Archive of SID

مجله علمی پژوهشی توانبخشی نوین ـ دانشکده توانبخشی ـ دانشگاه علوم پزشکی تهران دوره ۸ شماره ۱ بهار ۱۳۹۳

مقاله پژوهشی

بررسی مقدماتی اثر خستگی عضلانی بر حس عمقی گردن در زنان و مردان جوان سالم

الهه سجادی[۱]، دکتر غلامرضا علیایی[۲]، دکتر سعید طالبیان[۲]، دکتر محمدرضا هادیان[۲]، دکتر شهره جلائی[۳]، رحیمه محمودی [۱]، الهه امینی[۴]

۱- کارشناس ارشد فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

۲- استاد گروه فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

۳- استادیار دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران

۴- کارشناس ارشد فیزیوتراپی، دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی شهید بهشتی

چکیده

زمینه و هدف: حس عمقی که از جمله دقیق ترین حواس بدن است و باعث آگاهی از وضعیت بدن هر لحظه در فضا می شود، در حفظ سلامت فیزیکی و جلوگیری از آسیب اهمیت بالایی دارد. خستگی، یکی از عوامل برهم زننده ی حس عمقی است. با اینکه مطالعات زیادی به بررسی اثر خستگی بر حس عمقی مفاصل محیطی و کمر پرداخته‌اند ولی کار بر روی بررسی اثرات خستگی بر حس عمقی ناحیه‌ی گردن بسیار محدود بوده است. لذا هدف از این مطالعه بررسی تاثیر خستگی موضعی بر حس عمقی گردن در افراد سالم با توجه به جنسیت بود.

روش بررسی: ۱۷ فرد جوان سالم (۸ زن و ۹ مرد) با میانگین سنی ۳/۴۴±۲۴/۱۲ سال در زنان و ۱/۹۸±۲۳/۷۷ سال در مردان، تست بازسازی سری-گردنی به وضعیت نوترال را که شامل؛ بازسازی دقیق وضعیت سر بروی تنه پس از چرخش عرضی به راست و چپ می‌باشد را برای ارزیابی دقت و پایایی حس عمقی با استفاده از آزمون t زوجی و من ویتنی، از طریق اندازه گیری خطای مطلق، خطای ثابت و خطای متغیر در دو موقعیت قبل و بعد از خستگی انجام دادند.

یافته‌ها: خستگی تغییر معناداری در شاخص‌های سنجش حس عمقی (خطای مطلق، خطای ثابت و خطای متغیر) در زنان و مردان ایجاد نکرد ($P>0/05$)، بعلاوه تفاوتی بین زنان و مردان در شاخص‌های سنجش حس عمقی مشاهده نشد ($P>0/05$).

نتیجه گیری: نتایج حاصل بیانگر آن است که خستگی بدنبال انقباض ایزومتریک عضلات بالابرنده‌ی کتف نمی‌تواند باعث برهم زدن دقت بازسازی زاویه در افراد سالم شود. همچنین، در این بررسی مقدماتی جنسیت تاثیری بر حس عمقی گردن نداشت.

کلید واژه‌ها: حس عمقی گردن، خستگی، تست بازسازی سری-گردنی، خطای مطلق، خطای ثابت، خطای متغیر

(ارسال مقاله ۱۳۹۲/۲/۱۷، پذیرش مقاله ۱۳۹۲/۷/۶)

نویسنده مسئول: تهران، خیابان انقلاب، پیچ شمیران، دانشکده توانبخشی علوم پزشکی تهران.

Email: olyaeigh@sina.tums.ac.ir

مقدمه

حس عمقی به معنای آگاهی از وضعیت قسمتهای مختلف بدن در فضا در هر لحظه می‌باشد (۱و۲). حس عمقی از آن جهت که در مقابل صدمات حرکتی محافظ خوبی بوده و حفظ کننده ثبات مفاصل و هماهنگ کننده طبیعی آنها در هنگام حرکت است حائز اهمیت می‌باشد (۳). عوامل مختلفی می‌توانند موجب اختلال در حس عمقی و به دنبال آن باعث اختلال در کنترل حرکت و بارگذاری غیر طبیعی روی مفاصل شوند از آن جمله می‌توان به : کهولت سن، صدمات، درد، بیماری‌ها و خستگی اشاره کرد (۴، ۵ و۶).

یکی از عوامل موثر بر حس عمقی خستگی است. خستگی عضله کاهش در ظرفیت تولید نیرو در سیستم عصبی عضلانی است که در طی یک فعالیت ایجاد می‌شود (۷). مطالعات چندی به بررسی تاثیر خستگی عضلانی بر حس عمقی مفاصل زانو، شانه، آرنج، مچ پا و کمر پرداخته اند (۱۲-۸). در حالیکه در بعضی از این تحقیقات خستگی باعث اختلال در حس عمقی شده بود (۱۲، ۵، ۹-۳)، در برخی دیگر مانند مطالعه‌ای توسط Gurney و همکاران و South و همکاران بر روی مچ پا (۱۸و ۱۹) وMiura و همکاران بر روی زانو (۲۰) خستگی تاثیری بر حس عمقی نداشت. در ارتباط با ناحیه ی گردن پژوهش‌ها بیشتر اثر کهولت سن، بیماری و جراحت را بر حس عمقی گردن مورد بررسی قرار داده‌اند و تمام فاکتورهای نامبرده باعث ایجاد اختلال در دقت

www.SID.ir

Archive of SID

بازسازی زاویه که معرف پایایی و دقت حس عمقی است، شده‌اند (۱۷-۱۳).

