

آنالیز خستگی دست با استفاده از بررسی کمی تغییرپذیری الگوهای ترسیمی

محمد علی سنجری^۱، فرزانه حقیقت^{۲*}، غلامرضا علیایی^۳، علی اشرف جمشیدی^۴

^۱گروه علوم پایه توانبخشی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران، ^۲گروه فیزیوتراپی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران، ^۳گروه فیزیوتراپی، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران، ^۴پزشکی تهران، تهران، ایران

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۳/۸/۱۴

تاریخ وصول: ۱۳۹۳/۱/۱۶

چکیده

زمینه و هدف: کاهش در ظرفیت تولید نیرو توسط عضلات پس از فعالیت خستگی عضلانی گفته می‌شود که می‌تواند منجر به ایجاد ضایعات مختلفی شود. هدف از این مطالعه آنالیز خستگی دست به وسیله بررسی کمی آزمون‌های ترسیمی بود.

روش بررسی: این مطالعه مقطعی بر روی ۳۷ فرد سالم، با بررسی کمی مهارت‌های ترسیمی دست به صورت ترسیم مکرر دوایر هم مرکز و هم پوشان، قبل و بلافاصله پس از اجرای پروتکل خستگی انجام شد. اجرای آزمون در سه جلسه با فاصله ۴۸-۷۲ ساعت صورت گرفت. ثبت ترسیمات، به وسیله تبلت دیجیتال انجام شد. داده‌ها با آزمون‌های آماری تی زوجی و آنالیز واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر تجزیه و تحلیل شد.

یافته‌ها: در داده‌های سری زمانی ترسیم، متغیرهای انحراف معیار دامنه بر روی محور X، انحراف معیار سرعت بر روی محورهای $(SDV_x)x$ و $(SDV_y)y$ ، انحراف معیار سرعت بردار برآیند (SDVR) و در مقایسه بین سه سطح پس از خستگی، تنها متغیر SDx تفاوت معنی‌دار نشان داد ($p < 0.05$). در آنالیز داده‌های نوسانات (حاصل اعمال فیلتر بالاگذر بر روی داده‌های سری زمانی ترسیم)، در سطح خستگی ۱۰۰ درصد، متغیرهای SDx انحراف معیار دامنه بر روی محور $(SDy)y$ ، انحراف معیار دامنه بردار برآیند (SDR)، SDV_x ، SDV_y ، $SDVR$ و در مقایسه بین سه سطح پس از خستگی، متغیرهای SDV_y ، $SDVR$ ، SDR و شتاب مؤثر (RMSai) تفاوت معنی‌دار نشان دادند ($p < 0.05$).

نتیجه‌گیری: خستگی کامل از لحاظ ساختاری تفاوت قابل ملاحظه‌ای با دیگر سطوح خستگی دارد. به طوری که موجب تغییرپذیری زیادی در پارامترهای ترسیم شد. روش مورد استفاده در این تحقیق، خستگی در حرکات فرکانس بالا (سرعت بالا) را به خوبی تشخیص داد.

واژه‌های کلیدی: خستگی، تغییرپذیری، الگوهای ترسیمی

* نویسنده مسئول: فرزانه حقیقت، تهران، دانشگاه علوم پزشکی ایران، دانشکده علوم توانبخشی، گروه فیزیوتراپی.

Email: haghghat_fa@yahoo.com

مقدمه

گنجاندن تمرین‌های ویژه و یا برنامه‌های توانبخشی خاص در فعالیت‌های ورزشی یا درمانی انجام شود. روش‌های معمول ارزیابی خستگی شامل استفاده از مقیاس‌های ذهنی مانند مقیاس بورگ، آنالیز بیومکانیکی حرکات مفاصل، اندازه‌گیری سیگنال‌های فیزیولوژیکی و اندازه‌گیری نرخ تنفس حین اجرای فعالیت می‌باشد (۸). روش‌های مذکور معایبی نظیر هزینه زیاد، زمان بر بودن، دقت کم و سختی اجرا را دارند؛ ضمن این که در معرض تفسیرهای شخصی نیز هستند (۹). در فعالیت‌های ورزشی، برای ارزیابی اثرات خستگی، حداقل دو روش عمده را می‌توان در پیش گرفت. یکی بررسی پی‌آمد سیستم اسکلتی - عضلانی که همان حرکت است و طی آن اثرات خستگی در حرکت مفاصل ردگیری می‌شود (۱۰). دیگری سنجش اثرات خستگی بر تغییرپذیری حرکت است. تغییرپذیری حرکتی به تغییرات طبیعی و ذاتی در پاسجر، حرکات و فعالیت عضلانی اشاره دارد که به میزان مختلف در همه فعالیت‌های تحت کنترل سیستم حسی- حرکتی مشاهده می‌شود. تغییرپذیری بیشتر ممکن است باعث پیشرفت کندتر خستگی شود و یا راهکارهای جبرانی یا تطابقی ایجاد کند که بار را از روی بافت‌های خسته بردارد، لذا به نظر می‌رسد ارتباط بین تغییرپذیری حرکتی و خستگی، احتمالاً یک ارتباط دوسویه است (۱۱). برای مثال شواهدی از سازماندهی مجدد الگوی فعالیت، درون عضلات منفرد و نیز در سطح بین

از جمله مشکلاتی که فرد ورزشکار در هنگام انجام تمرینات ورزشی و بیمار در هنگام انجام تمرینات درمانی با آن به دفعات مواجه است، مساله خستگی است (۱). خستگی عضلانی یکی از خواص عضلات است که در نتیجه آن عملکرد سیستم‌های متابولیکی و عصبی عضلانی برای استمرار فعالیت کاهش یافته و انقباض عضلانی نمی‌تواند برای مدت طولانی حفظ گردد (۲). چندین مطالعه اپیدمیولوژیک نشان داده‌اند که در ورزش، شایع‌ترین زمان برای وقوع یک ضایعه اواخر بازی است یعنی زمانی که ورزشکار خسته است (۳).

