بررسی تأثیر خستگی موضعی عضلات دیستال و پروگزیمال در صفحه ساژیتال اندام تحتانی بر میزان وابستگی به بینایی در ثبات پاسچر زنان جوان سالم

* منیژه سلیمانی‌فر[۱]، دکتر مهیار صلواتی[۲]، دکتر بهنام اخباری[۳]، دکتر انوشیروان کاظم‌نژاد[۴]

چکیده

هدف: این تحقیق به منظور بررسی تأثیر خستگی موضعی عضلات دیستال و پروگزیمال در صفحه ساژیتال اندام تحتانی بر میزان وابستگی به بینایی در ثبات پاسچر ایستاده انجام شده است.

روش بررسی: در این مطالعه شبه تجربی (از نوع قبل و بعد)، ۲۵ دختر جوان سالم که به روش نمونه‌گیری غیر احتمالی و ساده از نمونه‌های در دسترس بر اساس معیارهای ورود و خروج انتخاب شده بودند، در طی ۲ جلسه با ترتیب تصادفی و فاصله زمانی یک هفته، خستگی در عضلات حرکت دهنده مچ و ران خود در صفحه ساژیتال توسط انقباض ایزوکینتیک ایجاد کردند. از نمونه‌ها خواسته شد تا حد امکان وضعیت ایستاده قائم روی یک پا را حفظ کنند. RMS و انحراف معیار جابه جایی مرکز فشار در مدت ۳۰ ثانیه ارزیابی شده و بعد از ۱۵ ثانیه چشمها بسته می‌شد. از آزمون آماری آنالیز واریانس برای اندازه‌های مکرر جهت بررسی تأثیر سه عامل خستگی، بینایی و موضع خستگی در دوره‌زمانی ۵ ثانیه قبل و بعد از بستن چشم استفاده شد.

یافته‌ها: اثر خالص هر سه متغیر خستگی، بینایی و موضع خستگی بر متغیرهای وابسته معنی دار بود ($P<0/05$). آنالیز RMS و انحراف معیار جابه جایی مرکز فشار بیانگر معنی‌دار بودن اثر متقابل خستگی با بینایی و خستگی با موضع خستگی بود، به نحوی که آثار خستگی در موضع پروگزیمال و حالت چشم بسته بزرگتر بود.

نتیجه‌گیری: میزان وابستگی به بینایی جهت کنترل ثبات پاسچر بدنبال خستگی عضلانی افزایش می‌یابد و خستگی موضع پروگزیمال سبب تشدید وابستگی به بینایی جهت کنترل ثبات پاسچر می‌گردد. بر اساس یافته‌های تحقیق حاضر، در تمرینات ثبات پاسچر تأکید بر حس عمقی موضع پروگزیمال اندام تحتانی می‌تواند توصیه شود.

کلید واژه‌ها: ثبات پاسچر / خستگی موضعی عضلانی / وابستگی به بینایی / اندام تحتانی

۱- کارشناس ارشد فیزیوتراپی، دانشگاه علوم بهزیستی وتوانبخشی
۲- دکترای فیزیوتراپی، دانشیار دانشگاه علوم بهزیستی وتوانبخشی
۳- دکترای فیزیوتراپی، استادیار دانشگاه علوم بهزیستی وتوانبخشی
۴- دکترای آمار حیاتی، استاد دانشگاه تربیت مدرس

تاریخ دریافت مقاله: ۸۶/۵/۲۸
تاریخ پذیرش مقاله: ۸۶/۸/۲۶

* آدرس نویسنده مسئول:
تهران، اوین، بلوار دانشجو، بن‌بست کودکیار دانشگاه علوم بهزیستی وتوانبخشی، گروه فیزیوتراپی
تلفن ۲۲۱۸۰۰۳۹
*E-mail:Soleymani119@Gmail.com

مقدمه

کنترل پاسچر بصورت ارتباطی متقابل و پیچیده میان درون دادهای حسی و پاسخ‌های حرکتی مورد نیاز به منظور حفظ یک پاسچر خاص و یا حرکت از یک پاسچر به دیگری تعریف شده است(۱). توانایی تولید و اعمال نیرو برای کنترل وضعیت بدن در فضا، به تنهایی نمی‌تواند منجر به ثبات پاسچر مؤثر و کارآمد گردد (۲). بلکه لازمه درک زمان و چگونگی اعمال نیروهای بازگرداننده، این است که سیستم عصبی مرکزی تصویر دقیقی از موقعیت بدن در فضا و ثابت یا متحرک بودن آن، داشته باشد. بدین منظور، سیستم عصبی مرکزی اطلاعات حسی دریافت شده از گیرنده‌های حسی در سرتاسر بدن را جمع‌آوری و سازماندهی نموده و یک «چهارچوب مرجع» متفاوت برای ثبات پاسچر را فراهم می‌سازد(۳). سیستم عصبی ـ مرکزی، اطلاعات حسی مربوط به ثبات پاسچر را با توجه به شرایط، تطبیق داده و سازمان‌دهی می‌کند و براساس فرایند بازخورد، تعادل را به صورت پویا تنظیم می‌کند(۴). انتقال متنوع اطلاعات حسی به سیستم عصبی ـ مرکزی، اجازه انعطاف‌پذیری سیستم جهت توقف اطلاعات حسی نامناسب و جبران حس مخدوش‌شده یا حذف شده را می‌دهد(۵).