برای ارزیابی حس عمقی از روشهای مختلفی استفاده میشود. مانند ارزیابی حس وضعیت، ارزیابی حس حرکت، ارزیابی حس نیرو و سنگینی، ارزیابی حس سرعت حرکت، ارزیابی تعادل و ثبات پوسچر، ارزیابی حس وضعیت (Joint Position sense) با اندازه‌گیری خطای بازسازی زاویه (Repositioning error) در یک عضو به صورت اکتیو یا پاسیو (۱، ۳، ۱۰). یکی از روش‌های متداول مورد استفاده در بسیاری از مطالعات برای ارزیابی حس وضعیت گردن، استفاده از تست بازسازی زاویه سری-گردنی پس از چرخش سر بصورت اکتیو در صفحه‌ی عرضی به راست و چپ می-باشد (۲۱-۱۳).

Pinsault و همکاران تاثیر خستگی ایزوتونیک عضلات تراپزیوس را در مردان جوان سالم بر حس عمقی گردن بررسی کردند. آنها برای ارزیابی دقت بازسازی زاویه از دو نوع خطای مطلق و متغیر استفاده نمودند و برای خسته نمودن عضله ی تراپزیوس از پروتکول خستگی ایزوتونیک با اجرای حرکت بالابردن شانه‌ها بصورت پی در پی و بدون وقفه با وزنه‌ای معادل ۳۰٪ حداکثر توان فرد تا زمان اعلام خستگی توسط فرد استفاده کردند.

پس از اجرای پروتکول خستگی اختلاف معناداری بین وضعیت قبل و بعد از خستگی مشاهده شد (۲۱).

با این حال طبق بررسی‌های ما تاکنون در هیچ مطالعه‌ای اثر خستگی با انقباض ایزومتریک عضلات گردن بررسی نشده است، همچنین نقش جنسیت بر حس عمقی گردن نیز موضوع جدیدی است. بنابراین هدف از مطالعه‌ی حاضر بررسی تاثیر خستگی ایزومتریک عضلات بالابرنده‌ی کتف بر دقت بازسازی زاویه با استفاده از آزمون "بازسازی سری- گردنی به وضعیت نوترال" (Cervicocephalic Relocation Test to Neutral Head Position :CRT) است. برای ارزیابی دقت بازسازی زاویه علاوه بر دو نوع خطای مطلق و متغیر که در مطالعه ی Pinsault و همکاران مورد استفاده قرار گرفت از خطای ثابت بازسازی زاویه نیز استفاده شده است.

روش بررسی

این مطالعه از نوع نیمه تجربی و مداخله‌ای می‌باشد. ۱۷ جوان سالم (۸ زن و ۹ مرد) با میانگین سنی۳/۴۴± ۲۴/۱۲ سال در زنان و ۱/۹۸± ۲۳/۷۷ سال در مردان بصورت داوطلبانه با روش نمونه‌گیری ساده غیر احتمالی برای شرکت در مطالعه انتخاب شدند. مشخصات دموگرافیک افراد شرکت کننده در جدول۱ آمده است.

جدول ۱- مشخصات دموگرافیک افراد شرکت کننده در مطالعه

	زن (تعداد ۸)				مرد (تعداد ۹)				
	میانگین	انحراف معیار	حداکثر	حداقل	میانگین	انحراف معیار	حداکثر	حداقل	سطح-معناداری
سن (سال)	۲۴/۱۲	۳/۴۴	۲۹	۲۰	۲۳/۷۷	۱/۹۸	۲۸	۲۲	۰/۸۸
قد (متر)	۱/۶۴	۴/۶۷	۱۷۴	۱۶۰	۱/۷۹	۷/۱۲	۱۸۸	۱۶۹	۰/۰۰*
وزن (کیلوگرم)	۵۵/۰۰	۶/۶۹	۶۳	۴۵	۷۱/۴۴	۹/۱۶	۸۸	۵۸	۰/۰۰*
BMI (کیلوگرم/مترمربع)	۲۰/۱۷	۱/۷۴	۲۲/۵۸	۱۷/۵۸	۲۲/۱۴	۱/۸۱	۲۴/۸۹	۱۹/۲۰	۰/۰۵*

BMI= Body Mass Index

افراد با سابقه‌ی گردن درد حاد و مزمن، ضربه به گردن، سردرد و سرگیجه از مطالعه حذف می‌شدند. همچنین سابقه‌ی بیماری قلبی، تنفسی و عصبی عضلانی نیز از دیگر موارد خروج از مطالعه بود. افراد پس از مراجعه به محل انجام آزمون؛ واقع در آزمایشگاه بیومکانیک دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران، فرم رضایت نامه‌ی آگاهانه را که توسط کمیته‌ی اخلاق پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران به تصویب رسیده بود تکمیل نمودند.

