مجله علمی پژوهشی توانبخشی نوین - دانشکده توانبخشی – دانشگاه علوم پزشکی تهران دوره ۵، شماره۱، بهار ۱۳۹۰

مقایسه تکرار پذیری اندازه گیری قدرت عضلات مفصل ران با استفاده از دینامومتر ثابت شده با دست در مقابل دینامومتر ثابت شده با چهارچوب فلزی در زنان ورزشکار

نرگس مفتاحی[۱]، دکتر جواد صراف زاده[۲]، دکتر نادر معروفی[۲]، دکتر محمد علی سنجری[۳]، دکتر حسن جعفری[۲]

۱- کارشناس ارشد فیزیوتراپی، دپارتمان فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

۲- استادیار، گروه آموزشی فیزیوتراپی دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

۳- استادیار، آزمایشگاه بیومکانیک، مرکز تحقیقات توانبخشی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

چکیده

زمینه و هدف: بررسی قدرت عضلات مفصل ران، نیازمند یک روش اندازه گیری قابل اطمینان است. دینامومتر دستی جایگزین مناسبی برای ارزیابی دستی قدرت عضلات و ایزوکینتیک است. ثابت نگهداشتن دینامومتر با دست، باعث افزایش خطا در اندازه گیری می شود. هدف این مطالعه، مقایسه تکرار پذیری آزمون- پس آزمون قدرت عضلات باز کننده، دور کننده و چرخاننده خارجی ران به وسیله دینامومتر ثابت شده با دست و چهارچوب فلزی در زنان ورزشکار سالم بود.

روش بررسی: مقادیر نرمالیز شده متوسط و حداکثر گشتاور از سه تلاش ثبت شده از قدرت ایزومتریک این سه گروه عضلانی در دو جلسه به فاصله یک هفته، از ۱۰ زن ورزشکار سالم ثبت و محاسبه گردید. در هر جلسه، قدرت هم از طریق ثابت کردن دینامومتر با دست و هم با چهارچوب فلزی ثبت شد. تکرار پذیری نسبی (ICC)، ضریب تغییرات (CV) و تکرار پذیری مطلق (SEM) داده ها برای هر دو نوع اندازه گیری محاسبه شد.

یافته ها: برای قدرت ثبت شده از سه گروه عضلانی مفصل ران به وسیله دینامومتر ثابت شده با دست، دامنه ICC، ۱/۲۲- تا ۰/۶، CV ٪۸ تا ٪۳۳ و SEM ۰/۰۰۷ تا ۰/۰۴ بود. برای چهارچوب فلزی دامنه ICC، ۰/۹۳ تا ۰/۹۶، CV ٪۵/۲۶ تا ٪۷/۹۴ و SEM ۰/۰۰۴ تا ۰/۰۸ بود.

نتیجه گیری: اندازه گیری های به دست آمده از طریق چهارچوب فلزی تکرار پذیری بسیار بالاتری نسبت به دست نشان داد. در نگهداشتن دینامومتر با دست، خطا وجود دارد و فراهم کردن ثبات بهتر برای آن حین تست لازم است.

کلید واژه ها: دینامومتر دستی، قدرت عضلات ران، تکرار پذیری

(وصول مقاله:۱۳۹۰/۳/۹ پذیرش مقاله:۱۳۹۰/۴/۲۹)

نویسنده مسئول : دانشکده توانبخشی، خیابان شاه نظری، میدان مادر، بلوار میرداماد، تهران، ایران

Email: j-sarrafzadeh@tums.ac.ir

مقدمه

عضلات مفصل ران نقش قابل توجهی در زنجیره کینتیک به ویژه در فعالیت های حرکتی دارند. فعالیت این عضلات در نحوه عملکرد و حفظ راستای اندام تحتانی و همچنین ثبات تنه و لگن در حین فعالیت های زنجیره بسته بسیار ضروری است. عضلات این ناحیه به عنوان یک حلقه ارتباط دهنده در زنجیره کینتیک عمل کرده و نیرو ها را از اندام های تحتانی به لگن و ستون فقرات و برعکس منتقل می کنند(۳-۱). عقیده بر این است که قدرت عضلات مفصل ران با آسیب های اندام تحتانی، کمر درد و درد پاتلو فمورال در ورزشکاران مرتبط است(۷-۳). همچنین ضعف عضلات مفصل ران به عنوان عامل مستعد کننده ای برای درد قدام زانو، سندرم اصطکاک ایلیوتیبیال باند، آسیب‌های ساق پا مثل سندرم استرس داخلی تیبیا به ویژه در حرکات شدید و تکراری مورد توجه قرار گرفته است(۷-۵).

