مچ پا دارد، اما بنظر می‌رسد این نسبت قدرت در مچ پای برتر و غیربرتر تفاوتی نداشته و دلیل احتمالی پیچ‌خوردگی بیشتر مچ پا در پای برتر نمی‌باشد. لذا، تحقیق در مورد سایر عوامل خطرزا در پیچ‌خوردگی مچ پا و مقایسه این عوامل در پای برتر و غیربرتر ضروری به‌نظر می‌رسد.

* اطلاعات نویسنده مسئول. تلفن: ۰۹۱۲۳۱۴۹۷۶۰
✉ پست الکترونیکی: pnafarzadeh@ut.ac.ir

♣ این مقاله حاصل پایان‌نامه‌ی کارشناسی ارشد دانشگاه تهران است.

مقدمه

پیچ‌خوردگی مفصل مچ پا به‌ویژه پیچ‌خوردگی خارجی آن یکی از شایع‌ترین آسیب‌ها است (۱، ۲). در تحقیق جامعی که در سال ۲۰۰۶ در ۳۸ کشور جهان صورت گرفت مشخص شد آسیب‌های این مفصل بعد از زانو دارای بیشترین میزان شیوع هستند (۳، ۴). در کشور آمریکا روزانه در حدود ۲۳ هزار پیچ‌خوردگی مچ پا اتفاق می‌افتد و این بدان معنی است که روزانه یک نفر از هر ۱۰ هزار نفر به آن دچار می‌شود (۵، ۶، ۷). همچنین، حدود ۱.۶ میلیون از مراجعات بیمارستانی در هر سال نمونه‌های پیچ‌خوردگی مچ پا هستند (۵). این آسیب ده تا سی درصد از کل آسیب‌های ورزشی را شامل می‌شود و ۷۰ درصد از افرادی که یکبار دچار پیچ خوردگی خارجی شده‌اند دوباره به آن گرفتار شده و ۵۰ تا ۷۰ درصد از این افراد شش تا ۱۲ ماه پس از آسیب از علائم به جا مانده از آن شکایت دارند (۸).

منابع زیادی تأیید کرده‌اند پیچ‌خوردگی مچ پا برای سلامت عمومی یک تهدید و نگرانی به شمار می‌رود و بیشتر از ۵۰ درصد از آنها منجر به ناتوانی و درد مزمن در افراد مبتلا می‌شوند (۲۶،۱۰). در حال حاضر علی‌رغم استفاده از برنامه‌های توانبخشی متداول در درمـــان لیگامان‌های خارجی مچ پا، آسیب آنها به‌صورت مکرر اتفاق می‌افتد؛ به طوری که بعضی از متخصصان در این زمینه عقیده دارند: یکبار اسپرین، همیشه اسپرین (۱۱). بنابراین طراحی برنامه‌های مناسب برای پیشگیری از پیچ‌خوردگی مفصل مچ پا می‌تواند باعث صرفه‌جویی در وقت و هزینه درمان شود (۲).

