

بررسی تکرارپذیری مقادیر زمان تأخیری فعالیت واکنشی عضلات مچ پا در مقابل اغتشاش بیرونی ناگهانی در صفحه فرونتال

چکیده

هدف: هدف از این تحقیق تعیین تکرارپذیری زمان بندی فعالیت عضلانی مچ پا بروی سیستم اغتشاش مچ پا در صفحه فرونتال تحت شرایط مختلف اغتشاش بیرونی می باشد. زمان تأخیری شروع فعالیت، دامنه حداکثر فعالیت و زمان تأخیری حداکثر فعالیت عضلات مچ پا ۱۰ مرد و زن سالم ۱۰ مرد و زن مبتلا به بی ثباتی مچ پا در یک مطالعه متودولوژیک موردآزمون قرار گرفت.

روش بررسی: زمان تأخیری شروع فعالیت، دامنه حداکثر فعالیت و زمان تأخیری حداکثر فعالیت عضلات مچ پا متعاقب اینورژن ناگهانی مچ پا توسط سیستم اغتشاش مچ پا و الکترومیوگرافی سطحی تعیین گردید.

یافته ها: دامنه مقادیر ICC برای زمان تأخیری شروع فعالیت عضلات پرونتوس لانگوس (۰/۷۱۰/۹۷)، تیبیالیس قدامی (۰/۷۵-۰/۹۹)، پرونتوس برویس (۰/۸۳-۰/۹۹) و سولئوس (۰/۹۷-۰/۹۹) در زوایای ۱۰، ۲۰ و ۳۰ درجه در صفحه فرونتال میباشد. این دامنه مقادیر برای دامنه حداکثر فعالیت عضلات پرونتوس لانگوس (۰/۸۱-۰/۹۹)، تیبیالیس قدامی (۰/۹-۰/۹۹)، پرونتوس برویس (۰/۶۴-۰/۹۹) و سولئوس (۰/۹۸-۰/۹۹) بوده و برای زمان تأخیری حداکثر فعالیت عضلات پرونتوس لانگوس (۰/۸۹-۰/۹۹)، تیبیالیس قدامی (۰/۷۱-۰/۹۹)، پرونتوس برویس (۰/۹۱-۰/۹۹) و سولئوس (۰/۶۹-۰/۹۹) بدست آمد.

نتیجه گیری: تعیین زمان بندی فعالیت عضلات مچ پا به عنوان روش اندازه گیری تکرارپذیر ثابت گردید.

کلید واژه ها: زمان تأخیری / مفصل مچ پا / اغتشاش بیرونی / بی ثباتی عملکردی / تکرارپذیری

این مقاله جزو مقالات برگزیده یازدهمین جشنواره تحقیقاتی علوم پزشکی رازی می باشد

* دکتر بهنام اخباری

دکترای فیزیوتراپی، عضو هیات علمی
دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی

دکتر اسماعیل ابراهیمی

استاد دانشگاه علوم پزشکی ایران

دکتر مهیار صلواتی

دکترای فیزیوتراپی، استادیار دانشگاه
علوم بهزیستی و توانبخشی

دکتر حسین فراهینی

متخصص ارتوپدی، دانشیار دانشگاه
علوم پزشکی ایران

مهندس محمد علی سنجری

کارشناس ارشد بیومکانیک، عضو
هیات علمی دانشگاه علوم بهزیستی و
توانبخشی

* E-mail: akhbair@uswr.ac.ir



مقدمه

علی رغم درمانهای مطلوب، ضایعات حاد لیگامانهای خارجی مفصل مچ پا ممکن است منجر به بی ثباتی عملکردی مچ پا (FAI) (Functional Ankle Instability = FAI) در ۲۰ درصد بیماران گردند (۱). فریمن و همکارانش، جراحات مکرر اینورژنال مچ پا و احساس خالی شدن آنرا بعنوان معیارهای توصیف بی ثباتی عملکردی بکار بردند (۲).

