بررسی تکرارپذیری مقادیر زمان‌بندی فعالیت واکنشی عضلات مچ پا در مقابل زوایای مختلف اغتشاش بیرونی ناگهانی در صفحه مایل

دکتر بهنام اخباری I

***دکتر اسماعیل ابراهیمی** II

دکتر مهیار صلواتی I

دکتر حسین فراهینی III

مهندس محمدعلی سنجری IV

چکیده

زمینه و هدف: اندازه‌گیری زمان واکنشی عضلات پرونئال به منظور ارزیابی عینی بی‌ثباتی عملکردی مفصل مچ پا انجام گرفته است. گزارش در مورد بررسی تکرارپذیری روشهای بکار رفته تنها به صفحه فرونتال اختصاص یافته و تکرارپذیری صفحه مایل تاکنون به اثبات نرسیده است. هدف از این مطالعه، تعیین تکرارپذیری زمان‌بندی فعالیت عضلانی مچ پا بر روی سیستم ایجاد کننده اغتشاش مچ پا در صفحه مایل تحت شرایط مختلف اغتشاش بیرونی می‌باشد.

روش بررسی: در این مطالعه زمان تأخیری شروع فعالیت، دامنه حداکثر فعالیت و زمان تأخیری حداکثر فعالیت عضلات مچ پا متعاقب اینورژن ناگهانی مچ پا در ۱۰ مرد و زن سالم و ۱۰ مرد و زن مبتلا به بی‌ثباتی مچ پا، توسط سیستم اغتشاش مچ پا و الکترومیووگرافی سطحی تعیین گردید. نوع مطالعه در این تحقیق، متدولوژیک بوده و از آزمون‌های آماری تکرارپذیری نسبی(مدل ۱ و ۱) و تکرارپذیری مطلق(خطای معیار اندازه‌گیری) استفاده شد.

یافته‌ها: دامنه مقادیر ICC(Intraclass correlation coefficient) برای زمان تأخیری شروع فعالیت عضلات پرونئوس لانگوس(۰/۹۹-۰/۹۷)، تیبیالیس قدامی(۰/۹۹-۰/۹۲)، پرونئوس برویس(۰/۹۹-۰/۹۶) و سولئوس(۰/۹۹-۰/۹۸)، در زوایای ۱۰، ۲۰ و ۳۰ درجه در صفحه مایل محاسبه گشت. این دامنه مقادیر برای دامنه حداکثر فعالیت عضلات پرونئوس لانگوس(۰/۹۹-۰/۹۲)، تیبیالیس قدامی(۰/۹۹-۰/۹۷)، پرونئوس برویس(۰/۹۹-۰/۹۵) و سولئوس(۰/۹۹-۰/۹۶) بوده و برای زمان تأخیری حداکثر فعالیت عضلات پرونئوس لانگوس(۰/۹۹-۰/۹۵)، تیبیالیس قدامی(۰/۹۹-۰/۹۴)، پرونئوس برویس(۰/۹۹-۰/۹۱) و سولئوس(۰/۹۹-۰/۹) بدست آمد. همچنین دامنه مقادیر SEM(standard error measurement) برای زمان تأخیری شروع فعالیت عضلات پرونئوس لانگوس(۲/۰۶-۰/۷۶)، تیبیالیس قدامی(۳/۱۵-۰/۹۱)، پرونئوس برویس(۱/۷۲-۰/۸۹) و سولئوس(۱/۲۲-۰/۶۷) در زوایای ۱۰، ۲۰و ۳۰ درجه در صفحه مایل برحسب میلی‌ثانیه تعیین گردید. این دامنه مقادیر برای دامنه حداکثر فعالیت عضلات پرونئوس لانگوس(۱۰/۸۲-۲/۹۸)، تیبیالیس قدامی(۴/۵۸-۳/۵۱)، پرونئوس برویس(۴/۲۳-۳/۴) و سولئوس(۱۰/۰۵-۴/۲۷) بر حسب میکروولت بوده و برای زمان تأخیری حداکثر فعالیت عضلات پرونئوس لانگوس(۶/۸۱-۲/۴)، تیبیالیس قدامی (۹/۱۹-۲/۶۶)، پرونئوس برویس(۱۴/۷۵-۳/۸۷) و سولئوس(۱۷/۶۷-۴/۲۵) بر حسب میلی‌ثانیه محاسبه شد.

نتیجه‌گیری: تعیین زمان‌بندی فعالیت عضلات مچ پا، به عنوان روش اندازه‌گیری تکرارپذیر، ثابت گردید.

کلیدواژه‌ها: ۱- زمان تأخیری ۲- مفصل مچ پا ۳- اغتشاش بیرونی ۴- بی‌ثباتی عملکردی ۵- تکرارپذیری

تاریخ دریافت: ۸۴/۸/۱۶، تاریخ پذیرش: ۸۵/۳/۱۶

مقدمه

بی‌ثباتی عملکردی مچ پا (=Functional ankle instability FAI) یکی از مشکلات بالینی بوده که اغلب، در ورزشکاران مشاهده می‌شود.[۱] عوامل مکانیکی و عصبی ـ عضلانی متعددی در این عارضه دخیل می‌باشند. بی‌ثباتی عملکردی این مفصل به صورت احساس ذهنی خالی شدن به دلیل

I) استادیار و فیزیوتراپیست، دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، تهران، ایران.