اثرات اصلی خستگی به طور کلی کاهش نیرو و سرعت انقباض عضله می‌باشد (۴). خستگی عضلانی عملکرد حرکتی را مختل و پیشرفت اختلالات اسکلتی - عضلانی را تسریع می‌کند (۵). ضعف عضلانی ناشی از خستگی، زمینه ساز آسیب دیدگی به ویژه به دنبال افزایش شدت فعالیت یا اعمال یک نیروی ناگهانی است (۶). خستگی عضلانی هم‌چنین زمان‌بندی عضله و هماهنگی آن را تغییر داده، لذا مانع عملکرد طبیعی فعالیت می‌شود. افزایش نوسان نیرو و زمان واکنش نیز از عوامل مرتبط با اختلال عملکرد به دنبال خستگی می‌باشد (۷).

با توجه به مطالب فوق، ارزیابی و تشخیص خستگی هم برای ورزشکاران و هم برای بیماران ضروری به نظر می‌رسد تا تطابقات لازم از لحاظ

استفاده شده است. بدین صورت که اثرات خستگی ناشی از عمل گرفتن بر تغییرپذیری انتهایی حرکات دست به کمک آزمون‌های ترسیمی و با استفاده از یک digital tablet بررسی شده است.

روش بررسی

مطالعه حاضر، مطالعه ای کاربردی و مقطعی بوده که بر روی ۳۷ نفر فرد سالم (۳۱ زن و ۶ مرد)، با محدوده سنی ۳۰ - ۱۸ سال که به صورت غیر احتمالی ساده پس از کسب رضایت نامه کتبی وارد مطالعه شده بودند، انجام شد.

حجم نمونه با در نظرگیری توان ۸۰ درصد و سطح اطمینان ۹۵ درصد، پس از انجام آزمون پایلوت بر روی ۱۰ شرکت کننده، از طریق نرم افزار G Power، محاسبه گردید.

روش انجام آزمون به این صورت بود که مهارت‌های ترسیمی دست، قبل و بلافاصله پس از اجرای یک پروتکل خستگی بررسی شد. به منظور اجرای آزمون ترسیمی، از افراد خواسته شد به طور مکرر و با سرعت ترجیحی دوایری به صورت هم مرکز و هم پوشان، خلاف جهت عقربه‌های ساعت رسم کنند. افراد مورد مطالعه همگی راست دست بودند و به منظور اجرای آزمون ترسیمی، پس از اتخاذ راحت‌ترین وضعیت برای نوشتن، تنه آنها به وسیله آزمونگر به پشتی صندلی بسته می‌شد. ساعد دست راست آزمودنی‌ها با زاویه ۱۳۰ درجه نسبت به

عضلانی به صورت افزایش هم انقباضی جفت عضلات آگونیسست و آنتاگونیسست، کاهش مهار بین عضلات همکار و تغییراتی در هماهنگی بین عضلانی بین گروه‌های آگونیسست در شرایط خستگی مشاهده شده است. اعتقاد بر این است که هم‌زمان با پیشرفت خستگی، این تغییرات ممکن است با تطابقتی پیچیده‌تر و در سطوح بالاتر همراه شود. به نوبه خود این تغییرات چند عضله‌ای پیچیده‌تر ممکن است منجر به الگوهای حرکتی جدید و یا متنوع‌تر شود که از مشارکت افزایش یافته عضلات دورتر که خسته نیستند استفاده می‌کند. علی‌رغم این، مادامی که الگوهای حرکتی مبرم که در حضور خستگی توسعه یافتند، محدودیت‌های کار را برآورده سازند، ممکن است همچنان هدف از کار به دست آید (۱۲).

نتایج برخی از مطالعه‌ها نشان داده‌اند که تغییرپذیری اشاره شده در سیستم حرکتی طی یک فعالیت خسته کننده، به منظور حفظ عملکرد اتفاق می‌افتد (۱۵-۱۳)، اما در تناقض با این مطالعه‌ها، مطالعه‌هایی نیز وجود دارند که تغییرپذیری ایجاد شده در نتیجه خستگی را به ضرر عملکرد مورد نظر می‌دانند (۱۷ و ۱۶).

با توجه به این که روش اول (بررسی حرکت مفاصل) مبتنی بر تصویر برداری یا گونیامتری است (۱۸)، در مطالعه حاضر از روش دوم یعنی سنجش اثرات خستگی بر تغییرپذیری انتهایی حرکت

جداگانه محاسبه شد، انحراف معیار سرعت: این پارامتر نیز برای دو محور افقی (X) و عمودی (Y) جداگانه محاسبه شد، انحراف معیار دامنه بردار برآیند (SDR)، انحراف معیار سرعت بردار برآیند (SDVR) و شتاب مؤثر (RMSai)؛ با توجه به این که شتاب، مشتق دوم موقعیت است و محاسبه عددی آن نویز بالایی دارد و از طرفی با تغییرات زیاد آن در مطالعه پایلوت، معیار جذر میانگین مربعات (Root Mean Square) از روی شتاب به عنوان شتاب مؤثر محاسبه می‌شود. برای این منظور ابتدا داده‌های سرعت با فیلتر میانگین لغزنده چهار نقطه‌ای پردازش می‌شود. سپس از روی آن شتاب و مقدار RMS آن به دست می‌آید.