در سالهای اخیر، اندازه گیری زمان تأخیری فعالیت واکنشی عضلات پرونتال در مقابل اغتشاش بیرونی ناگهانی اینورژنال مچ پا به روی دستگاه ایجاد کننده اغتشاش برای تعیین نقص حس عمقی در موارد بی ثباتی عملکردی به کرات مورد استفاده قرار گرفته است (۳-۷). اکثر محققین بر طولانی شدن زمان تأخیری فعالیت واکنشی عضلات پرونتال در موارد FAI تأکید نموده اند. (۸-۹) همچنین روشهای تجربی گوناگونی جهت اندازه گیری زمان تأخیری فعالیت واکنشی عضلات پرونتال تاکنون 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 می رسد (۱۲)، لذا در تحقیق حاضر کلیه موارد مذکور برای عضلات پرونتال، تیبیالیس قدامی و سولئوس محاسبه گشته است. لحاظ نمودن زوایای مختلف اغتشاش (۱۰، ۲۰ و ۳۰ درجه) تحت شرایط منتظره و غیر منتظره در این پژوهش نیز از جمله مواردی است که کمتر در تحقیقات به عمل آمده تا به امروز مورد توجه و بررسی قرار گرفته است. بنابراین هدف از این مطالعه تحقیق تعیین تکرارپذیری زمان بندی فعالیت عضلانی مچ پا به روی سیستم اغتشاش مچ پا در صفحه فرونتال تحت شرایط مختلف اغتشاش بیرونی می باشد.

روش بررسی

۱- جامعه و نمونه پژوهش:

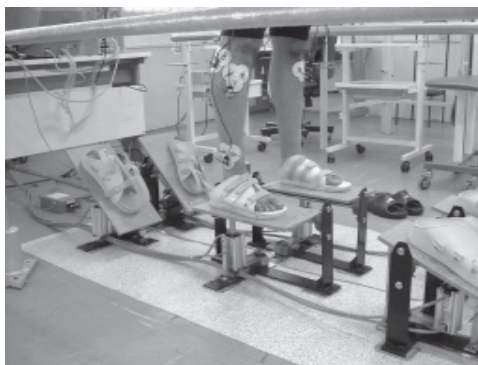
۱۰ فرد سالم (۵ مرد و ۵ زن) و ۱۰ فرد مبتلا به FAI (۵ مرد و ۵ زن) با دامنه سنی ۳۰-۱۸ سال در این تحقیق شرکت نمودند. توضیح اینکه برای جلوگیری از ورود بیماران مبتلا به تغییرات دژنراتیو مفصل مچ پا، سن آزمودنی ها در محدوده ۳۰-۱۸ سال انتخاب شد. معیارهای حذف و انتخاب آنان شامل موارد ذیل بود: ۱- آسیب اندام تحتانی یا ستون فقرات، ۲- بیماریهای نورولوژیک یا عصبی عضلانی، ۳- نقص سیستم وستیبولار، ۴- کمردرد

واضح در طی ۶ ماه گذشته، ۵- تغییرات حسی اندام تحتانی، ۶- بی ثباتی عملکردی مچ پاها، ۷- آسیب مچ پا در طی ۳ ماه گذشت، ۸- سابقه شکستگی، دررفتگی، اختلالات بیومکانیک اندام تحتانی، ۹- تجربه حداقل یکبار پیچ خوردگی اینورژنال واضح در یکی از مچ پاها در طی یکسال اخیر، ۱۰- عدم وجود مدرکی دال بر بی ثباتی مکانیکال در مچ پای گرفتار. شایان ذکر است موارد ۵ و ۸ و ۱۰ جزو معیارهای حذف دو گروه سالم و بیمار بوده در حالیکه موارد ۶ و ۹ و ۱۰ جزو معیارهای انتخاب گروه بیمار محسوب گشت. مورد ۷ جزو معیارهای حذف گروه سالم در نظر گرفته شد. شایان ذکر است قبل از انجام آزمون، توضیح مختصری در مورد پروتکل حاضر به هریک از آزمودنیها داده شده و سپس رضایتنامه آگاهانه از وی اخذ گردید. به منظور به حداقل رسانیدن تأثیرات جانبی و عوامل مداخله گر، از آزمودنیها خواسته شد که دو هفته قبل از آزمون از انجام تمرین یا فعالیتهای ورزشی اجتناب نمایند.