بر طبق مدل‌های پیشگیری از آسیب ارائه شده در تحقیقات، یکی از مهم‌ترین گام‌ها در ارائه‌ی یک برنامه‌ی پیشگیرانه، شناسایی عوامل خطرزا می‌باشد. بنابراین شناسایی عوامل خطرزا در ایجاد پیچ‌خوردگی مچ پا به منظور پیشگیری از آسیب بسیار ضروری است و تحقیقات متعددی برای شناسایی این عوامل خطرزا انجام شده است. تحقیقات پیشین برخی از این عوامل خطرزا را قد، وزن، شلی مفصلی، راستای اندام، زمان عکس‌العمل عضلات، فقدان حس عمقی مناسب، عدم کنترل مناسب در اینورژن‌های ناگهانی، مچ پای برتر، عدم تعادل عضلانی و ضعف عضلات پرونئال معرفی کرده اند (۱۲, ۱۳, ۱۴، ۱۵). پیچ‌خوردگی مچ پا در پای برتر بسیار بیشتر از مچ پای غیربرتر اتفاق می‌افتد (۱۵،۱۶، ۱۷). ورزشکاران بنابر اهمیت و نیاز رشته‌ی ورزشی با پاهای راست و چپ خود حرکات متفاوتی را انجام داده و انتظارات مختلفی از آنها دارند (۱۸). ولی در مجموع، بسیاری از آنها حرکات سخت ورزشی را با پای برتر انجام می‌دهند (۱۹). تحقیقات بسیار کمی به مقایسه‌ی میزان شیوع پیچ خوردگی مچ پا در پای برتر و غیربرتر و علت بیشتر بودن این آسیب در مچ پای برتر پرداخته‌اند. یونگ و همکاران با بررسی ۳۸۰ ورزشکار به این نتیجه رسیدند که پیچ خوردگی مچ پا در پای برتر، به میزان ۲.۴ برابر بیشتر از پای غیربرتر است (۱۷). اکستراند نیز در سال ۱۹۸۳ در تحقیقی بر روی بازیکنان فوتبال انجام داد، گزارش کرد که ۳۶ مورد از ۳۹ آسیب پیچ خوردگی مچ پا در پای برتر بوده است که این نتیجه به این معنی است که ۹۲ درصد از این آسیب‌ها در پای برتر اتفاق افتاده است. اکستراند دلیل احتمالی این مسأله را این گونه مطرح کرد که پای برتر بیشتر از پای غیربرتر در معرض نیروهای ناشی از اینورژن در هنگام پرش است (۲۰). ویلمز و همکاران هم در سال ۲۰۰۵ گزارش کردند که ۸۰ درصد از پیچ خوردگی‌های مچ پا در پای برتر اتفاق می‌افتد (۱۵). مشابه چنین نتایجی را می‌توان در تحقیقات دیگر نیز مشاهده کرد (۲۱، ۲۲).

در نتیجه، می‌توان بیان کرد که اکثر تحقیقات پیشین به بیشتر بودن میزان شیوع آسیب پیچ خوردگی مچ پا در پای برتر اشاره کرده‌اند، اما با این وجود، شواهد علمی در خصوص بررسی علت چنین موضوعی ناچیز است. در واقع عدم تعادل قدرت در عضلات اورتور و اینورتور در پای برتر و غیربرتر می‌تواند به عنوان یکی از دلایل احتمالی افزایش پیچ خوردگی مچ پا در پای برتر مورد بررسی قرار گیرد. این در حالی است که این مسأله تاکنون مورد بررسی محققان قرار نگرفته است. لذا در این تحقیق، نسبت قدرت اکسنتریک و کانسنتریک عضلات اورتور به عضلات اینورتور در مچ پای برتر و غیربرتر اندازه‌گیری و با یکدیگر مقایسه شد تا مشخص شود آیا این نسبت در بین دو مفصل مچ پا با یکدیگر اختلاف دارد یا خیر.

مواد و روش‌ها

با توجه به معیارهای ورود و خروج از تحقیق، ۲۱ فرد واجد شرایط از میان دانشجویان مرد ۲۰ الی ۳۰ ساله سالم و غیر

ورزشکار دانشگاه تهران برای تحقیق به‌صورت هدفمند شناسایی شدند. معیارهای خروج از تحقیق شامل موارد ذیل بود: علائم پاتولوژیک مربوط به اندام تحتانی، سابقه‌ی شکستگی، جراحی و یا بیماری‌های مفصلی در اندام تحتانی، ناراستایی‌های دستگاه اسکلتی ـ عضلانی، اختلاف طولی بین دو پا، فعالیت بدنی منظم هفتگی، سابقه قهرمانی و عضویت در تیم‌های ورزشی و همچنین سابقه‌ی آسیب‌دیدگی در شش ماه گذشته (۵).

