Published Online: 2016. September .28 **Research Article**

Archive of SID

Reliability of Synchronization Software in Measuring Tibialis Anterior Muscle Structure and Force: An Ultrasonographic Study

Seyed Majid Hosseini[1], Farzaneh Norouzinejad[2], Asghar Rezasoltani[3*], Alireza Akbarzadeh Baghban[4]

1. Assistant Professor of Physical Therapy, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences,Tehran,Iran
2. Student Research Committee. MSc Student of Physical Therapy, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences,Tehran, Iran.
3. Professor of Physical Therapy, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences,Tehran, Iran
4. Professor of Biostatistics, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences,Tehran, Iran

Received: 2016.May.18 Revised: 2016.July.26 Accepted: 2016.September.09

Abstract

Background and Aims: The present study was conducted to evaluate the intra-rater reliability of synchronization software so as to measure the Tibialis Anterior Muscle (TAM) structural parameters and force during contraction in healthy-nonathletes using ultrasonography and dynamometery in a synchronized way. This software was used in order to increase the ability of recording of pictures and data from ultrasonography and dynamometry synchronizingly.

Materials and Methods: In the present cross-sectional study, the reliability of measuring the TAM structural parameters and force with the synchronization software was evaluated on 15 healthy non-athletes, aged 18 -35 years, with BMI (23±1/8). An Ultrasonography B mode and a Dynamometer were used during three states of contractions: maximum voluntary contraction, electrical stimulation, and the combination of both in healthy non-athlete individuals. The Pennation Angle (PA), Fascicle Length (FL), and Muscle Thickness (MT) and Force (F) of TAM were measured in three states of contraction and then the measurements were repeated one hour later in order to determine intra-rater reliability. Interclass Correlation Coefficient (ICC), Standard Error of Measurement (SEM), and Smallest Detectable Difference (SDD) were used to evaluate the relative and absolute reliability, respectively.

Results: The synchronization software was found to be highly reliable in measuring the TAM structures and force in three states of contraction (MVC), (ES), and (MVC+ES) in healthy-non athletes. The ICCs for muscle thickness of TAM were 80%, 98%, 93%, respectively. For PA, the ICCs were 88%, 77%, and 75% respectively and ICCs for FL force in the three states of contraction (MVC), (ES) and (MVC+ES) were 95%, 97%, and 91%, respectively. Also, the ICCs for F in three states of contraction (MVC), (ES), and (MVC+ES) were 82%, 97%, and 91%, respectively.

Conclusion: Ultrasonographic measurement and dynamometry of TAM using synchronization software has proved to be reliable for measuring the structural parameters of TAM and force in healthy-non athletes in three states of contraction in a synchronized manner.

Keywords: Software; Tibialisantrior muscle; Ultrasonography; Contraction; Muscle structure; Reliability

Cite this article as: Seyed Majid Hosseini, Farzaneh Norouzinejad, Asghar Rezasoltani, Alireza Akbarzadeh Baghban. Reliability of Synchronization Software in Measuring Tibialis Anterior Muscle Structure and Force: An Ultrasonographic Study. J Rehab Med. 2018; 6(4): 210-218.

* **Corresponding Author:** Asghar Rezasoltani. Professor of Physical Therapy, School of Rehabilitation, Shahid Beheshti University of Medical Sciences,Tehran, Iran
Email: arezasoltani@yahoo.com

www.SID.ir

DOI: 10.22037/jrm.2018.110288.1176
Archive of SID

تکرارپذیری نرم‌افزار Synchronization در اندازه‌گیری پارامترهای ساختاری و نیروی عضله تیبیالیس انتریور: مطالعه اولتراسونوگرافیکی

سید مجید حسینی[۱]، فرزانه نوروزی نژاد[۲]، علی اصغر سلطانی*[۳]، علیرضا اکبرزاده باغبان[۴]

۱. استادیار گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی. تهران، ایران
۲. کمیته تحقیقات دانشجویی، دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی. تهران، ایران
۳. استاد گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی. تهران، ایران
۴. دکترای آمار زیستی، استاد گروه علوم پایه، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی. تهران، ایران

* دریافت مقاله ۱۳۹۵/۰۲/۲۹ بازنگری مقاله ۱۳۹۵/۰۵/۰۵ پذیرش مقاله ۱۳۹۵/۰۶/۱۹ *

چکیده

مقدمه و اهداف

مطالعه حاضر به منظور بررسی تکرارپذیری درون آزمونگر نرم‌افزار همزمان‌سازی(Synchronization) در بررسی همزمان عضله تیبیالیس انتریور از نظر پارامترهای سونوگرافی و دینامومتری در حین انقباض در افراد سالم غیرورزشکار انجام شد. این نرم‌افزار به منظور افزایش توانایی در ثبت همزمان تصاویر اولتراسونوگرافی و داده-های دینامومتر استفاده شد.