۲- ابزار و نحوه گردآوری اطلاعات:

اغتشاش ناگهانی اینورژنال مچ پا بر روی دستگاه trapdoor، که در این تحقیق تحت عنوان سیستم اغتشاشی مچ پا (Ankle Perturbation System) (APS) نامیده می شود، ایجاد شد. (شکل ۱). این سیستم قابلیت ایجاد اغتشاش در هر سه صفحه فرونتال، ساجیتال و مایل را دارا بوده اما در این مطالعه تنها به گزارش داده های مربوط به صفحه فرونتال اکتفا شده است. زوایای اغتشاش ۱۰، ۲۰ و ۳۰ درجه انتخاب و شرایط اغتشاش به هر دو صورت منتظره و غیر منتظره تکرار گردید. اصول کار دستگاه به اینصورت است که هر قسمت از دستگاه دارای دو سکوی بوده که حول یک محور طولی دوران محدود می کند. نحوه انجام آزمون به این صورت است که آزمودنی هر پای خود را روی یکی از این سکوها گذاشته و در موقع مناسب که وزن شخص بطور 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 می نمود.

در این حین بطور پیوسته فعالیت الکتریکی سطحی عضلات (KEMG) (Kinesiological Electromyography) ثبت گردید. لحظه آغاز اغتشاش تا شروع فعالیت مؤثر عضلات به عنوان زمان تأخیری شروع فعالیت واکنشی عضلانی بر حسب میلی ثانیه محاسبه گشت. همچنین ترتیب فعال شدن، زمان تأخیری حداکثر فعالیت و دامنه حداکثر فعالیت عضلات توسط نرم افزار آنالیز مربوطه محاسبه و ثبت گردید.



شکل ۱: APS (فرونتال) و نحوه قرارگیری آزمودنی بروی آن



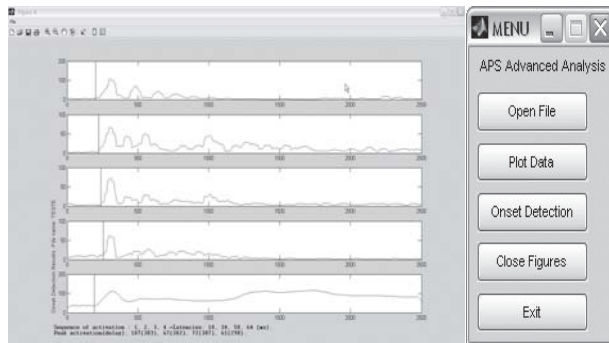
شد، صفحه دستگاه APS آزاد گردید. کلیه آزمونها در شرایط غیر منتظره باچشمان بسته و حذف فیدبک شنوایی (از طریق گذاشتن هدفون مجهز به دستگاه MP3 Player) انجام شد.



شکل ۳: نحوه نصب الکترودهای EMG

۳- تعیین زمان بندی عضلانی توسط نرم افزار APS Analysis:

این نرم افزار که با برنامه LabView برنامه ریزی 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 (شکل ۴).



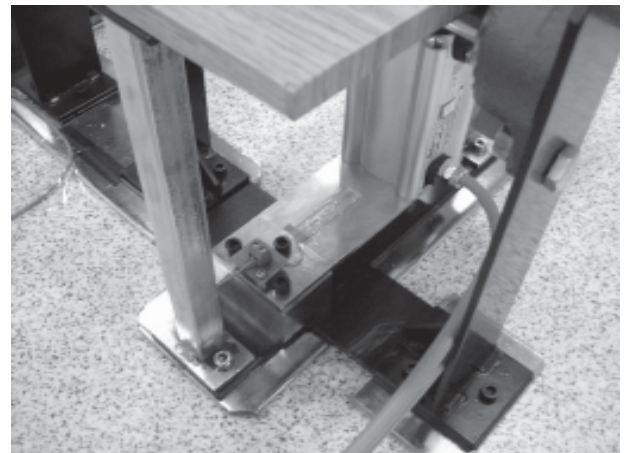
شکل ۴: نرم افزار APS Analysis و تعیین زمان بندی عضلانی

۴- روشهای آماری:

به منظور ارزیابی میزان تکرار پذیری نسبی اندازه‌های زمان تأخیری شروع فعالیت، زمان تأخیری حداکثر فعالیت و دامنه حداکثر فعالیت عضلات مورد مطالعه از محاسبه شاخص (Intraclass Correlation Coefficient) ICC برای تک تک متغیرها به صورت جداگانه استفاده شده است.