داده‌های خام حاصل از ثبت آزمون ترسیمی، وارد نرم افزار Excell شده، سپس پردازش و محاسبه متغیرهای مورد نظر به وسیله آن و امکانات نرم‌افزاری آزمایشگاه بیومکانیک انجام شد.

در مرحله بعد، بر روی داده‌های اولیه (سری زمانی ترسیم) فیلتر بالاگذر باترورث مرتبه دو بدون تأخیر، با فرکانس قطع نرمال شده ۰/۰۵ اعمال شد و داده‌های نوسانات به دست آمد. این فرکانس قطع با توجه به دامنه توان فرکانس‌های پایین از روی نمودارهای طیف فرکانس به دست آمد. آزمون‌های آماری بر روی داده‌های نوسانات نیز انجام شد.

داده‌های جمع‌آوری شده با استفاده از نرم‌افزار SPSS و آزمون‌های آماری تی‌زوجی و تحلیل واریانس با اندازه‌گیری‌های مکرر تجزیه و تحلیل شد.

محور X بر روی میز قرار می‌گرفت و افراد ملزم بودند تنها با استفاده از مفاصل مچ دست و انگشتان، بزرگترین دایره ممکن را با مشخصات ذکر شده رسم کنند. اجرای پروتکل خستگی به صورت انجام عمل "گرفتن" به وسیله یک دست ورز به صورت ثابت تا رسیدن به سطح خستگی مورد نظر بود. حین اجرای پروتکل خستگی، زاویه بین ساعد و بازو حدود ۱۱۰ درجه و وضعیت ساعد و مچ دست به صورت خنثی بود. آزمون سه مرتبه، در سه روز، با فاصله بین جلسه‌ای ۴۸-۷۲ ساعت انجام می‌شد. سطح خستگی مورد نظر در جلسه اول تا حدی بود که افراد در مقیاس ده تایی بورگ، عدد ۱۰ که نشان دهنده حداکثر فشار است را گزارش کنند. قبل و بلافاصله پس از اجرای پروتکل خستگی، آزمون ترسیمی اجرا می‌شد. در جلسات دوم و سوم، سطح خستگی به صورت تصادفی، ۶۰ و ۸۰ درصد مدت زمان نگهداری دست ورز در جلسه اول بود. ثبت دیجیتال ترسیمات دست، با استفاده از Wacom Tablet Cintiq 12WX صورت گرفت. جهت انجام محاسبات متغیرهای وابسته، ابتدا سری زمانی ثبت شده از افراد از لحاظ خط‌خوردگی و نویز مورد بازبینی قرار گرفت و ثبت‌هایی که مورد تأیید نبودند از مطالعه خارج شد. سپس دو جزء افقی و عمودی (در راستای محور X و Y) برای هر ثبت تعریف شد تا جداگانه مورد بررسی قرار گیرند. متغیرهای مورد بررسی شامل: انحراف معیار دامنه: این پارامتر برای دو محور افقی (X) و عمودی (Y)

یافته‌ها

ابتدا آمار توصیفی میانگین و انحراف معیار برای متغیرهای مورد مطالعه قبل و پس از سه سطح خستگی برای هر دو سری داده (داده های سری زمانی ترسیم و داده های نوسانات) به ترتیب در جداول ۱ و ۲ آورده شده است. سپس جداول مربوط به نتایج آزمون تی زوجی و آزمون تحلیل واریانس با اندازه گیری های مکرر آورده شده است (جداول ۳ و ۴). در سطح خستگی ۶۰ درصد، بین میانگین های قبل و بعد متغیرهای SDx ($p=0/024$) و SDR ($p=0/01$) تفاوت معنی داری وجود دارد، در سطح خستگی ۱۰۰ درصد، بین میانگین های قبل و بعد متغیرهای SDx ($p=0/038$) و $SDVx$ ($p=0/010$) و $SDVR$ ($p=0/018$) تفاوت معنی داری وجود دارد. در مقایسه متغیرها قبل از سه سطح خستگی تفاوت معنی داری وجود ندارد. در مقایسه بین سه سطح پس از خستگی، تنها SDx تفاوت معنادار نشان داد ($p=0/007$) که با استفاده از آزمون بنفرونی مشخص شد تفاوت مذکور

بین سطوح خستگی ۶۰ درصد و ۱۰۰ درصد بوده است و روند تغییرات آن مطابق نمودار زیر می باشد (نمودار ۱).

در سطح خستگی ۶۰ درصد، بین میانگین های قبل و بعد متغیر SDy تفاوت معنی داری وجود دارد. در سطح خستگی ۱۰۰ درصد، بین میانگین های قبل و بعد متغیرهای SDx ($p=0/011$)، SDy ($p=0/004$)، SDR ($p=0/029$)، $SDVR$ ($p=0/002$) و $SDVy$ ($p=0/002$) تفاوت معنی داری وجود دارد. در مقایسه متغیرها پس از سه سطح خستگی، متغیرهای $SDVy$ ($p=0/037$)، $SDVR$ ($p=0/034$)، SDR ($p=0/043$) و $RMSai$ ($p=0/019$) تفاوت معنی دار نشان دادند. با استفاده از آزمون بنفرونی مشخص شد در متغیر SDy تفاوت مذکور بین سطوح خستگی ۶۰ درصد و ۱۰۰ درصد و در مورد بقیه متغیرها تفاوت بین سطوح ۸۰ درصد و ۱۰۰ درصد بوده است. روند تغییرات متغیرهای مذکور مطابق نمودار می باشد.