بنابراین نقص در یک حس، با افزایش وزن و تأکید بر دیگر حس‌های سالم موجود، جبران می‌شود(۶)، که این وزن‌گذاری به نوبه خویش با توجه به تغییر شرایط محیط، به صورت پویا تطابق پیدا نموده تا بتواند ثبات لازم را ایجاد نماید(۴). تحقیقات نشان داده‌اند که بهبود کنترل پاسچر در افراد سکته مغزی و نیز افراد پارکینسونی ممکن است از طریق مکانیسم‌های جبرانی که وابستگی شدید به بینایی را در پی دارند رخ دهد(۷). وابستگی به بینایی به معنای تأکید و اطمینان زیاد بر پیام‌های بینایی است. همچنین نشان داده شده است که در هنگام خستگی، توانایی تولید پیامهای خروجی مورد نیاز در سطح مچ پا و عملکرد سیستم حس عمقی مختل شده، لذا برقراری مجدد بینایی موجب یکپارچگی دوباره اطلاعات بینایی با حس‌های موجود شده و نهایتاً فرد می‌تواند از در دسترس بودن جدید اطلاعات بینایی در جهت بهبود تعادل بهره ببرد(۱۱).

خستگی عضلانی ناشی از کاهش ظرفیت و پذیرش تنش ایجاد شده در عضله و یا برون ده نیرو بعد از انقباض مکرر عضلانی است که می‌توان آن را به عوامل متابولیکی و نورولوژیکی که توسط سیستم عصبی ـ عضلانی به طور مرکزی و محیطی کنترل می‌شود، نسبت داد. خستگی عضلانی باعث کاهش عملکردی سیستم حس عمقی می‌شود (۹).

در مورد نقش اطلاعات بینایی در تغییر نوسان حاصل از خستگی نیز تحقیقاتی انجام شده که در آنها نقش بینایی را در شرایطی که عضلات مچ پا را خسته کرده‌اند سنجیده‌اند(۱۱). شایان ذکر است که تاکنون هیچ مطالعه‌ای به بررسی اثر اطلاعات بینایی بر حفظ تعادل در شرایطی که عضلات پروگزیمال اندام تحتانی خسته شده باشند نپرداخته است.

تحقیقات اخیر که به مقایسه خستگی عضلات پروگزیمال و دیستال در کنترل تعادل پرداخته‌اند، بیانگر آن است که نوسان بدن پس از خستگی عضلات ران (چه در صفحه ساژیتال و چه در صفحه فرونتال) در مقایسه با خستگی عضلات مچ پا در هر دو صفحه بیشتر افزایش یافته است(۱۲-۱۰). نتایج مطالعه آلوم و همکاران (۱۹۹۸) نشان داد که درون دادهای حس عمقی ران یا تنه، در توالی زمانی فعال شدن عضله و شروع حرکت اصلاحی از اهمیت بسزایی برخوردار می‌باشد(۱۳). با توجه به بحث بر انگیز بودن مطالب عنوان شده و با در نظر گرفتن تأثیر خستگی عضلانی بر حس عمقی و کنترل عصبی عضلانی و خلاء موجود در زمینه بررسی تأثیر بینایی در هنگام خستگی عضلات پروگزیمال اندام تحتانی بر ثبات پاسچر، طرح‌ریزی پژوهش حاضر ضروری به نظر می‌رسید.