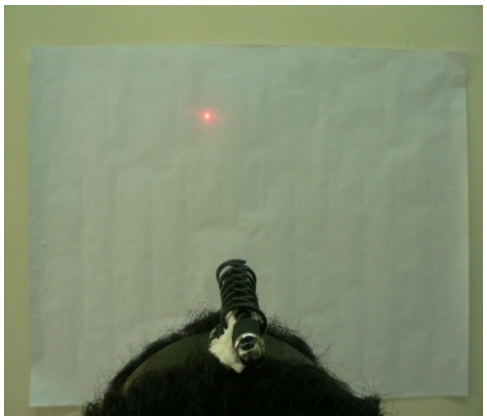
از افراد خواسته می‌شد آزمون بازسازی سری- گردنی به وضعیت نوترال (CRT) را که توسط Revel و همکاران معرفی

www.SID.ir

Archive of SID

شده (۲۴) و دارای پایایی و اعتبار سنجی مناسبی است (۲۳-۲۱)، در دو مرحله‌ی قبل و بلافاصله پس از خستگی اجرا کنند. پس از آنکه چشم‌بندی روی چشم فرد، جهت حذف پیام‌های بینایی بسته می‌شد، فرد بر روی صندلی ای می‌نشست که به فاصله‌ی ۱ متر از صفحه‌ی سفید رنگ نصب شده روی دیوار قرار داشت. از افراد خواسته می‌شد که به پشتی صندلی تکیه دهند و دست‌ها را آویزان بگذارند. پس از آن، بر روی سر فرد کلاهکی قرار می‌گرفت که سبک و راحت بود و بر روی آن نشانگر لیزری تعبیه شده بود. نشانگر لیزری توسط سیم به کلیدی وصل بود که به دست فرد داده می‌شد و او می‌توانست در زمان مناسب نور نشانگر لیزری را روشن و یا خاموش کند. سپس افراد سر و گردن خود را در وضعیت نوترال یا همان وضعیت عادی و راحت قرار می‌دادند و آن را به ذهن سپرده و با فشار دادن دکمه و روشن شدن نور لیزر وضعیت هدف ثبت می‌شد. سپس سر و گردن خود را در صفحه‌ی عرضی تا انتهای دامنه‌ی طبیعی به سمت راست و چپ می‌چرخاندند و پس از برگشت با نهایت دقت سعی در بازسازی وضعیت شروع اولیه داشتند (شکل ۱). برای ثبت وضعیت بازسازی شده افراد مجددا دگمه را فشار می‌دادند تا نشانگر دوباره روشن شود. این کار سه بار برای چرخش به راست و سه بار برای چرخش به چپ تکرار می‌شد و در نهایت میانگین بین سه بار چرخش برای متغیرها گزارش شد (۲۳، ۲۴). در حین اجرای تست هیچ فیدبکی توسط آزمونگر به افراد داده نمی‌شد. تمامی آثار نور لیزر توسط یک دوربین دیجیتال ثبت می‌شد و بعدا از تصاویر ثبت شده جهت محاسبه‌ی خطاهای بازسازی زاویه استفاده می‌شد.

برای ارزیابی حس عمقی از نظر دقت و یکنواختی از سه متغیر استفاده شد: ۱)خطای مطلق (Absolute error) که شامل اختلاف زاویه‌ی بازسازی شده با وضعیت نوترال اولیه بدون در نظر گرفتن جهت خطا است.۲)خطای ثابت(Constant error) که همان اختلاف زاویه‌ی بازسازی شده با وضعیت نوترال اولیه با در نظر گرفتن جهت خطا است. در نتیجه خطای مثبت یا overestimate به معنای گذشتن از وضعیت نوترال اولیه و خطای منفی یا underestimate به معنای نرسیدن به وضعیت نوترال اولیه است. ۳) خطای متغیر(Variable error) که واریانس حول متوسط خطای ثابت است و نشانگر میزان تغییرات بازسازی زاویه است. هر یک از خطاهای نامبرده از سه جزء تشکیل شده اند؛ جز افقی، عمودی و کلی (۱۷ و ۱۳). هر چه مقدار این خطاها کمتر باشد، میزان دقت و توازن در بازسازی بیشتر خواهد بود.



شکل۱- اثر نشانگر لیزر بر روی صفحه ی مقابل فرد در اجرای تست بازسازی سری-گردنی

خستگی در همان وضعیت ارزیابی حس عمقی که افراد روی صندلی نشسته بودند اعمال می‌شد. قبل از اجرای خستگی حداکثر فعالیت ارادی (Maximal Voluntary Contraction MVC): ثبت شد. جهت تعیین حداکثر فعالیت ارادی، از فرد خواسته می‌شد سه تکرار ۱۰ ثانیه‌ای با استراحت ۲ دقیقه‌ای بین هر تکرار انجام دهد و میزان نیروی وارده بر حسب کیلوگرم توسط آزمون گر مشاهده می‌شد و در صورت عدم اختلاف بیش از ۱۰ درصد بین سه تکرار، میزان حداکثر بعنوان معیاری برای شروع