مطالعات زیادی به نقش عضلات باز کننده و چرخاننده خارجی مفصل ران در حفظ راستای اندام تحتانی در صفحات عرضی و فرونتال و همچنین در جلوگیری از آسیب اشاره کرده اند (۴, ۶, ۷). Nadler و همکاران پیشنهاد کردند که ارزیابی قدرت عضلات مفصل ران ممکن است نقش مهمی در پیشگیری از آسیب و توانبخشی بعد از آسیب در ورزشکاران داشته باشد (۳). با توجه به مطالب گفته شده، به نظر می رسد که ارزیابی قدرت عضلات مفصل ران قبل از شروع فصل مسابقات در ورزشکاران می تواند در حفظ امنیت آنها و به حداقل رساندن خطر آسیب‌های بعدی ارزشمند باشد.

بررسی قدرت و عدم تعادل عضلات مفصل ران، نیازمند یک روش اندازه گیری قابل اطمینان است. برای اندازه گیری قدرت، چندین روش وجود دارد. متداول ترین و راحت ترین روش، ارزیابی دستی عضلات (Manual Muscle Testing:

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25]

(MMT است (۸). اما این روش، وابسته به تجربه آزمونگر است و حساسیت پایینی برای شناسایی تغییرات در قدرت مخصوصا در درجات ۴ و ۵ دارد (۹). مطالعات گذشته نشان داده اند که اندازه گیری های عینی معتبر و تکرارپذیر از قدرت عضلات را می توان با وسایلی همچون دینامومتر ایزوکینتیک و دینامومتر دستی به دست آورد (۱۰, ۱۱). اگر چه دستگاه های ایزوکینتیک بسیار دقیق، معتبر و تکرار پذیرند، اما بسیار گران هستند، به آسانی در دسترس نمی باشند، استفاده از آنها نیازمند مهارت است و پیچیدگی های خاص خود را دارد. از این رو برای کمی سازی قدرت عضلات به روشی ساده تر و کاربردی تر و در عین حال با اعتبار و تکرار پذیری (۱۲) قابل قبولی نیاز است.

اگرچه برای بررسی قدرت ایزومتریک عضلات مختلف، دینامومتر دستی گرانتر و پر زحمت تر از MMT است، اما نسبت به ایزوکینتیک بسیار ارزان تر و کارآمد تر است. با وجود اینکه در سال های اخیر نشان داده شده است که تکرار پذیری و حساسیت دینامومتر دستی ارتقا یافته، اما هنوز خطای آزمونگر به ویژه در ارزیابی قدرت عضلات اندام تحتانی می تواند وجود داشته باشد. تکرار پذیری پایین در بررسی قدرت عضلات مفصل ران با دینامومتر دستی، به سختی در ثابت نگهداشتن مناسب و کافی دینامومتر در حین تست به وسیله دست آزمونگر نسبت داده شده است (۱۳).

اخیراً برای فراهم کردن ثبات کافی و کاهش حرکت دینامومتر دستی حین تست، از استرپ استفاده شده است (۴, ۷, ۱۴). راه حل دیگر برای نگهداری دینامومتر ، استفاده از یک چهارچوب ثابت است. در دو مطالعه تکرار پذیری قدرت عضلات باز کننده، دور کننده و خم کننده مفصل ران با استفاده از چهارچوب ثابت در بالغین سالم اندازه گرفته شده است (۱۲, ۱۵).

در مطالعه حاضر علاوه بر ساخت چهارچوب فلزی برای اندازه گیری قدرت عضلات باز کننده و دور کننده ران، با توجه به اهمیت عضلات چرخاننده خارجی مفصل ران، قسمت جدیدی برای اندازه گیری قدرت این گروه عضلانی به چهارچوب ثابت اضافه شد. هدف ما از انجام این مطالعه مقایسه تکرار پذیری و دقت دینامومتر ثابت شده با دست آزمونگر و چهارچوب فلزی برای اندازه گیری قدرت عضلات باز کننده، دور کننده و چرخش خارجی در زنان ورزشکار سالم بود. تکرار پذیری این دستگاه تاکنون در زنان ورزشکار بررسی نشده بود .