پس از انتخاب آزمودنی‌ها، ابتدا پای برتر و غیربرتر در هر فرد توسط انجام تست شوت کردن توپ مشخص شد(۲۳). از آزمودنی‌ها خواسته شد یک توپ والیبال را با قدرت متوسط و با دقت بالا به یک نقطه‌ی معین شده شوت نمایند (۱). لازم به ذکر است که تست مذکور سه بار انجام شد و پایی که ابتدا حرکت شوت کردن را شروع می‌کرد (بیشتر استفاده می‌شد) به عنوان پای برتر در نظر گرفته شد. سپس هر آزمودنی برای گرم کردن بدن به مدت ۱۰ دقیقه بر روی دوچرخه‌ی ثابت (با یک پروتکل مشخص) رکاب زده و پس از انجام تمرینات کششی مشخص در اندام تحتانی، سه تکرار ساب ماگزیمال حرکت اینورژن به اورژن مفصل مچ پا را در دامنه‌ی ۰ تا ۲۵ درجه بر روی دستگاه ایزوکنتیک دینامومتری[1] در سرعت ۶۰ درجه بر ثانیه انجام داد (۱). آنگاه بعد از آن دو دقیقه استراحت، اندازه گیری قدرت عضلات اورتور و اینورتور مچ پا توسط دستگاه ایزوکنتیک در دو سرعت ۳۰ و ۱۲۰ درجه بر ثانیه انجام می‌شد. بدین‌منظور، آزمودنی روی صندلی دستگاه به حالت خوابیده قرار گرفته و توسط استرپ ناحیه‌ی سینه‌ای و شکمی فیکس می‌شد و مچ پا در صفحه مخصوص پا، در وضعیت اینورژن به اورژن قرار می‌گرفت. وضعیت شروع برای تمام تست‌ها پوزیشن نوترال مفصل ساب تالار بود که توسط کندال و دوناتلی تعریف شده است(به طوری که پا با ساق پا زاویه ۹۰ درجه بسازد). همچنین دامنه حرکت نیز از ۰ تا ۲۵ درجه تعیین شد (۲). پنج تکرار انقباض اکسنتریک و پنج تکرار کانسنتریک در هر دو سرعت زاویه‌ای ۳۰ و ۱۲۰ درجه بر ثانیه انجام شد. بین هر سرعت نیز یک دقیقه استراحت داده شد و بیشترین امتیاز ثبت گردید (۲).

در نهایت اطلاعات به‌دست آمده از اندازه‌گیری متغیرهای تحقیق با استفاده از نرم‌افزار SPSS نسخه‌ی ۲۰ و بهره‌گیری از آمار توصیفی و استنباطی مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت. بدین‌منظور، از آزمون تی مستقل برای مقایسه نسبت قدرت عضلانی بین پای برتر و غیربرتر استفاده شد. سطح معنی‌داری در تحقیق حاضر برابر با ۹۵ درصد و میزان آلفا کوچکتر یا مساوی با ۰/۰۵ در نظر گرفته شد.

یافته‌ها

در این بخش به منظور دسترسی بهتر به اطلاعات از جداول ۱ الی ۳ استفاده شد.

جدول ۱: مقایسه‌ی حداکثر گشتاور اورژن و اینورژن در مچ پای برتر و غیربرتر

نوع انقباض	سرعت (درجه بر ثانیه)	حداکثر گشتاور (نیوتن متر)	
		پای برتر	پای غیربرتر
کانسنتریک	۳۰	اورژن: ۲۳/۵ اینورژن: ۲۲/۸	اورژن: ۲۰/۹ اینورژن: ۲۱/۶
کانسنتریک	۱۲۰	اورژن: ۱۲/۹ اینورژن: ۱۲/۹	اورژن: ۱۲/۱ اینورژن: ۱۳/۹
اکسنتریک	۳۰	اورژن: ۲۸/۴ اینورژن: ۲۸/۸	اورژن: ۲۸/۵ اینورژن: ۲۹/۵
اکسنتریک	۱۲۰	اورژن: ۲۹/۳ اینورژن: ۲۶/۱	اورژن: ۲۷/۹ اینورژن: ۲۷/۵

جدول ۲: مقایسه‌ی نسبت قدرت عضلات اورتو به اینورتور بین مچ پای برتر و غیربرتر

نوع انقباض	سرعت (درجه بر ثانیه)	نسبت قدرت	
		پای برتر	پای غیربرتر
کانسنتریک	۳۰	۱/۰۷±۰/۲۳	۱/۰۱±۰/۲۵
کانسنتریک	۱۲۰	۱/۱۳±۰/۲۴	۱/۰۷±۰/۲۳
اکسنتریک	۳۰	۱/۱۲±۰/۲۳	۰/۹۸±۰/۲۲
اکسنتریک	۱۲۰	۱/۰۸±۰/۲۳	۰/۹۵±۰/۱۹

