

## بررسی پایایی زمانی پارامترهای گشتاور و درک فردی از خستگی عضلانی

کبری قاسمی<sup>۱</sup>، دکتر حسن جعفری<sup>۲</sup>، دکتر علی اشرف جمشیدی<sup>۲</sup>

۱- کارشناس ارشد فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران  
۲- استادیار و عضو هیئت علمی، دانشکده توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی تهران

### چکیده

**مقدمه:** از جمله مشکلاتی که فرد ورزشکار در هنگام انجام تمرینات ورزشی و بیمار در هنگام انجام تمرینات درمانی با آن مکرراً مواجه است، مسأله خستگی عضلانی است. بدیهی است که بروز پدیده خستگی دقت عملکرد افراد را متأثر ساخته و دامنه فعالیت فیزیکی و ورزشی را محدود می سازد. فواید خستگی در بسیاری از تحقیقات گذشته مورد مطالعه قرار گرفته است. لذا ارزیابی خستگی نیازمند بررسی های دقیق، پایا و قابل اعتمادی می باشد. بررسی قدرت عضلانی و ادراک فردی از خستگی دو روش معمول در بسیاری از تحقیقات بوده است. لذا محققین در تحقیق حاضر به بررسی پایایی زمانی دو روش ادراک فردی از خستگی و سنجش گشتاور تولیدی توسط عضله بعد از ایجاد خستگی پرداختند.

**مواد و روشها:** در این تحقیق ۱۵ نفر خانم بین ۳۰-۲۰ سال که حداقل هفته‌ای یک بار به صورت غیر حرفه‌ای در فعالیتهای ورزشی شرکت داشتند، به صورت داوطلبانه وارد مطالعه شدند. هر آزمودنی سه بار به آزمایشگاه مراجعه می‌نمود. اولین جلسه برای آشنایی با نحوه انجام انقباض ایزوکینتیک بود. تست اصلی هم در دو جلسه بعدی با فاصله یک هفته انجام می شد. در ابتدای هر جلسه پس از گرم کردن، میزان خستگی ادراکی توسط آزمون مقیاس آنالوگ بصری، متوسط حداکثر گشتاور و متوسط توان کانستریک ایزوکینتیک عضلات چهار سر ران پای غالب در سرعت ۶۰ درجه در ثانیه اندازه‌گیری می‌شد. سپس پروتکل خستگی یعنی تکرار انقباض‌های ایزوکینتیک بیشینه تا زمانی که قدرت فرد برای سه بار متوالی به ۵۰٪ حداکثر مقدار خود کاهش پیدا می کرد اجرا می‌گردید. پس از اجرای پروتکل خستگی، متوسط حداکثر گشتاور، متوسط توان و خستگی ادراک شده مجدداً مورد ارزیابی قرار می‌گرفت.

**نتایج:** پایایی متوسط حداکثر گشتاور (APT)، متوسط توان (AP) و مقیاس آنالگ بصری (VAS) قبل از اجرای پروتکل خستگی به ترتیب ۸۱/۶٪، ۸۷/۴٪ و ۴۷/۹٪ بوده است و میزان این پایایی بعد از خستگی به ترتیب به ۵۹/۹٪، ۶۴/۴٪ و ۹۶/۶٪ تغییر یافته است.

**نتیجه‌گیری:** این مطالعه نشان داد که در ارتباط با پارامترهای ایزوکینتیکی میزان پایایی زمانی قبل از خستگی بالا بوده به عبارتی گشتاور و توان ثبت شده هم در دفعات تکرار و هم در طول زمان، مقیاسی پایا می باشند. بعد از خستگی میزان پایایی گشتاور و توان ثبت شده توسط ایزوکینتیک تکرارپذیر بود و این تکرار پذیری در حد متوسط تا خوب بدست آمد. اما در مورد مقیاس آنالوگ بصری نتیجه کاملاً بر عکس بود بدین گونه که قبل از خستگی میزان پایایی از درک خستگی موضعی پایین بوده و حتی معنی دار هم نبود. ولی این مقیاس بعد از خستگی در حد بسیار بالایی تکرار پذیر بود.