عضلات مورد استفاده در آزمون شامل پروئوس لونگوس و برویس، تیبیالیس قدامی و سولئوس بودند. از الکترودهای فعال سطحی (نقره-کلرید نقره) دو قطبی (فاصله بین دو الکترودها ۲۵ میلی متر) با پره آمپلی فایر (نقره) 108 dB (typical) CMRR, and 10 ohms input impedance) استفاده شد. دستگاه الکترومیوگرافی از نوع CT8 و ۸ کاناله بود. (MIE Medical Research Ltd., UK). فیلترینگ سیگنالهای EMG در دامنه ۵۰۰ - ۱۰هرتز صورت گرفت.

حالت عادی نگهداشتن سکوها به عهده سیلندرهایی 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 آماده سازی (فیلترینگ و مراقبت) نیز با توجه به شرایط محیطی آزمایشگاه طراحی و پیاده سازی شد. برای اطمینان از ایستادن متقارن فرد (از لحاظ وزنی) قبل از انجام آزمون، وزن وارد به هر یک از سیلندرها از طریق تیریک سر گیردار و کرنش سنج (strain gauge) اندازه گیری شد برای این منظور، مدار تقویت کننده مقایسه ای طراحی شده است. از آنجا که مقایسه نسبی بین دو پا مد نظر بوده، کالیبراسیون کرنش سنجها و ابعاد تیر اندازه گیری تا حد قابل قبولی صورت گرفته و از لحاظ سخت افزاری نیز قابل تکرار و تنظیم بود (شکل ۲).



شکل ۲: محل نصب کرنش سنج بر روی APS

قبل از انجام آزمون، آزمودنی شورت ورزشی پوشیده و پوست ساق وی (در محل چسباندن الکترودها) توسط محلول آب و صابون والکل ۷۰ درصد تمیز گشته و بوسیله تیغ و سمباده نرم مقاومت الکتریکی آن به حداقل ممکن رسانده شد. الکترودهای سطحی مربوط به دستگاه الکترومیوگرافی کینزیولوژیک (KEMG) بر روی عضلات پروئال، تیبیالیس انتریور و سولئوس مطابق منابع معتبر مربوطه قرار داده شد. (شکل ۳). صحیح بودن محل الکتروگذاری 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 گرفت. ضمن اینکه عمل الکتروگذاری تنها توسط محقق انجام پذیرفت. زمانیکه سیگنالهای الکترومیوگرافی (EMG) منتج از عضلات مربوطه فعالیت زمینه ای رانشان داده و وزن شخص بطور تقریباً مساوی روی دو پایش توزیع

جدول شماره ۱: مقادیر ICC جهت تعیین تکرارپذیری نسبی عضلات مچ پا در شرایط مختلف آزمون