1. Humac/norm TM(testing and rehabilitation system)

جدول۳: نتایج آزمون تی مستقل

نسبت قدرت	سرعت (درجه بر ثانیه)	t	p
کانسنتریک	۳۰	۱/۹۲۹	۰/۰۶۱
کانسنتریک	۱۲۰	۲/۰۰	۰/۵۲
اکسنتریک	۳۰	۰/۶	۰/۴۹
اکسنتریک	۱۲۰	۰/۷۳	۰/۴۶

بحث

تجزیه و تحلیل یافته‌های تحقیق نشان داد بین نسبت قدرت کانسنتریک و اکسنتریک عضلات اورتور به اینورتور در پای برتر و غیربرتر در هر دو سرعت ۳۰ و ۱۲۰ درجه بر ثانیه تفاوت معناداری وجود ندارد. اکثر تحقیقات انجام شده مقایسه‌ی قدرت عضلات اورتور و اینورتور را در پای سالم و پای آسیب دیده انجام دادند (۲۳،۲۴). در این راستا تنها یک تحقیق مشابه تحقیق حاضر انجام شده است. لین (۲۰۰۹) (۵) نسبت قدرت عضلات اورتور به اینورتور را به‌صورت کانسنتریک در دو سرعت ۳۰ و ۱۲۰ درجه بر ثانیه مقایسه نمود. با توجه به اهمیت قدرت اکسنتریک عضلات اورتور در پیشگیری از پیچ‌خوردگی مچ پا، در تحقیق حاضر این نسبت قدرت را هم به‌صورت کانسنتریک و هم اکسنتریک مقایسه کردیم و بین این نسبت قدرت در پای برتر و غیربرتر تفاوت معناداری وجود نداشت. این نتایج با نتایج تحقیق لین همسو است (۵). عدم تفاوت نسبت قدرت عضلات در پای برتر و غیربرتر در تحقیق حاضر را می‌توان به چند دلیل بررسی نمود. یکی از مهم‌ترین دلایل آن، بحث حلقه‌ی باز و بسته می‌باشد. به طورکلی سیستم حسی- حرکتی در سه سطح کنترل می‌شود: سطح اسپاینال، ساب کورتیکال و کورتیکال. عالی‌ترین سطح کنترل نوروماسکولار، سطح کورتیکال است که اجازه‌ی شروع حرکات ارادی، کنترل حرکت و پیشرفت حرکات از طریق یادگیری را می‌دهد. دو مکانیسم فیدبکی که همان کنترل عصبی- عضلانی حلقه‌ی بسته و فیدفوروارد که همان کنترل عصبی- عضلانی حلقه‌ی باز هستند، نیز از همین طریق کنترل می‌شوند. این دو مکانیسم برای کنترل و یادگیری حرکتی، بقای پوسچر و ثبات مفصلی لازم و ضروری هستند. هر دو مکانیسم بر پایه اطلاعات دریافتی از آوران‌های اندام‌ها عمل می‌کنند. تفاوت این دو مکانیسم در این است که در کنترل حرکت در حلقه‌ی بسته، پیام حسی به نخاع منتقل شده و سپس پیام حرکتی به عصب حرکتی گاما در دوک عضلانی ارسال می‌شود و پاسخ در عضله انجام می‌شود. در مکانیسم حلقه‌ی باز حرکت پیش‌بینی می‌شود، به این معنی که قبل از شروع محرک، یک حرکت عضلانی مقدماتی برای آماده کردن عضله ایجاد می‌کند که باعث ایجاد ثبات قبل از حرکت می‌شود. در یافته‌های الکترومیوگرافی این زمان ۲۰ میلی‌ثانیه قبل از حرکت گزارش شده است (۲۵، ۷). از آنجایی‌که آسیب در یک حرکت بسیار سریع اتفاق می‌افتد، حتی کوتاه‌ترین رفلکس‌های نخاعی نیز نمی‌توانند یک پاسخ حرکتی مناسب برای پیشگیری از آسیب ایجاد نمایند (۸، ۲۶) و این نشانگر اهمیت سیستم کنترل حلقه باز فیدفورواردی برای پیشگیری از آسیب است. با توجه به مطالب گفته شده به نظر می‌رسد که قدرت عضلانی به تنهایی نقش کمتری در پیشگیری از آسیب داشته و نقش سیستم کنترل کننده مرکزی پررنگ‌تر می‌شود.