فرض بر این بود که اندازه گیری های به دست آمده از دینامومتر دستی ثابت شده به چهارچوب فلزی نسبت به روش نگهداری آن با دست، تکرار پذیری بیشتری دارد.

روش بررسی

۱۰ زن ورزشکار سالم در محدوده سنی ۱۸ تا ۳۰ سال (متوسط سن ± انحراف معیار۳/۲ ± ۲۲/۴ سال، وزن ۶/۲۳ ± ۵۵/۲ کیلوگرم، قد ۰/۳۲ ± ۱/۶۱ متر، شاخص توده بدنی ۲/۴۲ ± ۲۱/۲۸) در این مطالعه شرکت کردند. حجم نمونه بر اساس مطالعات قبلی انتخاب شد (۱۸–۱۵). همه تست ها بر روی اندام تحتانی غالب انجام شد. معیار های خروج، سابقه هر گونه شکستگی یا جراحی در اندام های تحتانی و ستون فقرات، سابقه آسیب رباط ها یا منیسک زانو و پیچ خوردگی رباط مچ پا که نیاز به درمان، استراحت و بی حرکتی داشته باشد، بود. قدرت عضلات باز کننده، دور کننده و چرخش خارجی مفصل ران یکبار به وسیله دینامومتر دستی که با دست ثابت شده بود و یکبار نیز به وسیله دینامومتر دستی که بر روی چهارچوب فلزی قرار گرفته بود اندازه گیری شد. دینامومتر استفاده شده در این مطالعه Commander Power-Track II HHD (J Tech Medical, Salt Lake City, UT) با وزن ۳/۲۵ پوند و با ظرفیت ثبت حداکثر قدرت به اندازه ۵۰۰ پوند بود. کالیبراسیون دینامومتر قبل و بعد از مطالعه به وسیله های وزن های مشخص کنترل شد.

قابل ذکر است که اعمال فشار بر روی اپلیکاتور اصلی دینامومتر دستی مورد استفاده در این مطالعه، باعث ایجاد درد نقطه ای بر روی اندام آزمودنی می شد. این مسئله مانع از اعمال نیروی حداکثر توسط آزمودنی ها می شد. بنابراین به منظور جلوگیری از درد در حین تست، دو اپلیکاتور نیم دایره ای طراحی و ساخته شد و بر روی سطح خلفی و خارجی مفصل ران و سطح داخلی ساق قرار گرفت. چهارچوب ساخته شده در مطالعه حاضر، شامل دو میله فلزی عمودی (۱۰۵ × ۲۵ سانتی متر) قابل تطابق با قد فرد بود که در دو طرف تخت قرار می گرفتند. برای نگهداشتن دینامومتر، یک میله عرضی (۸۴× ۲۹ سانتی متر) بین میله های عمودی قرار می گرفت. تمام میله ها با پیچ محکم شدند. این طراحی برای تست عضلات باز کننده، دور کننده در حالت خوابیده استفاده شد. برای تست چرخش خارجی در وضعیت نشسته، یک صفحه فلزی به میله ای که بین دو پایه های تخت ثابت شده و قابل تطابق با قد فرد بود، متصل شد و دینامومتر به این صفحه بسته شد.

پس از تایید آزمودنی ها برای امکان ورود به بررسی حاضر با توجه به معیارهای انتخاب و حذف ، توضیحات کافی در مورد ارزیابی قدرت عضلات به آن ها داده شد که در صورت

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25]

پذیرش شرکت در بررسی، موافقت خود را با پر کردن فرم رضایت نامه به صورت کتبی اعلام کردند.

ترتیب اندازه گیری های قدرت به صورت تصادفی در جلسه اول انتخاب شد و برای جلوگیری از اثر ترتیب آزمون (Ordering effect)، همان ترتیب در جلسه دوم نیز به کار رفت. وضعیت های قرار گیری فرد برای هر تست بر اساس روش هایی که قبلا برای اندازه گیری قدرت گزارش شده بود، انتخاب شد (۳-۵, ۷, ۱۵). در مطالعه حاضر برای گزارش و آنالیز تکرار پذیری قدرت عضلات مفصل ران از گشتاور استفاده شد. طول بازوی اهرمی برای تبدیل مقادیر نیرو به گشتاور، تعیین شد.