روش بررسی

روش بررسی دراین تحقیق، شبه تجربی ازنوع اندازه‌گیریهای مکرر و به صورت قبل و بعد می‌باشد. در این مطالعه ۲۵ دانشجوی دختر با میانگین سنی ۲۲/۵ سال به روش نمونه‌گیری غیر احتمالی ساده و هدفمند از نمونه‌های در دسترس انتخاب شدند. آزمودنی‌ها به صورت داوطلبانه پس ازکسب موافقت آگاهانه و بررسی معیارهای حذف و انتخاب، وارد مطالعه گردیدند. سابقه ضربه یا شکستگی اندام تحتانی در یک سال گذشته، سابقه ضربه به سر، سابقه بی‌حسی اندام‌ها، وجود سردرد و سرگیجه، تغییر شکلهای اندام تحتانی و ستون فقرات، سابقه پیچ‌خوردگی مکرر مچ پا، سابقه زمین خوردن مکرر، مصرف هر گونه داروی آرام بخش، مواد مخدر، الکل و ... در طی ۴۸ ساعت گذشته، انجام ورزش حرفه‌ای به طور منظم در ۶ ماه گذشته و هر گونه مشکل بینایی تصحیح نشده، بعنوان معیارهای حذف درنظر گرفته شدند(۱۵، ۱۴، ۱۰). قبل از شروع و طرح ریزی مرحله اصلی جمع‌آوری داده‌های تحقیق، یک مرحله مقدماتی شامل تحقیق متدولوژیک جهت تعیین سطح تکرارپذیری اندازه‌های بدست آمده در یک نمونه ۱۰ نفری به انجام رسید. در مرحله اصلی این مطالعه، در مورد تمامی افراد، پایی که در سه بار شوت‌زدن، بیشتر استفاده گردید، به عنوان اندام تحتانی غالب شناخته شده و تمامی آزمونها و مداخلات بر روی آن صورت گرفت(۱۶).

تعداد جلسات آزمون ۲ جلسه (با فاصله میان جلسات حداقل ۷۲ ساعت و حداکثر یک هفته) بودکه در شرایط مکانی و زمانی حتی الامکان مشابه

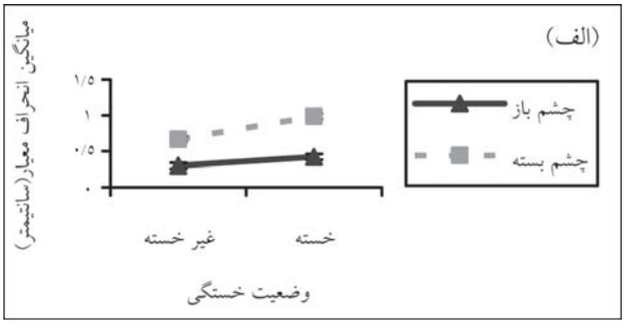
انجام شده و ترتیب جلسات بر اساس موضع خستگی به صورت تصادفی انتخاب گردید(۱۹-۱۷). برای ارزیابی ثبات پاسچر، در این مطالعه از سیستم صفحه نیرو محصول شرکت برتک استفاده گردید. این نوع صفحه نیرو دارای گیرنده‌هایی از نوع کرنش سنج بوده که تغییرات شدت و جهت نیروها را تشخیص داده و این اطلاعات را به صورت سیگنال‌های الکتریکی تبدیل می‌نمایند. این سیستم، امکان ارزیابی تعادل را به صورت نمایش‌های چندگانه از توصیف نوسانات مرکز فشار فراهم می‌نمود. منظور از مرکز فشار، نقطه اثر برآیند بردارهای عمودی نیروی عکس العمل زمین می‌باشد(۲۰). در هر یک از جلسات، آزمون ارزیابی تعادل یک بار قبل از انجام پروتکل خستگی و یک بار بلافاصله پس از اتمام خستگی (کمتر از ۶۰ ثانیه)، صورت گرفت. کلیه شرایط آزمون از جمله محل قرارگیری پا روی صفحه تعادل (در هر دو بار مرکز پا بر مرکز صفحه نیرو قرار می‌گیرد)، قبل و بعد از مداخله یکسان بوده و تنها تفاوت موجود، موضع خستگی ایجاد شده است. در نهایت از داده‌های کمی بدست آمده از سیگنال جابه جایی مرکز فشار، RMS و انحراف معیار گرفته و برای ارزیابی تعادل، این شاخص‌ها، تجزیه و تحلیل آماری شدند.

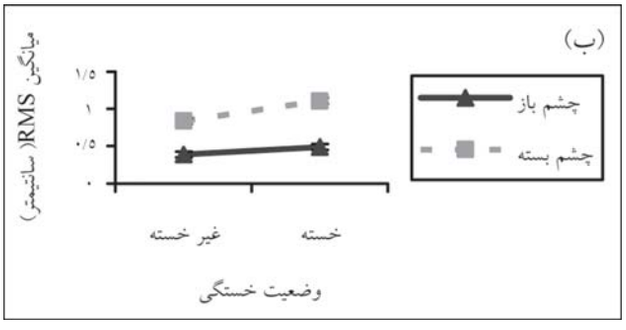
جهت اجرای آزمون تعادل ایستا از آزمودنی‌ها خواسته شد در حالی که دستها را در کنار بدن آویزان نگه می‌داشتند، بر روی پای غالب در مرکز صفحه نیرو ایستاده و تعادل خود را در طول آزمون حفظ کنند. اندام تحتانی دیگر در وضعیت فلکسیون زانو قرار می‌گرفت (۸). مدت زمان این آزمون ۳۰ ثانیه بود که به دو پنجره زمانی ۱۵ ثانیه‌ای تقسیم می‌شد: ۱۵ ثانیه اول چشم‌ها باز و ۱۵ ثانیه دوم چشم‌ها بسته بود. در حالت باز بودن چشمها، از آزمودنی خواسته می‌شد به نشانگر صلیبی شکل سیاه رنگ که در فاصله ۱۵۰ سانتی متری و هم سطح چشم نصب شده بود نگاه کرده و در مدتی که چشم‌ها بسته بود همچنان سر را صاف و مستقیم نگه داشته وحالت خیره نگاه کردن به نشانگر را حفظ کند(۸).

