

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 ایزوکیتیک 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، $1/22 -$ تا $0/6$ ، CV 8% تا 33% و SEM $0/07$ تا $0/4$ بود. برای چهارچوب فلزی دامنه ICC، $0/93$ تا $0/96$ ، CV $5/26\%$ تا $7/94\%$ و SEM $0/04$ تا $0/08$ 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

مطالعات زیادی به نقش عضلات باز کننده و چرخاننده خارجی مفصل ران در حفظ راستای اندام تحتانی در صفحات عرضی و فروتال 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 آسیب های 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)

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 نیروها را از اندام های تحتانی به لگن و ستون فقرات و برعکس منتقل می کنند (۱-۳). عقیده بر این است که قدرت عضلات مفصل ران با آسیب های اندام تحتانی، کمر درد و درد پاتلو فمورال در ورزشکاران مرتبط است (۳-۷). همچنین ضعف عضلات مفصل ران به عنوان عامل مستعد کننده ای برای درد قدام زانو، سندرم اصطکاک ایلئوتیبیال باند، آسیب های ساق پا مثل سندرم استرس داخلی تیبیا به ویژه در حرکات شدید و تکراری مورد توجه قرار گرفته است (۵-۷).

MMT است (۸). اما این روش، وابسته به تجربه آزمونگر است و حساسیت پایینی برای شناسایی تغییرات در قدرت مخصوصاً 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 \pm انحراف معیار $22/4 \pm 3/2$ سال، وزن $6/23 \pm 2/2$ کیلوگرم، قد $1/61 \pm 0/32$ متر، شاخص توده بدنی $21/28 \pm$) 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 میچ 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 $3/25$ پوند و با ظرفیت ثبت حداکثر قدرت به اندازه 500 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 نیمه 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 (105×25 سانتی متر) قابل تطابق با قد فرد بود که در دو طرف تخت قرار می گرفتند. برای نگهداشتن دینامومتر، یک میله عرضی (29×84 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

(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.

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

جدول ۱- 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 گلوئتوس 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 کمرست ایلپاک 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)
بهر خائنده 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)





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

ها 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 می‌باشد. فرمول استفاده شده برای محاسبه SEM به این قرار است: $SEM = SD \sqrt{1 - ICC}$

یافته‌ها

اندازه‌گیری قدرت با استفاده از دینامومتر ثابت شده با دست آزمونگر

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

اندازه‌گیری قدرت با استفاده از دینامومتر ثابت شده با چهارچوب فلزی ICC برای مقادیر نرمالیز شده حداکثر و متوسط گشتاور عضلات بازکننده، دور کننده و چرخاننده خارجی مفصل ران از ۰/۹۳ تا ۰/۹۶ بود (جدول ۲). CV داده‌ها از ۵/۵۶٪ تا ۷/۹۴٪ و دامنه‌ی مقادیر SEM از ۰/۰۰۴ تا ۰/۰۲ بود (جدول ۲).

آزمودنی‌ها در شروع هر جلسه، چند تمرین گرم کردن انجام می‌دادند. 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 تشویق‌های 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 داده‌ها محاسبه و نتایج به صورت درصد تغییرات بیان شد (۱۳). خطای معیار اندازه‌گیری (Standard Error of Measurement: SEM) به عنوان شاخصی برای تکرار پذیری مطلق و دقت داده-

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

حداکثر گشتاور نرمالیزه شده			متوسط گشتاور نرمالیزه شده			گروه عضلانی مفصل ران	نحوه ثبت دینامومتر
SEM	CV	ICC	SEM	CV	ICC		
۰/۰۴	۲۱٪	۰/۴۹	۰/۰۰۳	۱۴٪	۰/۶	باز کننده	۳
۰/۰۱	۳۳٪	-۱/۲۲	۰/۰۰۷	۲۸٪	۰/۳۲	دور کننده	

۰/۰۰۳	۸٪	-۰/۲	۰/۰۳	۸٪	-۰/۲	چرخاننده خارجی	د. فلزی تپه‌پژ ن.
۰/۰۲	۶/۶۱٪	۰/۹۳	۰/۰۱	۵/۶۵٪	۰/۹۶	باز کننده	
۰/۰۲	۷/۹۴٪	۰/۹۳	۰/۰۲	۷/۹۰٪	۰/۹۵	دور کننده	
۰/۰۰۴	۵/۶۰٪	۰/۹۶	۰/۰۰۵	۵/۵۶٪	۰/۹۴	چرخاننده خارجی	

بحث

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 اندازه‌گیری 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 اندازه‌گیری 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 اندازه‌گیری قدرت عضلات باز کننده مفصل ران، تکرار پذیری کمتری داشت (۱۲).