جدول ۱ وضعیت قرارگیری فرد و دینامومتر برای اندازه گیری قدرت عضلات را نشان می دهد. برای هر تست، بعد از صفر کردن دینامومتر به فرد دستور داده می شد که پا را با حداکثر قدرت به دینامومتر فشار دهد.

جدول۱- وضعیت قرارگیری فرد و دینامومتر برای اندازه گیری قدرت عضلات

گروه عضلانی	وضعیت فرد	محل قرار گیری مرکز دینامومتر	طول بازوی اهرمی
باز کننده ران	خوابیده به صورت دمر، حفظ مفصل ران در وضعیت باز شده کمتر از ۱۰ درجه (به وسیله بالش)، حفظ زانو در وضعیت خمیده بین ۶۰ تا ۹۰ درجه (برای بهتر ایزوله کردن عضله گلوتئوس ماگزیموس) (شکل ۱A) (۳, ۵, ۱۵)	قسمت خلفی مفصل ران، دو سانتی متر بالاتر از چین پوپلیتئال	فاصله بین قسمت بالایی تروکانتر بزرگ فمور تا دو سانتی متر بالاتر از چین پوپلیتئال (۱۹)
دور کننده ران	خوابیده بر روی سمت غیر غالب، مفصل ران غالب در صفر درجه دور شده نسبت به خطی که دو ASIS را به هم متصل می کند ، ثابت کردن تنه توسط یک استرپ از ناحیه بالای کرست ایلیاک به تخت (شکل ۱B) (۴, ۷)	۵ سانتی متر بالاتر از خط مفصلی خارجی زانو	فاصله از قسمت بالایی تروکانتر بزرگ فمور تا ۵ سانتی متر بالاتر از خط مفصلی زانو در سمت خارج (۲۰)
چرخاننده خارجی ران	نشسته روی لبه ی تخت، مفصل ران ها و زانو ها تا ۹۰ درجه خم ، ثابت کردن مفصل ران غالب با استرپ و قرار دادن یک رول حوله ای بین زانو های فرد برای محدود کردن نقش نزدیک کننده های مفصل ران در تولید نیرو (شکل ۱C) (۲۰)	۵ سانتی متر بالاتر از قوزک داخلی	فاصله از کندیل خارجی فمور تا ۵ سانتی متر بالاتر از قوزک خارجی (۲۰)

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25]

شکل ۱- تست قدرت عضلات باز کننده (A)، دور کننده (B) و چرخاننده خارجی ران (C) با استفاده از دینامومتر ثابت شده با چهار چوب فلزی

آزمودنی‌ها در شروع هر جلسه، چند تمرین برای گرم کردن انجام می دادند. یک تلاش تمرینی و ۳ تلاش با حداکثر قدرت به مدت ۵ ثانیه برای هر تست ثبت شد. برای جلوگیری از اثر خستگی، دو دقیقه استراحت بین هر تلاش در نظر گرفته شد. دینامومتر، مقادیر نیرو را به واحد پوند ثبت می‌کرد که برای آنالیز، پوند به نیوتن تبدیل شد و برای به دست آوردن گشتاور، نیرو ضربدر بازوی اهرمی شد. در حین اجرای تست‌های قدرتی، آزمونگر از تشویق های کلامی استفاده می‌کرد.

برای آنالیز داده‌ها، متوسط و حداکثر گشتاور از هر سه تلاش محاسبه و به وزن بدن هر فرد نرمالیز شد. تکرار پذیری نسبی (Intraclass Correlation Coefficient: ICC) برای این مقادیر، بین دو جلسه تست محاسبه گردید. برای تفسیر تکرار پذیری نسبی داده‌ها از دسته بندی Munro استفاده شد که به این قرار است: ۰/۰۰ تا ۰/۲۵ نشاندهنده ارتباط جزئی، ۰/۲۶ تا ۰/۴۹ ارتباط کم، ۰/۵۰ تا ۰/۶۹ ارتباط متوسط، ۰/۷۰ تا ۰/۸۹ ارتباط بالا و ۰/۹۰ تا ۱/۰۰ ارتباط بسیار بالا است (۱۸). ضریب تغییرات (Coefficient of Variation: CV) نیز که نشاندهنده پراکندگی داده‌هاست، با تقسیم کردن انحراف معیار به میانگین داده ها محاسبه و نتایج به صورت درصد تغییرات بیان شد (۱۳). خطای معیار اندازه گیری (Standard Error of Measurement: SEM) به عنوان شاخصی برای تکرار پذیری مطلق و دقت داده‌ها گزارش شد. اگر چه فاکتورهای متعددی مثل تفاوت در آزمودنی‌ها، آزمونگرها، تلاش‌ها و خطاها بر روی ICC اثر می‌گذارد، اما SEM تنها تحت تاثیر تفاوت در خطا قرار می‌گیرد(۲۱). در مطالعات انجام شده توسط Nadler و همکاران و Scott و همکاران، SEM گزارش نشده بود. SEM کوچکتر، نشاندهنده تکرار پذیری و دقت بالاتر داده‌ها می باشد. فرمول استفاده شده برای محاسبه SEM به این قرار است: $SEM = SD \sqrt{1- ICC}$