II) استاد و فیزیوتراپیست، دانشکده علوم توانبخشی، خیابان میرداماد، خیابان شاه‌نظری، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی ـ درمانی ایران، تهران، ایران(*مؤلف مسؤول).

III) دانشیار و متخصص جراحی استخوان و مفاصل، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی ـ درمانی ایران، تهران، ایران.

IV) مربی و دانشجوی دکترای مهندسی پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی و خدمات بهداشتی ـ درمانی ایران، تهران، ایران.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-06-02]

نقص حس عمقی و سیستم عصبی ـ عضلانی تعریف می‌شود.[۲]

در سالهای اخیر، اندازه‌گیری زمان تأخیری فعالیت واکنشی عضلات پرونئال در مقابل اغتشاش بیرونی ناگهانی اینورژنال مچ پا برروی دستگاه ایجاد کننده اغتشاش (Trapdoor)، برای تعیین نقص حس عمقی در موارد بی‌ثباتی عملکردی، به کرات مورد استفاده قرار گرفته است.[۳-۷] اکثر محققین بر طولانی شدن زمان تأخیری فعالیت واکنشی عضلات پرونئال در موارد FAI تأکید نموده‌اند.[۸ و ۹] همچنین تاکنون، روشهای تجربی گوناگونی جهت اندازه‌گیری زمان تأخیری فعالیت واکنشی عضلات پرونئال معرفی گشته است.[۹-۱۱]

از آنجایی که برای ارزیابی پاسخ الکترومیوگرافیک در مفصل مچ پا، در نظر گرفتن سه خصوصیت زمان تأخیری شروع فعالیت، ترتیب وارد عمل شدن و دامنه حداکثر فعالیت عضلات اطراف مچ پا ضروری به نظر می‌رسد[۱۲]، لذا در مطالعه حاضر کلیه موارد مذکور برای عضلات پرونئال، تیبیالیس قدامی، و سولئوس محاسبه گشته است. لحاظ نمودن زوایای مختلف اغتشاش(۱۰، ۲۰و ۳۰ درجه) تحت شرایط منتظره و غیرمنتظره در این پژوهش نیز، از جمله مواردی است که کمتر در تحقیقات بعمل آمده تا به امروز مورد توجه و بررسی قرار گفته است. بنابراین هدف از این مطالعه تعیین تکرارپذیری زمان‌بندی فعالیت عضلات مچ پا بر روی سیستم ایجاد کننده اغتشاش مچ پا در صفحه مایل، تحت شرایط مختلف اغتشاش بیرونی می‌باشد.

روش بررسی

۱۰ فرد سالم(۵ مرد و ۵ زن) و ۱۰ فرد مبتلا به FAI(۵ مرد و ۵ زن) با دامنه سنی ۳۰-۱۸ سال در این تحقیق شرکت نمودند. برای جلوگیری از ورود بیماران مبتلا به تغییرات دژنراتیو مفصل مچ پا، سن آزمودنی‌ها در محدوده ۳۰-۱۸ سال انتخاب گردید. معیارهای حذف و انتخاب آنان شامل موارد ذیل بود:

۱- آسیب اندام تحتانی یا ستون فقرات
۲- بیماری‌های نورولوژیک یا عصبی ـ عضلانی
۳- نقص سیستم وستیبولار
٤- کمردرد واضح در طی ٦ ماه گذشته
٥- تغییرات حسی اندام تحتانی
٦- بی‌ثباتی عملکردی مچ پاها
۷- آسیب مچ پا در طی ۳ ماه گذشته
۸- سابقه شکستگی، دررفتگی و اختلالات بیومکانیک اندام تحتانی
۹- تجربه حداقل یکبار پیچ‌خوردگی اینورژنال واضح در یکی از مچ پاها در طی یکسال اخیر
۱۰- عدم وجود مدرکی دال بر بی‌ثباتی مکانیکال در مچ پای گرفتار

شایان ذکر است که موارد ۵-۱ و ۸ جزو معیارهای حذف دو گروه سالم و بیمار بوده، در حالی که موارد ٦، ۹و ۱۰ جزو معیارهای انتخاب گروه بیمار محسوب گشت. مورد ۷ جزو معیارهای حذف گروه سالم در نظر گرفته شد. قبل از انجام آزمون، توضیح مختصری در مورد پژوهش حاضر به هر یک از آزمودنی‌ها داده شده و سپس رضایتنامه آگاهانه از هر کدام از آنها اخذ گردید. به منظور به حداقل رسانیدن تأثیرات جانبی و عوامل مداخله‌گر، از آزمودنی‌ها خواسته شد که دو هفته قبل از آزمون، از انجام تمرین یا فعالیت‌های ورزشی اجتناب نمایند.