جدول ۱: آمار توصیفی میانگین و انحراف معیار هفت متغیر وابسته در سه جلسه آزمون قبل و پس از خستگی (داده های سری زمانی ترسیم)

متغیر	سطح خستگی ۶۰ درصد		سطح خستگی ۸۰ درصد		سطح خستگی ۱۰۰ درصد	
	قبل از خستگی	پس از خستگی	قبل از خستگی	پس از خستگی	قبل از خستگی	پس از خستگی
انحراف معیار سرعت بر روی محور X	۳/۱۷(۰/۸۰)	۳/۰۸(۰/۷۷)	۳/۱۹(۰/۸۸)	۳/۰۹(۰/۸۴)	۲/۸۹(۰/۷۴)	۲/۹۵(۰/۷۲)
انحراف معیار سرعت بر روی محور Y	۳/۱۲(۰/۸۸)	۳/۰۸(۰/۸۲)	۳/۲۲(۰/۹۰)	۳/۱۸(۰/۸۸)	۳/۱۰(۰/۷۴)	۳/۲۲(۰/۸۲)
انحراف معیار دامنه بر روی محور X	۳۵/۳۶(۱۹/۲۱)	۳۵/۳۶(۱۸/۸۲)	۳۶/۳۱(۲۲/۰۵)	۳۵/۹۳(۲۱/۷۳)	۳۵/۷۲(۱۶/۲۹)	۳۲/۷۵(۱۷/۱۴)
انحراف معیار دامنه بر روی محور Y	۳۵/۰۷(۲۰/۰۹)	۳۵/۷۲(۱۹/۹۹)	۳۶/۲۷(۲۱/۵۸)	۳۷/۲۳(۲۲/۸۲)	۳۸/۲۷(۱۷/۴۸)	۳۶/۴۱(۱۸/۱۲)
انحراف معیار دامنه بردار برآیند	۳/۲۶(۰/۸۴)	۳/۱۹(۰/۷۹)	۳/۲۸(۰/۹۳)	۳/۲۲(۰/۸۸)	۳/۰۳(۰/۷۶)	۳/۰۶(۰/۷۳)
انحراف معیار سرعت بردار برآیند	۳۶/۸۳(۲۰/۶۴)	۳۷/۱۸(۲۰/۴۱)	۳۷/۷۵(۲۳/۵۸)	۳۸/۰۱(۲۳/۴۷)	۳۷/۹۳(۱۷/۶۶)	۳۵/۵۲(۱۸/۵۲)
شتاب مؤثر	۰/۴۰(۲/۳۵)	۰/۱۴(۲/۱۱)	۰/۳۷(۱/۷۴)	۰/۰۷(۲/۴۲)	۰/۲۸(۲/۴۲)	۰/۶۳(۲/۳۵)

جدول ۲: آمار توصیفی میانگین و انحراف معیار هفت متغیر وابسته در سه جلسه آزمون قبل و پس از خستگی (داده های نوسانات)

متغیر	سطح خستگی ۶۰ درصد		سطح خستگی ۸۰ درصد		سطح خستگی ۱۰۰ درصد	
	قبل از خستگی	پس از خستگی	قبل از خستگی	پس از خستگی	قبل از خستگی	پس از خستگی
انحراف معیار سرعت بر روی محور X	۰/۲۳(۰/۱۸)	۰/۲۴(۰/۱۹)	۰/۳۱(۰/۳۲)	۰/۲۵(۰/۱۹)	۰/۳۴(۰/۲۸)	۰/۳۲(۰/۳۱)
انحراف معیار سرعت بر روی محور Y	۰/۳۸(۰/۴۰)	۰/۴۱(۰/۴۳)	۰/۴۰(۰/۴۳)	۰/۴۲(۰/۴۳)	۰/۳۱(۰/۲۴)	۰/۴۵(۰/۴۰)
انحراف معیار دامنه بر روی محور X	۵/۶۳(۲/۵۳)	۵/۶۷(۲/۶۸)	۵/۴۴(۲/۵۳)	۵/۹۲(۲/۸۶)	۸/۲۸(۵/۸۱)	۱۰/۷۹(۸/۴۲)
انحراف معیار دامنه بر روی محور Y	۵/۸۵(۳/۱۷)	۵/۹۰(۳/۱۸)	۵/۳۷(۲/۳۳)	۵/۷۴(۲/۹۱)	۷/۶۸(۴/۴۰)	۱۰/۴۳(۷/۴۱)
انحراف معیار دامنه بردار برآیند	۰/۱۵(۰/۱۱)	۰/۱۵(۰/۱۰)	۰/۲۱(۰/۱۷)	۰/۲۱(۰/۱۷)	۰/۲۱(۰/۱۷)	۰/۲۴(۰/۱۸)
انحراف معیار سرعت بردار برآیند	۵/۶۷(۲/۶۶)	۵/۸۰(۲/۹۸)	۵/۷۶(۳/۰۱)	۵/۹۹(۳/۱۳)	۶/۱۰(۲/۹۴)	۷/۴۱(۴/۳۵)
شتاب مؤثر	۱۹۰/۹(۱۶۵/۴)	۱۹۱/۷(۱۷۸/۵)	۱۷۳/۷(۱۴۹/۳)	۱۸۰/۳(۱۳۸/۱)	۱۹۴/۳(۱۶۲/۳)	۲۱۷/۱(۱۵۰/۲)