یافته ها

اندازه گیری قدرت با استفاده از دینامومتر ثابت شده با دست آزمونگر

ICC برای مقادیرنرمالیز شده حداکثر و متوسط گشتاور عضلات بازکننده، دور کننده و چرخاننده خارجی مفصل ران از ۱/۲۲- تا ۰/۶ بود. CV داده ها از ٪۸ تا ٪۳۳ و دامنه ی مقادیر SEM از ۰/۰۰۷ تا ۰/۰۴ بود (جدول ۲).

اندازه گیری قدرت با استفاده از دینامومتر ثابت شده با چهارچوب فلزیICC برای مقادیرنرمالیز شده حداکثر و متوسط گشتاور عضلات بازکننده، دور کننده و چرخاننده خارجی مفصل ران از ۰/۹۳ تا ۰/۹۶ بود (جدول ۲). CV داده ها از ٪۵/۵۶ تا ٪۷/۹۴ و دامنه ی مقادیر SEM از ۰/۰۰۴ تا ۰/۰۲ بود (جدول ۲).

جدول ۲- مقادیر تکرار پذیری آزمون-پس آزمون قدرت عضلات مفصل ران، بین دو جلسه با فاصله یک هفته

نحوه ثبات دینامومتر	گروه عضلانی مفصل ران	متوسط گشتاور نرمالیزه شده			حداکثر گشتاور نرمالیزه شده		
		ICC	CV	SEM	ICC	CV	SEM
دست	باز کننده	۰/۶	۱۴٪	۰/۰۰۳	۰/۴۹	۲۱٪	۰/۰۴
	دور کننده	۰/۳۲	۲۸٪	۰/۰۰۷	-۱/۲۲	۳۳٪	۰/۰۱

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25]

	چرخاننده خارجی	-۰/۲	۸٪	۰/۰۳	-۰/۲	۸٪	۰/۰۰۳
با چهار چوب فلزی	**باز کننده**	۰/۹۶	۵/۶۵٪	۰/۰۱	۰/۹۳	۶/۶۱٪	۰/۰۲
	دور کننده	۰/۹۵	۷/۹۰٪	۰/۰۲	۰/۹۳	۷/۹۴٪	۰/۰۲
	چرخاننده خارجی	۰/۹۴	۵/۵۶٪	۰/۰۰۵	۰/۹۶	۵/۶۰٪	۰/۰۰۴

بحث

بسیاری از درمانگران به اندازه گیری قدرت عضلات به عنوان یک ارزیابی مهم قبل از آسیب وهمچنین توانبخشی بعد از آسیب توجه دارند. ارزیابی قدرت در گروه های عضلانی بزرگتر و در افراد قوی تر مشکل تر است (۱۳, ۲۲). گروه های عضلانی مفصل ران، بزرگ و قوی هستند، بنابراین فراهم کردن ثبات کافی برای اندام تحتانی در حین ارزیابی کلینیکی قدرت آنها لازم است. استفاده از وسایلی مثل دینامومتر دستی، روش جایگزین مناسبی برای MMT و ایزوکینتیک در اندازه گیری قدرت عضلانی است (۲۲). ضرایب تکرار پذیری به دست آمده از اندازه گیری قدرت به وسیله دینامومتر دستی در بیشتر مطالعات بیشتر از ۰/۷۰ بوده است (۱۴). نکته قابل توجه این است که در این مطالعات ، دینامومتر دستی با دست ثابت شده و در بیشتر موارد آزمونگر فردی قوی، ماهر و با تجربه در کاربرد دینامومتر دستی بوده است (۱۱, ۱۴, ۲۲). وجود این ویژگی ها در آزمونگر برای به دست آوردن نتایج دقیق، ممکن است کاربردعمومی دینامومتر دستی را توسط هر آزمونگری محدود کند.