اغتشاش ناگهانی اینورژنال مچ پا بروی دستگاه Trapdoor، که در این تحقیق تحت عنوان سیستم ایجاد کننده اغتشاش مچ پا(Ankle perturbation system=APS) نامیده می‌شود، ایجاد شد. این سیستم با گواهینامه ثبت اختراع کشوری(شماره ۳۱۹۰۱ مورخه ۱۳۸٤/٤/٤)، قابلیت ایجاد اغتشاش در هر سه صفحه فرونتال، ساجیتال و مایل را دارا بوده، اما در این مطالعه تنها به گزارش داده‌های مربوط به صفحه مایل اکتفا شده است. زوایای اغتشاش ۱۰، ۲۰ و ۳۰ درجه، انتخاب و شرایط اغتشاش به هر دو صورت منتظره و غیرمنتظره تکرار گردید. اصول کار دستگاه به این صورت است که هر قسمت از دستگاه دارای دو سکو بوده که حول یک محور طولی دوران محدود می‌کند. هر یک از سکوها

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-06-02]

دارای زوایای ترکیبی ۱۵ درجه اینورژن و ٤۲ درجه پلانتار فلکشن در صفحه مایل بودند.

نحوه انجام آزمون به این صورت بود که آزمودنی، هر پای خود را روی یکی از این سکوها گذاشته و در موقع مناسب که وزن شخص به طور تقریباً مساوی روی دو پایش توزیع شده باشد، آزمونگر کلید رهایش را زده و سکوی زیر یکی از پاهای فرد حداکثر تا ۳۰ درجه دوران می‌نمود. در این حین، به طور پیوسته فعالیت الکتریکی سطحی عضلات (Kinesiologic electromyography=KEMG) ثبت می‌گردید. لحظه آغاز اغتشاش تا شروع فعالیت مؤثر عضلات، به عنوان زمان تأخیری شروع فعالیت واکنشی عضلانی(برحسب میلی‌ثانیه) محاسبه می‌گشت. همچنین ترتیب فعال شدن، زمان تأخیری حداکثر فعالیت(برحسب میلی‌ثانیه) و دامنه حداکثر فعالیت عضلات(برحسب میکرو ولت)، توسط نرم‌افزار آنالیز مربوطه، محاسبه و ثبت می‌گردید.

عضلات مورد استفاده در آزمون، شامل پرونئوس لانگوس و برویس، تبیالیس قدامی و سولئوس بودند. از الکترودهای سطحی دو قطبی یکبار مصرف با جنس نقره ـ کلرید نقره، که دارای یک قسمت مرکزی پوشیده شده از ژل رسانا با سطح مقطع دایره‌ای به قطر ۱۰ میلی‌متر و یک قسمت محیطی با قابلیت چسبندگی بسیار مناسب بودند، برای ثبت سیگنال فعالیت الکتریکی عضلات استفاده شد. ۸ عدد پری‌آمپلی‌فایر(Preamplifier) مینیاتوری بکار گرفته شده در انجام الکترومیوگرافی کینزیولوژیک دارای مشخصات بهره ٤۰۰۰، دامنه فرکانس ۳۲ کیلوهرتز، CMRR(Common mode rejection ration) ۱۰۸ دسی‌بل و مقاومت ورودی 10^8 اهم بودند. دستگاه الکترومیوگرافی از نوع CT8(MIE Medical Research Ltd., UK) و ۸ کاناله بود. فیلترینگ سیگنال‌های EMG(Electromyography) در دامنه ۵۰۰-۱۰ هرتز صورت می‌گرفت.

در حالت عادی، نگهداشتن سکوها به عهده سیلندرهای بادی(Pneumatic) بوده که توسط شیرهای کنترل دستی ۵/۲ نصب شده روی میز فرمان، توسط آزمونگر در موقع مناسب فعال می‌شوند. واحد تأمین هوای فشرده و آماده‌سازی (فیلترینگ و مراقبت) نیز با توجه به شرایط محیطی آزمایشگاه، طراحی و پیاده‌سازی شد.

برای اطمینان از ایستادن متقارن فرد(از لحاظ وزنی) قبل از انجام آزمون، وزن وارد به هر یک از سیلندرها از طریق تیر یک سر گیردار و کرنش سنج(Strain gauge) اندازه‌گیری می‌شد. برای این منظور، مدار تقویت کننده مقایسه‌ای طراحی شده بود. از آنجا که مقایسه نسبی بین دو پا، مدنظر بوده، کالیبراسیون کرنش سنج‌ها و ابعاد تیر اندازه‌گیری، تا حد قابل قبولی صورت گرفته و از لحاظ سخت‌افزاری نیز قابل تکرار و تنظیم بود.

