بررسی اثرات خستگی عضلات زانو و مچ پا بر روی نیروی گشتاوری مفصل مچ پا و مرکز اعمال نیروی کف پایی در طی فاز نامتعادل ایستادن یک پایی

*دکتر نصرت الله هدایت پور: استاد یار مهندسی ورزشی،گروه تربیت بدنی وعلوم ورزشی، دانشگاه بجنورد، بجنورد، ایران.(*نویسنده مسئول)
n.hedayatpour@ub.ac.ir
دکتر محمد شبانی: استاد یار طب ورزشی،گروه تربیت بدنی وعلوم ورزشی، دانشگاه بجنورد، بجنورد، ایران. rs_shabani@yahoo.com
دکتر منصور اسلامی: استاد یار بیومکانیک ورزشی،گروه تربیت بدنی وعلوم ورزشی، دانشگاه مازندران، بابلسر، ایران. mseslami@gmail.com

تاریخ دریافت: ۹۱/۳/۲۱ تاریخ پذیرش: ۹۱/۷/۹

چکیده

زمینه و هدف: هدف از این تحقیق بررسی تاثیر خستگی عضلانی بر نیروهای گشتاوری حول مفصل مچ پا ومرکز اعمال نیرو کف پا، در طی حرکات نا متعادل کننده ایستادن یک پایی است.

روش کار: در این مطالعه کاربردی- نیمه تجربی، با استفاده از یک دوچرخه کار سنج مونارک خستگی به عضلات پا وارد گردید. سیگنال‌های الکترومیوگرافی سطح پوستی با استفاده از الکترود های مدور Ag–AgC1، ازعضلات حول مفصل زانو ومچ پا در طی حداکثر انقباض ارادی وانقباض استقامتی زیر بیشینه، قبل وبعد از خستگی جمع آوری گردیدند. علاوه براین به منظور تعیین میزان فعالیت رفلکسی، سیگنال های سطح پوستی ازعضلات حول مفصل زانو در طی فاز نامتعادل ایستادن یک پایی، قبل وبعد از خستگی ثبت گردیدند. جهت تعیین میزان تغییرات کنتیکی وکینماتیکی (Kinetic and Kinematic) حول مفصل مچ پا، سیگنال های صفحه نیروی متحرک (Force Plate) و سیستم تجزیه وتحلیل حرکات بدن (Motion Analyzer) نیز هم زمان با سیگنال های الکترومیوگرافی ثبت گردیدند.

نتایج: تجزیه وتحلیل واریانس یک طرفه نشان داد که حداکثر نیروی عضلانی، استقامت عضلانی وفعالیت الکترومیوگرافی مرتبط با آن‌ها، به طور معناداری بعد از خستگی کاهش یافته است($p<۰/۰۵$). علاوه براین میزان فعالیت رفلکسی عضلات جهت حفظ تعادل به طور معنی داری بعد از خستگی کاهش نشان داد ($p<۰/۰۵$). با این حال نیروی گشتاوری درصفحهٔ پیشانی(Frontal) و افقی(Horizontal) به طور معنی داری افزایش یافت، که توام با یک افزایش معنی‌داری در افزایش مرکز اعمال نیرودر صفحهٔ فرونتال بود ($p<۰/۰۵$).

نتیجه گیری: نتایج این مطالعه نشان داد، که کاهش فعالیت رفلکسی عضلات بعد از خستگی، میزان نیروی گشتاوری و همچنین مرکز اعمال نیرو را در صفحهٔ فرونتال افزایش داده وممکن است خطر اسپرین‌های خارجی (Lateral Sprain) مچ پا را افزایش دهند.

کلیدواژه‌ها: گشتاور مفصل مچ پا، الکترومیوگرافی، خستگی، ایستادن یک پایی، پرتاب شدن.

مقدمه

خستگی عضله اسکلتی جز لاینفک برنامه ها وتمرینات ورزشی است. خستگی معمولاً در مراحل پایانی فعالیت ورزشی در اثر تجمع مواد متابولیکی (اسید لاکتیک و...) در درون عضله بروز می‌کند (۱). مواد متابولیکی سرعت هدایت سیگنال های عصبی را در مسیر زوج تحریک - انقباض کاهش داده وبه نوبهٔ خود باعث افت سطح انقباض عضلانی می‌گردد (۲). مطالعات متعدد، شاخص بالایی از آسیب‌های اندامهای تحتانی را در ورزش ذکر کرده‌اند وآن را به مدت زمان طولانی بازی وخستگی زیاد نسبت داده اند (۳). در حالت خستگی عواملی از قبیل ضعف عضلانی وکاهش هماهنگی عصب وعضله(۳) نیروهای برشی وگشتاوری نامناسبی را حول مفاصل ایجاد می‌کند (به خصوص در طی فعالیت‌های نامتعادل کننده که پایداری مفصل را به چالش می کشد) وباعث آسیب به ساختارهای مفصلی (لیگامنت ها و کپسول مفصلی،...) می گردند.