از دیگر دلایل احتمالی برای معنی‌دار نشدن تفاوت نسبت قدرت در پای برتر و غیربرتر بحث فیدبک می‌باشد. همانند سایر دستگاه‌هایی که عملکرد حسی حرکتی را ارزیابی می‌کنند، دادن فیدبک مناسب به نمونه‌ها در تست‌های ایزوکینتیک بسیار مهم و تأثیرگذار است. از اعمال فیدبک به نمونه‌ها در طول تست سه هدف انتظار می‌رود: انگیزه نمونه‌ها را در طول تست زیاد می‌کند، آنها را به انجام حرکت مورد نیاز در تحقیق تشویق می‌کند و خطاهای احتمالی آنها را کاهش می‌دهد. در اولین تحقیقی که به منظور بررسی تأثیر فیدبک روی داده‌های سیستم ایزوکینتیک انجام دادند مشخص شد عملکرد ایزومتریک عضله کوادریسپس به طور واضح بعد از استفاده از فیدبک بینایی و کلامی حدود ۱۰ درصد بهتر شد (۱۰). مقایسه عملکرد ایزوکینتیک با فیدبک بینایی و بدون آن توسط فیگونی (۱۹۸۴)(۱۱) مشخص کرد که فیدبک بینایی باعث عملکرد بهتر عضلات فلکسور و اکستانسور زانو شده بود (۱۱). این نتایج توسط تحقیقات بعدی تأیید شد (۱۴، ۱۵). در تحقیق حاضر از هر دو فیدبک کلامی و بینایی برای نمونه‌ها استفاده شد و سعی شد تا حد امکان برای تمام حرکات یکسان باشد. اما استانداردکردن فیدبک کلامی برای نمونه‌ها کار مشکلی است (۲۷).

نتایج تحقیق حاضر نشان داد که نسبت قدرت کانسنتریک و اکسنتریک عضلات اورتور به اینورتور در مچ پای برتر با این نسبت در مچ پای غیربرتر در دو سرعت ۳۰ و ۱۲۰ درجه بر ثانیه تفاوت معناداری ندارند. دامنه‌ی سرعت متداول برای تست اینورژن و اورژن ۳۰-۱۲۰ درجه بر ثانیه است. در این زمینه فقط دو تحقیق با سرعت بالاتر انجام شده است: کاتورن (۱۹۹۱)(۳۸) سرعت ۱۶۰ درجه بر ثانیه را به منظور محاسبه حرکت مفصل ساب‌تالار در حین راه رفتن تست کرد. اما سرعت حرکت ساب‌تالار لزوماً با توان حرکت مچ پا در راه رفتن موازی نمی‌باشد (۲۷). کامینسکی (۱۹۹۹)(۲۳) نیز تست قدرت اورژن و اینورژن را در ۶ سرعت انجام داده و با هم مقایسه نمود که دو سرعت ۱۵۰ و ۱۸۰ درجه بر ثانیه از سرعت‌های بالا برای انجام تست بود. در سایر تحقیقات سرعت دستگاه برای تست حرکت اینورژن و اورژن بین ۳۰ و ۱۲۰ درجه بر ثانیه بوده است (۵، ۱۲، ۲۵، ۱۶، ۱۷).

کولیگ (۲۰۰۱) (۱۹) گزارش داده است که در سرعت‌های بالا در انقباض اکسنتریک احتمال ایجاد شروع درد عضلانی تأخیری شدیدتری نسبت به سرعت‌های پایین‌تر وجود دارد. همچنین در تحقیق شپستون (۲۰۰۵) (۲۹) مشخص شده است که انقباضات اکسنتریک با سرعت‌های بالا باعث ایجاد پارگی و آسیب در بافت‌های عضلانی می‌شوند. به طور کلی مربیان و ورزشکاران بر این باورند که سرعت‌های متوسط و بالای انقباض باعث ایجاد آسیب و دردهای تأخیری در عضله می‌شوند (۳۰) در تحقیق حاضر سرعت ۳۰ و۱۲۰ درجه بر ثانیه که یک سرعت پایین و یک سرعت بالا برای تست هستند، انتخاب شدند تا تست در هر دو سرعت بالا و پایین انجام گیرد. همچنین با توجه به عدم آشنایی نمونه‌ها با دستگاه ایزوکینتیک و غیرورزشکار بودن آنها که احتمالاً باعث می‌شد از نظر شرایط بدنی آماده نباشند، انتخاب این دو سرعت احتمال بروز خطر آسیب به مراتب پایین‌تری برای نمونه‌ها داشت.