در مطالعه حاضر، دامنه ICC به دست آمده از اندازه‌گیری‌های 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 متغیرها، 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 ۰/۰۰۲) 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 اندازه‌گیری 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 شایع‌ترین روش‌های اندازه‌گیری قدرت عضلات مفصل ران است. دامنه‌ی ICC برای قدرت عضلات باز کننده، دور کننده و چرخاننده خارجی اندازه‌گیری شده با روش نگهداری دینامومتر با دست، ۱/۲۲- تا ۰/۶ بود که نشانگر ارتباط جزئی تا متوسط بود. این نتایج تایید می‌کند که چهارچوب ثابت برای اندازه‌گیری قدرت

بسیاری از درمانگران به اندازه‌گیری قدرت عضلات به عنوان یک ارزیابی مهم قبل از آسیب و همچنین توانبخشی بعد از آسیب توجه دارند. ارزیابی قدرت در گروه‌های عضلانی بزرگتر و در افراد قوی تر مشکل تر است (۱۳، ۲۲). گروه‌های 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 ایزوکتینیک در اندازه‌گیری قدرت عضلانی است (۲۲). ضرایب تکرار پذیری به دست آمده از اندازه‌گیری 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 ویژگی‌ها در آزمونگر برای به دست آوردن نتایج دقیق، ممکن است کاربرد عمومی دینامومتر دستی را توسط هر آزمونگری محدود کند.

Agre و همکاران نشان دادند که تکرار پذیری تست‌های قدرت عضلات اندام تحتانی با دینامومتر ثابت شده با دست کمتر از تکرار پذیری تست‌های قدرت اندام فوقانی با همین وسیله بوده است. این مسئله ممکن است به علت جابجا شدن دینامومتر در حین تست و اعمال نیرو در زاویه‌ای غیر از ۹۰ درجه به آن بوده است (۱۳). از این رو احتمالاً 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 دینامومترها 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.

زیرا تقریباً در تمام حرکات بدن، با چرخش حرکات حول یک مفصل، گشتاور تولید می‌شود. بنابراین در نظر نگرفتن بازوی اهرمی در اندازه‌گیری قدرت عضلات، می‌تواند به عنوان یک فاکتور مخدوش‌کننده، 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 اندازه‌گیری قدرت عضلات ران طراحی شد که تکرارپذیری بسیار بالاتری را نسبت به دینامومتر ثابت شده با دست آزمونگر برای اندازه‌گیری عضلات بازکننده، دورکننده و چرخاننده خارجی در زنان سالم ورزشکار دارد. اندازه‌گیری‌ها 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 مخصوصاً برای تست عضلات قوی مفصل ران، امکان بروز خطا دارد. چهارچوب طراحی شده در این مطالعه به آسانی و بدون نیازه تجربه خاصی در آزمونگر قابل استفاده در بسیاری از کلینیک‌هاست و می‌تواند اثر خطای آزمونگر را در اندازه‌گیری‌ها محدود کند.

قدردانی

این مقاله حاصل بخشی از پایان‌نامه تحت عنوان "ارتباط شاخص‌های 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 ۲۶۴/۲۸۷/پ می‌باشد که با حمایت دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی درمانی تهران در محل آزمایشگاه بیومکانیک مرکز تحقیقات توانبخشی اجرا شده است.

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

نتایج مطالعه‌ی حاضر با یافته‌های Nadler و همکاران و Scott و همکاران را که ثابت کردن دینامومتر را با چهارچوب، بسیار تکرارپذیر یافته بودند، مطابقت داشت. فاکتورهای متعددی ممکن است تکرارپذیری و دقت بسیار بالای به دست آمده از اندازه‌گیری‌های قدرت با استفاده از دینامومتر ثابت شده با چهارچوب فلزی در این مطالعه را توضیح دهد. مهمترین علت می‌تواند این باشد که این سیستم ثابتی، خطای آزمونگر و حرکات ناخواسته دینامومتر را در حین تست از بین می‌برد. به نظر می‌رسد که ثابت کردن دینامومتر با این چهارچوب، برای اندازه‌گیری قدرت در ورزشکاران مفید است. آزمونگر برای اندازه‌گیری 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 مخدوش‌کننده نمی‌باشند. تکرارپذیری 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 می‌شود، علی‌رغم اینکه به افراد دستور داده می‌شود که با حداکثر قدرت ممکن به دینامومتر فشار بدهند، بعضی از آزمودنی‌ها ممکن است به صورت ناخودآگاه فقط به میزانی که از طرف آزمونگر مقاومت حس می‌کردند، به دینامومتر فشار دهند. Kramer مشاهده کرد که بین مقادیر حداکثر قدرت اندازه‌گیری شده با دینامومتر ثابت شده با دست و روشی که برای ثابت کردن دینامومتر به آزمونگر وابسته نیست، اختلاف معنی‌داری وجود دارد.

به علاوه، آزمودنی‌ها احتمالاً با حداکثر قدرت خود در هر دو جلسه به دینامومتر ثابت شده به چهارچوب، نیرو اعمال کرده‌اند. همچنین آزمونگر فیدبک کلامی مداومی را برای همه شرکت‌کننده‌ها در طول تست‌ها فراهم می‌آورد. فیدبک کلامی می‌تواند انگیزه آزمودنی‌ها را برای اعمال حداکثر قدرت افزایش دهد. استراحت بین تلاش‌ها نیز برای بهبودی و جلوگیری از خستگی کافی بود. علت دیگر احتمالاً اپلیکاتورهای نیم‌دایره‌ای قابل تطابق با اندام آزمون‌شونده‌ها بوده که مانع از ایجاد نقطه دردناک در حین تست‌ها شدند زیرا درد با مهار کردن حداکثر انقباض عضلانی گشتاور را کاهش می‌دهد.

لازم به ذکر است که در مطالعه حاضر بر خلاف مطالعات قبلی، قدرت عضلانی به صورت گشتاور گزارش شد.

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.