آسیب های مفصل مچ پا یکی از شایع ترین آسیب های ورزشی است، که باعث دور نگه داشتن ورزشکاران برای مدت طولانی از صحنهٔ رقابت می‌گردد (۴،۳). کنترل دینامیکی مفصل مچ پا به قابلیت عضلات احاطه کننده اطراف مچ پا جهت

جذب نیرو اکستنسریک(Eccentric)، وهم چنین به توانایشان در حفظ پایداری ساختار مفصلی در وضعیت آناتومیکی بستگی دارد. حالت‌های ناپایداری همچون فرود یک پایی (لی لی کردن) از انواع حرکات ورزشی رایج در فعالیت ورزشی است. بنابراین در حین فعالیت‌های نامتعادل کننده که پایداری مفصل مچ پا را به چالش می‌کشند، هرگونه ضعف عضلانی در اطراف مچ پا و زانو می‌تواند منجر به تولید نیروهای گشتاوری نامناسب حول مفصل مچ پا گردد و ساختار مفصلی را در معرض آسیب قرار دهد. اسپرین‌های خارجی مچ پا یکی از شایع ترین آسیب‌های ورزشی است (۳و ۴). ناپایدار عملکردی پا به عنوان مکانیسم احتمالی اسپرین‌های مچ پا شناخته شده است وکنترل حرکتی ناقص بعد از اسپرین مچ پا، به عنوان عامل تشدید کنندۀ ناپایدار عملکردی مفصل در نظر گرفته شده است (۵).

علاوه بر این مرکز اعمال نیرو کف پا، که در حین فعالیت‌های روزانه و ورزشی دائماً در حال جابه‌جایی است، ممکن است تحت تاثیر گشتاوری‌های نامناسب ناشی از خستگی قرار گیرد. گزارشات قبلی حاکی از این است که مرکز اعمال نیرو کف پا می تواند تحت تاثیر تغییرات الگوی فعالیت عضلانی ناشی از اختلالات عضلانی اسکلتی قرار گیرد (۶و۷). وارن نشان داد که هم مقدار و هم جهت اعمال نیروی کف پا به زمین می‌تواند تحت تأثیرالگوی فعالیت عضلانی قرار گیرد (۸). الگوهای نامناسب اعمال نیروی کف پا به زمین می تواند باعث آسیب‌های جدی به ساختار مفاصل کف پا وایجاد دردهای طولانی ومزمن در این ناحیه گردد. براین اساس وبا توجه به نقش ضعف عضلانی در بروز آسیب ها در این مطالعه فر ض گردیده است که خستگی عضلات حول مفصل زانو ومچ پا می تواند باعث تغییرات الگوی حرکتی وایجاد بارهای مکانیکی نامناسب بروی مفصل مچ پا گردد. بنابراین هدف از مطالعه حاضر این است تا در پای خسته شده نیروهای گشتاوری حول مفصل مچ پا وارتباط آن را با مرکز اعمال فشار نیرو کف پا در طی حرکات نا متعادل کننده ایستادن روی یک پا بررسی کند.

روش کار

آزمودنی‌ها: ۱۵ آزمودنی مرد سالم دارای با میانگین سن ۲۵± ۵/۲ سال، میانگین وزن ۷۵ کیلوگرم ±۳/۴ و میانگین قد ۱۷۶ ±۰/۰۶متر در این مطالعه کاربردی- نیمه تجربی شرکت کردند. بر طبق مطالعات مشابه منتشر شده قبلی، تعداد نمونه استفاده شده در این مطالعه به اندازه کافی بزرگ بود تا تغییرات معنا داری را در پارامترهای بیومکانیکی بعد از خستگی نشان دهد(۷).

آزمون خستگی: آزمون خستگی با استفاده از یک دوچرخه کار سنج مونارک اجرا گردید که در آن آزمودنی با سرعت ۷۵ دور بر دقیقه وبا شدت ۳۷/۵ وات شروع به رکاب زدن کرد . به ازای هر دقیقه۳۷/۵ وات به شدت کار افزوده گردید تا هنگامی که آزمودنی به طور کامل از ادامه کار باز ماند.