مواد و روش‌ها

در مطالعه حاضر تکرارپذیری پارامترهای ساختاری و نیروی عضله تیبیالیس انتریور بکمک نرم‌افزار همزمان‌سازی در ۱۵ نفر مرد سالم غیرورزشکار در محدوده سنی ۳۵-۱۸ سال با میانگین BMI (۱/۸±۲۳) به روش Cross-Sectional انجام شد. جهت بررسی ساختار از اولتراسونوگرافی نوع B و برای بررسی میزان نیروی تولیدشده حین انقباض از دینامومتر استفاده گردید. زاویه و طول فاسیکل و ضخامت و نیروی عضله تیبیالیس انتریور در سه حالت تحریک الکتریکی حداکثر قابل تحمل (ES)، انقباض ارادی ایزومتریک حداکثر (MVC) و ترکیب هر دو انقباض (ES+MVC) در افراد سالم غیرورزشکار اندازه‌گیری شد. سپس کلیه اندازه‌گیری‌ها یک ساعت بعد به منظور تکرارپذیری درون آزمونگر انجام گردید. از شاخص‌های آماری ICC (Interclass Correlation Coefficient) و SEM (Standard Error of Measurement) و MDD (Minimum Detectable Difference) منظور ارزیابی تکرارپذیری نسبی و مطلق استفاده گردید.

یافته‌ها

نرم‌افزار همزمان‌سازی، تکرارپذیری بالایی در اندازه‌گیری پارامترهای ساختاری و نیروی عضله تیبیالیس انتریور، در سه حالت تحریک الکتریکی حداکثر قابل تحمل، انقباض ارادی ایزومتریک حداکثر و ترکیب هر دو انقباض نشان داد. با فاصله اطمینان ۹۵٪ مقادیر ICC برای زاویه فاسیکل در حالت ES و حالت MVC و حالت MVC&ES به ترتیب ۸۸٪ و ۷۷٪ و ۷۵٪ بود و مقادیر ICC برای ضخامت عضله در حالت ES وMVC و حالت MVC&ES به ترتیب ۸۰٪ و ۹۸٪ و ۹۳٪ بود و برای طول فاسیکل در حالت ES و MVC و حالت MVC&ES به ترتیب ۹۵٪ و ۹۷٪ و ۹۱٪ بود. مقادیر ICC برای نیروی عضله تیبیالیس انتریور در حالت ES و حالت MVC و حالت MVC&ES به ترتیب ۸۲٪ و ۹۷٪ و ۹۸٪ بود.

بحث و نتیجه‌گیری

تصویربرداری اولتراسونوگرافی به کمک نرم‌افزار همزمان‌سازی جهت اندازه‌گیری پارامترهای ساختاری و نیروی عضله تیبیالیس انتریور، در سه حالت تحریک الکتریکی حداکثر قابل تحمل، انقباض ارادی ایزومتریک حداکثر و ترکیب هر دو انقباض تکرارپذیری بالایی را نشان داد. این روش در اندازه‌گیری پارامترهای ساختاری عضله و نیرو از روایی بالایی برخوردار می‌باشد.

واژه‌های کلیدی

نرم‌افزار؛ عضله تیبیالیس انتریور؛ اولتراسونوگرافی؛ انقباض، ساختار عضله؛ تکرارپذیری

نویسنده مسئول: دکتر علی اصغر سلطانی. استاد گروه فیزیوتراپی، دانشکده علوم توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی. تهران، ایران

آدرس الکترونیکی: arezasoltani@yahoo.com

www.SID.ir

Archive of SID

مقدمه و اهداف

تصویربرداری اولتراسونوگرافی Real-time به طور گسترده جهت ارزیابی پارامترهای ساختاری عضله به منظور تخمین نیرو استفاده شده است.[۱، ۲] روش تصویربرداری اولتراسونوگرافی ارزان، غیرتهاجمی، در دسترس، قابل اعتماد و تکرارپذیر جهت اندازه‌گیری پارامترهای ساختاری عضله در حالت استراحت و انقباض می‌باشد.[۲-۵] بنابراین به عنوان یک روش قابل قبول در ارزیابی غیرمستقیم نیرو به کار می‌رود.[۱] تکرارپذیری روش اولترسونوگرافی در مطالعات متعددی در عضلات ناحیه کمر[۱۱]، ناحیه عمقی گردن[۱۴-۱۲، ۱۰-۷] و عضلات شکم[۳، ۲] ثابت گردیده است. طی دهه گذشته، اولتراسونوگرافی به طور گسترده‌ای جهت ارزیابی غیرمستقیم نیروی عضلات سطحی و عمقی جهت ارزیابی میزان فعالیت آنها به کار رفته است.[۱۸-۱۵، ۲، ۱] Hodges و همکاران در مطالعه خود اولتراسونوگرافی را جهت بررسی تغییرات پارامترهای ساختاری شامل زاویه فاسیکل و ضخامت عضلات تیبیالیس انتریور و کوادریسپس روشی با روایی بالا معرفی نمودند.[۲] Ruiz-Muñoz و همکاران در سال ۲۰۱۴، فعالیت الکترومیوگرافی عضله تیبیالیس انتریور و در مقایسه با آن، تغییرات ساختاری عضله را با اولتراسونوگرافی طی انقباضات ارادی بررسی کردند.[۱۹] در مطالعه‌ی آنها، تست Reliability برای متغیرهای زاویه فاسیکل و ضخامت عضله مقادیر عالی را نشان داد. آنها اظهار داشتند که بین فعالیت الکترومیوگرافیعضله و متغیرهای ساختاری عضله یعنی زاویه فاسیکل و ضخامت عضله توسطسونوگرافی، ارتباط متوسط تا قوی وجود دارد. به عبارت دیگر، ضخامت و زاویه فاسیکل متناسبا با افزایش فعالیت الکتریکی طی انقباض عضله افزایش می‌یافت. لیکن مشکل مهم در استفاده عملی از دستگاه اولتراسونوگرافی وجود دارد. نیاز به Freeze نمودن تصاویر و به دنبال آن توقف پروسه و ثبت همزمان نیرو در همان فاصله زمانی انقباض، امری مهم و ضروری است، چرا که محققین با شیوه‌های قبلی فقط قادر به ثبت یک تصویر از یک دوره انقباض بوده و ثبت مقادیر نیرو نیز به طور چشمی انجام می‌شد که بدین ترتیب همزمانی آن دقیق به نظر نمی‌رسد. نرم‌افزار همزمان‌سازی جهت غلبه بر این محدودیت، توانایی تشخیص همزمان تصاویر اولتراسونوگرافی و داده‌های نیرو از عضله را به صورت Offline امکان‌پذیر می‌سازد.