**واژگان کلیدی:** پایایی، خستگی عضلانی، گشتاور، خستگی ادراکی

(وصول مقاله: ۱۳۸۹/۹/۲۰ پذیرش مقاله: ۱۳۸۹/۱۰/۱۱)

**نویسنده مسئول:** تهران، میرداماد، میدان محسنی، خیابان شهید شاه نظری، کوچه نظام، دانشکده توانبخشی

Email: aliajamshidi@yahoo.com

### مقدمه

را متأثر می‌سازد (۳). بروز خستگی نه تنها موجب کاهش کارایی جسمی و ذهنی ورزشکار شده (۴)؛ بلکه باعث ایجاد اختلالات جسمی و روحی و صدمات ورزشی نیز می‌گردد (۵). به هر حال خستگی دامنه فعالیت فیزیکی و ورزشی را محدود می‌سازد. این که خستگی درحین تمرینات ورزشی یا تمرینات درمانی سودمند است یا خیر و اینکه خستگی تا چه حد مجاز می‌باشد همیشه مورد بحث و تحقیق بوده است. لذا ارزیابی خستگی نیازمند بررسی های دقیق، پایا و قابل اعتمادی می‌باشد.

برای بررسی اثرات خستگی از روش‌های مختلفی استفاده شده است. از جمله این روشها می‌توان به بررسی‌های الکترومیوگرافی و ایزوکینتیکی اشاره نمود. هر یک از این روشها

از جمله مشکلاتی که فرد ورزشکار در هنگام انجام تمرینات ورزشی و بیمار در هنگام انجام تمرینات درمانی با آن مکرراً مواجه است، مسأله خستگی عضلانی است. هنگامی که ورزشکار به سطحی فراتر از حد فیزیولوژیک خود قدم می‌گذارد، با خطر خستگی روبه‌رو می‌شود. خستگی عضلانی یکی از فرایندهای عضلانی است که در نتیجه آن عملکرد سیستم‌های متابولیکی و عصبی - عضلانی برای استمرار فعالیت کاهش یافته و انقباض عضلانی نمی‌تواند برای مدت طولانی حفظ گردد (۱). این پدیده حالت ناخوشایندی است که ممکن است در پی فعالیت فیزیکی کوتاه و یا بلند مدت بیشینه وزیر بیشینه روی دهد (۲). بدیهی است که بروز پدیده خستگی دقت عملکرد افراد

اعتیاد به سیگار، مواد مخدر یا الکل نداشته و شاخص توده بدنی (Body Mass Index) همه این افراد بین ۱۸-۲۲ بود. در طول تحقیق و نیز از ۲۴ ساعت قبل از اولین جلسه آزمون از انجام ورزش سنگین اجتناب نمودند (۱۷). در مطالعه حاضر فقط عضله چهار سر ران اندام تحتانی غالب افراد آزمایش می شد.

**ادارک فردی خستگی:** یکی از معیارهای ارزیابی خستگی در این تحقیق استفاده از مقیاس آنالوگ بصری (VAS) بود. از افراد خواسته می شد میزان خستگی عضله چهار سر ران خود را بر روی یک پاره خط که از ۰ تا ۱۰۰ شماره گذاری شده بود با عدد نشان دهند (۱۸، ۱۱). صفر به معنای نبود هیچ گونه خستگی و صد به معنای حداکثر خستگی قابل تصور بود. در هر جلسه این آزمون در دو نوبت، یک بار در بدو ورود افراد و یک بار پس از اجرای پروتکل خستگی انجام می شد. مجدداً بعد از یک هفته آزمون برای انجام کلیه آزمونها بطور یکسان مراجعه و این آزمون دوباره ثبت می گردید. در این پژوهش جهت ارزیابی میزان خستگی ادراکی از مقیاس آنالوگ بصری استفاده شد. این مقیاس سریع محاسبه می شود و فهم آن برای آزمودنیها راحت می باشد. روایی و پایایی آن نیز در حد بالایی برای ارزیابی خستگی گزارش شده است (۲۰، ۱۹).