آزمون کنترل تعادل برروی یک پا :آزمودنی‌ها پای راست خود را بر روی یک صفحه نیروی متحرک قرار دادند. سپس از آن‌ها درخواست گردید تا پای چپ را از زمین جدا وتعادل خود را بروی یک پا (پای راست)حفظ کنند. در حالی که آزمودنی در حالت تعادل برروی یک پا بود یک سیستم حرکت دهنده پ صفحه نیروی متحرک را ۶ سانتی متر با سرعت آهسته (۲۵۰ هزارم ثانیه) به طرف جلو حرکت می داد تا تعادل آزمودنی را بهم بزند. کنترل حرکت صفحه نیروی متحرک در اختیار آزمایش گر بود وآزمودنی‌ها از زمان حرکت صفحه نیروی متحرک ناآگاه بودند. این عمل چهار بار تکرار گردید. آغاز حرکت صفحه نیروی متحرکتوسط نرم افزار مستر کیک (Mr. kick) کنترل گردیده که توام با ایجاد یک پالس الکتریکی بود که برروی سیستم QTM(Qualisys Track Maneger) ذخیره می شوند. سپس پالس‌های الکتریکی ذخیره شده با استفاده از نرم افزار Matlab با سیگنال های صفحه نیروی متحرک و سیستم تجزیه وتحلیل حرکات بدن هم زمان (Synchonize) شدند وجهت محاسبه

نیروهای گشتاوری و عکس العمل زمین حول محور X,Y,Z مورد استفاده قرار گرفت. همانند مطالعات قبلی، به منظورآشنایی با نحوه اجرای آزمون، ۲۴ساعت قبل از اجرای آزمون، آزمودنی‌ها به آزمایشگاه آورده شدند و نحوه اجرای تست به آنها توضیح داده شد. سپس آزمون ۲ بار به صورت آزمایشی بر روی آزمودنی ها اجرا گردید.

جمع آوری داده های الکترومیوگرافی: حداکثر انقباض اختیاری و فعالیت الکترومیوگرافی سیگنال های الکترومیوگرافی (Electromyography) سطحی توسط دو الکترود مدور Ag–AgC1 (Ambu Neurolin) که به صورت دو قطبی (Bipolar) به روی سطح پوست قرار داده شده بودند، از عضلات پهن داخلی، پهن خارجی و راست رانی در طی حداکثر انقباض اختیاری اکستنشن(Extension) زانو ثبت گردیدند. علاوه براین سیگنال های الکترومیوگرافی از عضلات درشت نی قدامی وسر داخلی وخارجی عضله دوقلو به ترتیب در طی حداکثر انقباض اختیاری دور سی فلکشن وپلنتاز فلکشن (Dorsiflexion and Plantar Flexion) مچ پا ثبت گردیدند.

استقامت عضلانی وفعالیت الکترومیوگرافی: سیگنال های الکترومیوگرافی سطحی توسط دو الکترود مدور Ag–AgC1 (Ambu Neurolin) که به صورت دو قطبی (Bipolar) برروی سطح پوست قرار داده شده بودند، در طی یک انقباض ایزومتریک(Isometric) زیر بیشینه اکستنشن زانو (۵۰٪ حداکثر انقباض اختیاری) از عضلات پهن داخلی، پهن خارجی و راست رانی ودر طی یک انقباض ایزومتریک زیر بیشینه دور سی فلکشن وپلنتاز فلکشن به ترتیب از عضلات درشت نی قدامی، سرداخل و سرخارجی عضله دوقلو ثبت گردیدند. آزمودنی‌ها به طور کلامی تشویق گردیدند تا لحظهٔ شکست ارادی انقباض، نیرو عضلانی را در سطح هدف حفظ کنند. شکست انقباض ارادی به عنوان نقطه ای از انقباض عضلانی تعریف گردید که در آن افت نیرو بیش از۵٪ حداکثر انقباض ارادی بود. یک مانیتور نمایش نیرو در جلوی آزمودنی قرار داده شد تا بازخورد بینایی را نسبت به میزان نیروی اعمال شده فراهم کند. قبل از قرار دادن الکترود، موی پوست تراشیده ومحل مذبور با الکل کاملاً تمیز گردید. جهت اتصال زمین یک نوار خیس به دور مچ پا پیچانده و با سیم مخصوصی به آمپلی فایر متصل گردید .سیگنال های سطح پوستی آمپلی فای(EMG-16; LISiN , bandwidth 10–500 Hz) گردیدند وبا فرکانس 2048 نمونه گیری شدند (شکل۱) .

تجزیه وتحلیل سیگنال های الکترومیوگرافی سطح پوست: بزرگی موج EMG (EMG amplitude) با استفاده از مقادیر مطلق میانگین سیگنال‌های اصلاح شده در بازه‌های زمانی ۱ ثانیه (1-second time window) محاسبه گردید.به همین ترتیب میانگین توان فرکانسی(Mean power frequency) در بازه های زمانی ۱ ثانیه ای از سیگنال‌های سطح پوستی استخراج گردیدند. جهت محاسبه بزرگی موج EMG ومیانگین توان فرکانسی در طول انقباض عضلانی مداوم، مدت زمان انقباض به تناوب های زمانی۱۰٪ تقسیم گردیدند. سپس بزرگی موج EMG ومیانگین توان فرکانسی محاسبه شده در بازه های زمانی ۱ ثانیه ای برای هر ۱۰٪مدت زمان انقباض میانگین گرفته شد.