جهت ایجاد خستگی عضلانی در این تحقیق از دینامومتر ایزوکینتیک بایودکس استفاده شد. حالت انقباض انتخابی، ایزوکینتیک و نوع آن، کانسنتریک / کانسنتریک بود. به منظور آشنایی، از آزمودنی‌ها خواسته شد که تعداد ۳ انقباض زیر حداکثر و سپس ۳ انقباض کانسنتریک ارادی حداکثر، با سرعت ۶۰ درجه بر ثانیه برای پلانتار فلکسیون و با سرعت ۱۲۰ درجه بر ثانیه برای دورسی فلکسیون، انجام دهند. بالاترین مقدار ثبت‌شده گشتاور، به عنوان حداکثر انقباض کانسنتریک ارادی ثبت گشته و ۵۰ درصد این مقدار به عنوان معیار خستگی در نظر گرفته می‌شد(۱۰). بعد از ۱ دقیقه استراحت، پروتکل خستگی اجرا می‌گردید. به این صورت که از آزمودنی درخواست می‌گردید که انقباضات حداکثر را تا جایی که به او دستور توقف داده شود، ادامه دهد. دستور توقف زمانی داده می‌شد که برای حداقل ۳ انقباض متوالی، نیروی تولید شده به زیر ۵۰ درصد حداکثر انقباض کانسنتریک ارادی می‌رسید(۱۰). برای ایجاد خستگی در عضلات ران تمامی مراحل مشابه حالت قبل بود، با این تفاوت که حرکت فلکسیون ران با سرعت ۶۰ درجه بر ثانیه و اکستنسیون ران با سرعت ۹۰ درجه بر ثانیه انجام می‌گرفت(۱۰). در تمامی مراحل کار، اصول ایمنی رعایت شده و در صورت بروز درد یا ناراحتی شدید، انقباضات قطع می‌شد(۲۱). پس از تکمیل کردن اجرای پروتکل خستگی، آزمودنی سریعاً از دینامومتر جدا می‌گردید تا در فاصله زمانی کمتر از ۶۰ ثانیه آزمون ثبات پاسچر به کمک سیستم صفحه نیرو انجام شود.

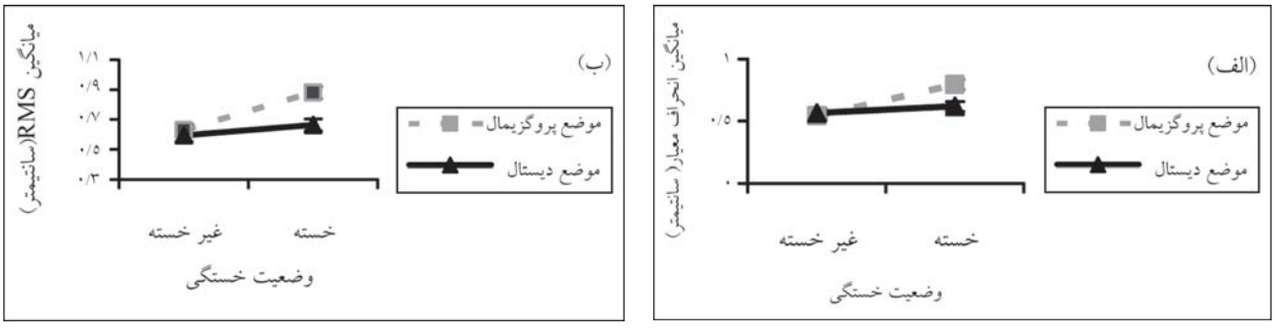
در این مطالعه برای بررسی اثر خالص و متقابل سه متغیر خستگی، شرایط بینایی و موضع خستگی بر مقدار شاخص‌های RMS و انحراف معیار سیگنال جابه جایی مرکز فشار، از آزمون تجزیه تحلیل واریانس برای سنجش‌های مکرر استفاده شد. این آزمون برای دوره زمانی ۵ ثانیه انجام گرفت..