**بررسی ایزو کینتیک خستگی:** در ابتدای هر نوبت مراجعه افراد، برای گرم کردن از رکاب زدن با سرعت معمولی ۶۰ تا ۷۰ دور در دقیقه بر روی دوچرخه ثابت و بدون مقاومت به مدت ۲ دقیقه استفاده می شد. برای اندازه گیری متوسط حداکثر گشتاور و متوسط توان عضله چهار سر ران از دینامومتر الکتریکی Biodex system3 ساخت کارخانه Biodex medical Inc استفاده شد. هر حرکت رفت و برگشت شامل انقباض کانستریک ایزو کینتیک بیشینه عضله چهار سر ران از ۹۰ درجه فلکشن به سمت ۱۰ درجه فلکشن و متعاقب آن انقباض کانستریک ایزو کینتیک بیشینه عضله همسترینگ به منظور برگشت اندام به وضعیت شروع (۹۰ درجه فلکشن) بود. از طریق انجام سه انقباض کانستریک ایزو کینتیک بیشینه متوالی با سرعت ۶۰ درجه در ثانیه، متوسط حداکثر گشتاور و متوسط توان این عضله برای هر فرد تعیین می شد. حین تست نیز افراد از نظر کلامی تشویق می شدند وضعیت مفصل ران برای تمام افراد در هر دو جلسه با گونیامتر در ۲۵ درجه فلکشن تنظیم می شد. انقباض عضله چهار سر ران و همسترینگ هر یک با ستونهای عمودی رنگی روی مانیتور مشخص می شد. علاوه بر این مقدار ۵۰ درصد حداکثر گشتاور عضله چهار سر ران محاسبه و با مارکر روی مانیتور مشخص می شد تا برای مرحله بعدی (پروتکل خستگی) استفاده

قابلیتها و کاربردهای خاص خود را دارند. بررسی قدرت عضلانی و ادارک فردی از خستگی دو روش معمول در بسیاری از تحقیقات بوده است. استفاده از سیستم ایزو کینتیک و بررسی میزان تغییرات گشتاور در اثر خستگی عضلانی در تحقیقات متعددی مورد مطالعه قرار گرفته است، که شامل بررسی در گروه های عضلانی (۶)، مقایسه گشتاور در حالت های کانستریک و اکستریک (۷)، بررسی سرعت - گشتاور بعد از خستگی (۸)، بررسی زمان بهبود بعد از خستگی (۹) می باشد. از مقیاس آنالوگ بصری برای ارزیابی میزان خستگی ادراکی استفاده شده است (۱۰، ۱۱، ۱۲). همچنین پروتکل های متنوعی برای ایجاد خستگی مطرح شده است (۱۳، ۱۴، ۱۵، ۱۶). پایایی این پروتکل ها و روش های اندازه گیری از اهمیت بالایی برخوردار است. در این تحقیق ما به بررسی تکرارپذیری خودآزمون (آزمون-باز آزمون) پرداخته ایم.

بررسی مطالعات موجود نشان می دهد که در تحقیقات انجام شده پایایی زمانی (Temporal Stability) روشهای نامبرده تاکنون اعلام نشده است. لذا محققین در تحقیق حاضر به بررسی پایایی زمانی دو روش ادراک فردی از خستگی و سنجش گشتاور تولیدی توسط عضله بعد از ایجاد خستگی پرداختند.

## مواد و روشها

**افراد مورد آزمون:** این مطالعه به روش نیمه تجربی و اندازه-گیری آزمون باز آزمون بر روی ۱۵ نفر از دختران سالم بین سنین ۳۰-۲۰ سال که حداقل هفته ای یک بار به صورت غیر حرفه ای در فعالیتهای ورزشی غیر سنگین (که عمدتاً عضلات اندام تحتانی را شامل می شود) شرکت داشتند، انجام شد. نحوه نمونه-گیری به صورت غیر احتمالی و به روش نمونه گیری از افراد در دسترس بود. از بین افراد مذکور آن دسته که آمادگی خود را اعلام کرده و واجد شرایط بودند پس از تعیین وقت در آزمون شرکت داده می شدند.

داوطلبین فرم جمع آوری اطلاعات زمینه ای طراحی شده شامل مشخصات فردی و تایید سلامت داوطلبین از نظر نورولوژیک، داخلی، عروقی، ارتوپدی (بویژه صدمه و آسیب زانوی پای غالب) را به کمک آزمونگر تکمیل می کردند. پس از انجام معاینه بالینی اطمینان یافتیم که این افراد دچار کوتاهی همسترینگ پای غالب نبوده و همچنین مبتلا به ژنوالگوم یا ژنواروم ویا ژنورکوراتوم زانوی غالب نبودند. هیچ یک داروهای موثر بر فعالیت محیطی و مرکزی سیستم عصبی مصرف نکرده و

شود. متوسط حداکثر گشتاور از روی خروجی نرم افزار دستگاه با واحد نیوتن متر و متوسط توان با واحد نیوتن متر بر ثانیه جمع آوری می‌شد.