فعالیت های الکترومیوگرافی هنگام عدم تعادل: به منظور تعیین میزان فعالیت رفلکسی عضله جهت برگرداندن وضعیت بدن به حالت تعادل، فعالیت های الکترومیوگرافی در یک بازهٔ زمانی ۱۸۰ هزارم ثانیه بعد از آغاز حرکت صفحه نیروی متحرک محاسبه گردیدند. آغاز حرکت صفحه نیروی متحرک توسط نرم افزار مستر کیک کنترل می‌گردید که توام با ایجاد یک پالس (Trigger) الکتریکی بود که برروی نرم افزار ذخیره می‌گردید. پالس‌های ذخیره شده سپس با استفاده از نرم افزار Matlab با سیگنال های EMG هم زمان شده وبه عنوان نقطه مرجع جهت محاسبه

فعالیت های EMG در بازهٔ زمانی ۱۸۰ هزارم ثانیه بعد از آغاز حرکت صفحه نیروی متحرک مورد استفاده قرار گرفتند (شکل۲). بازهٔ زمانی ۱۸۰ هزارم ثانیه، مدت زمانی است که در آن سیستم عصبی مرکزی از طریق رفلکس تک سیناپسی وضعیت نامتعادل بدن را به حالت تعادل برمی‌گرداند.

جمع‌آوری داده‌های کنتیک و کینماتیک (Kinetic and Kinematic)

داده های کینماتیک: در حالی که صفحه نیروی متحرک به طرف جلو جابه جا می شد، با استفاده از ۸ دوربین کوالیزز (Qualisys Motion Capture System) در صفحهٔ ساجیتال از هر آزمودنی با ۲۵۸ فریم بر ثانیه فیلمبرداری گردید. قبل از فیلمبرداری، ۹ مارکر چسبی فلورسنت برروی نقاط آناتومیکی که شامل بند انگشت اول وپنجم پا، قوزک داخلی وخارجی، پاشنه پا، کندیل داخلی وخارجی استخوان ران وتروکانتر بزرگ ران بودند، قرار داده شده بود. داده‌ها به صورت آنالوگ توسط نرم افزار QTM ذخیره گردیدند.

داده های کنتیک: با استفاده از یک صفحه نیروی متحرک AMTI چند کاناله، نیروهای تولیدی عکس العمل زمین ونیروهای گشتاوری در سه محور عمودی (Z)، قدامی – خلفی (X) وداخلی - خارجی (Y) با فرکانس ۲۰۴۸هرتز ثبت گردیدند (شکل۳). داده ها به صورت آنالوگ توسط نرم افزار QTM ذخیره شدند. در صفحه نیروی متحرک، AMTI نیروهای گشتاور با توجه به نقطه تولید نیرو وفاصله عمودی ازآن نقطه تا بردار نیرو تعریف گردیده است که در آن گشتاور نیرو برای محورهای X,Y,Z به ترتیب عبارت است از:

$$Mx = Fx*0 - Fy*Zo + Fz*Y + Tx$$
$$My = Fx*Zo + Fy*0 - Fz*X + Ty$$
$$Mz = - Fx*Y + Fy*X + Fz*0 + Tz$$

تعریف پارامترها: قطعات بدن انسان را می‌توان تحت عنوان اجسام سخت مدل کرد وفرض گردیده که چرخش نسبی حول یک نقطه ثابت در قطعه بالاتر که معمولاً مرکز مفصل است اتفاق می افتد. به منظور محاسبه چرخش نسبی مفصل مچ پا لازم است تا یک ست از محورهای قائم به یکدیگر، هم برای قطعهٔ متحرک وهم برای قطعهٔ مرجع تعریف گردد. در یک سیستم مرجع مطلق با محورهای قائم (X,Y,Z) ، معمولاً محور X در جهت حرکت ، محور Z در جهت عمود به طرف بالا ومحورY عمود بر محورهای X, Z تعریف می‌گردد که یک سیستم مختصات دست راست را شکل می دهد. بنابراین برای ساق پا سیستم مرجع مطلق محورهای متصل شده (X,Y,Z) ران خواهند بود وبرای پا سیستم مرجع مطلق محورهای متصل شده (X,Y,Z) برروی ساق پا می باشد. به این ترتیب مرکز مفصل مچ پا را می توان از طریق صفحه ایجاد شده توسط مارکرهای مچ پا (قوزک داخلی وخارجی) با مرکز مفصل زانو و مارکر ساق پا تعیین کرد، که در نقطه وسط حد فاصل بین قوزک داخلی وخارجی پا می افتد . در سیستم مختصات فرضی Y یک واحد برداری از مارکر قوزک خارجی تا مارکر قوزک داخلی و Z یک واحد برداری از مرکز تقاطع دو واحد برداری Y,Xاست. به منظور تعیین گشتاور حول محورهای X,Y,Z مچ پا، ساق پا به عنوان قطعه مرجع ومفصل مچ پا به عنوان قطعه متحرک در نظر گرفته شد.