مواد و روش ها

مطالعه حاضر به روش Cross-sectional انجام شد. شرکت‌کنندگان از میان دانشجویان مذکر دانشکده علوم توانبخشی از طریق پوستر به طرح فرا خوانده شدند. تعداد ۱۵ نفر مرد سالم (میانگین سنی ۳،۷±۲۲،۵) و (میانگین BMI ۱،۸۰±۲۳،۲۰) به طور داوطلبانه در این آزمون شرکت نمودند. هر گونه تاریخچه قبلی از وجود جراحی و شکستگی اندام تحتانی، ناهنجاری‌های اسکلتی، بیماری‌های سیستمیک مانند صرع و دیابت و روماتیسم، ضربه به ساق پا، زخم و جراحت در ساق، سابقه داشتن برنامه تقویت اندام تحتانی طی یک ماه گذشته و انجام ورزش‌هایی که در طی ۴۸ ساعت گذشته موجب خستگی شده بود و مصرف داروهای خواب‌آور طی ۴۸ ساعت گذشته، جزو معیارهای خروج از مطالعه محسوب گردید. توضیح کافی درباره مراحل و انجام یک بار آزمایش عملی جهت آشنایی با مراحل آزمایش روی شرکت‌کنندگان قبل از رضایت آگاهانه انجام شد.

ثبت مقادیر نیروی حاصل از سه حالت انقباض

همانند آنچه که در تصویر ۱ دیده می‌شود یک عدد لود سل مدل ZEMIC-H3-100KG به انتهای بازوی افقی یک قسمت T شکل ساخته‌شده نصب گردیده و این قسمت به صندلی مخصوص طرح توسط پیچ‌هایی به بازوهای عمودی که به صندلی اتصال داشتند، محکم اتصال یافته بود. قسمت انتهای بخش T شکل این امکان را فراهم می‌ساخت که توسط پیچ‌هایی روی ناحیه پشت پای شرکت‌کننده تنظیم شود. یک صندلی برای ثبت نیروی عضله تیبیالیس انتریور در سه حالت تحریک الکتریکی حداکثر قابل تحمل، انقباض ارادی ایزومتریک حداکثر و ترکیب هر دو انقباض طراحی شد. از شرکت‌کننده خواسته شد که در صندلی مخصوص طرح در حالی که زاویه بین ران و زانو و همچنین زاویه بین ساق و مچ پا ۹۰ درجه بود، بنشیند و به پشتی صندلی که در زاویه ۹۰ درجه قرار داشت، راست تکیه دهد. سپس الکترودهای دستگاه استیمولاتور بر روی دو انتهای فوقانی و تحتانی عضله تیبیالیس انتریور بسته شد.[۲] الکترودهای دستگاه استیمولاتور مدل 710L NOVIN که سیگنال‌های تحریکی از نوع فانکشنال الکتریکال استیمولیشن (FES) با فرکانس 50 Hz و دیوریشن 200 میکروسکند را تولید می‌کرد، جهت ایجاد انقباض دورسی فلکشن به ناحیه‌ای در جلوی ساق بسته می‌شد، طوری که الکترودها با اندازه ۳×۴ سانتی‌متر در ناحیه قدامی خارجی ۱/۳ فوقانی و ۱/۳ تحتانی تیبیا و در مسیر ابتدا و انتهای عضله تیبیالیس انتریور به روش پدگذاری با اتصال محکم قرار می‌گرفت.[۲۰] یک ناحیه آزاد در قسمت شکم عضله تیبیالیس انتریور وجود دارد که محل قرارگیری پروب اولتراسوند به صورت طولی بود.[۲۱] طوری که هیچ تماسی با الکترودها نداشت. تصویربرداری از مولفه‌های ساختاری عضله تیبیالیس انتریور شامل طول فاسیکل و زاویه فاسیکل و ضخامت عضله به همراه ثبت همزمان نیرو توسط نرم‌افزار هنگام اعمال تحریکات الکتریکی انجام می‌شد (شکل۱). از آزمودنی خواسته شد تا به مدت ۱۰ ثانیه در جهت دورسی فلکشن نیروی خود را وارد کند در حالی که انگشتان پایش در حالت شل بوده و به سمت بالا فشار نیاورند. همچنین از آنها خواسته شد تا نیرو را به آرامی افزایش دهد و به حداکثر برسانند، به طوری که حداقل سه ثانیه در حالت انقباض حداکثر باشد. هر انقباض سه بار تکرار شد و در نهایت برای آنالیز داده‌ها از میانگین آنها استفاده شد.

www.SID.ir

DOI: 10.22037/jrm.2018.110288.1176
Archive of SID

تصویر ۱: صندلی و قسمت T شکل طراحی‌شده جهت قرارگیری لود سل به منظور انجام و ثبت عمل دورسی فلکشن مچ پا حین هر سه حالت انقباض

در کلیه مراحل بین هر بار انقباض، آزمودنی سه دقیقه جهت جلوگیری از خستگی استراحت کرد. بین هر حالت انقباض ایزومتریک و تحریک الکتریکی و ترکیب هر دو نیز آزمودنی ۵ دقیقه استراحت کرد. لازم به ذکر است که ثبت نیرو از پای غالب آزمودنی‌ها که در مطالعه حاضر برای کلیه آنها سمت راست بود، انجام شد.