**پروتکل خستگی و آزمون مجدد:** پروتکل خستگی به صورت انقباض بیشینه ایزوکینتیک کانستریک عضله چهار سر ران و زیر بیشینه ایزوکینتیک کانستریک عضله همسترینگ با سرعت ۶۰ درجه در ثانیه بود. از افراد خواسته می‌شد تا انقباضهای پشت سر هم و بیشینه چهار سر ران تا جایی ادامه یابد که ستون عمودی رنگی مربوط به عضله چهار سر ران سه بار پی در پی پایین تر از مرز مارکر (۵۰ درصد حداکثر گشتاور عضله) قرار گیرد. برای آنکه افراد حداکثر تلاش خود را انجام دهند تشویق کلامی به همراه مشاهده دائمی مونیتر توسط آزمونگر صورت می‌گرفت. شروع و خاتمه آزمون توسط آزمونگر اعلام می‌شد. پس از ۶۰ ثانیه استراحت در حالیکه فرد به همان صورت بر روی صندلی دستگاه قرار داشت و با اعلام شروع توسط آزمونگر، انجام انقباضهای پشت سر هم مانند قبل تا افت مجدد گشتاور به کمتر از ۵۰ درصد حداکثر گشتاور عضله برای بار دوم و سوم نیز تکرار می‌شد. بین سه مرحله آزمون ۶۰ ثانیه استراحت داده می‌شد. پس از پایان پروتکل و ایجاد خستگی، سه انقباض پی در پی کانستریک ایزوکینتیک بیشینه عضله چهار سر ران برای اندازه گیری مجدد متوسط حداکثر گشتاور و متوسط توان عضله چهار سر ران مانند مرحله قبل انجام می‌شد. میزان خستگی ادراکی نیز به مانند مرحله قبل از خستگی مجدداً ارزیابی می‌شد.

در میان روشهای گوناگون ارزیابی و ایجاد خستگی، استفاده از انقباضات ارادی همواره به عنوان انتخاب اول مطرح می‌باشد و استفاده از انقباض ارادی حداکثر و یا توان به عنوان معیار کمی کردن خستگی به عنوان استاندارد طلایی شناخته شده است (۲۱). به منظور ایجاد خستگی از انقباضهای بیشینه استفاده شد. در مواردی که خستگی به دنبال انقباض حد اکثر (MVC) ایجاد شود، ساده تر می‌توان میزان و زمان بروز آن را برآورد نمود اما چنانچه انقباض زیر بیشینه باشد تعیین بروز خستگی مشکل است (۲۲). در این تحقیق، از تغییرات متوسط حداکثر گشتاور و متوسط توان به منظور ارزیابی خستگی استفاده گردید. تغییرات در حداکثر گشتاور دینامیک، یکی از بهترین روش‌های غیر تهاجمی (non invasive) جهت اندازه‌گیری آسیب عضلانی در بافت زنده (in vivo) به شمار می‌آید (۲۳). همچنین جهت انجام آزمون، سرعت ۶۰ درجه در ثانیه در نظر گرفته شد، چرا که استفاده از سرعتهای پایین، تکرارپذیری

مناسبی جهت انجام پروتکل‌های خستگی دینامیک دارند (۲۵) (۲۴). انتخاب پروتکل خستگی به صورت انجام انقباضات مکرر تا رسیدن به ۵۰ درصد حداکثر گشتاور اولیه در تحقیق حاضر امکان دستیابی به فیدبک را در حین اجرای پروتکل خستگی فراهم ساخت و به علاوه بعنوان یک معیار تکرارپذیر، با ارزش و استاندارد شناخته شده است (۲۶، ۲۸، ۲۷، ۲۹).

**پایایی آزمون باز آزمون:** تکرار پذیری به معنای آن است که نمرات یک ابزار سنجش تا چه میزان عاری از خطای اندازه گیری هستند به عبارت دیگر در صورت عدم تغییر مفاهیم مورد نظر در فرآیند سنجش، نمرات حاصله از یک سنجش، چقدر پایایی و ثبات دارند (۳۰). همچنین به معنای میزان همبستگی بین نمرات حاصله از یک روش سنجش در طی سنجش‌های مکرر در طول زمان می‌باشد (۳۱).