تجزیه وتحلیل داده‌ها: داده های آنالوگ کینماتیکی وکنتیکی ثبت شده توسط دوربین ها و صفحه نیروی متحرک که برروی نرم افزار QTM ذخیره شده بودند، به صورت آفلاین (offline) به فایل‌های C- 3D تبدیل شده وتوسط نرم افزار C-Motion مورد تجزیه وتحلیل قرار گرفتند . داده های آنالوگ توسط یک تبدیل گر از آنالوگ به دیجیتال تبدیل شده وسپس به وسیله فیلتر دیجیتالی باتر ورس (4th-order Butterworth low pass filter) با فرکانس ۶Hz فیلتر شدند. داده‌ها بعد از آغاز حرکت صفحه نیروی متحرک که توام با ایجاد یک پالس (Trigger) الکتریکی بود، مورد تجزیه وتحلیل قرار گرفتند. با استفاده از

نـــرم افـــزار C-Motion پـــالس الکتریکـــی بـــا سـیگنال‌هـای کینماتیـک وکنتیـک هـم زمـان (Synchonize) شـده، بـه عنـوان نقطـه مرجـع استفاده گردیـده و بـا اسـتفاده از روش دینامیـک معکوس نیروهای گشتاوری و عکس العمـل زمـین حول محور X,Y,Z مچ پا محاسبه شدند. نیروهای گشتاوری نسـبت بـه وزن بـدن آزمـودنی نرمـالیز گردیدند (شکل۴).

تجزیه وتحلیل آماری: تجزیه وتحلیل واریانس یک طرفـه مـورد اسـتفاده قـرار گرفـت تـا میـزان تغییرات در حـداکثر نیـرو عضـلانی ومـدت زمـان اســتقامت عضــلانی و همچنــین فعالیــت‌هــای الکترومیـوگرافی مـرتبط بـا آن‌هـا در مرحلـه بعـد نسبت به قبل از آزمون خسـتگی، تجزیـه وتحلیـل گردد. واریانس یک طرفه همچنین استفاده گردیـد تا میزان تغییـرات فعالیـت هـای رفلکسـی بعـد از آزمـون خسـتگی محاسـبه گـردد. بـا اسـتفاده از واریانس یک طرفه تغییرات گشـتاوری و تغییـرات مرکـز اعمـال نیـرو حـول محورهـای X,Y,Z در صفحات ساجیتال، فرونتال و هوریزنتـال از مرحلـه قبل تا مرحلهٔ بعد از آزمون خستگی، مورد تحلیـل قرار گرفت.

یافته ها

تجزیه وتحلیل واریانس یک طرفـه یـک کـاهش معنی داری را در حداکثر نیروی عضلانی F= 5.5, (p<0.05)، مدت زمان استقامت(F= 6.4، p<0.05) وفعالیـت‌هـای الکترومیـوگرافی مـرتبط بـا آن‌هـا (F=7.3, p <0.05) بعد از آزمون خسـتگی نشـان داد. واریانس یک طرفه هم چنـین آشـکار سـاخت که فعالیت های رفلکسی بعد از آزمون خستگی بـه طور معنـاداری کـوچکتر از قبـل از خسـتگی بـود (F=10.3, p <0.001) . محاسـبات واریـانس یـک طرفه هم چنین یک افزایش معناداری را در نیروی گشتاوری (F= 4.5, p<0.05) ومرکز اعمال نیرو در صـفحهٔ فرونتـال (F= 3.8, p<0.05) بعـد از خستگی نشان داد.

بحث و نتیجه گیری

نتایج این مطالعه نشان داد که خستگی می تواند فعالیت های رفلکسی عضـلات حـول مفصـل زانـو ومچ پا را به طور قابـل ملاحظـه ای کـاهش دهـد. کاهش فعالیـت هـای رفلکسـی جهـت برگردانـدن وضعیت بدن به حالت تعادل باعث افـزایش نیـروی گشتاوری مچ پـا و افـزایش مرکـز اعمـال نیـرو در صفحهٔ فرونتال مـی گردد،کـه ممکـن اسـت خطـر آسیب های خارجی مچ پا را افزایش دهد.