تصویربرداری اولتراسونوگرافی از عضله تیبیالیس انتریور

تصویربرداری توسط یک دستگاه Real-Time سونوگرافی Hunda 2100 با پروب خطی 5 سانتی‌متری و فرکانس 7.5 مگاهرتز انجام شد. از لحظه قبل از شروع انقباض ایزومتریک، تصویربرداری سونوگرافی به منظور ثبت تصویر پایه آغاز شد. سپس از آزمودنی خواسته شد تا به مدت ده ثانیه انقباض را به ماکزیمم آن برساند. در طول این مدت نیز تصویربرداری انجام گرفت. در کلیه حالات انقباض عضله از داوطلبان خواسته شد که انگشتان پای مورد تست را به سمت بالا فشار ندهند و در حالت شل نگهدارند. لذا جهت اجرای دقیق این نکته لود سل نیز بر روی ناحیه پشت پای فرد با فاصله از قاعده انگشتان پا قرار گرفت. لازم به ذکر است که تصویربرداری از عضله در کلیه حالات انقباض یعنی ارادی ایزومتریک، تحریک الکتریکی و ترکیب هر دو به همین ترتیب انجام شد. برای محاسبه ضخامت عضله تیبیالیس انتریور فاصله دو انتهای عضله از ناحیه فاسیای سطحی و عمقی در مرکز تصویر اندازه‌گیری شد.[۲۲] زاویه‌ی Pennation از طریق اندازه‌گیری زاویه بین محل تقاطع انعکاس حاصل از آپونوروز عمقی وانعکاس حاصل از فاسیکل‌های عضله در محل اتصال به آپونوروز عمقی در مرکز تصویر محاسبه شد.[۲۲] برای اندازه‌گیری طول فاسیکل‌ها که به علت بلند بودن، از تصویر خارج می‌شدند، از مدل مساحت عضله استفاده شد، که در آن از طریق فرمول {ضخامت عضله* θ^{-1} Sin} محاسبه گردید که θ همان زاویه Pennation است.[۲۳، ۲۴] جهت تصویربرداری همزمان از عضله حین انقباض، ابتدا فاصله بین سر استخوان فیبولا تا قوزک خارجی اندازه‌گیری شد، سپس ۱/۳ فوقانی این ناحیه روی ساق پای آزمودنی علامت زده شد و از کناره ستیغ تیبیا ۲ سانتی‌متر به طرف خارج علامت زده شد. پروب اولتراسونوگرافی به طور طولی روی محل تلاقی این دو نقطه و موازی با صفحه ساژیتال ساق قرار گرفت. جهت افزایش وضوح تصویر، پروب اولتراسوند در جهت فیبر عضله اندکی متمایل گردید.[۲] لازم به ذکر است که ثبت مقادیر نیرو و تصاویر سونوگرافی از پارامترهای ساختاری به طور همزمان توسط نرم‌افزار صورت گرفت.

نرم‌افزار همزمان‌سازی ثبت نیرو و تصاویر اولتراسوند

این نرم‌افزار به منظور دریافت و ثبت همزمان داده‌های نیرو و تصاویر اولتراسوند استفاده شد. نرم‌افزار مربوط با Sampling Rate پانزده داده در ثانیه، تصاویر دستگاه اولتراسوند و داده‌های حاصل از نیروی اعمالی دورسی فلکشن مچ پا را دریافت، ثبت و ذخیره کرد. تصاویر توسط یک کارت کپچر از دستگاه اولتراسونوگرافی گرفته شده و در کامپیوتر ثبت شد. صفحه اصلی نرم‌افزار از یک پانل تشکیل شده که به کاربر اجازه تعریف نام آزمودنی و عضله مورد مطالعه، جهت حرکت، نوع انقباض، سمت مورد ارزیابی و پخش مجدد تصاویر داده شده است. از لحظه شروع انقباض تا زمانی که آزمونگر ثبت داده‌ها را متوقف می‌کرد، نرم‌افزار داده‌های نیرو و تصاویر سونوگرافی را به طور همزمان ثبت می‌کرد. از آنجا که در این تحقیق از آزمودنی خواسته شد انقباض را به آرامی به حداکثر برساند، لذا این نرم‌افزار داده‌های نیرو را از صفر تا ۱۰۰٪ MVC همراه با تصاویر متناظر آنها ثبت کرد. پس از ثبت داده‌ها، آزمونگر توانست با انتخاب نام فرد مورد آزمون در هر یک از حالات انقباض (ایزومتریک ارادی، تحریک الکتریکی و غیره) مقدار مورد نظر نیرو که در این مطالعه ۱۰۰٪ MVC را شامل می‌شد، تصویر متناظر را انتخاب و مورد اندازه‌گیری قرار دهد. بدین معنی که این نرم‌افزار دارای این قابلیت ویژه است که تصاویر حاصل از دستگاه سونوگرافی را با نمودار تولید نیروی Load Cell همزمان‌سازی کرده، به نحوی که در هر لحظه و در هر میزان نیروی تولیدشده امکان رویت تصویر عضله و تعیین ابعاد آن فراهم بود. نرم‌افزار به کاربر اجازه می‌داد که ضخامت عضله را نشانه‌گذاری نموده و به صورت