انقباض اکسنتریک عضلات یکی از مهم‌ترین فاکتورهای کنترلی حرکات مفصل و به‌عنوان اصلی‌ترین مکانیسم ثبات دینامیک مفصل مچ پا می‌باشد (۳۱). نشان داده شده است که تمرینات اکسنتریکی نقش مهمی در جلوگیری از آسیب دارد. می‌توان گفت عملکرد مناسب اندام تحتانی نیازمند انقباضات مناسب عضلات به‌صورت کانسنتریک و اکسنتریک می‌باشد که باعث ایجاد ثبات در اندام تحتانی و کاهش نیروی عکس‌العمل زمین به مجموعه مچ پا و پا می‌شود (۱۸،۳۲). از بزرگترین مزایای دستگاه ایزوکینتیک دینامومتری در مطالعه‌ی عملکرد عضلات، علاوه بر اندازه‌گیری دقیق قدرت کانسنتریک، محاسبه‌ی و اندازه‌گیری انقباض کانسنتریک است که این دستگاه را از سایر ابزار اندازه‌گیری قدرت متمایز می‌کند. دلیل انتخاب این دستگاه در تحقیق حاضر، توانایی دستگاه برای اندازه‌گیری دقیق قدرت اکسنتریک بود. در برتر تحقیقات گذشته مقایسه قدرت عضلات به‌صورت کانسنتریک صورت گرفته است (۲۸، ۳۳،۲۰،۱۷). تحقیقات کمی این مقایسه‌ی قدرت را به‌صورت اکسنتریک انجام داده‌اند (۱۲). در حالی که پیچ خوردگی خارجی مچ پا بر اثر یک اینورژن ناگهانی ایجاد می‌شود و عضلات اورتور باید به‌صورت اکسنتریکی منقبض شده و از آن پیشگیری نمایند (۱۲). در سال‌های اخیر بعضی از تحقیقات قدرت اکسنتریک و کانسنتریک عضلات را مورد بررسی قرار دادند اما غالباً این مقایسه بین پای سالم و پای دچار بی‌ثباتی مزمن مچ پا انجام شده است (۲۳، ۱۲، ۲۴) و در نمونه‌های سالم بین پای برتر و غیربرتر انجام نشده است. نگهبان (۲۰۱۳) (۱۸) قدرت اکسنتریک عضلات اورتور را در پای سالم و دچار بی‌ثباتی مزمن با هم مقایسه کرد و عنوان کرد با توجه به مکانیسم آسیب دیدگی مچ پا انتظار می‌رود قدرت اکسنتریک در عضلات اورتور بعد از آسیب نسبت به نمونه‌ی سالم کمتر باشد، اما بین این دو تفاوت معناداری مشاهده نکرد. در تحقیق حاضر بین نسبت قدرت اکسنتریک عضلات اورتور به اینورتور در پای برتر و غیربرتر تفاوت معناداری وجود نداشت. دلیل احتمالی این مسأله می‌تواند به دلیل بحث مطرح شده در فرضیه‌ی اول، یعنی همان بحث حلقه‌ی باز و بسته، زمان واکنش عضلات پرونئال و زمان‌بندی شروع کار عضله باشد. دلیل احتمالی بعدی عدم آشنایی نمونه‌ها با نوع انقباض اکسنتریک مورد آزمایش توسط دستگاه می‌باشد؛ زیرا آموزش دادن انجام این حرکت به نمونه‌ها کمی مشکل بود.