قبل از انجام آزمون، آزمودنی، شورت ورزشی پوشیده و پوست ساق وی(در محل چسباندن الکترودها) توسط محلول آب و صابون و الکل ۷۰٪ تمیز گشته و به وسیله تیغ و سمباده نرم، لایه برداری شده و مقاومت الکتریکی آن به حداقل ممکن رسانده می‌شد. مکان الکترود گذاری برای عضلات مورد آزمون به شرح زیر بود:

۱- برای عضله پرونئوس لانگوس، ۳ سانتی‌متر زیر سر استخوان فیبولا

۲- برای عضله تیبیالیس قدامی، درست یک سانتیمتر خارج ستیغ استخوان تیبیا و ۸ سانتی‌متر زیر برجستگی استخوان تیبیا

۳- برای عضله پرونئوس برویس، ۵ سانتی‌متر بالای قوزک خارجی درست خلف استخوان فیبولا

٤- برای عضله سولئوس، ثلث خط فوقانی متصل کننده نقطه میانی قطر عرضی حفره پوپلیتئال به برجستگی فوقانی قوزک داخلی، درست در پایین سر خارجی عضله گاستروکنیموس

صحیح بودن محل الکترودگذاری توسط انقباضات ایزوله عضلات مورد آزمایش و مشاهده همزمان حرکات اختصاصی ایجاد شده در پا و مقایسه آن با الگوهای عضلانی الکترومیوگرافیک اختصاصی بر روی صفحه نمایشگر رایانه، مورد تایید قرار می‌گرفت. ضمن اینکه عمل

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-06-02]

الکترودگذاری تنها توسط محقق انجام می‌پذیرفت. زمانی که سیگنال‌های الکترومیوگرافی منتج از عضلات مربوطه، فعالیت زمینه‌ای را نشان داده و وزن شخص به طور تقریباً مساوی روی دو پایش توزیع شده بود، صفحه دستگاه APS آزاد می‌گردید. کلیه آزمون‌ها در شرایط غیرمنتظره با چشمان بسته و حذف فیدبک شنوایی(از طریق گذاشتن هدفون مجهز به دستگاه MP3 Player) انجام می‌شد.

نرم‌افزار APS Analysis که با برنامه Lab View برنامه‌ریزی شده است، برای تعیین شروع سیگنال نیرو، شروع فعالیت عضلانی نسبت به زمان رهایش سکو و محاسبه خودکار زمان تأخیری شروع فعالیت، زمان تأخیری حداکثر فعالیت و دامنه حداکثر فعالیت بکار گرفته شد.

به منظور ارزیابی میزان تکرارپذیری نسبی و مطلق اندازه‌های زمان تأخیری شروع فعالیت، زمان تأخیری حداکثر فعالیت و دامنه حداکثر فعالیت عضلات مورد مطالعه، از محاسبه شاخص ICC(Intraclass correlation coefficient) و خطای معیار اندازه‌گیری(Stansard =SEM error of measurement) برای تک‌تک متغیرها به صورت جداگانه استفاده شده است.

یافته‌ها

نتایج حاصله از محاسبه مقادیر ICC، برای هر یک از متغیرهای مورد مطالعه به تفکیک با حدود اطمینان ۹۵٪ و سطح آلفا ۰/۰۵ محاسبه گردیده است. دامنه مقادیر ICC، برای زمان تأخیری شروع فعالیت عضلات پرونئوس لانگوس (۰/۹۹-۰/۹۷)، تیبیالیس قدامی(۰/۹۹-۰/۹۲)، پرونئوس برویس(۰/۹۹-۰/۹۶) و سولئوس(۰/۹۹-۰/۹۸)، در زوایای ۱۰، ۲۰ و ۳۰ درجه در صفحه مایل محاسبه گشت. این دامنه مقادیر برای دامنه حداکثر فعالیت عضلات پرونئوس لانگوس (۰/۹۹-۰/۹۲)، تیبیالیس قدامی(۰/۹۹-۰/۹۷)، پرونئوس برویس(۰/۹۹-۰/۹۶) و سولئوس(۰/۹۹-۰/۹۶) بوده و برای زمان تأخیری حداکثر فعالیت عضلات پرونئوس لانگوس (۰/۹۹-۰/۹۵)، تیبیالیس قدامی(۰/۹۹-۰/۹۴)، پرونئوس برویس(۰/۹۹-۰/۹۱) و سولئوس(۰/۹۹-۰/۹) بدست آمد.

نتایج حاصله از محاسبه مقادیر SEM، برای هر یک از متغیرهای مورد مطالعه به تفکیک محاسبه گشت، بطوری که دامنه مقادیر SEM برای زمان تأخیری شروع فعالیت عضلات پرونئوس لانگوس(۲/۰۶-۰/۷۶)، تیبیالیس قدامی(۳/۱۵-۰/۹۱)، پرونئوس برویس(۱/۷۲-۰/۸۹) و سولئوس(۱/۲۲-۰/۶۷)، در زوایای ۱۰، ۲۰ و ۳۰ درجه در صفحه مایل(برحسب میلی‌ثانیه) تعیین گردید. این دامنه مقادیر، برای دامنه حداکثر فعالیت عضلات پرونئوس لانگوس (۱۰/۸۲-۲/۹۸)، تیبیالیس قدامی(۴/۵۸-۳/۵۱)، پرونئوس برویس(۴/۲۳-۳/۴) و سولئوس(۱۰/۰۵-۴/۲۷)(برحسب میکروولت) بوده و برای زمان تأخیری حداکثر فعالیت عضلات پرونئوس لانگوس(۶/۸۱-۲/۴)، تیبیالیس قدامی(۹/۱۹-۲/۶۶)، پرونئوس برویس(۱۴/۷۵-۳/۸۷) و سولئوس(۱۷/۶۷-۴/۲۵)، (برحسب میلی‌ثانیه) محاسبه شد.