www.SID.ir

Archive of SID

تست خستگی انتخاب می‌شد (۲۸). سپس در اجرای خستگی یک انقباض ایزومتریک معادل با ۸۰ درصد حداکثر توان فرد از وضعیت بالا رفته‌ی شانه‌ها (عمل shoulder shrug) ، بطوری که مفصل شانه در وضعیت میانی و آرنج‌ها و مچ‌ها در اکستنشن قرار می-گرفتند گرفته شد. در حرکت بالا بردن شانه‌ها عضلات تراپزیوس فوقانی دوطرف عضلات اصلی هستند که وارد عمل می‌شوند. افراد با در دست گرفتن میله‌ای با دستگیره مناسب که از زیر صندلی آنها (پایین تر از محل نشستن فرد) عبور داده شده بود حرکت بالابردن شانه‌ها را اجرا می‌کردند. میانه میله به نیرو سنجی وصل بود و میزان فعالیت با واحد نیوتن بر روی مانیتور مقابل فرد نمایش داده می‌شد (شکل ۲). از وی با تشویق کلامی خواسته می‌شد تمام تلاش خویش را برای حفظ شرایط موجود داشته باشد. در صورتی که میزان اعمال نیروی فرد علی رغم تلاش حداکثر، به میزان ۵۰ درصد حداکثر نزول کرد (لحظه بروز خستگی) (۲۵) و این کاهش نیرو به مدت ۵ ثانیه متوالی ادامه داشت، آزمون متوقف می شد و بلافاصله آزمون بازسازی زاویه سری–گردنی تکرار می‌شد.

شکل۲- وضعیت فرد در اجرای فرایند خستگی

جهت اطمینان از رسیدن افراد به وضعیت خستگی، در تمام مدت اجرای فرایند، فعالیت الکتریکی عضلات ثبت می‌شد و میزان فرکانس میانه (Median Frequency) جهت تشخیص میزان کاهش فعالیت عضلانی بصورت محاسبه‌ی درصد تغییرات محاسبه می‌شد. ثبت فعالیت الکتریکی از عضلات تراپزیوس فوقانی دوطرف با استفاده از دستگاه DataLink ساخت شرکت Biometric LTD در کشور انگلستان انجام می‌شد. الکترود گذاری مطابق با روش SENIAM بود، بدین ترتیب که در حالیکه فرد روی صندلی نشسته و بازوها عمود بر زمین، از کنار بدن آویزان بودند، الکترود در جهت فیبرهای عضلانی، در فاصله میانی C7 و اکرومیون گذاشته می‌شد.

با استفاده از ازمون آماری K-S (Kolmogorov Smironov) داده‌ها از نظر نرمال بودن توزیع داده‌ها بررسی شدند و در صورت نرمال بودن توزیع داده‌ها از آزمون‌های پارامتری و در غیر این صورت از آزمون ناپارامتری استفاده شد. جهت مقایسه‌ی شاخص‌های سنجش حس عمقی در وضعیت قبل و پس از خستگی از آزمون paired sample T-test استفاده شد. همچنین جهت مقایسه‌ی عملکرد دو جنس در اجرای تست ارزیابی دقت حس عمقی، آزمون Mann- Whitney بکار گرفته شد. بعلاوه برای ارزیابی وجود ارتباط بین جهت چرخش سر به راست و چپ، بین شاخص‌های سنجش حس عمقی در چرخش به سمت راست و چپ آزمون Correlation گرفته شد. سطح معناداری برای تمامی محاسبات در آزمونهای آماری p=۰/۰۵ در نظر گرفته شد. برای انجام محاسبات آماری از نرم افزار آماری SPSS نسخه ی ۱۶ استفاده شد.

www.SID.ir

Archive of SID

یافته‌ها

متغیر های قد، وزن و شاخص توده بدنی (Body Mass Index: BMI) بین دو جنس اختلاف معناداری نشان دادند (جدول ۱). در مقایسه ی خطای مطلق و ثابت بازسازی زاویه که نمایانگر دقت بازسازی می باشند تفاوت معنادار آماری بین وضعیت قبل و پس از خستگی در هیچ کدام از افراد دیده نشد (خطای مطلق؛ جزء کلی (p=۰/۷)، جزء افقی (p=۰/۷)، جزء عمودی (p=۰/۴۴) و خطای ثابت؛ جزء کلی (p=۰/۳۶)، جزء افقی (p=۰/۴۱)، جزء عمودی (p=۰/۵۳)) (جدول ۲). همچنین در دو وضعیت پیش و پس از خستگی، خطا ی متغیر که نمایانگر میزان یکنواختی پاسخ ها است، تفاوت معناداری نداشت (p=۰/۰۹) (جدول ۲).

جدول ۲- مقایسه ی مقادیر خطاهای مطلق، ثابت و متغیر بازسازی زاویه در وضعیت پیش و پس از خستگی با استفاده از آزمون Paired T-test

متغیر		پیش از خستگی		پس از خستگی		سطح معناداری
		میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	
خطای مطلق AE (درجه)	جز افقی	۱/۴۸	۱/۲۹	۱/۳۹	۱/۱۱	۰/۷۰
	جز عمودی	۰/۷۰	۰/۶۳	۰/۸۹	۰/۶۴	۰/۴۴
	جز کلی	۱/۷۵	۱/۳۳	۱/۸۶	۱/۰۵	۰/۷۰
خطای ثابت CE (درجه)	جز افقی	۰/۳۲	۱/۳۷	−۰/۰۰۳	۱/۷۷	۰/۴۱
	جز عمودی	−۰/۲۳	۰/۹۲	−۰/۴۵	۰/۹۶	۰/۵۳
	جز کلی	۰/۲۷	۲/۲۰	−۰/۱۱	۲/۰۶	۰/۳۶
خطای متغیر VE(درجه)	جز افقی	۰/۳۵	۰/۳۰	۰/۷۸	۱/۰۳	۰/۱۳
	جز عمودی	۰/۱۳	۰/۱۵	۰/۳۸	۰/۴۷	۰/۰۷
	جز کلی	۰/۵۱	۰/۳۸	۱/۲۲	۱/۴۳	۰/۰۹