عملکرد عضلانی والکترومیـوگرافی: بعـد از آزمون خستگی، حـداکثر نیـروی عضـلانی وزمـان شکست انقباض ارادی به طور معنـی داری کـاهش یافت که توام با کاهش معنی‌داری در فعالیت هـای الکترومیوگرافی بود. این نتایج نشان می دهند کـه آزمون دوچرخه دارای شدت کافی جهـت تحمیـل خستگی به عضلات اسـکلتی بـوده اسـت. بـا بـروز خستگی در طول انقباض، میانگین توان فرکانسـی کاهش یافت که نشان دهندهٔ خستگی غشـای تـار عضـلانی در اثـر تجمـع مـواد متـابولیکی اسـت. یافته‌های قبلی الکترومیوگرافی نیز ایـن موضـوع را به خوبی تائید کرده‌اند (۹). علاوه بـر ایـن، بعـد از آزمون خستگی، فعایت‌های رفلکسی عضلات جهت برگرداندن وضعیت بدن به حالـت تعـادل بـه طـور معنـی‌داری کوچـک‌تـر از زمـان قبـل از خسـتگی بودند. فعالیت های عضـلانی کـاهش یافتـه بعـد از خستگی، ممکن است به چند عامل مربـوط باشـد. گزارش گردیده اسـت کـه بعـد از خسـتگی، مـواد متابولیکی انباشـته شـده در درون عضـله اسـکلتی می‌توانـد عملکـرد فیبرهـای کیسـه ای هسـته ای وزنجیره‌ای هسته‌ای دوک‌هـای عضـلانی را تغییـر دهد، که به نوبهٔ خود ارسال پیام‌های تحریکی را به نـــرون حرکتـــی کـــاهش داده وباعـــث کـــاهش فعالیـــت‌هـــای عضـــلانی وافـــت نیـــرو مـــی‌گردنـــد (۱۰و۱۱). مواد متابولیکی هم چنین می‌توانند نفوذ پذیری غشا فیبر عضله را نسبت به یون‌ها (سـدیم، پتاسیم) تغییردهند وباعث کاهش سرعت هـدایت سـیگنال در طـول تـار عضـله شـوند (۳۱۲و۱۳). خستگی نیز می تواند بـازخورد نیـرو انـدام هـای وتری گلژی را تغییـر دهنـد کـه بـدین طریـق در بازدارنـدگی نـرون هـای حرکتـی نخـاع مشـارکت

نمایند (۱۴). کاهش اتصالات پل های عرضی اکتومیوزین دراثرخستگی وکاهش فعالیت های میوزین آتاپاز می تواند عامل دیگر کاهش فعالیت‌های عضلانی باشد (۱۵).

عملکرد عضلانی و تغییرات کینماتیکی وکنتیکی: کنترل تعادل برروی یک پا به عنوان بزرگ‌ترین عامل خطرزا جهت آسیب های مچ پا در نظر گرفته شده است. به خاطر اینکه این حرکت زاویهٔ اینورشنی (Inversion) حداکثری را ایجاد می کند که چهار برابر بزرگ تر از زمانی است که فرد برروی دوپا ایستاده است. اکثر آسیب‌های مفصل مچ پا هنگام حرکات ترکیبی اینورشن وپلنتار فلکشن (Dorsiflexion and Plantar Flexion) مجموع پا ومچ رخ می دهد که نمونه ای از حرکات کاتینگ (Cutting Movement) است (۱۶).کنترل تعادل برروی یک پا و مانورهای مرتبط با آن در واقع نیروی گشتاوری اینورشن وچرخش داخلی ساق پا را به حدی افزایش می دهند که حتی بزرگ تر از آن‌هایی است که در طی دویدن تولید می‌گردند (۴و۱۷). نتایج این مطالعه به خوبی نشان داد که خستگی پا نیروی گشتاوراینورشن را هنگام کنترل تعادل برروی یک پا به طورقابل ملاحظه ای افزایش می دهد. افزایش نیروی گشتاور اینورشن مشاهده شده در صفحه فرونتال ممکن است مربوط به تعمیرات کنترل حرکتی در اثر خستگی باشد.

تغییرات کنترل حرکتی در عضلات سینرژیک(Synergic)، آگونیست‌ها (Agonist) وآنتاگونیست ها(Antagonist) باعث تغییرات الگوی حرکتی حول مفصل می‌گردد که به نوبه خود هماهنگی زمانی انقباضات عضلانی را جهت کنترل مفصل در وضعیت صحیح آنانومیکی کاهش می دهد. یک افزایش قابل ملاحظه ای از اسپرین‌های مچ پا در نتیجه افزایش نیروی گشتاوری در صفحهٔ فرونتال (اینورشن) مشاهده گردیده است. درحقیقت افزایش نیروی گشتاوری در صفحهٔ فرونتال در نتیجه خستگی عضلات پا، زاویهٔ حداکثری اینورشن مچ پا را افزایش داده که به عنوان عامل ۷۵٪ از آسیب‌های لیگمانتی شناخته شده است (۱۸). علاوه براین هنگام جابه جایی صفحه نیروی متحرکافزایش نیروهای گشتاوری اینورشن وچرخش داخلی ساق پا که در اثر خستگی ایجاد شده بودند، باعث گردیدند تا مرکز اعمال نیرو در صفحهٔ فرونتال افزایش یابد.