www.SID.ir

Archive of SID

خودکار با یک مقیاس از پیش تعیین‌شده ضخامت را بر حسب سانتی‌متر محاسبه کرده و ارائه دهد. همچنین این نرم‌افزار قادر به محاسبه زاویه فاسیکل بر حسب درجه است. کلیه اندازه‌گیری‌ها به صورت Offline بعد از انجام مراحل آزمون صورت گرفت (تصویر ۲).

تصویر ۲: صفحه اصلی نرم‌افزار سینکرونایز که قادر به ثبت و نمایش مجدد تصاویر می‌باشد

آنالیز آماری

در مطالعه حاضر، تکرارپذیری نتایج حاصل از دو بار تکرار آزمون در مطالعه متدولوژیک که بخشی از مطالعه مقدماتی بود، مورد بررسی قرار گرفته است. بررسی تکرارپذیری در این مطالعه در یک گروه ۱۵ نفره بود که در کلیه حالات آزمون (انقباض ارادی ایزومتریک، تحریک الکتریکی و ترکیب هر دو) برای متغیرهای ضخامت، زاویه و طول فاسیکل و نیرو در همان روز توسط همان آزمونگر انجام گرفته است. تکرارپذیری از دو جنبه نسبی و مطلق مورد ارزیابی قرار گرفت. در این مورد شاخص مورد استفاده در مورد تکرارپذیری نسبی ضریب پایایی ICC است که در فاصله اطمینان ۹۵٪ انجام شد و دیگری تکرارپذیری مطلق که شاخص محاسبه خطای معیار اندازه گیری (SEM) می‌باشد. همچنین کمترین تفاوت قابل تشخیص (MDD) نیز محاسبه شد. در بخش آمار توصیفی از شاخص‌های پراکندگی مرکزی و حداکثر و حداقل استفاده گردید. نتایج تکرارپذیری مطلق و نسبی برای متغیرهای مورد مطالعه در جدول آمده است. تجزیه و تحلیل داده‌ها در سطح معناداری کمتر از ۰/۰۵ انجام گردید. از ضریب همبستگی پیرسون جهت ارتباط‌سنجی بین متغیرهای سونوگرافی و دینامومتری استفاده گردید.

یافته ها

بر اساس طبقه‌بندی مونرو در مورد تکرارپذیری، تکرارپذیری بالایی برای اندازه‌گیری زاویه فاسیکل با ICC بین ۸۸٪–۷۵٪، SEM ۰,۴ تا ۰/۶۴ و MDD ۱/۱۳ تا ۱/۷۷ و برای طول فاسیکل با ICC بین ۹۵٪–۹۱٪، SEM ۰/۱۴ تا ۰,۱۲ و ۰/۳۳ تا ۰,۳۹ و برای ضخامت عضله با ICC بین ۹۳٪–۸۰٪، SEM ۰/۴ تا ۰/۳۱ و MDD ۱/۲۲ تا ۰/۸۸ به دست آمد (جدول ۱). علاوه بر آن میانگین زاویه فاسیکل در حالت استراحت ۹,۶۶ درجه بود که به ۱۶,۸۲ درجه در حالت ترکیب هر دو انقباض رسید. میانگین طول فاسیکل در حالت استراحت ۶/۰۰ سانتی‌متر بود که در حالت ترکیب دو انقباض کاهش یافت و به ۳/۹۲ رسید. میانگین ضخامت عضله از ۸/۲۳ سانتی‌متر در حالت استراحت به ۱۲,۸۷ در حالت ترکیب دو انقباض افزایش یافت. میانگین نیروی تولیدشده در حالت تحریک الکتریکی، انقباض ارادی ایزومتریک و ترکیب هر دو روش به ترتیب ۳۷,۱۲، ۲۰۲,۱۴ و ۲۳۰,۰۹ نیوتن بود که در حالت ترکیب دو حالت انقباض بیشترین مقدار بود. کلیه داده‌های سونوگرافی در مورد تصاویر شامل زاویه و طول فاسیکل و ضخامت عضله و داده‌های مربوط به نیرو در جدول (۲ تا ۵) آمده است. شاخص آماری ضریب همبستگی پیرسون (r) رابطه آماری معناداری بین یافته‌های سونوگرافی و دینامومتری را نشان داد که نتایج آن در جدول (۶) آمده است.

www.SID.ir

DOI: 10.22037/jrm.2018.110288.1176
Archive of SID

جدول ۱: تکرارپذیری Intra-rater اندازه‌گیری زاویه و طول فاسیکل و ضخامت عضله و نیروی عضله تیبیالیس انتریور حین سه حالت انقباض توسط نرم‌افزار همزمان‌سازی (n=۱۵)