در مقایسه‌ی خطاهای مطلق و ثابت بین زنان و مردان هم در قبل از خستگی (خطای مطلق؛ جزء کلی (p=۰/۷۴)، جزء افقی (p=۰/۲۷)، جزء عمودی (p=۰/۱۳) و خطای ثابت؛ جزء کلی (p=۰/۱۱)، جزء افقی (p=۰/۰۸)، جزء عمودی (p=۰/۵۴)) و هم در پس از خستگی(خطای مطلق؛ جزء کلی (p=۰/۶۷)، جزء افقی (p=۰/۸۸)، جزء عمودی (p=۰/۸۱) و خطای ثابت؛ جزء کلی (p=۰/۱۳)، جزء افقی (p=۰/۰۷)، جزء عمودی (p=۰/۵۴)) اختلافی مشاهده نشد (جدول ۳)، بعلاوه زنان و مردان تفاوت معناداری از نظر میزان خطای متغیر که نمایانگر یکنواختی پاسخ هاست در پیش از خستگی (جزء افقی(p=۰/۸۸)، جزء عمودی(p=۰/۸۱)، جزء کلی(p=۰/۷۴)) و پس از خستگی (جزء افقی(p=۰/۸۸)، جزء عمودی(p=۰/۴۲)، جزء کلی(p=۰/۹۶)) با یکدیگر نداشتند (جدول ۳).

www.SID.ir

Archive of SID

جدول ۳- مقایسه ی مقادیر خطاهای مطلق، ثابت و متغیر بازسازی زاویه در بین زنان و مردان در پیش و پس از خستگی با استفاده از آزمون Mann- Whitney

متغیر		پیش از خستگی						پس از خستگی					
		زن		مرد				زن		مرد			
		میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	سطح معناداری		میانگین	انحراف معیار	میانگین	انحراف معیار	سطح معناداری	
خطای مطلق AE (درجه)	جز افقی	۱/۹۳	۱/۶۹	۱/۰۸	۰/۶۵	۰/۲۷		۱/۵۲	۱/۵۳	۱/۲۸	۰/۶۲	۰/۸۸	
	جز عمودی	۰/۴۶	۰/۳۵	۰/۹۱	۰/۷۷	۰/۱۳		۰/۹۹	۰/۸۴	۰/۸۰	۰/۴۳	۰/۸۱	
	جز کلی	۲/۰۲	۱/۷۴	۱/۵۲	۰/۸۶	۰/۷۴		۲/۰۵	۱/۴۸	۱/۶۹	۰/۴۹	۰/۶۷	
خطای ثابت CE (درجه)	جز افقی	-۰/۳۶	۱/۵۷	۰/۹۴	۰/۸۳	۰/۰۸		-۰/۸۳	۱/۹۸	۰/۷۳	۱/۲۳	۰/۰۷	
	جز عمودی	-۰/۳۳	۰/۴۸	-۰/۱۴	۱/۲۲	۰/۵۴		-۰/۳۷	۱/۲۰	-۰/۵۳	۰/۷۷	۰/۵۴	
	جز کلی	-۰/۹۲	۲/۵۹	۱/۳۳	۱/۰۹	۰/۱۱		-۰/۹۹	۲/۲۸	۰/۶۷	۱/۵۸	۰/۱۳	
خطای متغیر VE (درجه)	جز افقی	۰/۳۹	۰/۴۰	۰/۳۱	۰/۱۹	۰/۸۸		۰/۶۳	۰/۷۵	۰/۹۱	۱/۲۷	۰/۸۸	
	جز عمودی	۰/۰۹	۰/۰۹	۰/۱۶	۰/۱۹	۰/۸۱		۰/۵۲	۰/۶۶	۰/۲۵	۰/۱۸	۰/۴۲	
	جز کلی	۰/۵۲	۰/۳۷	۰/۵۰	۰/۴۱	۰/۷۴		۱/۱۸	۱/۴۷	۱/۲۵	۱/۴۸	۰/۹۶	

هیچ گونه تفاوت معناداری بین مقادیر خطاهای مطلق، ثابت و متغیر بازسازی زاویه در جهت چرخش (راست و چپ) وجود نداشت (خطای مطلق؛ جزء افقی(p=۰/۴۱)، جزء عمودی(p=۰/۲۸)، جزء کلی(p=۰/۴۴). خطای ثابت؛ جزء افقی(p=۰/۵۳)، جزء عمودی (p=۰/۳۳)، جزء کلی(p=۰/۵۸) و خطای متغیر؛ جزء افقی (p=۰/۶۲)، جزء عمودی(p=۰/۵۹)، جزء کلی(p=۰/۶۸)). بعلاوه ارتباط نسبتا مناسبی بین جهت چرخش به راست و چپ برقرار بود (خطای مطلق؛ جزء افقی(r=./۶۷)، جزء عمودی (r=۰/۷۲)، جزء کلی(r=۰/۶۹). خطای ثابت؛ جزء افقی (r=۰/۵۹)، جزء عمودی (r=۰/۶۶)، جزء کلی(r=۰/۶۱) و خطای متغیر؛ جزء افقی(r=۰/۷۸)، جزء عمودی(r=۰/۷۲)، جزء کلی(r=۰/۷۹)).