گزارشات علمی قبلی نیز به خوبی تائید کردند که مرکز اعمال نیروی مچ پا آسیب دیده در صفحهٔ فرونتال افزایش می یابد و این را ناشی از ضعف کنترل حرکتی حول مفصل مچ پا دانسته‌اند، که ممکن است مربوط به تغییر عملکرد گیرنده‌های عمقی در اثر آسیب به عضله باشد. فرایدن افزایش مرکز اعمال نیرو در صفحهٔ فرونتال را برای مچ پای صدمه دیده در مقایسه با عضو سالم گزارش کرده است (۱۹،۲۰و۲۱). به همین ترتیب با استفاده از تخته تعادل، گلومر افزایش مرکز اعمال نیرو در صفحهٔ فرونتال را برای عضو آسیب دیده در مقایسه با عضو سالم گزارش داده است (۲۰). این نتایج در توافق با یافته‌های پیشین است که افزایش مرکز اعمال نیرو در صفحهٔ فرونتال را برای مچ پا آسیب دیده رقاصان بالت در مقایسه با عضو سالم بررسی کرده‌اند(۲۱).

نتایج مطالعه حاضر نشان داد که خستگی باعث کاهش فعالیت‌های رفلکسی عضلات جهت برگرداندن وضعیت بدن از حالت عدم تعادل به حالت تعادل می شود. کاهش فعالیت‌های رفلکسی باعث افزایش نیرو گشتاوری درصفحهٔ فرونتال و هوریزنتال شده وبه نوبه خود باعث افزایش مرکز اعمال نیرو در صفحهٔ فرونتال می‌گردند، که ممکن است خطر اسپرین‌های خارجی مچ پا را افزایش دهند. این نتایج می توانند به خوبی توضیح دهند، که چرا آسیب های خارجی مچ پا بعد از ورزش‌های سنگین وخسته کننده رایج هستند.

منابع

1. Sahlin K. Muscle fatigue and lactic acid accumulation. Acta Physiol Scand Suppl. 1986; 556:83-91.

2. Allen DG, Westerblad H, Lee JA, Lännergren J. Role of excitation-contraction coupling in muscle fatigue. Sports Med. 1992 Feb;13(2):116-26.

3. Yeung MS, Chan KM, So CH, Yuan WY. An epidemiological survey on ankle sprain. Br J Sports Med. 1994 Jun; 28(2):112-6.

4. Garrick JG, Requa RK. The epidemiology of foot and ankle injuries in sports. Clin Sports Med. 1988 Jan; 7(1):29-36.

5. Nilsson S, Sprains of the lateral ankle ligaments. 5) J Oslo City Hosp. 1983 Feb-Mar;33 (2-3):13-36.

6. Goryachev Y, Debbi EM, Haim A, Rozen N, Wolf A. Foot center of pressure manipulation and gait therapy influence lower limb muscle activation in patients with osteoarthritis of the knee. J Electromyogr Kinesiol. 2011 Oct;21(5):704-11.

7. Riemann BL, Myers JB, Stone DA, Lephart SM Effect of lateral ankle ligament anesthesia on single-leg stance stability. Med Sci Sports Exerc. 2004 Mar;36(3):388-96.

8. Warren GL, Maher RM, Higbie EJ. Temporal patterns of plantar pressures and lower-leg muscle activity during walking: effect of speed. Gait Posture. 2004 Feb; 19(1):91-100.

9. Fuglevand AJ, Zackowski KM, Huey KA, Enoka RM. Impairment of neuromuscular propagation during human fatiguing contractions at submaximal forces. J Physiol. 1993 Jan;460:549-72.

10. Biro A, Griffin L, Cafarelli E. Reflex gain of muscle spindle pathways during fatigue Res. Exp Brain. 2007 Feb;177(2):157-66.

11. Kernell D. Neuromuscular frequency-coding and fatigue. Adv Exp Med Biol. 1995; 384:135-45.

12. Tenan MS, McMurray RG, Blackburn BT, McGrath M, Leppert K. The relationship between blood potassium, blood lactate, and electromyography signals related to fatigue in a progressive cycling exercise test. J Electromyogr Kinesiol. 2011 Feb; 21(1):25-32.