جدول ۳: مقادیر P در آزمون تی زوجی و آزمون تحلیل واریانس با اندازه گیری های مکرر برای داده های سری زمانی ترسیم

متغیرها	قبل و بعد ۶۰		قبل و بعد ۸۰		قبل و بعد ۱۰۰		تفاوت بین سطوح
	قبل	بعد	قبل	بعد	قبل	بعد	
شتاب مؤثر	۰/۶۲۳	۰/۴۷۷	۰/۰۹۲	۰/۲۰۵	۰/۰۸۴
انحراف معیار سرعت بر روی محور X	۰/۷۷۵	۰/۴۸۶	۰/۰۱۰	۰/۸۸۳	۰/۹۹۰
انحراف معیار سرعت بر روی محور Y	۰/۵۱۴	۰/۵۳۴	۰/۰۰۷	۰/۵۰۹	۰/۵۶۷
انحراف معیار سرعت بردار برآیند	۰/۶۶۷	۰/۱۶۸	۰/۰۱۸	۰/۸۴۷	۰/۹۴۴
انحراف معیار دامنه بر روی محور X	۰/۰۲۴	۰/۱۴۲	۰/۰۲۸	۰/۴۱۳	۰/۰۰۷	۶۰/۱۰۰
انحراف معیار دامنه بر روی محور Y	۰/۱۴۶	۰/۸۹۶	۰/۱۵۶	۰/۵۷۹	۰/۵۷۷
انحراف معیار دامنه بردار برآیند	۰/۰۱۰	۰/۴۳۸	۰/۱۴۷	۰/۶۷۵	۰/۰۵۵

جدول ۴: مقادیر P در آزمون تی زوجی و آزمون تحلیل واریانس با اندازه گیری های مکرر برای داده های نوسانات

متغیر	قبل و بعد ۶۰		قبل و بعد ۸۰		قبل و بعد ۱۰۰		تفاوت بین سطوح
	قبل	بعد	قبل	بعد	قبل	بعد	
شتاب مؤثر	۰/۶۸۵	۰/۵۰۹	۰/۱۷۵	۰/۱۵۹	۰/۰۱۹	۸۰/۱۰۰
انحراف معیار سرعت بر روی محور X	۰/۸۶۵	۰/۳۲۱	۰/۰۰۳	۰/۱۴۲	۰/۰۹
انحراف معیار سرعت بر روی محور Y	۰/۸۴۶	۰/۳۸۷	۰/۰۰۲	۰/۱۰۴	۰/۰۳۷	۶۰/۱۰۰
انحراف معیار سرعت بردار برآیند	۰/۴۴۷	۰/۲۶۱	۰/۰۰۳	۰/۵۰۵	۰/۰۳۴	۸۰/۱۰۰
انحراف معیار دامنه بر روی محور X	۰/۵۰۹	۰/۵۶۱	۰/۰۱۱	۰/۵۸۳	۰/۱۲۹
انحراف معیار دامنه بر روی محور Y	۰/۰۱۷	۰/۲۵۲	۰/۰۰۴	۰/۸۹۸	۰/۰۸۷
انحراف معیار دامنه بردار برآیند	۰/۸۶۴	۰/۶۱۷	۰/۰۲۹	۰/۲۳۶	۰/۰۴۳	۸۰/۱۰۰

بحث

در این تحقیق از بررسی کمی تغییرپذیری الگوهای ترسیمی به منظور آنالیز و ارزیابی خستگی دست استفاده شد.

الگوی ترسیمی مورد استفاده در این تحقیق شامل رسم دوائر هم مرکز و همپوشان با سرعت ترجیحی بود که این الگوی ترسیمی با سرعت مذکور، روشی تکرار پذیر می‌باشد (۱۹). ترسیم دوائر هم‌مرکز و همپوشان حتی اختلالات حرکتی بسیار کوچک را در بیماران اسکیزوفرنی مشخص می‌سازد (۲۰). هم چنین در مطالعه‌های مختلفی از عمل grip به منظور ایجاد خستگی استفاده شده است (۲۱).

ابتدا به بحث در مورد یافته‌های داده‌های سری زمانی ترسیم پرداخته شد.

در مقایسه متغیرهای کمی وابسته، قبل از سه سطح خستگی، مشاهده شد هیچ یک از متغیرها تفاوت معنی‌داری ندارند و این موضوع نشان می‌دهد که فاصله زمانی بین جلسه‌های آزمون به منظور از بین رفتن اثرات خستگی، کافی بوده است.

در سطح خستگی ۱۰۰ درصد، تمامی متغیرهای مرتبط با سرعت ترسیم (SDVx، SDVy و SDVr)، در مقایسه قبل و بعد از خستگی، تفاوت معنی‌داری نشان دادند. به عبارتی متغیرهای نامبرده تحت تأثیر این سطح از خستگی قرار گرفتند.

متغیر SDx تنها متغیری است که در سطح خستگی ۶۰ درصد، ۱۰۰ درصد و نیز در مقایسه پس از سه سطح خستگی، تفاوت معنی‌دار نشان داده است. دلیل احتمالی این امر می‌تواند به نوع پروتکل خستگی برگردد. در عمل "گرفتن"، عضلات فلکسور و اکستنسور مچ دست فعالیت می‌کنند تا بتوانند مچ دست را در حالت خنثی ثابت نگاه دارند. از طرفی در ترسیم دایره، حرکات مچ دست تأمین کننده دامنه حرکتی در امتداد محور x می‌باشد. بنابراین خستگی در عضلات مذکور باعث تفاوت معنی‌دار متغیر SDx در سطوح ۶۰ و ۱۰۰ درصد خستگی و نیز تفاوت قابل ملاحظه پس از سه سطح شده است.