بحث

یافته‌های این تحقیق نشان می‌دهد که خستگی ایزومتریک عضلات تراپزیوس فوقانی تاثیری بر دقت بازسازی زاویه در زنان و مردان جوان سالم نداشته است. این نتیجه برخلاف نتیجه ی حاصل از کار گروه Pinsault و همکاران می‌باشد (۲۱). این اختلاف در نتایج می‌تواند به علت تفاوت در نوع و فرایند خستگی در دو مطالعه باشد. در مطالعه‌ی Pinsault و همکاران از انقباض ایزوتونیک عضلات بالابرنده‌ی شانه با بالا بردن شانه ها با وزنه‌ای معادل با ۳۰ درصد حداکثر توان فرد بصورت پی در پی با سرعتی معادل ۴۰ بار در دقیقه استفاده شد ولی در مطالعه‌ی ما برای رسیدن به خستگی از عضلات بالابرنده‌ی شانه انقباض ایزومتریکی معادل با ۸۰ درصد حداکثر توان فرد تا زمان کاهش آن به ۵۰ درصد گرفته شد. در انقباض ایزومتریک به علت ثابت ماندن طول عضله گیرنده‌های دوک عضلانی که حساس به تغییر طول و سرعت می‌باشند کمتر وارد فعالیت می‌شوند و لذا نقشی در ایجاد پدیده‌ی خستگی ندارند (۲۹).

در مطالعه ای که توسط Sterner و همکاران بر روی تاثیر خستگی بر حس عمقی شانه از طریق روشهای ارزیابی بازسازی زاویه اکتیو ـ اکتیو و اکتیو ـ پاسیو و پاسیو ـ پاسیو انجام شد نیز بدنبال خستگی تغییری در حس وضعیت شانه مشاهده نکردند. آنها علت را در این دانستند که گیرنده‌های اصلی برای ارزیابی حس وضعیت مفصل، گیرنده‌های مفصلی حسی عمقی هستند و خستگی موضعی قادر نیست گیرنده‌های حسی عمقی مفصل را دچار اختلال کند (۲۶).

مشابه با نتیجه گیری Sterner و همکاران، گروه South نیز در بررسی اثر خستگی عضلات پرونئال بر حس وضعیت مفصل مچ پا

www.SID.ir

Archive of SID

دریافتند که خستگی عضله باعث افزایش خطای بازسازی زاویه نمی‌شود. آنها عنوان کردند گیرنده‌های حس عمقی در مفصل مچ پا اغلب مربوط به آورانهای کپسول و لیگامان است تا آورانهای عضله و همینطور ممکن است که عضلات دیگر اطراف مفصل مچ پا که خسته نشده‌اند جبران کننده خستگی عضلات پرونئال باشند (۱۹). در گردن نیز به علت تعدد عضلانی، شاید بدنبال خستگی عضلات تراپزیوس، سایر عضلات ناحیه که مسئول چرخش سر بر روی گردن می باشند مانند عضلات پاراورتبرال، استرنوکلئیدوماستوئید و غیره جبران کننده ی کار این عضلات باشند.

Miura و همکاران ارزیابی خطای بازسازی زاویه را در زانو به دو روش خستگی موضعی و عمومی انجام دادند و دریافتند که با وجود خستگی موضعی عضلات زانو و کاهش گشتاور حداکثر، کاهش حس عمقی دیده نشد در حالیکه خستگی عمومی باعث کاهش حس عمقی زانو می‌شود. آنها پیشنهاد کردند که خستگی عضله باعث کاهش سیگنالهای محیطی آوران نمی‌شود و افزایش خطا پس از خستگی عمومی در اثر نقص پردازش مرکزی حس عمقی است (۲۰). در مطالعه‌ی ما نیز خستگی موضعی صورت گرفت. پس ممکن است که تاثیری بر نقص پردازش سیستم عصبی مرکزی نداشته و درنتیجه عملکرد حس عمقی تغییری پیدا نکرده باشد.

نکته‌ی دیگری که می‌تواند توجیه کننده‌ی نتیجه‌ی کار ما باشد این است که در بررسی درصد تغییرات فرکانس میانه‌ی عضله‌ی تراپزیوس فوقانی در پی خستگی، میزان کاهش فرکانس میانه در حدود ۳۰ درصد بود. شاید این درصد کاهش برای تحت تاثیر قرار دادن عملکرد اندام گلژی کافی نباشد و نیاز به اعمال فرآیندی سخت‌تر و طولانی‌تر باشد، با این که افراد احساس خستگی می‌کردند ولی شاید این خستگی مربوط به سایر عضلات اطراف شانه مانند دلتوییدها و کراکوبراکیالیس بوده (به علت نحوه‌ی اجرای فرایند خستگی) تا عضلات مدنظر در تحقیق.