Agre و همکاران نشان دادند که تکرار پذیری تست های قدرت عضلات اندام تحتانی با دینامومتر ثابت شده با دست کمتر از تکرار پذیری تست های قدرت اندام فوقانی با همین وسیله بوده است. این مسئله ممکن است به علت جابجا شدن دینامومتر در حین تست و اعمال نیرو در زاویه ای غیر از ۹۰ درجه به آن بوده است (۱۳). از این رو احتمالا دلیل اصلی برای پایین بودن ICC در ارزیابی قدرت عضلات اندام تحتانی به وسیله دینامومتر دستی، مربوط به کافی نبودن ثبات دینامومتر در حین تست است. برای بهبود این وضعیت، بعضی محققین برای ثابت کردن دینامومتر بر روی اندام، از استرپ استفاده کردند (۴, ۷, ۱۴, ۲۰). موثر بودن استفاده از استرپ محدود به انواع خاصی از دینامومتر ها است. برای مثال اگر دینامومتر بزرگ و سنگین باشد، افراد باید وزن دینامومتر را در حین تست تحمل کنند. این مسئله ممکن است باعث ناراحتی و خستگی زودرس آزمودنی شود.

راه حل دیگری برای ثابت کردن دینامومتر، توسط Nadler و همکاران در سال ۲۰۰۰ معرفی شد. این محققان، ایستگاه محکم متحرکی (Dynamic Anchoring Station: DAS) را طراحی و تکرار پذیری آن را برای اندازه گیری نیروی عضلات باز کننده و دور کننده مفصل ران توسط یک آزمونگر کم تجربه، ارزیابی کردند و دریافتند که این وسیله با ICC برابر با ۰/۹۴ تا ۰/۹۸ تکرار پذیری بسیار بالایی دارد(۱۵).

Scott و همکاران نیز در سال ۲۰۰۴، تکرار پذیری DAS و دینامومتر دستی برای اندازه گیری نیروی عضلات بازکننده، دور کننده و خم کننده مفصل ران با هم مقایسه کردند. آنها نتیجه گرفتند که DAS نسبت به دینامومتر دستی در ارزیابی قدرت عضلات خم کننده و دور کننده مفصل ران معتبر تر است، اما برای اندازه گیری قدرت عضلات باز کننده مفصل ران، تکرار پذیری کمتری داشت (۱۲).

در مطالعه حاضر، دامنه ICC به دست آمده از اندازه گیری های قدرت عضلات باز کننده، دور کننده و چرخاننده خارجی با دینامومتر ثابت شده در چهارچوب فلزی در دو هفته، تکرار پذیری بسیار بالایی را نشان داد (۰/۹۳ تا ۰/۹۶). برای توصیف پراکندگی متغیر ها، CV نیز محاسبه شد. تمام CV ها کمتر از ۱۰٪ بودند که نشاندهنده تغییر پذیری کم و تکرار پذیری بالایی بود. مقادیر SEM به دست آمده (۰/۰۰۴ تا ۰/۰۲) نیز درجه قابل قبولی از دقت را نشان داد. این تکرار پذیری بسیار بالا برای چهارچوب فلزی مهم است تا به صورت عمومی تر به عنوان ابزار اندازه گیری دقیق تر پذیرفته شود. چهارچوب فلزی همچنین با روش نگهداری دینامومتر با دست مقایسه شد. زیرا نگهداری دینامومتر با دست در حال حاضر در میان شایع ترین روش های اندازه گیری قدرت عضلات مفصل ران است. دامنه‌ی ICC برای قدرت عضلات باز کننده، دور کننده و چرخاننده خارجی اندازه گیری شده با روش نگهداری دینامومتر با دست، ۱/۲۲- تا ۰/۶ بود که نشانگر ارتباط جزئی تا متوسط بود. این نتایج تایید می کند که چهارچوب ثابت برای اندازه گیری قدرت

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25]

عضلات مفصل ران، بسیار معتبر تر از روش نگهداری با دست است.