متغیر	عضله			سولئوس
	پرونئوس لانگوس	تیبیالیس قدامی	پرونئوس برویس	
F10RE L ^a	۰/۹۵	۰/۹۷	۰/۹۶	۰/۹۸
F10LE L ^a	۰/۹۷	۰/۹۷	۰/۸۳	۰/۹۹
F20RE L ^a	۰/۷۱	۰/۹۷	۰/۸۳	۰/۹۹
F20LE L ^a	۰/۷۳	۰/۹۶	۰/۹۹	۰/۹۹
F30RE L ^a	۰/۹۶	۰/۹۹	۰/۹۷	۰/۹۷
F30LE L ^a	۰/۸۶	۰/۹۸	۰/۹۸	۰/۹۹
F10RU L ^a	۰/۹۲	۰/۹۶	۰/۹۷	۰/۹۷
F10LU L ^a	۰/۸۰	۰/۹۷	۰/۹۸	۰/۹۹
F20RU L ^a	۰/۷۸	۰/۹۹	۰/۹۸	۰/۹۹
F20LU L ^a	۰/۸۴	۰/۷۵	۰/۹۷	۰/۹۹
F30RU L ^a	۰/۹۳	۰/۹۸	۰/۹۴	۰/۹۹
F30LU L ^a	۰/۹۴	۰/۹۸	۰/۹۸	۰/۹۹
F10REP	۰/۸۲	۰/۹۹	۰/۹۹	۰/۹۹
F10LEP	۰/۹۳	۰/۹۹	۰/۹۹	۰/۹۹
F20REP	۰/۹۷	۰/۹۹	۰/۹۷	۰/۹۸
F20LEP	۰/۸۱	۰/۹۹	۰/۹۹	۰/۹۹
F30REP	۰/۹۵	۰/۹۹	۰/۹۹	۰/۹۹
F30LEP	۰/۹۸	۰/۹۹	۰/۹۸	۰/۹۹
F10RUP	۰/۹۹	۰/۹۰	۰/۹۹	۰/۹۹
F10LUP	۰/۹۸	۰/۹۹	۰/۹۹	۰/۹۹
F20RUP	۰/۹۸	۰/۹۹	۰/۹۹	۰/۹۹
F20LUP	۰/۹۴	۰/۹۹	۰/۶۴	۰/۹۹
F30RUP	۰/۹۵	۰/۹۹	۰/۹۰	۰/۹۹
F30LUP	۰/۸۶	۰/۹۹	۰/۸۹	۰/۹۹
F10RET	۰/۹۶	۰/۸۰	۰/۹۹	۰/۹۹
F10LET	۰/۹۹	۰/۹۹	۰/۹۵	۰/۹۹
F20RET	۰/۹۶	۰/۹۹	۰/۹۱	۰/۹۹
F20LET	۰/۹۳	۰/۹۹	۰/۹۹	۰/۹۹
F30RET	۰/۹۴	۰/۷۱	۰/۹۹	۰/۹۹
F30LET	۰/۹۲	۰/۹۶	۰/۹۹	۰/۹۹
F10RUT	۰/۸۹	۰/۸۵	۰/۹۹	۰/۹۹
F10LUT	۰/۹۹	۰/۸۱	۰/۹۹	۰/۹۹
F20RUT	۰/۹۹	۰/۹۹	۰/۹۹	۰/۶۹
F20LUT	۰/۹۹	۰/۹۹	۰/۹۹	۰/۹۹
F30RUT	۰/۹۰	۰/۹۹	۰/۹۳	۰/۹۹
F30LUT	۰/۹۹	۰/۹۹	۰/۹۹	۰/۹۸

یافته‌ها

جدول شماره دو نتایج حاصله از محاسبه مقادیر ICC برای هر یک از متغیرهای مورد مطالعه را به تفکیک نمایش می‌دهد. مقادیر ICC با حدود اطمینان ۹۵٪ و سطح آلفا ۰/۰۵ محاسبه شده است (جدول ۱). همانگونه که در جدول شماره دو مشاهده می‌شود دامنه مقادیر ICC برای زمان تأخیری شروع فعالیت عضلات پروئوس لانگوس (۰/۷۱-۰/۹۷)، تیبیالیس قدامی (۰/۷۵-۰/۹۹)، پروئوس برویس (۰/۸۳-۰/۹۹) و سولئوس (۰/۹۷-۰/۹۹) در زوایای ۱۰، ۲۰ و ۳۰ درجه در صفحه فرونتال می‌باشد. این دامنه مقادیر برای دامنه حداکثر فعالیت عضلات پروئوس لانگوس (۰/۸۱-۰/۹۹)، تیبیالیس قدامی (۰/۹-۰/۹۹)، پروئوس برویس (۰/۶۴-۰/۹۹) و سولئوس (۰/۹۸-۰/۹۹) بوده و برای زمان تأخیری حداکثر فعالیت عضلات پروئوس لانگوس (۰/۸۹-۰/۹۹)، تیبیالیس قدامی (۰/۷۱-۰/۹۹)، پروئوس برویس (۰/۹۱-۰/۹۹) و سولئوس (۰/۶۹-۰/۹۹) بدست آمد.

توضیح اینکه در جداول، حروف F برای صفحه فرونتال، R برای سمت راست، La برای زمان تأخیری شروع فعالیت، P به جای دامنه حداکثر فعالیت، T به جای زمان تأخیری حداکثر فعالیت بکار رفته و اعداد ۱۰ و ۲۰ بیانگر زاویه اغتشاش (بر حسب درجه) می‌باشند.