یافته‌ها





شکل۱ـ اثرمتقابل خستگی و شرایط بینایی بر:
الف) میانگین انحراف معیار [F (۱، ۲۴) =۴/۱۴۳، P=۰/۰۵۰] و
ب) میانگین RMS [F (۱،۲۴) =۵/۷۸۰، P=۰/۰۲۴] در دوره زمانی ۵ ثانیه

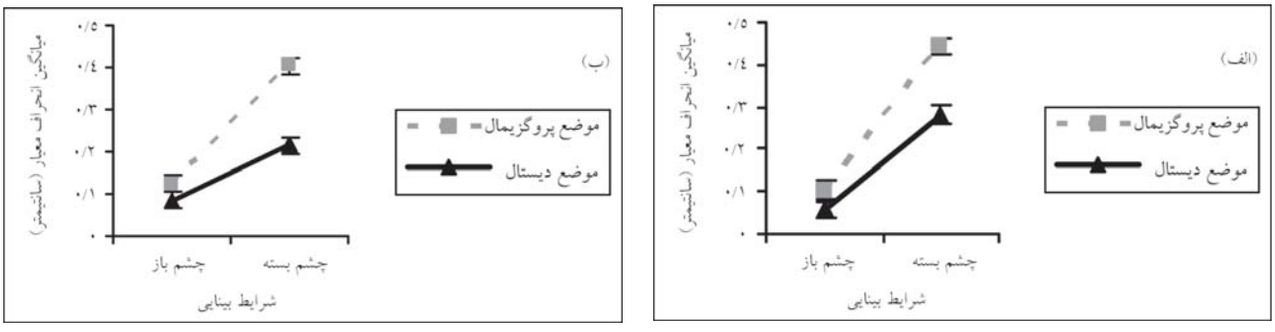


شکل ۲ ـ اثر متقابل وضعیت خستگی و موضع خستگی بر:

الف) میانگین انحراف معیار [۱۵/۳۶۴= (۱، ۲۴) F، ۰/۰۰۱=P] ب) میانگین RMS [۱۶/۶۳۵= (۱،۲۴) F، ۰/۰۰۱>P] در دوره زمانی ۵ ثانیه

همانگونه‌که در نمودارهای فوق مشاهده می‌شود تأثیر متقابل خستگی و شرایط بینایی و تأثیر متقابل خستگی و موضع خستگی بر مقدار RMS و انحراف معیار سیگنال جابه جایی مرکز فشار معنی‌دار بود(P< ۰/۰۵).

در ادامه به منظور بررسی تغییرات ناشی از خستگی به دنبال اثر خالص متقابل موضع خستگی و شرایط بینایی، به طور جداگانه آزمون اندازه‌گیری مکرر انجام گرفت. بدین منظور ابتدا تفاوت مقدار هر دو شاخص RMS و انحراف معیار قبل و بعد از خستگی که بیانگر میزان تغییرات نوسان ناشی از خستگی است، محاسبه شده و سپس اثر خالص و متقابل دو متغیر شرایط بینایی و موضع خستگی بر این شاخص ارزیابی شد. نتایج این تحلیل اثر موضع خستگی و بستن چشم را در شرایط وجود خستگی بهتر بیان می‌کند. نتایج نشان داد تأثیر متقابل شرایط بینایی و موضع خستگی بر تفاوت مقدار هر دو شاخص RMS و انحراف معیار سیگنال جابه جایی مرکز فشار قبل و بعد از خستگی در دوره زمانی ۵ ثانیه معنی‌دار بود(P< ۰/۰۵).



شکل ۳ ـ اثر متقابل وضعیت خستگی و شرایط بینایی بر:

الف) اختلاف میانگین انحراف معیار [۸/۳۳۸= (۱، ۲۴) F، ۰/۰۰۸=P]

ب) اختلاف میانگین RMS [۱۰/۴۶۱= (۱،۲۴) F، ۰/۰۰۴=P] قبل و بعد از خستگی در دوره زمانی ۵ ثانیه