هر یک از داوطلبین سه نوبت مراجعه داشتند. اولین جلسه سه روز قبل از انجام آزمون اصلی و به منظور آشنایی افراد با آزمون و انجام انقباض کانستریک با دستگاه ایزوکینتیک بود. برای انجام آزمون اصلی هم هر یک از داوطلبین در دو نوبت و به فاصله یک هفته مورد ارزیابی قرار می‌گرفتند. ارزیابی ایزوکینتیک و VAS در هر دوی این جلسات آزمون اصلی در دو نوبت قبل از خستگی و بعد از خستگی از افراد به عمل می‌آمد.

### نتایج و یافته‌ها

در این تحقیق از روش Intraclass Correlation Coefficient (ICC) به منظور تجزیه و تحلیل داده‌های به دست آمده از آزمون اصلی استفاده شده است. قبل از خستگی پایایی متوسط حداکثر گشتاور (APT) ۸۱/۶٪ و متوسط توان (AP) ۸۷/۴٪ و VAS ۴۷/۹٪ بوده است. بعد از اجرای پروتکل خستگی پایایی متوسط حداکثر گشتاور ۵۹/۹٪ و متوسط توان ۶۴/۴٪ و VAS ۹۶/۶٪ بود. بنابراین نتایج به دست آمده نشان داد که پایایی متوسط حداکثر گشتاور و متوسط توان قبل از اجرای پروتکل خستگی بیشتر از بعد از اجرای این پروتکل بوده است. اما این تاثیر بر روی میزان خستگی ادراکی کاملاً بر عکس بوده یعنی پایایی VAS بعد از خستگی به میزان قابل توجهی بیشتر از قبل از انجام پروتکل خستگی بوده است (جدول شماره یک).

مقادیر تکرارپذیری بین ۵۰ تا ۶۹ متوسط، بین ۷۰ تا ۸۹ بالا و بالاتر از ۹۰ تکرارپذیری بسیار بالا در نظر گرفته شده است (۳۱).

جدول شماره ۱: مقادیر میانگین، انحراف معیار و تکرارپذیری (ICC) جهت مقیاسهای گشتاور و خستگی ادراکی

سطح معنی داری	ICC	حدود اطمینان (%۹۵) (بیشترین.....کمترین)	جلسه دوم میانگین ± انحراف معیار	جلسه اول میانگین ± انحراف معیار		
۰/۰۰	۸۱/۶	(۳۲/۲.....۹۴/۳)	۷۷/۵۴ ± ۲۲/۳۶	۹۰/۴۲ ± ۲۸/۰۳	قبل از خستگی	متوسط حداکثر گشتاور (APT)
۰/۰۴	۵۹/۵	(-۱۷/۲.....۸۶/۳)	۵۵/۳۶ ± ۱۶/۸۸	۵۶/۷۰ ± ۱۷/۱۹	بعد از خستگی	نیوتن متر
۰/۰۰	۸۷/۴	(۶۳/۷.....۹۵/۷)	۵۳/۵۲ ± ۱۴/۳۱	۶۰/۳۲ ± ۱۸/۸۵	قبل از خستگی	متوسط توان (AP)
۰/۰۲	۶۴/۴	(-۲/۸.....۸۷/۹)	۳۷/۶۹ ± ۹/۸۵	۳۸/۶۴ ± ۱۳/۰۳	بعد از خستگی	نیوتن متر بر ثانیه
۰/۱۱	۴۷/۹	(-۵۰.....۸۲/۳)	۱/۵ ± ۱/۲۴	۱/۹ ± ۱/۱۶	قبل از خستگی	مقیاس آنالوگ
۰/۰۰	۹۶/۵	(۹۰.....۹۸/۸)	۹۰/۰۶ ± ۰/۸۸	۹۰/۰۶ ± ۱۰/۰۹	بعد از خستگی	بصری (VAS) میلی متر