نتایج مطالعه‌ی حاضر با یافته های Nadler و همکاران و Scott و همکاران را که ثابت کردن دینامومتر را با چهار چوب، بسیار تکرار پذیر یافته بودند، مطابقت داشت. فاکتور های متعددی ممکن است تکرار پذیری و دقت بسیار بالای به دست آمده از اندازه گیری های قدرت با استفاده از دینامومتر ثابت شده با چهار چوب فلزی در این مطالعه را توضیح دهد. مهمترین علت می تواند این باشد که این سیستم ثباتی، خطای آزمونگر و حرکات ناخواسته دینامومتر را در حین تست از بین می برد. به نظر می رسد که ثابت کردن دینامومتر با این چهار چوب، برای اندازه گیری قدرت در ورزشکاران مفید است. آزمونگر برای اندازه گیری قدرت عضلات در ورزشکاران نسبت به افراد غیر ورزشکار باید ثبات بیشتری برای دینامومتر فراهم کند زیرا ورزشکاران از قدرت بالاتری نسبت به افراد غیر ورزشکار برخوردارند. در صورت استفاده از چهارچوب ثابت، دیگر تجربه و مهارت آزمونگر عامل مخدوش کننده نمی باشند. تکرار پذیری و دقت بالاتر به دست آمده از این روش نگهداری دینامومتر در این مطالعه، تاییدی بر وجود نقص در ثابت نگهداشتن دینامومتر با دست است. زمانی که دینامومتر با دست ثابت می شود، علی رغم اینکه به افراد دستور داده می شود که با حداکثر قدرت ممکن به دینامومتر فشار بدهند، بعضی از آزمودنی ها ممکن است به صورت ناخودآگاه فقط به میزانی که از طرف آزمونگر مقاومت حس می کردند، به دینامومتر فشار دهند. Kramer مشاهده کرد که بین مقادیر حداکثر قدرت اندازه گیری شده با دینامومتر ثابت شده با دست و روشی که برای ثابت کردن دینامومتر به آزمونگر وابسته نیست، اختلاف معنی داری وجود دارد.

به علاوه، آزمودنی ها احتمالا با حداکثر قدرت خود در هر دو جلسه به دینامومتر ثابت شده به چهار چوب، نیرو اعمال کرده اند. همچنین آزمونگر فیدبک کلامی مداومی را برای همه شرکت کننده ها در طول تست ها فراهم می آورد. فیدبک کلامی می تواند انگیزه آزمودنی ها را برای اعمال حداکثر قدرت افزایش دهد. استراحت بین تلاش ها نیز برای بهبودی و جلوگیری از خستگی کافی بود. علت دیگر احتمالا اپلیکاتور های نیم دایره ای قابل تطابق با اندام آزمون شونده ها بوده که مانع از ایجاد نقطه دردناک در حین تست ها شدند زیرا درد با مهار کردن حداکثر انقباض عضلانی گشتاور را کاهش می دهد.

لازم به ذکر است که در مطالعه حاضر بر خلاف مطالعات قبلی، قدرت عضلانی به صورت گشتاور گزارش شد. زیرا تقریبا در تمام حرکات بدن، با چرخش حرکات حول یک مفصل، گشتاور تولید می شود. بنابراین در نظر نگرفتن بازوی اهرمی در اندازه گیری قدرت عضلات، می تواند به عنوان یک فاکتور مخدوش کننده، بر نتایج تاثیر بگذارد (۴, ۶, ۷, ۱۲, ۱۵).

در مجموع باید به این نکته اشاره کرد که در مطالعه حاضر چهارچوبی فلزی برای ثابت نگهداشتن دینامومتر دستی برای اندازه گیری قدرت عضلات ران طراحی شد که تکرار پذیری بسیار بالاتری را نسبت به دینامومتر ثابت شده با دست آزمونگر برای اندازه گیری عضلات باز کننده، دور کننده و چرخاننده خارجی در زنان سالم ورزشکار دارد. اندازه گیری ها با این چهارچوب دقت بالایی داشتند و ارزیابی آزمون- پس آزمون نشان داد که تغییرات کم بود. ثابت کردن دینامومتر به وسیله آزمونگری با قدرت بدنی کمتر مخصوصا برای تست عضلات قوی مفصل ران، امکان بروز خطا دارد. چهار چوب طراحی شده در این مطالعه به آسانی و بدون نیازبه تجربه خاصی در آزمونگر قابل استفاده در بسیاری از کلینیک هاست و می تواند اثر خطای آزمونگر را در اندازه گیری ها محدود کنند.