بحث

در این مطالعه مقادیر زمان شروع فعالیت عضلانی به صورت فاصله زمانی بین شروع حرکت سکو و شروع اولین فعالیت الکتریکی واکنشی عضله تعریف شده است. این تعریف با روش مورد استفاده توسط محققین قبلی نظیر Karlsson and Andreasson[۱۳]، Konradsen and Ravn[۸] و Benesch[۱۴] و همکاران مطابقت دارد.

Hopper و همکاران[۱۵] در سال ۱۹۹۸ به تعیین تکرارپذیری زمان‌بندی فعالیت عضلانی مچ پا در ۳۱ فرد سالم راست پا و مقایسه پای راست و چپ آنها پرداختند. برای ایجاد اغتشاش، از دستگاه Trapdoor با دو سکو که قابلیت ایجاد زاویه اغتشاش ۳۰ درجه را در صفحه فرونتال داشت، استفاده شد. یک شتاب سنج برای تشخیص حرکت سکو در زمان اغتشاش، بر روی دستگاه Trapdoor تعبیه گردید. زمان تأخیری، به صورت الگوریتمی از زمان رهایش سکو تا شروع فعالیت عضلات پرونئال محاسبه گشت. ۲۰ سری آزمون از مچ پای آزمودنی‌های سالمی که پای غالب آنها راست بود، بعمل آمد. آنالیز آزمون آماری

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-06-02]

اندازه‌گیری‌های مکرر نشان داد که زمان تأخیری عضلات پرونئال در سمت غالب، طولانی‌تر از سمت مقابل می‌باشد. مقادیر شاخص ICC برای پای راست، ۹۱٪ و برای پای چپ، ۸۳٪ گزارش شد؛ لذا محققین اذعان داشتند که این شاخص به عنوان یک روش اندازه‌گیری تکرارپذیر در پاسخ به تنش اینورژن ناگهانی مفصل مچ پا می‌تواند مورد استفاده قرار گیرد. به نظر می‌رسد که تحقیق حاضر از نقطه‌نظر لحاظ نمودن زوایای متنوع‌تر، شرایط مختلف آزمون‌ها و گزارش معیار اندازه‌گیری، قابل بحث و تأمل باشد.

Benesch و همکاران[۱۴] در سال ۲۰۰۰، تکرارپذیری زمان تأخیری عضلات پرونئال را در ۳۰ فرد سالم بزرگسال(۱۴ مرد و ۱۶ زن) به مدت ۵ روز در یک زمان معین، مورد ارزیابی قرار دادند. برای ایجاد اغتشاش، از دستگاه Trapdoor با دو سکو که قابلیت ایجاد زاویه اغتشاش ۳۰ درجه را در صفحه فرونتال داشت، استفاده شد. یک پتانسیومتر برای تشخیص حرکت سکو در زمان اغتشاش، که برروی محور چرخش دستگاه Trapdoor تعبیه گردیده بود، بکار گرفته شد. میانگین زمان تأخیری برای عضله پرونئوس لانگوس، ۶۳ میلی‌ثانیه و برای پرونئوس برویس، ۶۶ میلی‌ثانیه محاسبه و گزارش شد. هیچ گونه اختلاف معنی‌داری بین زنان و مردان و همچنین بین پای راست و چپ آزمودنی‌ها مشاهده نشد. با نگهداری پا در زاویه ۱۵ درجه پلانتار فلکشن، زمان تأخیری عضلات کاهش یافت. در نتیجه پژوهشگران بیان نمودند که این شاخص به عنوان یک روش ارزیابی تکرارپذیر مورد تأیید می‌باشد.

با ملاحظه مقادیر میانگین بدست آمده در این مطالعه، به نظر می‌رسد که روش مورد استفاده به لحاظ یافته‌ها، قابل مقایسه با مقادیر متون موجود باشد.[۷، ۱۶و ۱۷] با این حال، تاکنون تا جایی که در دسترس نویسندگان این مقاله قرار داشته، هیچ گونه مطالعه‌ای به منظور ارزیابی دو ویژگی مربوط به پاسخ واکنشی الکترومیوگرافیک، یعنی زمان تأخیری حداکثر فعالیت و دامنه حداکثر فعالیت، انجام نگرفته و تحقیق حاضر احتمالاً اولین مطالعه در این زمینه به شمار می‌رود.

بعلاوه در تحقیق حاضر موقعیت‌های متنوع‌تری در قالب وضعیت‌های آزمون، پیش‌بینی گشته است؛ یکی از این موقعیت‌ها، وضعیت منتظره یا غیرمنتظره بودن اغتشاش وضعیتی تحمیل شده به مفصل مچ پا بود. به عبارت دیگر در این تحقیق، ویژگی‌های فعالیت الکتریکی عضلانی در پاسخ به شرایط اغتشاش، که آزمودنی از زمان و جهت اغتشاش آگاه بوده یا اطلاع نداشته، لحاظ شد. مسلماً این دو موقعیت(منتظره و غیرمنتظره) به لحاظ سازوکارها و نحوه برنامه‌ریزی[۱۸و ۱۹] فعالیت عضلانی، تفاوت‌های فاحشی با یکدیگر داشته و ارزیابی تکرارپذیری در هر دو این موقعیت‌ها می‌تواند شروع و راهگشای مناسبی برای انجام تحقیقات مقایسه‌ای و مداخله‌ای در آینده باشد.