در مقایسه بین متغیرهای SDx و SDy مشاهده می‌شود که بر خلاف SDx، متغیر SDy تحت تأثیر هیچ یک از سطوح خستگی قرار نگرفته است. به عبارتی تأثیرات خستگی بر ترسیم با تغییرات انحراف‌معیار دامنه در جهت محور x همراه بوده و بر میزان انحراف‌معیار دامنه در جهت محور y تأثیری نداشته است. از آن جا که حرکات انگشتان بیشتر با جهت محور y در ارتباط است، لذا با توجه به این که در عمل "گرفتن"، تنها عضلات فلکسور انگشتان درگیر هستند، احتمالاً به طور کلی به دو دلیل، ۱- درجات آزادی بیشتر انگشتان در ترسیم دایره و ۲- عدم خستگی عضلات اکستنسور انگشتان، متغیر SDy از تغییرپذیری انتهایی قابل ملاحظه‌ای برخوردار نبوده

متغیر SDy بر خلاف آنالیز داده‌های سری زمانی ترسیم که تحت تأثیر هیچ کدام از سطوح خستگی قرار نگرفت، در آنالیز داده‌های نوسانات، در سطوح ۶۰ درصد و ۱۰۰ درصد تفاوت معنی‌دار نشان داد، اما متغیر SDx که در آنالیز سری زمانی ترسیم در سطوح ۶۰ درصد، ۱۰۰ درصد و پس از سه سطح تفاوت معنی‌دار داشت، در داده‌های نوسانات فقط در سطح ۱۰۰ درصد تفاوت معنی‌دار نشان داد.

با توجه به جدول ۳، در داده‌های سری زمانی ترسیم، تنها متغیر SDx در مقایسه پس از سه سطح، تفاوت معنی‌دار نشان داده است. با استفاده از آزمون بنفرونی مشخص شد که تفاوت مذکور بین سطوح خستگی ۶۰ درصد و ۱۰۰ درصد می‌باشد. با مقایسه میانگین انحراف معیار پس از این دو سطح خستگی، شاهد کاهش آن هستیم. به عبارت دیگر با افزایش میزان خستگی از سطح ۶۰ درصد به سطح ۱۰۰ درصد، میزان تغییرپذیری انتهایی کاهش یافته و سیستم به سمت ریجیدیتی میل کرده است. دلیل احتمالی این امر افزایش هم‌انقباضی عضلات فلکسور و اکستنسور مچ دست پس از خستگی می‌باشد.

در داده‌های نوسانات، متغیرهای $SDVr$ ، $SDVy$ و $SDVx$ در مقایسه پس از سه سطح تفاوت معنی‌دار نشان داده‌اند. این تفاوت برای متغیر $SDVy$ بین سطوح خستگی ۶۰ درصد و ۱۰۰ درصد و برای متغیرهای دیگر بین سطوح خستگی ۸۰ درصد و ۱۰۰

است. در حالی که در مچ دست، به دلیل خستگی بیشتر عضلات ذکر شده، شاهد تغییرپذیری نقطه انتهایی هستیم و متغیر SDx تفاوت قابل ملاحظه‌ای نشان داده است.

در قسمت دوم، به بحث در مورد یافته‌های داده‌های نوسانات پرداخته می‌شود (داده‌های نوسانات از اعمال فیلتر بالاگذر روی داده‌های ثبت شده به دست آمدند).

در مقایسه متغیرهای کمی وابسته، قبل از سه سطح خستگی، مشابه حالت قبل، هیچ تفاوت معنی‌داری مشاهده نشد و این موضوع به دلیل اشاره شده در فوق به عنوان یک پیامد مطلوب تلقی می‌شود.

در سطح خستگی ۱۰۰ درصد، تمامی متغیرها بجز شتاب مؤثر ($RMSai$)، شامل SDx ، SDy ، SDR ، $SDVx$ ، $SDVr$ ، $SDVy$ تفاوت معنی‌دار نشان دادند، لذا می‌بینیم در داده‌های نوسانات، نسبت به سری زمانی ترسیم، تعداد متغیرهای بیشتری تحت تأثیر این سطح از خستگی قرار گرفته‌اند.

در مقایسه متغیرهای کمی وابسته، پس از سه سطح خستگی، تعداد چهار متغیر ($RMSai$ ، $SDVy$ ، SDR و $SDVr$) تفاوت معنی‌داری نشان دادند. در اینجا نیز تعداد متغیرهایی که پس از سه سطح خستگی تفاوت معنی‌دار نشان دادند، نسبت به سری زمانی ترسیم بیشتر بود.