### بحث و نتیجه گیری

تولیدی (exertion) فرد به علت خستگی موضعی در عضله متفاوت خواهد بود. به عبارتی فرد در استنباط حداکثر توان خود در عضله دچار خطا می‌شود و احتمالاً، از حداکثر تلاش خود در انجام انقباض استفاده نکرده است. ممکن است خود پروتکل خستگی در جلسات مختلف (بعد از یک هفته) تاثیر متفاوتی در ایجاد خستگی داشته باشد که این امر می‌تواند ناشی از تفاوت در شرایط روحی و جسمی و هورمونی فرد در دو جلسه مختلف باشد و یا اینکه پروتکل خستگی جدای از روش اندازه‌گیری چقدر استاندارد و معتبر می‌باشد. به این مفهوم که علی‌رغم اجرای یکسان پروتکل توسط آزمونگر، میزان خستگی ایجاد شده کاملاً یکسان نباشد. از سه فرض بالا میتوان اینگونه استنباط کرد که، دستگاه ایزوکینتیک یا مقیاس گشتاور و توان بعد از خستگی در طول زمان یک پارامتر با تکرارپذیری پایین تری (متوسط تا خوب) برای سنجش خستگی می‌باشد. به همین علت میزان پایایی بعد از خستگی کاهش یافته است. این یافته در مقایسه با تکرارپذیری قبل از خستگی نشان می‌دهد که بررسی ایزوکینتیک توان و گشتاور به خودی خود تکرارپذیر هستند و کاهش آن ناشی از تغییرات فردی یا ضعف پروتکل اجرایی در ایجاد خستگی یکسان در طول زمان است.

در مورد VAS که باور و درک فردی (subjective) از خستگی می‌باشد نتیجه متفاوتی را نسبت به اندازه‌گیری‌های ایزوکینتیک نشان داد. به طوری که قبل از خستگی میزان پایایی این مقیاس پایین بوده و حتی معنی دار هم نبود. به عبارتی قبل از اجرای پروتکل خستگی، فرد زمینه‌ای از میزان خستگی در

در این تحقیق پارامترهای ایزوکینتیک و VAS در هر جلسه دو بار اندازه‌گیری شد. یکبار قبل از اجرای پروتکل خستگی و یکبار پس از اجرای این پروتکل. اندازه‌گیری‌های قبل از خستگی به منظور ارزیابی و سنجش تکرارپذیری ابزار اندازه‌گیری بوده که این ابزار شامل دستگاه ایزوکینتیک و VAS می‌باشد ولی اندازه‌گیری‌های بعد از اجرای پروتکل خستگی به منظور سنجش تکرارپذیری و پایایی این ابزار بعد از پروتکل خستگی بوده است. همچنین این بررسی با فاصله زمانی یک هفته بین دو بار آزمون صورت گرفت به عبارتی سعی شد که تکرارپذیری زمانی دستگاه ایزوکینتیک و VAS هم قبل از خستگی و هم بعد از خستگی مورد بررسی قرار گیرد. نتایج به دست آمده در ارتباط با پارامترهای ایزوکینتیک در این مطالعه نشان داد که میزان تکرارپذیری زمانی دستگاه ایزوکینتیک قبل از خستگی بالا بود. این یافته نشان می‌دهد که گشتاور و توان ثبت شده هم در دو بار تکرار در هر جلسه و هم در طول زمان (یک هفته) مقیاسی پایا می‌باشند. این موضوع نتایج تحقیقاتی را که نشان می‌دهد دینامومتر ایزوکینتیک ابزاری مناسب و تکرارپذیر برای ارزیابی عملکرد ورزشکاران است و همچنین نتایج تحقیقاتی را که روایی و پایایی این دستگاه را در حد بالایی گزارش می‌کنند (۳۲،۲۴) تایید می‌کند. بعد از خستگی، پایایی اندازه‌گیری گشتاور و توان اکستنسوری ایزوکینتیک نیز تکرارپذیر بود ولی این تکرارپذیری در حد متوسط تا خوب بود و میزان آن نسبت به قبل از خستگی کاهش یافت. این کاهش در میزان پایایی می‌تواند ناشی از عوامل زیر باشد: میزان حداکثر تلاش

خستگی موضعی می‌باشد. بنا براین می‌توان این گونه بر داشت کرد که ایزوکیتیک به خودی خود برای ارزیابی‌های قبل از خستگی ابزاری تکرار پذیر و پایا می‌باشد ولی VAS به عنوان معیاری بسیار با ارزش و پایا برای ارزیابی و سنجش بعد از خستگی می‌باشد.