نتیجه‌گیری

با توجه به نتایج تحقیق حاضر؛ مشخص شد که بین نسبت قدرت کانسنتریک و اکسنتریک عضلات اورتور به اینورتور در سرعت‌های ۳۰ و ۱۲۰ درجه بر ثانیه در مچ پای برتر و

غیربرتر تفاوت معناداری وجود ندارد و احتمالاً تفاوت قدرت نمی‌تواند به عنوان دلیل احتمالی پیچ‌خوردگی بیشتر در مچ پای برتر مطرح شود.

پیشنهادها

به محققان در انجام تحقیقات آینده، توصیه می‌گردد تا سایر عوامل خطرزا در پیچ‌خوردگی مچ پا از جمله عوامل نوروماسکولار مانند حس موقعیت مفصل و زمان عکس‌العمل عضلات مچ پا را در پای برتر و غیربرتر مقایسه نمایند.

سپاسگزاری

این مقاله برگرفته از پایان‌نامه کارشناسی‌ارشد رشته‌ی آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی دانشگاه تهران می‌باشد. به این وسیله از استادان گروه بهداشت و طب ورزشی و مدیریت کلینیک فیزیوتراپی بهنام و آزمودنی‌های این تحقیق صمیمانه قدرانی می‌شود.

References

[1]Hosea, T.M., Carey, C.C.Harrer, M.F., The gender issue: epidemiology of ankle injuries in athletes who participate in basketball. Clin Orthop Relat Res, 2000(372): p. 45-9.

[2]Fong, D.T., Hong, Y., Chan, L.K., Yung, P.S., and Chan, K.M., A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. Sports Med, 2007. 37(1): p. 73-94.

[3]Almeida, S.A., Williams, K.M., Shaffer, R.A., and Brodine, S.K., Epidemiological patterns of musculoskeletal injuries and physical training. Med Sci Sports Exerc, 1999. 31(8): p. 1176-82.

[4]Anandacoomarasamy, A.Barnsley, L., Long term outcomes of inversion ankle injuries. Br J Sports Med, 2005. 39(3): p. e14; discussion e14.

[5]Lin, W.H., Liu, Y.F., Hsieh, C.C., and Lee, A.J., Ankle eversion to inversion strength ratio and static balance control in the dominant and non-dominant limbs of young adults. J Sci Med Sport, 2009. 12(1): p. 42-9.

[6]Riemann, B.L.Lephart, S.M., The Sensorimotor System, Part II: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. J Athl Train, 2002. 37(1): p. 80-4.

[7]H., S., The effect of 6 weeks wobble board exercise on electromyographic parameters of selective calf muscles in male amateur athletes with

[8]Learman, K.E., Myers, J.B., Lephart, S.M., Sell, T.C., Kerns, G.J., and Cook, C.E., Effects of spinal manipulation on trunk proprioception in subjects with chronic low back pain during symptom remission. J Manipulative Physiol Ther, 2009. 32(2): p. 118-26.

[9]Lederman, E., neuromuscular rehabilitation in manual and physical therapies. 2010: churchill livingstine.

[10]Peacock, B., Westers, T., Walsh, S., and Nicholson, K., Feedback and maximum voluntary contraction. Ergonomics, 1981. 24(3): p. 223-8.

[11]Figoni, S.F.Morris, A.F., Effects of Knowledge of Results on Reciprocal, lsokinefk Strength and Fatigue. J Orthop Sports Phys Ther, 1984. 6(3): p. 190-7.

[12]Willems, T., Witvrouw, E., Verstuyft, J., Vaes, P., and De Clercq, D., Proprioception and Muscle Strength in Subjects With a History of Ankle Sprains and Chronic Instability. J Athl Train, 2002. 37(4): p. 487-493.

[13]Riemann, B.L.Lephart, S.M., The sensorimotor system, part I: the physiologic basis of functional joint stability. J Athl Train, 2002. 37(1): p. 71-9.

[14]Hald, R.D.Bottjen, E.J., Effect of Visual Feedback on Maximal and Submaximal lsokinetic Test Measurements of Normal Quadricem - and Hamstrings. J Orthop Sports Phys Ther, 1987. 9(3): p. 86-93.

[15]Baltzopoulos, V., Williams, J.G.Brodie, D.A., Sources of error in isokinetic dynamometry: effects of visual feedback on maximum torque. J Orthop Sports Phys Ther, 1991. 13(3): p. 138-42.