بحث

نتایج تحقیق حاضر در مجموع، گویای ایجاد اختلال در ثبات پاسچر افراد سالم پس از اعمال خستگی عضلانی در عضلات اندام تحتانی می‌باشد. خستگی باعث تغییراتی در میزان یا پردازش درون دادهای حس عمقی می‌گردد. در تحقیق حاضر نیز، یک توجیه احتمالی برای کاهش توانایی ثبات پاسچر در اثر خستگی عضلانی، همین نکته است که خستگی عضلات اطراف یک مفصل می‌تواند منجر به مهار سیستم بازخورد عصبی عضلانی آن مفصل گردد. هر چند این مطالعه اختصاصاً تعیین نمی‌کند که کدام جنبه از حلقه بیوفیدبک عصبی عضلانی تحت تأثیر قرار گرفته است، اما یک جنبه احتمالی، همان تأثیر خستگی عضلانی بر بخش آوران این حلقه و به ویژه حس عمقی می‌باشد. خستگی باعث کاهش تخلیه فیبرهای آوران دوک عضلانی گشته و این تأثیر احتمالاً ناشی از کاهش فعال‌سازی نورونهای حرکتی گاما می‌باشد. این پدیده به نوبه خود باعث کاهش ورودی به بخشهایی از سیستم عصبی مرکزی شده‌که درون دادهای آوران را با هم تلفیق نموده و احتمالاً باعث کاهش تخلیه نورونهای حرکتی آلفا می‌گردد. در نتیجه اختلالاتی در ارسال فرمانهای اصلاحی مناسب به عضلات کنترل کننده پاسچر، ایجاد می‌گردد(۵).

یافته دیگر تحقیق حاضر آن است که خستگی عضلات پروگزیمال اندام تحتانی می‌تواند اثر محسوس‌تر و واضح‌تری در اختلال ثبات پاسچر، نسبت به خستگی عضلات دیستال داشته باشد. مطالعات مشخص کرده‌اند شروع فعالیت عضلات جنب‌مهره‌ای برشروع فعالیت عضلات دیستال‌تر یعنی تیبیالیس قدامی تقدم داشته و تحت‌تأثیر رفلکس کششی عضلات سولئوس نیز قرار نمی‌گیرد. این مشاهدات با مفهوم «استراتژی مچ» با شروع از دیستال، تعارض دارند(۲۲). یافته‌های تحقیق حاضر منجر به این نتیجه‌گیری شدکه مراکزکنترل دیگری به غیر از حس عمقی مچ‌پا باید زمینه‌ساز و مسئول اصلاحات تعادلی از نظر شدت و جهت آنها باشند. در مقابل، به نظر می‌رسد اصلاحات تعادلی توسط سیگنالهایی آغاز می‌گرددکه در مکانهایی پروگزیمال‌تر و احتمالاً در تنه تحتانی و یا لگن واقعند.

اشاره این یافته‌ها معطوف به نقش عمده‌ای است که درون دادهای ناحیه ران در شروع اصلاحات تعادلی دارند، در حالی که درون دادهای ناحیه مچ نقش کوچکی در این زمینه دارند.

با توجه به مطالعاتی که در بخشهای پیشین ذکر شد، چنانچه خستگی عضلات اطراف یک مفصل، منجر به کاهش حس عمقی آن مفصل گردیده وکاهش درون دادهای آوران یکی از علل احتمالی کاهش توانایی کنترل پاسچر ناشی از خستگی در این مطالعه باشد، و نیز براساس آنچه در سطور اخیر گفته شد، بپذیریم که در مقایسه با درون دادهای حسی پیکری از ناحیه مچ، درون دادهای ناحیه ران نقش اساسی و عمده را در شروع پاسخهای اصلاحی تعادلی دارند، توجیه نتیجه مشاهده شده مبنی بر تأثیر واضح‌تر خستگی عضلات ران درکاهش توانایی ثبات پاسچر در مقایسه با خستگی عضلات مچ پا، چندان مشکل به نظر نمی‌رسد. بدین‌معنی که اگر صرفاً جنبه تأثیرات حسی خستگی در نظر گرفته شود، وقتی خستگی به تنهایی در عضلات ران ایجاد می‌گردد، به نوعی تغییر یا دست‌کاری در بازخورد حس عمقی ناحیه ران صورت گرفته است. در حالی که سایر انواع باز خوردها به سیستم عصبی مرکزی، از جمله بازخوردهای ناشی از ناحیه مچ ثابت باقی می‌ماند و بالعکس. بنابراین چنانچه کاهش مشاهده شده در ثبات پاسچر در اثر خستگی عضلات ران و مچ به کاهش بازخورد حس عمقی این نواحی نسبت داده شود، طبیعی است که با توجه به اتکاء بیشتر سیستم عصبی بر درون دادهای ناحیه ران و نقش اصلی آنها در شروع پاسخهای تعادلی پاسچر، میزان کاهش توانایی ثبات پاسچر در اثر خستگی عضلات ران نیز بیش از عضلات مچ باشد.

همچنین تحقیق حاضر در مجموع بیانگر ایجاد اختلال در ثبات پاسچر افراد سالم پس از حذف بینایی می‌باشد. مشخص شده است که نوسان بدن در حالت چشم بسته ۵۰ درصد بیشتر از زمانی است که چشم‌ها باز بوده است(۲۳) و افراد نابینا نسبت به افراد بینا تعادل ضعیف‌تری دارند(۲۴).