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 کارلسون و آندرسون (۱۳)، کاندراسن و راون و بنچ (۱۴) مطابقت دارد. با ملاحظه مقادیر میانگین بدست آمده در این مطالعه بنظر می‌رسد که روش مورد استفاده به لحاظ یافته‌ها قابل مقایسه با مقادیر متون موجود باشد (۷ و ۱۵ و ۱۶). با اینحال تاکنون تا جایی که در دسترس نویسندگان این مقاله قرار داشته، هیچگونه مطالعه‌ای به منظور دستیابی به 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 بشمار میرود.

بعلاوه در تحقیق حاضر موقعیتهای متنوع تری در قالب وضعیتهای آزمون پیش بینی گشته است. یکی از این موقعیت‌ها، وضعیت منتظره یا غیر منتظره 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 به لحاظ سازوکارها و نحوه برنامه ریزی 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 (۱۷ و ۱۸).



نتیجه گیری

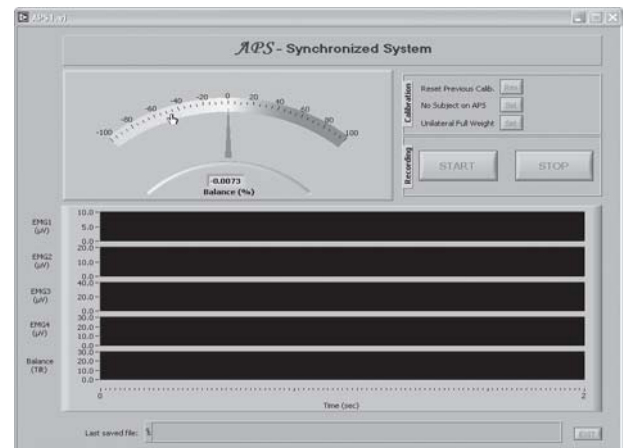
با ملاحظه مقادیر ICC بدست آمده مندرج در جدول شماره دو میتوان چنین نتیجه گیری نمود که در اکثر موقعیتهای ویژگیهای عضلات مورد مطالعه، روش بکار رفته برای بررسی زمانبندی فعالیت واکنشی عضلات مچ پا در پژوهش حاضر، از سطح تکرار پذیری عالی برخوردار است. شایان ذکر است که مقادیر ICC محاسبه شده بالای سطح ۸۵ درصد برای زمان تأخیری شروع فعالیت عضلات پروئوس لانگوس (۵۸٪)، تیبیالیس قدامی (۹۲٪)، پروئوس برویس (۸۳٪) و سولئوس (۱۰۰٪)، برای دامنه حداکثر فعالیت عضلات پروئوس لانگوس (۸۳٪)، تیبیالیس قدامی (۱۰۰٪)، پروئوس برویس (۹۲٪) و سولئوس (۱۰۰٪) و برای زمان تأخیری حداکثر فعالیت عضلات پروئوس لانگوس (۱۰۰٪)، تیبیالیس قدامی (۷۵٪)، پروئوس برویس (۱۰۰٪) و سولئوس (۹۲٪) بدست آمد که در تحقیقات کنترل حرکت به عنوان تکرار پذیری عالی محسوب می شود.

تشکر و قدر دانی

با تشکر از جناب آقای دکتر محمد تقی جغتایی ریاست محترم دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، جناب آقای دکتر سید محمد ابراهیم موسوی معاونت محترم آموزشی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی، جناب آقای شروین کریمی فیزیوتراپیست، جناب آقای دکتر امیر مسعود عرب عضو محترم هیأت علمی دانشگاه علوم بهزیستی و توانبخشی و جناب آقای دکتر محمد جعفر شاطرزاده ریاست محترم دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی اهواز.