[16]Wong, D.L., Glasheen-Way, M.Andrews, L.F., lsokinetic Evaluation of the Ankle lnvertors and Evertors*. J Orthop Sports Phys Ther, 1984. 5(5): p. 246-52.

[17]Leslie, M., Zachazewski, J.E.Browne, P., Reliability of isokinetic torque values for ankle-invertors and evertors. J Orthop Sports Phys Ther, 1990. 11(12): p. 612-6.

[18]Negahban, H., Moradi-Bousari, A., Naghibi, S., Sarrafzadeh, J., Shaterzadeh-Yazdi, M.J., Goharpey, S., Etemadi, M., Mazaheri, M., and Feizi, A., The eccentric torque production capacity of the ankle, knee, and hip muscle groups in patients with unilateral chronic ankle instability. Asian J Sports Med, 2013. 4(2): p. 144-52.

[19]Kulig, K., Powers, C.M., Shellock, F.G., and Terk, M., The effects of eccentric velocity on activation of elbow flexors: evaluation by magnetic resonance imaging. Med Sci Sports Exerc, 2001. 33(2): p. 196-200.

[20]Tropp, H., Askling, C.Gillquist, J., Prevention of ankle sprains. Am J Sports Med, 1985. 13(4): p. 259-62.

[21]Lentell, G., Katzman, L.L.Walters, M.R., The Relationship between Muscle Function and Ankle Stability. J Orthop Sports Phys Ther, 1990. 11(12): p. 605-11.

[22]Fong, D.T., Chan, Y.Y., Mok, K.M., Yung, P., and Chan, K.M., Understanding acute ankle ligamentous

sprain injury in sports. Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol, 2009. 1: p. 14.
[23]Kaminski, T.W., Perrin, D.H.Gansneder, B.M., Eversion strength analysis of uninjured and functionally unstable ankles. J Athl Train, 1999. 34(3): p. 239-45.
[24]Abdel-Aziem, A.A.Draz, A.H., Chronic ankle instability alters eccentric eversion/inversion and dorsiflexion/plantarflexion ratio. J Back Musculoskelet Rehabil, 2013.
[25]Page, P., Frank, C.Lardner, R., Assessment and treatment of muscle imbalance: The Janda Approach 2010. Champaign, IL: Human Kinetics.
[26]Chan, Y.Y., Fong, D.T., Yung, P.S., Fung, K.Y., and Chan, K.M., A mechanical supination sprain simulator for studying ankle supination sprain kinematics. J Biomech, 2008. 41(11): p. 2571-4.
[27]Zeevi, D., Isokinetic Muscle testing,Interpretation and Clinical Applications. 2004: Churchill Livingstone.
[28]Cawthorn, M., Cummings, G.S., Walker, J.R., and Donatelli, R.A., Isokinetic measurement of foot invertor and evertor force in three positions of plantarflexion and dorsiflexion. J Orthop Sports Phys Ther, 1991. 14(2): p. 75-81.
[29]Shepstone, T.N., Tang, J.E., Dallaire, S., Schuenke, M.D., Staron, R.S., and Phillips, S.M., Short-term high- vs. low-velocity isokinetic lengthening training results in greater hypertrophy of the elbow flexors in young men. J Appl Physiol, 2005. 98(5): p. 1768-76.
[30]Chapman, D., Newton, M., Sacco, P., and Nosaka, K., Greater muscle damage induced by fast versus slow velocity eccentric exercise. Int J Sports Med, 2006. 27(8): p. 591-8.
[31]Ashton-Miller, J.A., Ottaviani, R.A., Hutchinson, C., and Wojtys, E.M., What best protects the inverted weightbearing ankle against further inversion? Evertor muscle strength compares favorably with shoe height, athletic tape, and three orthoses. Am J Sports Med, 1996. 24(6): p. 800-9.
[32]Kaminski, T.W.Hartsell, H.D., Factors Contributing to Chronic Ankle Instability: A Strength Perspective. J Athl Train, 2002. 37(4): p. 394-405.
[33]Karnofel, H., Wilkinson, K.Lentell, G., Reliability of isokinetic muscle testing at the ankle. J Orthop Sports Phys Ther, 1989. 11(4): p. 150-4.