ردیف	متغیر	گروه	ICC	SEM	MDD
۱	زاویه فاسیکل برحسب درجه	ES	۰/۸۸	۰/۴۰	۱/۱۳
		MVC	۰/۷۷	۰/۵۰	۱/۳۹
		ES.MVC	۰/۷۵	۰/۶۴	۱/۷۷
۲	ضخامت عضله برحسب سانتی‌متر	ES	۰/۸۰	۰/۴۰	۱/۱۲
		MVC	۰/۹۸	۰/۱۸	۰/۵۲
		ES.MVC	۰/۹۳	۰/۳۲	۰/۸۸
۳	طول فاسیکل برحسب سانتی‌متر	ES	۰/۹۵	۰/۱۴۰	۰/۳۹۰
		MVC	۰/۹۷	۰/۰۶۹	۰/۱۹۲
		ES.MVC	۰/۹۱	۰/۱۲۰	۰/۳۳۲
۴	نیرو برحسب نیوتن	ES	۰/۸۲	۱/۰۱	۲/۸۲
		MVC	۰/۹۷	۳/۲۸	۹/۱۱
		ES.MVC	۰/۹۸	۴/۹۲	۱۱/۹۸

نتیجه دیگر مطالعه حاضر مقادیر بسیار کم SEM و MDD برای مقادیر اندازه‌گیری شده است که نشانی از قدرت بالای تشخیص ابعاد توسط اولتراسونوگرافی است که در نرم‌افزار همزمان‌سازی به طور کامل به تصویر کشیده می‌شود.

جدول ۲: جدول شاخص‌های تمایل مرکزی و پراکندگی برای متغیر زاویه فاسیکل در سه گروه مورد مطالعه بر حسب درجه

شاخص آماری / حالت	میانگین	انحراف استاندارد	حد اقل	حداکثر
حالت استراحت	۹/۶۵	۰/۲۲	۸	۱۲
تحریک الکتریکی	۱۳/۵۱	۰/۲۶	۱۲	۱۶/۳۳
انقباض ایزومتریک ارادی	۱۵/۹۸	۰/۲۳	۱۴	۱۸/۳۲
ترکیب هر دو انقباض	۱۶/۸۲	۰/۲۸	۱۲/۰۷	۱۸/۶۷

جدول ۳: جدول شاخص‌های تمایل مرکزی و پراکندگی متغیر طول فاسیکل در سه گروه مورد مطالعه بر حسب سانتی‌متر

شاخص آماری / حالت انقباض	میانگین	انحراف استاندارد	حداقل	حداکثر
حالت استراحت	۶/۰۰	۰/۱۲	۵/۱۰	۷/۲۶
تحریک الکتریکی	۵/۴۱	۰/۱۶	۳/۵۳	۵/۹۳
انقباض ایزومتریک ارادی	۴/۴۵	۰/۰۹	۳/۳۴	۵/۰۷
ترکیب هر دو انقباض	۳/۹۲	۰/۱۱	۳/۰۰	۵/۰۰

جدول ٤: شاخص‌های تمایل مرکزی و پراکندگی برای متغیرضخامت عضله در حالات انقباض بر حسب سانتی‌متر

شاخص آماری / حالت	میانگین	انحراف استاندارد	حداقل	حداکثر
حالت استراحت	۸/۱۹	۰/۱۱	۷/۴۵	۸/۹۹
تحریک الکتریکی	۱۰/۰۰	۰/۱۲	۸/۲۸	۱۰/۸۹
انقباض ایزومتریک ارادی	۱۲/۱۸	۰/۲۱	۱۰/۰۰	۱۳/۹۹
ترکیب هر دو انقباض	۱۲/۷۰	۰/۱۶	۱۱/۰۱	۱۴/۱۰

www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۵: جدول شاخص‌های تمایل مرکزی برای متغیر نیرو در سه گروه انقباض مورد مطالعه

شاخص آماری / حالت	میانگین	انحراف استاندارد	حداقل	حداکثر
تحریک الکتریکی	۳۷/۱۲	۰/۸	۳۲/۲۳	۴۲/۴۵
انقباض ایزومتریک ارادی	۲۰۲/۱۴	۴/۲۴	۱۷۰/۰۰	۲۳۰/۲۲
ترکیب هر دو انقباض	۲۳۰/۰۹	۶/۷۰	۱۹۰/۱۰	۲۸۰/۰۰

جدول ٦: ارتباط نیروی ثبت‌شده حاصل از حداکثر هر سه حالت انقباض و متغیرهای زاویه و طول فاسیکل و ضخامت عضله تیبیالیس انتریور حین عمل دورسی فلکشن مچ پا

متغیر	تحریک الکتریکی		انقباض ارادی		ترکیب هر دو	
	r	سطح معنادار	r	سطح معنادار	r	سطح معنادار
زاویه فاسیکل	۰/۸۲۰	۰/۰۰۲	۰/۶۱۰	۰/۰۰۵	۰/۵۳۸	۰/۰۱۴
طول فاسیکل	-۰/۶۶۲	۰/۰۱۲	-۰/۵۴۴	۰/۰۱۴	-۰/۵۴۵	۰/۰۱۴
ضخامت عضله	۰/۵۹۴	۰/۰۱۴	۰/۶۰۴	۰/۰۰۵	۰/۶۴۳	۰/۰۰۲

بررسی ارتباط بین پارامترهای ساختاری عضله تیبیالیس انتریور و حداکثر نیروی تولیدشده دورسی فلکشن در هر سه حالت انقباض نشان داد که بین تغییرات حاصل در پارامترهای ساختاری و نیروی تولیدشده در سه حالت انقباض ارتباط آماری معناداری وجود داشت که در مورد پارامترهای زاویه فاسیکل این ارتباط مستقیم و در مورد طول فاسیکل معکوس بود. نرم‌افزار همزمان‌سازی در ثبت همزمان مقادیر نیرو و پارامترهای ساختاری امکان این ارتباط‌سنجی را با دقت بیشتر فراهم کرد.