حال حاضر خود به طور موضعی نداشته و نمی‌توانست باور درستی از درک خستگی داشته باشد اما میزان پایایی این مقیاس بعد از خستگی بیشتر از قبل از خستگی بوده است که احتمالاً به خاطر این است که فرد بعد از خستگی درک بهتری از خستگی را تجربه می‌کرد که این امر می‌تواند نشان دهنده اهمیت آشنا سازی (familiarization) برای ارزیابی VAS قبل از ایجاد

## REFERENCES

1. Bompa, T. Theory and Methodology of Training: the key to athletic performance. 2nded. 1990. Dubuque: Kendall / Hunt publishing Company
2. Asmussen, E. Muscle Fatigue. *Medicine & Science in Sport*. 1979.11: 313 – 321.
3. Fitts R, Balog EM, The effect of intracellular and extracellular change in excitation contraction coupling and skeletal muscle fatigue, *Acta physiol*. 1996.156 (3): 164 – 183,
4. McComes, A.J. Skeletal muscle: form and function. Champaign, IL: Human Kinetics. 1996.
5. Schwelonus M.P.;Derman E.W.;Noakes T.D.Aetiology of skeletal muscle cramp during exercise: Anovel hypothesis. *Journal of sports sciences*. 1997.Volume15:277 – 285(9)
6. Kellis E. The effect of fatigue on the resultant joint moment, Agonist and antagonist electromyographic activity at different angles during dynamic knee extension efforts. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1999 (9) 191 – 199.
7. John Wiley. Muscle fatigue during concentric and eccentric contractions. *Muscle and Nerve*, 2000 (23): 1727 – 1735
8. Kellis E. and Kellis S. Effects of agonist and antagonist muscle fatigue on muscle Co – activation around the knee in pubertal boys. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 2001 (11): 307 – 318
9. Pincivero D.M. and Campy R.M. The effect of rest interval length and training on quadriceps femoris muscle. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 2004 (44) 2: 111
10. Hemmings, B., smith, M., Gradon, J., et al. Effects of massage on physiological restoration, perceived recovery, and repeated sport performance *Br J sports Med*. 2000. 34: 109 – 115
11. Tanaka, T.H., lesiman, G., Mori, H., Nishijo, K. The effect of massage on localized lumbar muscle fatigue. *Comple and Alter medicine*. 2002. 5:2-9
12. Dawson, L.G., Dawson, K.L., and Tiidus, P.M. Evaluating the influence of massage on leg strength, swelling, and pain following a half – marathon. *J Sports Sci and Med*. 2004. 3: 37 – 43.
13. Wojtys. The effects of muscle fatigue on neuromuscular function and anterior tibial translation in healthy knees. *American Journal of sports medicine*. 1996. 24 – 25
14. Griffinl, Garland SJ. Ivanorat, Gossen ER, Muscle vibration motor, unit firing rate during sub maximal isometric fatigue in humans, *J physiol* 2001 sep 15: 535 (pt3): 926 – 36
15. Frasers f, Janet voke. Fatigue depress maximal in vitro skeletal muscle Na (+), K(-) ATPAS activity in untrained and trained individuals *J Appl physiol* 2002 nov, 93 (5) 1650 – 90
- 16.Yaggie, JA, MC greor SJ. Effect of Isokinetic anke fatigue on the maintenance of balance and postural limits. *Arch Phys Med Rehabil* . 2002; 83: 224 – 8
- 17.Hunter, A.M., watt, J.M., Galloway, S.D. Effects of lower limb massage on electromyography and force production of the knee extensore *Br J sports Med*. 2006. 40: 114 – 118.
18. Mancinelli, C.A., Davis, D.S., Aboulhosn, L., Brady, M., Eisenhofer, J., Foutty, S. The effects of massage on delayed onset muscle soreness and physical performance in female collegiate athletes. *Phys Ther in Sport*. 2006. 7:5- 13.
19. Dittnera, A.J., Wsselyb, S.C., Browna, R.G. The assessment of fatigue: A practical guide for clinicians and researchers. *J Psychosom Res*. 2004. 56: 157 – 170.
20. Ahearn, E.P. The use of visual analog scales in mood disorders: A critical review. *J psychiat Res*. 1997. 5: 569 – 579.
21. Vollestad NK. Measurement of human muscle fatigue. *J Neuroscience Methods*. 1997; 74: 219 – 227.
22. Janet L., Taylor E and Butler S. Changes in muscle afferents, motoneurons and motor drive during muscle fatigue. *Eur J Appl Physiol*, 2000 (83): 106 – 115.
23. Warren, G.L., lowe, D.A., Armstrong, P.B. Measurement tools used in the study of eccentric contraction – induced injury. *Sports Med*. 1999. 27: 43 – 59
24. Devir Z. Isokinetic testing and clinical applications. Churchill Livingstone, 2004.
25. Larsson, B, Karlsson S, Eriksson M, Gerdle B. Test – retest reliability of EMG and Peak torque during repetitive maximum concentric knee extensions. *J Electromyogr kinesiol*. 2003. 13 (3): 281 – 287.
- 26.Brown LE.Testing the Spine .in: Timm KE ed.Isokinetics in human performance. Champaign: Human Kinetics ;2000:PP 6,7,27