درصد می‌باشد. میانگین انحراف معیار با افزایش سطح خستگی در مورد همه متغیرهای نامبرده، افزایش یافته است، لذا در متغیرهای فوق که از آنالیز داده‌های نوسانات به دست آمده‌اند، با پیشرفت خستگی در سطوح نامبرده، تغییرپذیری نقطه انتهایی افزایش می‌یابد. در توجیه این موضوع می‌توان گفت افزایش تغییرپذیری مشاهده شده به دلیل درجات آزادی بیشتر انگشتان نسبت به مچ دست می‌باشد (انگشتان مسئول حرکات با محتوای فرکانسی بالاتر هستند). بدین صورت که در شرایط خستگی استفاده از درجات آزادی باقیمانده در انگشتان باعث افزایش تغییرپذیری انتهایی می‌شود، اما در مچ دست با توجه به شیوه ترسیم، تنها یک درجه آزادی وجود دارد، لذا راهکار سیستم حرکتی پس از خستگی احتمالاً افزایش هم انقباضی عضلانی بوده است. از آن جا که در تحقیق حاضر بررسی تغییرپذیری نقطه انتهایی مد نظر بود و به کینماتیک مفاصل و سگمان‌ها پرداخته نشد، می‌توان گفت در سطح خستگی ۱۰۰ درصد، نتایج مطالعه حاضر با نتایج مطالعه‌هایی هم‌چون مطالعه‌های هویس مانس (۱۷) و هیس نارد (۱۶) مطابقت دارد. هیس مانس در مطالعه‌ای به بررسی تأثیر خستگی بر مهارت ردیابی هدف پرداخت و مشاهده کرد که با وجود خستگی، انحراف معیار فاصله تا هدف و هم‌چنین فاصله میانگین تا هدف افزایش یافت. میس نارد نیز در حرکات نشانه‌گیری

مکرر به بررسی تأثیر خستگی بر دقت روی هدف پرداخت. نتایج نشان داد پس از خستگی، تغییرپذیری نقطه انتهایی افزایش یافت، اما در سطح خستگی ۱۰۰ درصد نتایج مطالعه حاضر در تناقض با مطالعاتی هم‌چون فولر (۱۲)، سلن (۲۲) فورستیر (۴) می‌باشد. فولر در مطالعه‌ای بر روی تأثیر خستگی بر روی ویژگی‌های زمانی کنترل حرکت و پاسچر، مشاهده کرد هر چند خستگی عضلانی هم کنترل حرکتی و هم کنترل پاسچر را در سه حوزه زمانی تغییرداد، اما اثرات منفی بر موقعیت نهایی مهارت Reaching نداشت. هم‌چنین سلن به بررسی تأثیر خستگی بر عملکرد ردیابی هدف پرداخت. آنالیز داده‌ها نشان داد هر چند تغییرپذیری کینماتیکی کلی افزایش یافت، اما عملکرد افراد حفظ شد و با وجود خستگی نیز به مرکز هدف نزدیک ماندند. در مطالعه فورستیر که به بررسی تأثیر خستگی عضلانی بر روی مهارت پرتابی پرداخت مشاهده شد سازمان‌بندی بین سگمانی پس از خستگی همانند یک سیستم سفت و صلب می‌شود تا مهارت مورد نظر حفظ شود.

نتیجه‌گیری

به طور کلی و با در نظر گرفتن آنالیز داده‌ها در دو حالت سری زمانی ترسیم و داده‌های نوسانات، نتیجه می‌شود که خستگی کامل از لحاظ ساختاری

نوسانات بررسی شود. این روش نسبت به روش‌های کلاسیک تعیین خستگی بسیار سریع‌تر است.

تقدیر و تشکر

مطالعه حاضر حاصل پایان نامه کارشناسی ارشد فیزیوتراپی ورزشی می‌باشد که با حمایت مالی معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی ایران انجام شده است.

تفاوت قابل ملاحظه‌ای با دیگر سطوح خستگی دارد. این تأثیر معنی‌دار به طور مؤثری منجر به ایجاد تغییرپذیری زیادی در پارامترهای ترسیم می‌شود.

از آن جا که در داده‌های نوسانات، تغییرپذیری در متغیر SDx به نسبت کاهش و در متغیر SDy به نسبت افزایش یافت، می‌توان نتیجه گرفت حرکات مچ دست که تأمین کننده دامنه حرکتی در جهت محور x می‌باشد، مسئول بخش فرکانس پایین ترسیم و حرکات انگشتان که عمدتاً تأمین کننده دامنه حرکتی در جهت محور y می‌باشد، مسئول بخش فرکانس بالا یا به عبارتی مسئول نوسانات می‌باشد. به همین دلیل در آنالیز داده‌های نوسانات تغییرات SDy نسبت به SDx بیشتر است. می‌توان گفت تأثیرپذیری پارامترهای مورد استفاده در این تحقیق در حرکات فرکانس بالا بیشتر می‌باشد. بنابر این روش مورد استفاده در این تحقیق، خستگی در حرکات با سرعت بالا را به خوبی تشخیص می‌دهد، لذا در حیطه ورزشی که سرعت آنالیز اهمیت دارد، بعد از انجام ثبت از ورزشکار بهتر است ابتدا داده‌های