نتیجه گیری

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که همه اندازه‌گیری‌های مربوط به ابعاد و نیروی عضله تیبیالیس انتریور که توسط نرم‌افزار همزمان‌سازی انجام شد، از مقادیر تکرارپذیری درون آزمونگر بالایی برخوردار بود. مطالعه حاضر تکرارپذیری بالای متغیر زاویه فاسیکل را در هر سه حالت انقباض نشان داد. Hodges و همکاران[۲] تکرارپذیری بالای اولتراسونوگرافی را برای اندازه‌گیری زاویه فاسیکل عضله تیبیالیس انتریور حین انقباض ایزومتریک در سطوح متفاوت انقباض گزارش نمودند. مطالعه حاضر نشان داد که اندازه‌گیری طول فاسیکل عضله انتریور در هر سه حالت انقباض با استفاده از نرم‌افزار همزمان‌سازی که برای اولین بار جهت انجام مقایسه ساختاری بین سه حالت انقباض انجام شد، از تکرارپذیری بالایی برخوردار است. تعدادی مطالعات تکرارپذیری متغیر طول فاسیکل و ضخامت عضله را طی انقباض ایزومتریک بررسی کرده‌اند[۴، ۲]، لیکن مطالعه‌ای که به مقایسه ساختاری سه حالت انقباض ایزومتریک، تحریک الکتریکی و ترکیب دو انقباض و بررسی تکرارپذیری اندازه‌گیری‌ها بپردازد، به دست نیامده است. در مطالعه حاضر این امکان فراهم گردید که به طور همزمان داده‌های حاصل از دستگاه سونوگرافی و دینامومتری در حالت انقباض ایزومتریک، تحریک الکتریکی و ترکیب دو انقباض توسط نرم‌افزار همزمان‌سازی ثبت گردد و تکرارپذیری بالای داده‌ها در هر سه حالت انقباض به دست آمد.

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که کلیه اندازه‌گیری‌های پارامترهای ساختاری و نیروی عضله تیبیالیس انتریور در عمل دورسی فلکشن که توسط سونوگرافی و دینامومتری انجام شد، از مقادیر بالا و عالی تکرارپذیری درون آزمونگر حین انقباضات ایزومتریک، تحریک الکتریکی و ترکیب هر دو انقباض در افراد سالم برخوردار است. اولتراسونوگرافی با قابلیت اندازه‌گیری ابعاد می‌تواند روش تشخیصی مناسبی برای وضعیت عضله باشد، چرا که با استفاده از این ابزار می‌توان عضلات را هم در حالت استاتیک و هم در حالت دینامیک به صورت Real-time مورد بررسی قرار داد.[۷] اولتراسونوگرافی روشی پایا و تکرارپذیر در به تصویر کشیدن ابعاد عضلات اسکلتی می‌باشد.[۲۷] در مطالعه حاضر نیز نشان داده شد تکرارپذیری روش اولتراسونوگرافی جهت بررسی ابعاد عضله تیبیالیس انتریور حین انقباضات ایزومتریک و تحریک الکتریکی و ترکیب هر دو در افراد سالم، در حد خوب تا عالی می‌باشد. در مطالعه Brancaccio و همکاران ارزیابی تکرارپذیری ضخامت عضلات کوادریسپس و واستوس اینترمدیوس را طی انقباض ایزوتونیک با تکرارپذیری متوسط به دست آوردند که می‌تواند مربوط به نوع انقباض دینامیک عضله و محدودیت تجهیزات آزمایشگاهی باشد.[۲۸] در مطالعه حاضر تکرارپذیری ارزیابی نیروی عضله تیبیالیس انتریور در هر سه حالت انقباض در ۱۵ نفر مرد سالم غیرورزشکار مورد بررسی قرار گرفت. نتایج ICC و SEM و SDD نشان داد که ارزیابی نیروی

www.SID.ir

Archive of SID

عضله در هر سه حالت انقباض از تکرارپذیری بالا و خطای اندازه‌گیری کمی برخوردار است.

تشکر و قدردانی

مقاله حاضر برگرفته از پایان‌نامه کارشناسی ارشد فیزیوتراپی فرزانه نوروزی نژاد با راهنمایی دکتر سید مجید حسینی و علی اصغر سلطانی و مشاوره دکتر علیرضا اکبرزاده باغبان می باشد، که در مرکز آزمایشگاه تحقیقات دانشکده علوم توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی انجام شد.