در کل بنظر می‌رسد خستگی عضلات بالابرنده‌ی شانه به روشی که در این مطالعه ایجاد شده است یا دارای تاثیر مرکزی بر پردازش اطلاعات حس عمقی است و یا در صورت تاثیر موضعی بر حس عمقی ناحیه سر و گردن بر عملکرد دوک عضلانی عضلات این ناحیه تاثیری نداشته است.

در بخش دیگری از مطالعه‌ی حاضر عملکرد حس عمقی را در پیش و پس از خستگی در بین زنان و مردان مقایسه نمودیم و تفاوت معناداری بین دو جنس مشاهده نشد. با اینکه اختلاف معناداری در قد، وزن و BMI دو گروه مشاهده شده بود (جدول ۱)، ولی بنظر نمی‌رسد که این عوامل تاثیری بر نحوه عملکرد حس عمقی گردن داشته باشند. تنها در مقایسه‌ی دو جنس از نظر خطای ثابت حس عمقی، به نظر می‌رسد که زنان نسبت به مردان تمایل به ایجاد خطاهای منفی تر بیشتری داشتند (جدول ۳)، در واقع در زنان بدنبال خستگی نقاط بازسازی شده به نقطه‌ی هدف (وضعیت نوترال اولیه) نمی‌رسیدند در حالی که در مردان نقاط بازسازی شده بیشتر نقطه‌ی هدف را رد می‌کردند. دلیل کسب این نتیجه می‌تواند فرضیه‌ی مدل درونی- قدامی (Internal Forward Model) باشد که توسط Givoni و همکاران معرفی شده است (۲۷). آنها اثر خستگی عضله کوادری سپس بر حس وضعیت مفصل زانو را بررسی کردند، پس از خستگی، افراد نقطه هدف را Under estimate کردند (خطای منفی) آنها عنوان کردند که در مدل داخلی قدامی، مغز به مقایسه‌ی فیدبک پیش‌بینی شده و واقعی در عضله کوادری سپس می‌پردازد و این مقایسه منجر به این تصور می‌شود که عضله کوادری سپس طویل‌تر از حالت واقعی است و در نتیجه خطای حسی عمقی اتفاق می‌افتد. بنظر می‌رسد در مدل خستگی ما نیز زنان از الگوی داخلی- قدامی پیروی می‌کنند و شاید طول عضله‌ی تراپز خسته شده را بلندتر از حد واقعی تشخیص داده و نقطه‌ی هدف را under estimate می‌کنند.

در مطالعه‌ی حاضر بدنبال خستگی عضلات بالابرنده‌ی کتف کاهشی در دقت عملکرد حس عمقی گردن مشاهده نشد. یکی از مخدودیت‌های مطالعه‌ی حاضر عدم بررسی تاثیر خستگی سایر عضلات گردن مانند عضلات پاراورتبرال بر حس عمقی گردن بود، بعلاوه دیگر فرایند های ایجاد خستگی در گردن مانند خستگی عمومی، خستگی با انقباض اکسنتریک و کانسنتریک نیز بررسی نشدند تا علت تاثیر خستگی بر حس عمقی بیشتر مشخص شود.

قدردانی

این مقاله بخشی از پایان نامه‌ی کارشناسی ارشد است که در دانشکده توانبخشی دانشگاه علوم پزشکی تهران انجام شده است. حمایت مالی برای اجرای این طرح بر عهده ی دانشگاه بوده

www.SID.ir

Archive of SID

است. نویسندگان این مقاله نهایت سپاس و قدردانی خود را از مسئولین و داوطلبین یاری کننده در اجرای طرح اعلام می دارند.