از سوی دیگر مطالعات بالینی و آزمایشگاهی نشان داده‌اند که آسیب‌های مچ پا در زوایای گوناگون قرارگیری این مفصل در وضعیت تحمل وزن رخ می‌دهند.[۱۰، ۲۰و ۲۱] از آنجایی که مطالعات قبلی صرفاً به بررسی تکرارپذیری ویژگی‌های سیگنال EMG در پاسخ به اغتشاش وضعیتی تنها در یک زاویه اکتفا نموده‌اند[۵، ۱۴و ۲۲]، لذا در تحقیق حاضر موقعیت‌های متنوع‌تری از زاویه اغتشاش در نظر گرفته شد؛ بطوری که علاوه بر زاویه ۳۰ درجه(حداکثر اغتشاش) زوایای ۱۰ و ۲۰ درجه نیز مورد بررسی قرار گرفتند. این جنبه، امتیاز چشمگیری بوده که با اثبات تکرارپذیری اندازه‌ها، می‌توانست کمک شایان توجهی در جهت انجام پژوهش‌های بعدی در این زمینه بنماید.

علاوه بر تنوع وسیع موقعیت‌های آزمون در این تحقیق، مطالعه حاضر از نظر روشها و ابزار نیز واجد امتیازاتی بوده که به نظر می‌رسد تحقیقات قبلی فاقد آن باشند.[۱۴، ۲۱و ۲۳] به عبارت دیگر به منظور بهینه‌سازی و کنترل متغیرهای مخدوش کننده دخیل در ایجاد تغییرات در ویژگی‌های سیگنال EMG، در این پژوهش به لحاظ فنی تمهیداتی اندیشیده شد که می‌تواند این روش را نسبت به تحقیقات پیشین، از سطح اعتبار بالاتری برخوردار نماید؛ از جمله این امتیازات می‌توان به کنترل دایم چشمی توزیع وزن از طریق ترازوی منتج از سیگنال کرنش سنج برروی نرم‌افزار

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-06-02]

APS-Synchronized System در صفحه نمایشگر رایانه، محاسبه نرم‌افزاری زمان تأخیری شروع فعالیت، زمان تأخیری حداکثر فعالیت و دامنه حداکثر فعالیت نسبت به سیگنال اغتشاش، استفاده از پمپ باد برای یکنواخت کردن رهایش سکوها و ایجاد اغتشاش و امکان انجام کالیبراسیون متعدد قبل از شروع هر آزمون توسط نرم‌افزار فوق‌الذکر اشاره نمود.

اهم محدودیت‌ها و مشکلات در تحقیق حاضر شامل موارد ذیل بودند:

۱- عدم دسترسی دقیق به اطلاعات فنی مربوط به دستگاه ایجاد کننده اغتشاش مچ پا که در تحقیقات پیشین به آنها اشاره نشده بود. این معضل، سبب صرف زمانی طولانی در حدود ۱۶ ماه جهت ابداع و ساخت APS و سایر تجهیزات وابسته نظیر نرم‌افزار تجزیه و تحلیل داده‌های APS برای تعیین زمان‌بندی فعالیت عضلانی گردید.

۲- محدود بودن امکانات آزمایشگاهی جهت بررسی الکترومیوگرافی کینزیولوژیک، بطوری که به دلیل کمبود پری‌آمپلی‌فایر مناسب و احتمال آسیب آنها، هر لحظه امکان توقف تحقیق وجود داشت.

۳- کالیبراسیون مدارات مربوط به کرنش سنج‌های سکوهای اغتشاش و احتمال آسیب آنها که یک مورد عدم دریافت سیگنال مطلوب از یکی از کرنش سنج‌های مربوط به سکوی فرونتال، موجب توقف بررسی حاضر به مدت یک ماه گردید.

٤- غامض بودن ایجاد همزمانی بین وقایع الکتریکی مربوط به ثبت فعالیت واکنشی عضلات مچ پا و وقایع مکانیکال ناشی از سیگنال‌های دریافتی از کرنش سنج‌های سکوهای اغتشاش، که به نوبه خود مستلزم صرف زمان و دقت قابل ملاحظه‌ای بود.

۵- محاسبه مناسب‌ترین مکان قرارگیری کرنش سنج‌های سکوهای اغتشاش بر روی تیر یک سرگیردار و در نظر گرفتن عوامل مداخله‌گر در جلوگیری از آسیب آنها نظیر حرکت ناگهانی سکوها و تغییرات درجه حرارت که تمهیدات بیومکانیکی ویژه را به خود اختصاص داد.