قدردانی

این مقاله حاصل بخشی از پایان‌نامه تحت عنوان "ارتباط شاخص های ثبات ناحیه کمری- لگنی- رانی و ثبات پاسچر پویا حین فرود از پرش در زنان ورزشکار با و بدون کمر درد غیر اختصاصی مزمن" در مقطع کارشناسی ارشد در سال ۹۰-۱۳۸۹ کد ۲۶د۴/۲۸۷/پ می‌باشد که با حمایت دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران در محل آزمایشگاه بیومکانیک مرکز تحقیقات توانبخشی اجرا شده است.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25]

REFERENCES

1. Akuthota V, Ferreiro A, Moore T, Fredericson M. Core stability exercise principles. Current sports medicine reports. 2008;7(1):39.
2. Beckman SM, Buchanan TS. Ankle inversion injury and hypermobility: effect on hip and ankle muscle electromyography onset latency. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 1995;76(12):1138-43.
3. 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.
4. Leetun DT, Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis I. Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2004;36(6):926.
5. Niemuth PE, Johnson RJ, Myers MJ, Thieman TJ. Hip muscle weakness and overuse injuries in recreational runners. Clinical Journal of Sport Medicine. 2005;15(1):14.
6. Cichanowski HR, Schmitt JS, Johnson RJ, Niemuth PE. Hip strength in collegiate female athletes with patellofemoral pain. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2007;39(8):1227.
7. Ireland ML, Willson JD, Ballantyne BT, Davis IM. Hip strength in females with and without patellofemoral pain. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 2003;33(11):671.
8. Kendall F, McCreary E, Provance P. Muscles, testing and function. Medicine & Science in Sports & Exercise. 1994;26(8):1070.
9. Frese E, Brown M, Norton BJ. Clinical reliability of manual muscle testing: middle trapezius and gluteus medius muscles. Physical Therapy. 1987;67(7):1072.
10. Alexander J, Molnar GE. Muscular strength in children: preliminary report on objective standards. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 1973;54(9):424.
11. Van der Ploeg RJ, Fidler V, Oosterhuis HJ. Hand-held myometry: reference values. British Medical Journal. 1991;54(3):244.
12. Scott DA, Bond EQ, Sisto SA, Nadler SF. The intra-and interrater reliability of hip muscle strength assessments using a handheld versus a portable dynamometer anchoring station. Archives of physical medicine and rehabilitation. 2004;85(4):598-603.
13. Agre JC, Magness JL, Hull SZ, Wright KC, Baxter TL, Patterson R, et al. Strength testing with a portable dynamometer: reliability for upper and lower extremities. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 1987;68(7):454.
14. Bohannon RW. Intertester reliability of hand-held dynamometry: a concise summary of published research. Perceptual and Motor Skills. 1999;88(3 Pt 1):899.
15. Nadler SF ,DePrince ML, Hauesien N, Malanga GA, Stitik TP, Price E. Portable dynamometer anchoring station for measuring strength of the hip extensors and abductors. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2000;81(8):1072-6.
16. Magnusson SP, Gleim GW, Nicholas JA. Subject variability of shoulder abduction strength testing. The American Journal of Sports Medicine. 1990;18(4):349.
17. Tremblay MS, Lovely DF, McInnis MD, Sexsmith JR. Modifications to hydra-gym equipment provide for clinically useful strength measurements. The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy. 1994;19(4):205.
18. Leighton MM, Bush-Joseph CA, Bach Jr BR. Distal biceps brachii repair: results in dominant and nondominant extremities. Clinical Orthopaedics and Related Research. 1995;317:114.
19. Willson JD, Ireland ML, Davis I. Core strength and lower extremity alignment during single leg squats. Medicine & Science in Sports & Exercise. 2006;38(5):945.
20. Bohannon RW. Test-retest reliability of hand-held dynamometry during a single session of strength assessment. Physical Therapy. 1986;66(2):206.
21. Mathur S, Eng JJ, MacIntyre DL. Reliability of surface EMG during sustained contractions of the quadriceps. Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology. 2005;15(1):102.
22. Stratford PW, Goldsmith CH. Use of the standard error as a reliability index of interest: an applied example using elbow flexor strength data. Physical Therapy. 1997;77(7):745.

[Downloaded from journals.tums.ac.ir on 2024-11-25]