REFERENCES

1. Biedert RM. Contribution of the three levels of nervous system motor control: spinal cord, lower brain, cerebral cortex. In: Lephart SM, Fu FH, Proprioception and neuromuscular control in joint stability. 1st ed New Zealand: Human Kinetics, 2000, 23-31
2. Guyton AC, Hall J. Medical Physiology, volume 2, Shadan F (Persian translator). 4th ed. Tehran, Mihan; 1991, 854-875
3. Bayramoglu M, Toprak T, Sozay S. Effects of Osteoarthritis and fatigue on proprioception of the knee joint. Arch Phys Med Rehabil 2007, 88
4. Jerosch J, Bischof M. Proprioceptive capabilities of the ankle in stable and unstable joint. Sports Exercise Injuries 1996, 2: 167-171
5. Vuillerme N, Danion F. Postural sway under muscle vibration and muscle fatigue. Neuroscience Letters 2002, 333: 131-135
6. Stillman B. Making sense of proprioception. Physiotherapy 2002, 88: 667-649
7. -Zwarts MJ, Bliejenburg G. Clinical neurophysiology of fatigue.Clinical neurophysiology 2008, 119: 2-10
8. Sharpe MH. Miles TS. Position sense at the elbow after fatiguing contractions. Brain Research 1993, 1: 179-182
9. Lattanzio PJ, Petrella RJ, Nelson MG. Effects of fatigue on knee proprioception.Clin J Sport Med 1997, 1: 22-7
10. Pedersen,J, Hellstrom M. Djupsjobacka H, Johansson. Localized muscle fatigue decreases the acuity of the movement sense in the shoulder. Medicine & Science in Sports & Exercise 1999, 31: 1047-1052
11. Lee H, Liau J, Cheng C, Tan C, Shih J. Evaluation of shoulder proprioception following muscle fatigue. Clinical Biomechanics 2003, 3: 843-847
12. Vuillerme N, Boisgontier M. Muscle fatigue degrades force sense at the ankle joint.Gait & Posture 2008, 28: 521-524
13. Vuillerme N, Pinsualt N. Cervical joint position sense is impaired in older adults. Aging Clin Exp Res 2008, 4: 355-8
14. Terelevan J, Jull G, The relationship of cervical joint position error to balance and eye Movement in persistent whiplash. Manual therapy 2006, 11: 99-106
15. Karlberg M, Persson L, Magnusson M. Impaired postural control in patients with cervico-brachial pain. Acta Otolaryngol Suppl 1995, 2: 440-2
16. Stapley PJ, Beretta MV, Dalla Toffala E. Neck muscle fatigue and postural control in patients with whiplash injury. Clin Neurophysiol 2006, 3: 610-22
17. Pinsault N, Vuillerme N. Cervicocephalic relocation test to the neutral head position: assessment in bilateral Labyrinthine-defective and chronic non-traumatic neck pain patients. Arch Phys Med Rehabil 2008, 1: 89
18. Gurney B, Milani J, Pedersen ME. Role of fatigue on Proprioception of the ankle. Journal of Exercise Physiology 2000, 2: 1097-9751
19. South M, Keith P. The effect of peroneal muscle fatigue on ankle joint position sense. Physical Therapy in Sport 2006, 8: 82-87
20. Miura Y, Ishibashi E, Tsuda Y, Okamura H, Otsuka, Toh S. The effect of local and general fatigue on knee proprioception.The Journal of Arthroscopic and Related Surgery 2004, 4: 414-418
21. Pinsault N, Vuillerme N. Degradation of cervical joint position sense following muscular fatigue in humans. Spine 2010, 35: 294-297
22. Revel M, Roren A. Comparison of visual and ultrasound based techniques to measure head repositioning in healthy and neck-pain subjects. Manual therapy 2009, 14: 270-277
23. Revel M, Andre´-Deshays C, Minguet M. Cervicocephalic kinesthetic sensibility in patients with cervical pain. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 1991, 72: 288–291
24. Strimpakos N, Sakellari V, Kapreli E. Cervical joint position sense: an intra and inter-examiner reliability study. Gait & posture 2006, 23: 22-31
25. Talebian S, Khanmohammadi R. Surface Electromyography.1st ed. 2011, Md, Tehran:Setayesh Hasti.
26. Sterner R, Pincivero D, Lephart S. The effects of muscular fatigue on shoulder proprioception. Clinical Journal of Sports Medicine 2008, 8: 96-101
27. Givoni N, Pham T, Allen T, Proske U. The effect of quadriceps muscle fatigue on position matching at the knee. Journal of Physiology 2007, 1: 111-119
28. Kellis E. The effects of fatigue on the resultant joint moment, agonist and antagonist electromyographic activity at different angles during dynamic knee extension efforts, Journal of Electromyography and Kinesiology 9, 1999: 191–199
29. De Luca CJ. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. Crit Rev Biomed Eng. 1984, 4: 251-79

www.SID.ir

Archive of SID

Research Articles

The effect of muscular fatigue on cervical joint position sense in young and healthy men and women: A preliminary study

Sajjadi E[1], Olyaei GR[2]*, Talebian S[2], Hadian MR[2], Jalaei S[3], Mahmoudi R[1], Amini E[4]

1- MSc. of Physiotherapy, Tehran University of Medical Sciences
2- Professor of Physiotherapy, Tehran University of Medical Sciences
3- Assistant Professor of Statistics, Tehran University of Medical Sciences
4- MSc. of Physiotherapy, Shahid Beheshty University of Medical Sciences

Abstract

Background and Aim: Proprioception is one of the most precise and delicate senses of the human body. It plays an important role in coordination and postural control by protecting the body against trauma and accidents. Although many studies have assessed the effect of fatigue on proprioception in the limbs and the low back region, but a few studies have investigated its possible effect on the cervical region.

Material and Methods: Seventeen (8 women, 9 men) young and healthy volunteers were asked to perform the Cervicocephalic Relocation Test (CRT) to the neutral head position by relocating the head on trunk after actively rotating the head to right and left sides, in two conditions; before and after muscular fatigue. Absolute, constant and variable errors were used to evaluate cervical joint repositioning accuracy.

Results: Fatigue had no effect on cervical joint position sense, Furthermore no considerable difference was seen between male and female subjects ($p>0.05$).

Conclusion: The results suggest that following isometric fatigue of upper trapezuis muscles, no change is produced in the repositioning accuracy of both sexes. Furthermore, sex had no effect on cervical joint proprioception.

Key Words: Cervical joint position sense, Fatigue, Proprioception, Cervicocephalic Relocation Test (CRT).

***Correspondent author:** Dr. Gholamreza Olyaei ,Physiotherapy Faculty, Rehabilitation school, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

Email: olyaeigh@sina.tums.ac.ir

This research was supported by Tehran University of Medical Sciences (TUMS).

www.SID.ir