٦- کالیبراسیون مدارات مربوط به سیلندرهای بادی و شیرهای کنترل دستی ۵/۲ نصب شده روی میز فرمان نیز از جمله مسایلی بود که نیازمند حوصله فراوان، صرف زمان و دقت قابل ملاحظه‌ای بود. به این مسأله بایستی مواردی چون طراحی و پیاده‌سازی واحد تأمین هوای فشرده، آماده‌سازی (فیلترینگ و مراقبت) با توجه به شرایط محیطی آزمایشگاه و تأمین مکانی مناسب برای واحد مذبور در خارج از آزمایشگاه جهت به حداقل رساندن همهمه(تأثیر برروی سیگنال‌های الکترومیوگرافی و کینزیولوژیک) و صدای ناخوشایند اضافی ناشی از آن را نیز، افزود و آنها را لحاظ نمود.

۷- پیچیدگی ذاتی سیگنال‌های الکترومیوگرافی در ارتباط با نوع آزمون‌های اغتشاشی و جلوگیری از خستگی و اظهار ناراحتی در آزمودنی‌ها بویژه در گروه بیماران که خود طراحی مناسبی را چه در زمینه بساط تحقیق و چه در مورد نرم‌افزارها و تجهیزات همراه طلب می‌نمود.

۸- احتمال باقی ماندن آثار خستگی از آزمون‌های قبلی که مستلزم لحاظ نمودن زمان استراحت کافی بین آزمون‌ها بوده و در نتیجه مدت زمان یک جلسه آزمون را به طور چشمگیری افزایش می‌داد.

نتیجه‌گیری

با ملاحظه مقادیر ICC بدست آمده می‌توان چنین نتیجه‌گیری نمود که در اکثر موقعیت‌ها و ویژگی‌های عضلات مورد مطالعه، روش بکاررفته برای بررسی زمان‌بندی فعالیت واکنشی عضلات مچ پا در پژوهش حاضر، از سطح تکرارپذیری عالی برخوردار است. شایان ذکر است که مقادیر ICC محاسبه شده بالای سطح ۸۵٪، برای کلیه متغیرهای زمان‌بندی فعالیت واکنشی عضلات مچ پا در شرایط مختلف آزمون، ۱۰۰٪ بدست آمد که در تحقیقات کنترل حرکت، به عنوان تکرارپذیری عالی محسوب می‌شود.

تشکر و قدردانی

بدین وسیله نویسندگان مقاله، مراتب تقدیر و تشکر خود

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-06-02]

را از جناب آقای دکتر محمد تقی جغتایی، ریاست محترم دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، جناب آقای دکتر سید محمدابراهیم موسوی، معاونت محترم آموزشی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، جناب آقای شروین کریمی، فیزیوتراپیست، جناب آقای دکتر امیرمسعود عرب، عضو محترم هیأت علمی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی و جناب آقای دکتر محمدجعفر شاطرزاده، ریاست محترم دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی اهواز ابراز می‌دارند.

فهرست منابع

1- Holmer P, Sondergaard L, Konradsen L, Nielsen PT, Jorgensen LN. Epidemiology of sprains in the lateral ankle and foot. Foot Ankle Int 1994; 15: 72-4.

2- Freeman MAR. Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. J Bone Joint Surg Br 1965; 47: 669-77.

3- Isakov E, Mizrahri J, Solzi P, Susak Z. Response of the peroneal muscles to sudden inversion of the ankle during standing. Int J Sport Biomech 1986; 2: 100-9.

4- Johnson MB, Johnson CL. Electromyographic response of peroneal muscles in surgical and nonsurgical injured ankles during sudden inversion. J Orthop Sports Phys Ther 1993; 18: 497-501.

5- Lynch SA, Eklund U, Gottlieb D, Renstrom PAFH, Beynnon B. Electromyographic latency changes in the ankle musculature during inversion moments. Am J Sports Med 1996; 24(3): 362-9.

6- Kaminski TW, Perrin DH, Gansneder BM. Eversion strength analysis of uninjured and functionally unstable ankles. J Athl Train 1999; 34(3): 239-45.

7- Fernandes N, Allison GT, Hopper D. Peroneal latency in normal and injured ankles at varying angles of perturbation. Clin Orthop Relat Res 2000; 375: 193-201.

8- Konradsen L, Ravn JB. Prolonged peroneal reaction time in ankle instability. Int J Sports Med 1991; 12: 290-2.

9- Lofvenberg R, Karrholm J, Sundelin G, Ahlgren O. Prolonged reaction time in patients with chronic lateral instability of the ankle. Am J Sports Med 1995; 23: 414-17.

10- Hertel J. Functional instability following lateral ankle sprain. Sports Med 2000; 29: 361-71.

11- Konradsen L. Sensorimotor control of the uninjured and injured human ankle. J Electromyography Kinesiol 2002; 12: 199-203.

12- Riemann BL, Myers JB, Lephart SM. Sensorimotor system measurement techniques. J Athl Train 2002; 37(1): 85-98.

13- Karlsson J, Andreasson GO. The effect of external ankle support in chronic lateral ankle joint instability: A electromyographic study. Am J Sports Med 1992; 20: 257-61.

14- Benesch S, Putz W, Rosebaum D, Becker HP. Reliability of peroneal reaction time measurements. Clin Biomech 2000; 15: 21-8.