نتایج تحقیقات پیشین نشان داده‌اند که پیام‌های بینایی دریافت شده از محیط ثابت بیرون باعث کاهش نوسان شده و سیستم بینایی در طی صاف ایستادن باعث افزایش ثبات پاسچر افراد می‌گردد(۲۷-۲۵). یافته‌های این تحقیقات همگی مؤید اهمیت درون دادهای بینایی برای حفظ تعادل و بهبود ثبات پاسچر بوده‌که این موضوع با نتایج تحقیق حاضرکه بیان‌کننده افزایش نوسان بدن بعد از بستن چشم است همخوانی دارد.

اختلال در هر یک از سیستم‌های حسی دخیل درکنترل پاسچر بر مقدار وابستگی به بینایی افراد جهت حفظ تعادل اثر دارد. مطالعات نشان داده‌اند در هنگام خستگی توانایی تولید پیامهای خروجی مورد نیاز در سطح مچ پا و عملکرد سیستم حس عمقی مختل شده است و در موقعیت چشم بسته جابجایی مرکز فشار در حالت وجود خستگی بیشتر از وضعیت بدون خستگی بوده است (۱۱، ۵).

یافته دیگر مطالعه حاضر این است که موضع خستگی اندام تحتانی، تأثیر اختصاصی برمقدار وابستگی کنترل تعادل به بینایی در زنان جوان سالم داشته است. یعنی خستگی موضعی عضلات پروگزیمال اندام تحتانی نسبت به موضع دیستال، اختصاصاً باعث افزایش بیشتری در مقدار وابستگی کنترل تعادل به بینایی در زنان جوان سالم شد.

همانگونه که بیان شده است خستگی عضلات پروگزیمال اندام تحتانی می‌تواند اثر محسوس‌تر و واضح‌تری در اختلال ثبات پاسچر، نسبت به خستگی عضلات دیستال داشته باشد. بنابراین احتمالاً اتکاء سیستم عصبی مرکزی جهت کنترل تعادل بر اطلاعات موضع پروگزیمال بیشتر بوده است(۱۳، ۱۱، ۱۰). نهایتاً می‌توان نتیجه گرفت حذف اطلاعات موضع پروگزیمال منجر به مقدار وابستگی بیشتر به اطلاعات بینایی خواهد شد. این اطلاعات می‌تواند تأییدی بر این باشد که خستگی به‌عنوان یک عامل اغتشاش در حس عمقی مطرح است. چراکه اولاً ایجاد خستگی صرف نظر از موضع خستگی بر میزان وابستگی به بینایی تأثیر معنی داری داشته است. ثانیاً این اثر در مورد موضع پروگزیمال واضح‌تر دیده شده است. بنابراین تفاوت در اختلال تعادل ناشی از خستگی موضع‌های پروگزیمال و دیستال نیز می‌تواند ناشی از تفاوت در اهمیت نسبی حس عمقی این نواحی در ثبات پاسچر باشد.

نتیجه‌گیری

میزان وابستگی به بینایی جهت کنترل ثبات پاسچر بدنبال خستگی عضلانی افزایش می‌یابد و این مورد در خستگی عضلات پروگزیمال واضح‌تر و بیشتر است.

با توجه به یافته‌های این تحقیق که پس از اختلال در حس عمقی، فرد به اطلاعات بینایی بیشتر وابسته شده است، شاید بتوان نتیجه گرفت که اعمال بازخورد بینایی در فرایند توانبخشی افراد مبتلا به درگیری حس عمقی از جمله افراد مسن، افراد پارکینسونی و بیماران مبتلا به نورو پاتی مثل دیابت، قابل بررسی و توجه خواهد بود. همچنین به منظور تأکید بر حس عمقی، در تمرینات بهبود تعادل موضع پروگزیمال اندام تحتانی را می‌توان مورد توجه بیشتری قرار داد.

منابع:

1- Sullivan PE, Markos PC. Activities: Posture and movement pattern. In: Sullivan PE. Markos PC eds. Clinical Decision Making in Therapeutic Exercise. 2nd ed. Norwalk: Appleton & Lange; 1995; p20-1.

2- Horak FB, Henry SM, Shum way-cook A. Postural perturbations: new insights for treatment of balance disorders. Physical Therapy 1997; 77(5):517-33.

3- Shumway-cook A, Woollacott MH. Normal Postural Control. In: Shum way-cook, Woollacott MH.eds. Motor control theory and Practical Application .2nd ed. Philadelphia: LWW, 2001; pp163-91.

4-Peterka RJ. Sensorimotor integration in human postural control. Journal of Neurophysiology 2002; 88: 1097-1118.