13. Fortune E, Lowery MM. Effect of extracellular potassium accumulation on muscle fiber conduction velocity: a simulation study. Ann Biomed Eng. 2009 Oct;37(10):2105-17. Epub 2009 Jul 9.

14. Bongiovanni LG, Hagbarth K–E. Tonic vibration reflexes elicited during fatigue from maximal voluntary contractions in man. J Physiol (Lond). 1990;423:1–14.

15. Westra HG, Berden JA, Jetten I. The effect of temperature and pH on the co-operative behavior of Mg2+ -stimulated acto-myosin-ATPase and the inhibition by IMP.Arch Physiol Biochem. 2003 Dec;111(5):467-73.

16. Cordova ML, Scott BD, Ingersoll CD, LeBlanc MJ. Effects of ankle support on lower-extremity functional performance: a meta- analysis. Med Sci Sports Exerc. 2005 Apr;37(4):635-4.

17. Chan KW, Ding BC, Mroczek KJ . Acute and chronic lateral ankle instability in the athlete. Bull NYU Hosp Jt Dis. 2011;69(1):17-26.

18. Surve I, Schwellnus MP, Noakes T, Lombard C. A fivefold reduction in the incidence of recurrent ankle sprains in soccer players using the Sport-Stirrup orthosis. Am J Sports Med. 1994 Sep-Oct; 22(5):601-6.

19. Friden T, Zatterstrom R, Lindstrand A, Moritz U. A stabilometric technique for evaluation of lower limb instabilities. Am J Sports Med. 1989;17:118–122.

20. Golomer E, Dupui P, Bessou P. Spectral frequency analysis of dynamic balance in healthy and injured athletes. Arch Int Physiol Biomech Biophys. 1994;102:225–229.

21. Leanderson J, Eriksson E, Nilsson C, Wykman A. Proprioception in classical ballet dancers: A prospective study of the influence of an ankle sprain on proprioception in the ankle joint. Am J Sports Med. 1996;24:370–374..

22. Charlop-Christy MH, Le L, Freeman KA. A comparison of video modeling with in vivo modeling for teaching children with autism. [Online version]. J of Autism and Dev Disord .2000; 30: 537-552.

23. harlop-Christy MH, Daneshvar S. Using Video Modeling to Teach Perspective Taking to Children with Autism. J of Posit Behav Interv. 2003; 5(1): 12-21.

24. Dowrick PW. Practical guide to using video in the behavioral sciences. 1991. New York: Wiley 2003.

25. Dowrick PW, Kim-Rupnow WS, Power TJ. Video feed forward for reading. Journal of Special Education. 2006; 39, 194-207.

The effect of muscle fatigue on ankle joint moment and center of pressure during perturbation of single-leg stance

***Nosratollah Hedayat Pour,** PhD. Assistant professor of Sport Engineering, University of Bojnord, Iran. (*Corresponding author) n.hedayatpour@ub.ac.ir
Mohammad Shabani, PhD**.** Assistant professor of Sport Medicine, University of Bojnord, Iran. rs_shabani@yahoo.com
Mansour Eslami, PhD**.** Assistant professor of Sport Biomechanics, University of Mazandaran, Babolsar, Iran. mseslami@gmail.com

Abstract

Background: The aim of this study was to investigate the effect of muscle fatigue on ankle joint moment and center of pressure during single-leg stance, perturbed by forward or backward platform perturbations.
Methods: In this semi-experimental study fatigue induced to knee muscles by using an ergometer (monark). Surface elecromyographic signals were recorded from knee muscles during maximal voluntary contraction, sustained contraction and perturbation before and after muscle fatigue. Moreover, using force plate and video camera system, force and motion signals were simultaneously recorded during perturbations before and after muscle fatigue. To assess muscle reflex activity, the average rectified value of individual muscles was calculated over a fixed window, which was 180-ms after the onset of plate movement. Inverse dynamic method, ankle joint moment and center of pressure computed from kinetic and kinematics data after the onset of plate movement.
Results: One way analysis of variance revealed that maximal knee extension contraction and muscle endurance (time to task failure) were significantly reduced after muscle fatigue ($p< 0.05$). Muscle reflex activities during post fatigue perturbations were significantly lower than the pre fatigue perturbations ($p<0.05$). A significant increase in ankle joint moments in the frontal and horizontal planes were also observed ($p<0.05$), which was accompanied by a significant increase in center of pressure in the frontal plane.
Conclusion: The results of the current study demonstrated that muscle fatigue increases ankle joint moment and center of pressure in the frontal plane during single-leg stance, which in turn may increase the risk of lateral ankle injuries. These results partly explain that why lateral ankle sprains are common after heavy exercises.

Keywords: Ankle joint moment, Electromyography, Single-leg stance, Fatigue, Perturbation.