REFERENCES

1. Fry A, Kraemer W. *Resistance Exercise Overtraining and Overreaching*. Sports Medicine 1997;23(2): 106-29.
2. Bompa Tudor O. *Theory and Methodology of Training the Key to Athletic Performance*. Dubuque. Iowa: Kendall/Hunt Publishing Company; 1994; 125-136.
3. Hiemstra LA, Lo IK, Fowler PJ. *Effect of fatigue on knee proprioception: implications for dynamic stabilization*. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy 2001;31(10): 598-605.
4. Forestier N, Nougier V. The effects of muscular fatigue on the coordination of a multijoint movement in human. Neuroscience Letters 1998; 252(3): 187-90.
5. Terrier R, Forestier N. Cognitive cost of motor reorganizations associated with muscular fatigue during a repetitive pointing task. Journal of Electromyography and Kinesiology 2009; 19(6): e487-e493.
6. Hostens I, Ramon H. Assessment of muscle fatigue in low level monotonous task performance during car driving. Journal of Electromyography and Kinesiology 2005;15(3): 266-74.
7. Gates D, Dingwell J. The effects of neuromuscular fatigue on task performance during repetitive goal-directed movements. Experimental Brain Research 2008; 187(4): 573-85.
8. Zhou Q, Chen Y, Ma C, Zheng X. Evaluation of upper limb muscle fatigue based on surface electromyography. Science China Life Sciences 2011; 54(10): 939-44.
9. Vuillermot S, Pescatore A, Holper L, Kiper DC, Eng K. An extended drawing test for the assessment of arm and hand function with a performance invariant for healthy subjects. Journal of Neuroscience Methods 2009; 177(2): 446-52.
10. Sanjari MA, Arshi AR, Parnianpour M, Seyed Mohseni S. Local State Space Temporal Fluctuations: A Methodology to Reveal Changes During a Fatiguing Repetitive Task. Journal of Biomechanical Engineering 2010; 132(10): 101002.
11. Srinivasan D, Mathiassen SE. Motor variability in occupational health and performance. Clinical Biomechanics 2012; 27(10): 979-93.
12. Fuller J, Fung J, Côté J. Time-dependent adaptations to posture and movement characteristics during the development of repetitive reaching induced fatigue. Experimental Brain Research 2011; 211(1): 133-43.
13. Sparto PJ, Parnianpour M, Reinsel T, Simon Sh. *The effect of fatigue on multijoint kinematics, coordination, and postural stability during a repetitive lifting test*. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy 1997;25(1): 3-12.
14. Fuller JR, Lomond KV, Fung J, Cote JN. *Posture-movement changes following repetitive motion-induced shoulder muscle fatigue*. Journal of Electromyography and Kinesiology 2009; 19(6): 1043-52.
15. Cignetti F, Schena F, Rouard A. *Effects of fatigue on inter-cycle variability in cross-country skiing*. Journal of Biomechanics 2009; 42(10): 1452-9.
16. Missenard O, Mottet D, Perrey S. The role of cocontraction in the impairment of movement accuracy with fatigue. Experimental Brain Research 2008; 185(1): 151-6.
17. Huysmans MA, Hoozemans MJM, Van Der Beek AJ, De Looze MP, van Dieën JH. Fatigue effects on tracking performance and muscle activity. Journal of Electromyography and Kinesiology 2008; 18(3): 410-9.
18. Pullman SL. *Spiral Analysis: A New Technique for Measuring Tremor With a Digitizing Tablet*. Movement Disorders 1998; 13(S3): 85-9.
19. Sanjari MA, Meftahi N, Seyed Mohseni S, Fayazi M, Mahmoudian A, Taghizadeh GH, et al. Repeatability assessment of quantified measurement method in hand drawing skill. Modern Rehabilitation 2012; 6(3): 9.

20. Tigges P, Mergl R, Frodl T, Misenzahl EM, Gallinat J, Riedle M, et al. Digitized analysis of abnormal hand-motor performance in schizophrenic patients. *Schizophrenia Research* 2000;45(1-2): 133-43.
21. Roman-Liu D, Tokarski T, Wojcik K. *Quantitative assessment of upper limb muscle fatigue depending on the conditions of repetitive task load*. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2004;14(6): 671-82.
22. Selen LPJ, Beek PJ, van Dieën JH. Fatigue-induced changes of impedance and performance in target tracking. *Experimental Brain Research* 2007; 181(1): 99-108.

Hand Fatigue Analysis Using Quantitative Evaluation of Variability in Drawing Patterns

Sanjari M¹, Haghghat F^{2*}, Olyaei G³, Jamshidi A²

¹Department of Basic Sciences, Iran University of Medical Science, Tehran, Iran, ²Department of physiotherapy, Iran University of Medical Science, Tehran, Iran, ³Department of physiotherapy, Tehran University of Medical Science, Tehran, Iran

Received: 5 April 2014

Accepted: 5 Nov 2014

Abstract

Background & aim: Muscle fatigue is defined as the reduced power generation capacity of a muscle or muscle group after activity which can lead to a variety of lesions. The purpose of the present study was to define the fatigue analysis by quantitative analysis using drawing patterns.

Methods: The present cross-sectional study was conducted on 37 healthy volunteers (6 men and 31 women) aged 18-30 years. Before & immediately after a fatigue protocol, quantitative assessment of hand drawing skills was performed by drawing repeated, overlapping, and concentric circles. The test was conducted in three sessions with an interval of 48-72 hours. Drawing was recorded by a digital tablet. Data were statistically analyzed using paired t-test and repeated measure ANOVA.

Result: In drawing time series data analysis, at fatigue level of 100%, the variables standard deviation along x axis (SDx), standard deviation of velocity on both x and y axis (SDVx and SDVy) and resultant vector velocity standard deviation (SDVR), showed significant differences after fatigue ($P < 0.05$). In comparison of variables after the three fatigue levels, SDx showed significant difference ($P < 0.05$).

Conclusions: Structurally full fatigue showed significant differences with other levels of fatigue, so it contributed to significant variability in drawing parameters. The method used in the present study recognized the fatigue in high frequency motion as well.

Keywords: Fatigue, Variability, Drawing pattern

*Corresponding Author: Haghghat F, Department of physiotherapy, Iran University of Medical Science, Tehran, Iran.

Email: haghghat_fa@yahoo.com

Please cite this article as follows:

Sanjari M, Haghghat F, Olyaei G, Jamshidi A. Hand Fatigue Analysis Using Quantitative Evaluation of Variability in Drawing Patterns. *Armaghane-danesh* 2015; 19(11): 1008