15- Hopper D, Allison G, Fernandes N, O'Sullivan L, Wharton A. Reliability of the peroneal latency in normal ankles. Clin Orthop 1998; 350: 159-65.

16- Johnson MB, Johnson CL. Electromyographic response of peroneal muscles in surgical and nonsurgical injured ankles during sudden inversion. Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy 1993; 18: 497-501.

17- Desphande N, Connelly DM, Culham EG, Costigan PA. Reliability and validity of ankle proprioceptive measures. Arch Phys Med Rehabil 2003; 84: 883-9.

18- Tjernstrom F, Fransson PA, Halfstrom A, Magnusson M. Adaptation of postural control to perturbations-a process that initiates long-term motor memory. Gait Posture 2002; 15: 75-82.

19- Konradsen L, Voigt M, Hojsgaard C. Ankle inversion injuries. The role of the dynamic defense mechanism. Am J Sports Med 1997; 25: 54-8.

20- Lephart S, Swanik CB, Fu F. Reestablishing neuromuscular control. In: Prentice WE, editors. Rehahilitation Techniques In Sports Medicine. 4th ed. St Louis, Mo: WCB McGraw-Hill; 2005. p. 88-106.

21- Willems T, Witvrouw E, Verstuyft J, Vaes P, De Clereq D. Proprioception and muscle strength in subjects with a history of ankle sprains and chronic instability. J Athl Train 2002; 34(4): 487-793.

22- Clark VM, Burden AM. A 4-week wobble board exercise programme improved muscle onset latency and perceived stability in individuals with a functionally unstable ankle. Phys Ther Sport 2005; 6: 181-7.

23- Vaes P, Duquet W, Gheluwe BV. Peroneal reaction times and eversion motor response in healthy and unstable ankles. J Athl Train 2002; 37(4): 475.

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-06-02]

Reliability of Timing of Muscle Activity Measurements of Ankle Musculature in Reaction to Various Angles of Sudden External Oblique Perturbation

B. Akhbari, PhD [I] ****E. Ebrahimi Takamjani, PhD*** [II] ***M. Salavati, PhD*** [I]
H. Farahini, MD [III] ***M.A. Sanjari, MS*** [IV]

Abstract

Background & Aim: Peroneal reaction time measurement has been used to objectively evaluate functional instability of the ankle joint. The reliability of the method has been reported only in frontal plane, but it has not been proven in oblique plane. The purpose of this study was to determine the reliability of ankle musculature latency, peak and time of activation measurements on a tilting platform(APS=Ankle Perturbation System) in response to sudden external oblique perturbation under different conditions.

Patients & Method: The latency, peak and time of activation of 10 healthy and 10 unhealthy subjects with functional ankle instability(FAI) were examined in a methodological study. The latency, peak and time of activation after sudden inversion of the ankle were determined by APS and surface EMG(Electromyography). Relative reliability(1&1 model) and absolute reliability(Standard Error of Measurement) were used as statistical methods.

Results: The ranges of ICC(Intra-class Correlation Coefficient) values for latency of Peroneus Longus(0.97-0.99), Tibialis Anterior(0.92-0.99), Peroneus Brevis(0.96-0.99), and Soleus(0.98-0.99) for 10, 20, and 30 degrees of oblique Plane were obtained. These values for peak of activation of Peroneus Longus(0.92-0.99), Tibialis Anterior(0.97-0.99), Peroneus Brevis(0.95-0.99), Soleus(0.96-0.99) and for time of activation of Peroneus Longus(0.95-0.99), Tibialis Anterior(0.94-0.99), Peroneus Brevis(0.91-0.99), and Soleus(0.9-0.99) were calculated too. The ranges of SEM(Standard Error of Measurement) values for latency of Peroneus Longus(0.76-2.06), Tibialis Anterior(0.91-3.15), Peroneus Brevis(0.89-1.72), and Soleus(0.67-1.22) were also obtained. These values for peak of activation of Peroneus Longus(2.98-10.82), Tibialis Anterior(3.51-4.58), Peroneus Brevis(3.4-4.23), Soleus(4.27-10.05) and for time of activation of Peroneus Longus(2.4-6.81), Tibialis Anterior(2.66-9.19), Peroneus Brevis(3.87-14.75), and Soleus(4.25-17.67) were calculated as well.

Conclusion: Determination of timing of muscle activity was proven as a reliable measurement technique.

Key Words: 1) Timing of Muscle Activity 2) Ankle Joint 3) External perturbation

4) FAI(Functional Ankle Instability) 5) Reliability

I) *Assistant Professor of Physical Therapy. University of Social Welfare and Rehabilitation Sciences. Tehran, Iran.*
II) *Professor of Physical Therapy. Faculty of Rehabilitation Sciences. Shahid Shah Nazari St., Iran University of Medical Sciences and Health Services. Tehran, Iran. (*Corresponding Author)*
III) *Associate Professor of Orthopedic Surgery. Iran University of Medical Sciences and Health Services. Tehran, Iran.*
IV) *PhD Student of Medical Engineering. Instructor. Iran University of Medical Sciences and Health Services. Tehran, Iran.*

[Downloaded from rjms.iums.ac.ir on 2025-06-02]