منابع

1.Rezasoltani A, Ylinen J, Vihko V. Isometric cervical extension force and dimensions of semispinalis capitis muscle. Journal of rehabilitation research and development. 2002;39(3):423-8.
2.Hodges P, Pengel L, Herbert R, Gandevia S. Measurement of muscle contraction with ultrasound imaging. Muscle & nerve. 2003;27(6):682-92.
3.Beazell JR, Grindstaff TL, Hart JM, Magrum EM, Cullaty M, Shen FH. Changes in lateral abdominal muscle thickness during an abdominal drawing-in maneuver in individuals with and without low back pain. Research in Sports Medicine. 2011;19(4):271-82.
4.Noorkoiv M, Stavnsbo A, Aagaard P, Blazevich AJ. In vivo assessment of muscle fascicle length by extended field-of-view ultrasonography. Journal of applied physiology. 2010;109(6):1974-9.
5.Loram ID, Maganaris CN, Lakie M. Use of ultrasound to make noninvasive in vivo measurement of continuous changes in human muscle contractile length. Journal of applied physiology. 2006;100(4):1311-23.
6.Adsuar JC, Olivares PR, Parraca JA, Hernández-Mocholí MA, Gusi N. Applicability and test-retest reliability of isokinetic shoulder abduction and adduction in women fibromyalgia patients. Archives of physical medicine and rehabilitation. 2013;94(3):444-50.
7.Arimi SA, Rezasoltani A, Sakhaei SY, Tabatabaei SM, Khalkhali M. Reliability of Ultrasonographic Measurement of Cervical Multifidus Muscle Dimensions during Isometric Contraction of Neck Muscles. Rehabilitation Medicine. 2013;1(2).
8.Cadogan A, Laslett M, Hing W, McNair P, Williams M. Interexaminer reliability of orthopaedic special tests used in the assessment of shoulder pain. Manual therapy. 2011;16(2):131-5.
9.Cagnie B, Derese E, Vandamme L, Verstraete K, Cambier D, Danneels L. Validity and reliability of ultrasonography for the longus colli in asymptomatic subjects. Manual therapy. 2009;14(4):421-6.
10.Khalkhali M, Tabatabaei SM, Sakhaei SY, Rezasoltani A, Arimi SA. Reliability of Ultrasonographic Measurement of Cervical Multifidus Muscle Dimensions during Isometric Contraction of Neck Muscles. 2012.
11.Koppenhaver SL, Hebert JJ, Fritz JM, Parent EC, Teyhen DS, Magel JS. Reliability of rehabilitative ultrasound imaging of the transversus abdominis and lumbar multifidus muscles. Archives of physical medicine and rehabilitation. 2009;90(1):87-94.
12.Kristjansson E. Reliability of ultrasonography for the cervical multifidus muscle in asymptomatic and symptomatic subjects. Manual therapy. 2004;9(2):83-8.
13.Lin Y-J, Chai H-M, Wang S-F. Reliability of thickness measurements of the dorsal muscles of the upper cervical spine: an ultrasonographic study. journal of orthopaedic & sports physical therapy. 2009;39(12):850-7.
14.Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. The Journal of Strength & Conditioning Research. 2005;19(1):231-40.
15.Peolsson AL, Peolsson MN, Jull GA. Cervical muscle activity during loaded arm lifts in patients 10 years postsurgery for cervical disc disease. Journal of manipulative and physiological therapeutics. 2013;36(5):292-9.
16.Lee J-P, Tseng W-YI, Shau Y-W, Wang C-L, Wang H-K, Wang S-F. Measurement of segmental cervical multifidus contraction by ultrasonography in asymptomatic adults. Manual therapy. 2007;12(3):286-94.
17.Manal K, Roberts DP, Buchanan TS. Optimal pennation angle of the primary ankle plantar and dorsiflexors: variations with sex, contraction intensity, and limb. Journal of applied biomechanics. 2006;22(4):255.
18.Zhou Y, Li J-Z, Zhou G, Zheng Y-P. Dynamic measurement of pennation angle of gastrocnemius muscles during contractions based on ultrasound imaging. Biomed Eng Online. 2012;11:63.
19.Ruiz-Muñoz M, Cuesta-Vargas AI. Electromyography and sonomyography analysis of the tibialis anterior: a cross sectional study. J Foot Ankle Res. 2014;7:11.
20.Doucet BM, Lam A, Griffin L. Neuromuscular electrical stimulation for skeletal muscle function. The Yale journal of biology and medicine. 2012;85(2):201.
21.Ruiz-Muñoz M, Cuesta-Vargas AI. Electromyography and sonomyography analysis of the tibialis anterior: a cross sectional study. Journal of foot and ankle research. 2014;7(1):11.
22.Lieber RL. Skeletal muscle structure, function, and plasticity: Lippincott Williams & Wilkins; 2002.
23.Pasquet B, Carpentier A, Duchateau J. Change in muscle fascicle length influences the recruitment and discharge rate of motor units during isometric contractions. Journal of neurophysiology. 2005;94(5):3126-33.
24.Reeves ND, Narici MV. Behavior of human muscle fascicles during shortening and lengthening contractions in vivo. Journal of Applied Physiology. 2003;95(3):1090-6.
25.Çelik D, Dirican A, Baltaci G. Intrarater reliability of assessing strength of the shoulder and scapular

www.SID.ir

Archive of SID
muscles. J Sport Rehabil. 2012;29:1-5.
26.Carter R, Lubinsky J, Domholdt E. Rehabilitation research: principles and applications: Elsevier Health Sciences; 2013.
27.Kwah LK, Pinto RZ, Diong J, Herbert RD. Reliability and validity of ultrasound measurements of muscle fascicle length and pennation in humans: a systematic review. Journal of Applied Physiology. 2013;114(6):761-9
28. Brancaccio P, Limongelli FM, D'Aponte A, Narici M, Maffulli N. Changes in skeletal muscle architecture following a cycloergometer test to exhaustion in athletes. Journal of Science and Medicine in Sport. 2008;11(6):538-41.

www.SID.ir