27. Ochsendorf DT, Mattacola CG, Arnold BL. Effect of orthotics on postural sway after fatigue of the plantar flexors and dorsiflexors. *J Athletic Train*. 2000;35(1):26-30
28. Ramsdell Km, Mattacola CG, Uhi TL, McCroy JL, and Malone TR. Effect of two ankle fatigue model on the duration of postural stability dysfunction. *J Athletic Train*. 2001;36(2):S 32
29. Burdett R. G., Van Swearingen J., Reliability of Isokinetic muscle endurance test. *J. orthop Sports Phys Ther*. 1987. 8:484-488,
30. Finch E, Brooks D, W. Stratford P, E. Mayo N. *Physical Rehabilitation outcome Measures :A guide to enhanced clinical decision making*. (2<sup>nd</sup> ed.). 2002, Hamilton, ON :BC Decker Inc .
31. Domholdt E. *Rehabilitation Research :Principles and Applications*. Third Editioned . E lsevier Saunders .St.Louis, Mo; 2005
32. Brown, L.E. *Isokinetics in Human Performance*. 2000. USA: Human kinetics.

# Temporal stability of torque parameters and induced perception following muscle fatigue

Ghasemi C<sup>1</sup>, Jafari H<sup>2\*</sup>, Jamshidi A.A<sup>2</sup>

1-MSc, Physiotherapy of Tehran University of Medical Sciences

2-Assistant Professor of Tehran University of Medical Sciences

## Abstract

**Background and Aim:** Muscular fatigue is common problem that an athlete faces repeatedly during sport competition or therapeutic exercise. Undoubtedly, fatigue affects the precision of subjects' performance and limits the range of physical and sport activities. Muscle fatigue advantages and disadvantages have been reviewed in many previous studies. To challenge this controversy fatigue evaluation requires reliable, stable and precise methods of analysis itself. Researches on muscle strength and subject's perception of fatigue have been done in many studies. Therefore; researchers in this study focus on temporal stability of both subjective perception of fatigue and produced muscle torque after fatigue.

**Materials and methods:** Fifteen healthy female between 20-30 years of age, who at least had some non-professional light sporting activities once a week, volunteered in this research. Each of volunteers was evaluated in 3 different sessions. The first session was to familiarize the volunteers with the Isokinetic tests. For the main test, each of the volunteers was evaluated once and then after one week interval. At each session after warm up, perceived fatigue was measured using Visual Analog Scale. Then Average peak torque and average power maximal concentric Isokinetic of quadriceps were measured at the velocity of 60 degrees per second. To perform the fatigue protocol, subjects were asked to perform successive maximal quadriceps contractions until the three subsequent quadriceps torque output drop below 50 percent of maximal torque output. Afterwards, for re-measurement average peak torque, average power and perceived fatigue were evaluated similarly.

**Results:** The intraclass correlation coefficient (ICC) of average peak torque, average power and visual analog scale before performing fatigue protocol were calculated %81.6, %87.4 and %47.9 respectively. The repeated ICC after fatigue has estimated %59.9, %64.4 and %96.6 respectively.

**Conclusion:** This research demonstrated that Isokinetic temporal stability parameters were high before fatigue. In other words, both torque and power are reliable in two repetition times in a session, as well after one week interval between. After fatigue; the stability rate of torque and power recorded by Isokinetic were repeatable and this repeatability has been moderate to high. However; VAS showed a completely opposite results, in which before fatigue the stability of imagined local fatigue perception has been very low and was not significant, although after fatigue the VAS showed high repeatability.

**Keywords:** temporal stability, muscle fatigue, torque, perceived fatigue

### \*Corresponding author:

Dr.Ali Ashraf Jamshidi, Rehabilitation Faculty, Tehran University of Medical Sciences.

**Email:** aliajamshidi@yahoo.com

*This research was supported by Tehran University of Medical Sciences (TUMS)*