5- Lesley A B, Stephanie A C, Jon B, Doan D, Clark D, Ian Q, et al. Parkinsonian deficits in sensory integration for postural control: Temporal response to changes in visual input.J Parkinsonism & Related Disorder 2006;12(6): p376-81

6-Vuillerm N, Burdet C, Isableu B, Demetz S.The magnitude of the effect of calf muscle fatigue on postural control during bipedal quiet standing with vision depends on the eye-visual target distance.Gait and Posture 2006; 24(2): 169-172

7- Bonan I , Colle F , Guichard JP , Vicaut E , Eisenfisz M, Tran B, et al. Reliance on visual information after stroke. Part I: Balance on dynamic petrography. Archive of Physical Medicine & Rehabilitation 2004; 85: 268-275

8-Vuillerme N, Nougier V, Prieur JM. Can vision compensate for a lower limbs muscular fatigue for controlling posture in humans? Neuroscience letters 2001; 308:103-6.

9-Lephart SM, Fu FH. Role of fatigue on proprioception and neuromuscular control. In :Rozzi S, Yuktanandana P, eds. Proprioception and neuromuscular control in joint stability. 2nd ed. Vacouver: Human Kinetics. 2000; PP 375-380. Gait & Posture 1998; 214-42.

10- Salavati M, Moghadam M, Ebrahimi I, Arab A M. Changes in postural stability with fatigue of lower extremity frontal and sagittal plane movers. Gait & Posture 2007; 26(2):214-8.

11- Phillip A, Gribble MA, Jay H. Effect of hip and ankle muscle fatigue on unipedal postural control. J Electromyography and Kinesiology 2004; 14(6): 641-46

12- Deniskina IV, Levic YS, Gurfinkle VS. Relative roles of the ankle and hip muscles in human postural control in the frontal plane during standing. Human Physiol 2001; 27(3):317-21

13-Allum JHJ, Bloem BR, Carpenter MG, Hulliger M, Hadders Algra M. Proprioceptive control of posture: a review of new concepts Gait & Posture 1998; 8: 214-242.

13-Allum JHJ, Bloem BR, Carpenter MG, Hulliger M, Hadders Algra M. Proprioceptive control of posture: a review of new concepts Gait & Posture 1998; 8: 214-242.

14-Aramaki Y, Vozaki D, Masani K, Sato T, Nakazawa K, Yano H. Reciprocal angular acceleration of the ankle and hip joints during quiet standing in humans .Experimental Brain Research 2001;136:463-73.

15-Winter DA, Prince F, Frank JS, Powell C, Zabjek KF. Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. Journal of Neurophysiology 1996; 75(6): 2334-43.

16- Ochsendorf DT, Mattacola CG, Arnold BL. Effect of orthotics on postural sway after fatigue plantar flexors and dorsiflexors. Journal of Athletic Training 2000; 35(1): 26-30

17- Rozzi SL, Lephart SM. Effect of muscular fatigue on knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female athletes. Journal of Athletic Training 1999; 34(2):106-14

18-Yaggie J, Armstrong J. Effect of lower extremity fatigue on indices balance. Journal of Sport Rehabilitation 2004; 13:312-22

19- Blanks RH, Fowler CG, Zizz CA, WilliamsKE. Postural adjustments produced by moving visual (horizontal opt kinetic) patterns. J Am Acta Audio 1996; 7:39-48

20-Doyle RJ, Hsiao-Wecksler ET, Ragan BG, Rosegren KS. Generalizability of center of pressure measures of quiet standing. Gait & Posture 2007; 25 (2):166-71.

21- Rothwell J. Posture. In: Rothwell J: Control of human voluntary movement. 2nd ed. London: Chapman & Hall; 1994. P 252

22- Vollested NK. Measurement of human muscle fatigue. Journal of Neuroscience Methods 1997; 219-227

23- Griffin JW, Cornblath DR, Alexander E. Ataxic sensory neuropathy and dorsal root ganglionitis associated with Sjögrens's syndrome. Ann Neurol 1990; 27:304-15

24- Schmidt RA. Sensory contributation to motor control. In Schmidt RA, . Lee T.D eds. Motor control and learning. 3rd ed. Human Kinetics. 1999; 3: 91-105 & 108.

25-Edwards A.Body sway and vision.Journal of Experimental Psychology 1994; 97: 477- 486

26-Dijkstra TMH, Schoener G, Gielen C.C. Temporal stability of the action-Perception cycle for postural control in a moving visual environment.Experimental Brain Research 1994a;97: 477-486.

27-Mitra S.Adaptive utilization of optical variables during postural and suprapostural dual-task performance: Comments on Stoffregen, Smart, Bardy,and Pagulayan.Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance 2004; 30: 28-38