از سوی دیگر مطالعات بالینی و آزمایشگاهی نشان داده اند که آسیبهای مچ پا در زوایای گوناگون قرارگیری این مفصل در وضعیت تحمل وزن رخ می دهد (۱۰ و ۱۹ و ۲۰). از آنجاییکه مطالعات قبلی صرفاً به بررسی تکرار پذیری ویژگیهای سیگنال EMG در پاسخ به اغتشاش وضعیتی تنها در یک زاویه اکتفا نموده اند (۵ و ۱۴ و ۲۱). لذا در تحقیق حاضر موقعیت های متنوع تری از زاویه اغتشاش در نظر گرفته شد. بطوریکه علاوه بر زاویه ۳۰ درجه (حداکثر اغتشاش) زوایای ۱۰ و ۲۰ درجه نیز مورد بررسی قرار گرفت. این جنبه امتیاز چشم گیری بوده که با اثبات تکرار پذیری اندازه ها، میتوانست کمک شایان توجه ای در جهت انجام پژوهش های 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 بنظر می رسد تحقیقات قبلی فاقد آن باشد (۱۴ و ۲۱ و ۲۳). عبارت دیگر به منظور بهینه سازی و کنترل متغیرهای مخدوش کننده دخیل در ایجاد تغییرات در ویژگیهای سیگنال EMG، در این پژوهش به لحاظ فنی تمهیداتی اندیشیده شد که می تواند این روش را نسبت به تحقیقات پیشین از سطح اعتبار بالاتری برخوردار نماید. از جمله این امتیازات می توان به کنترل دائم چشمی توزیع وزن از طریق ترازوی منتج از سیگنال کرنش سنج بروی نرم افزار APS - Synchronized System در صفحه نمایشگر رایانه، محاسبه نرم افزاری زمان تأخیری شروع فعالیت، زمان تأخیری حداکثر فعالیت و دامنه حداکثر فعالیت نسبت به سیگنال اغتشاش، استفاده از پمپ باد برای یکنواخت کردن رهائش سکوها و ایجاد اغتشاش و امکان انجام کالیبراسیون متعدد قبل از شروع هر آزمون توسط نرم افزار فوق الذکر اشاره نمود (شکل ۵).



شکل ۵: نمایی از نرم افزار APS - Synchronized System



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: 72-74.
- 2-Freeman MAR. Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *J Bone Joint Surg Br.* 1965; 47: 669-677.
- 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: 100-109.
- 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.* 24(3): 1996;24(3): 362-369.
- 6-Kaminski TW ,Perrin DH ,Gansneder BM. Eversion strength analysis of uninjured and functionally unstable ankles . *J Athl Train.* 34(3):1999; 34 (3): 239-201.
- 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: 290-292.
- 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: 414-417.
- 10-Hertel J. Functional instability following lateral ankle sprain. *Sports Med.* 29:361-371, 2000.
- 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.* 37(1):2000; 37(1): 85-98.
- 13- Karlsson J, Andreasson GO. The effect of external ankle support in chronic lateral ankle joint instability . An electromyographic study. *Am J Sports Med.* 1992; 20: 257-261.
- 14- Benesch S ,Pütz W ,Rosebaum D , Becker HP. Reliability of peroneal reaction time measurements. *Clin Biomech.* 2000; 15-21-28.
- 15-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.
- 16- Hughes MA ,Schenkman ML ,Chandler JM ,Studenski SA . Postural responses to platform perturbation :Kinematics and electromyography. *Clin Biomech.* 1995; 10(6): 318-322.
- 17- Tjernström F , Fransson PA , Halfström A , Magnusson M. Adaptation of postural control to perturbations – a process that initiates long– term motor memory. *Gait Posture.* 2000; 15: 75-82.
- 18- Konradsen L ,Voigt M ,Hojsgaard C. Ankle inversion injuries. The role of the dynamic defense mechanism. *Am J Sports Med.* 1997; 25: 54-58.
- 19- Mann G ,Perry H ,Nyska M ,Matan Y ,Frankl U ,Fensterbuch A. Ankle sprain: occurrence of chronic functional instability and its chronic relation to mechanical instability.A prospective study. Presented at the 9th international Jerusalem Symposium on Sports Injuries, 1993.
- 20- 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.
- 21- Hopper D, Allison G , Fernandes N, O’Sullivan L , Wharton A. Reliability of the peroneal latency in normal ankles . *Clin Orthop.* 1998; 350: 159-165.
- 22- Kaminski TW ,Perrin DH ,Gansneder BM. Eversion strength analysis of uninjured and functionally unstable ankles . *J Athl Train.* 1999; 34(3): 239-245.
- 23- Vaes P, Duquet W., Gheluwe B.V. Peroneal reaction times and eversion motor response in healthy and unstable ankles, *J. Athl Train.* 2002; 37(4), p.475.