



اثر تخریبی و بیریشن، بر اطلاعات حس عمقی عضلات پا در کنترل پاسچر ایستا و پویا

سید حسین حسینی مهر^۱، دکتر علی اصغر نورسته^۲

۱. کارشناس ارشد آسیب‌شناسی ورزشی و حرکات اصلاحی

چکیده

به طور کلی اطلاعات حس عمقی یک پیش‌نیاز برای تعادل، جهت یابی بدن و هماهنگی حرکات است. این اطلاعات برای نگهداری پاسچر ایستاده به دلیل تغییر در زوایای مفصل در مچ پا، زانو و ران به منظور هماهنگی عضو و حرکات بدن برای حفظ پاسچر، مهم هستند. در حقیقت، انسان از اطلاعات حس عمقی در پاسخ به تغییرات در پوزیشن عضو پاسخ می‌دهد. هدف از این مطالعه، بررسی اثر تخریبی ویبریشن بر اطلاعات حس عمقی عضلات پا در کنترل پاسچر ایستا و پویا بوده است. تعداد ۱۲ دانشجوی تربیت‌بدنی مرد (میانگین سنی $22/78 \pm 0/79$ سال، قد $169/3 \pm 5/6$ سانتی متر، وزن $68/3 \pm 2/6$ کیلوگرم) به صورت داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. برای اختلال حس عمقی از دستگاه ویبریشن (فرکانس ۱۰۰ هرتز) استفاده شد. ویبریشن، بر عضلهٔ دوقلو اعمال شد. برای ارزیابی کنترل پاسچرایستا و پویا از آزمون زمان ایستادن روی یک پا و آزمون عملکردی تعادل ستاره‌ای استفاده شد. آزمودنی‌ها، پیش‌آزمون و پس‌آزمون مربوط به آزمون‌های زمان ایستادن روی یک پا و آزمون عملکردی تعادل ستاره‌ای را انجام دادند. از آزمون تی همبسته برای بررسی اثر ویبریشن بر کنترل پاسچر ایستا و پویا استفاده شد. نتایج این مطالعه نشان داد که کنترل پاسچر پویا، با اعمال ویبریشن بر عضلات ساق پا در هر هشت جهت آزمون عملکردی تعادل ستاره‌ای کاهش می‌یابد. ($P=0/01$)، در حالی که، اعمال ویبریشن بر عضلات ساق پا تأثیر معنی‌داری بر کنترل پاسچر ایستا ندارد ($P=0/21$). اطلاعات حس عمقی عضلات پا، نقش مهمی در کنترل پاسچر دارند و این مورد در کنترل پاسچر پویا بیشتر به چشم می‌خورد.

کلیدواژه‌های فارسی: ویبریشن، کنترل پاسچر، اطلاعات حس عمقی، عضلات ساق.

مقدمه

تعداد، در عملکرد رشته‌های ورزشی نقش مهمی را ایفا می‌کند و عملکرد تمامی رشته‌ها، از تیراندازی که کمترین جابه‌جایی در آن صورت می‌گیرد تا رشته‌هایی مانند ژیمناستیک و کشتی که در آنها جابه‌جایی سریع همراه با حداکثر تعادل مورد نیاز است را تحت الشعاع قرار می‌دهد و نقش حیاتی و تعیین‌کننده‌ای در موفقیت ورزشکار دارد (۱). جهت رسیدن به کنترل پاسچر و تعادل مناسب، فقط توانایی تولید و اعمال نیرو برای کنترل وضعیت بدن در فضا کافی نیست. سیستم عصبی مرکزی^۱ (CNS) جهت اعمال نیروی مناسب و به موقع جهت کنترل تعادل، باید از موقعیت دقیق بدن در فضا هنگام سکون و حرکت آگاه شود. سیستم عصبی مرکزی جهت درک موقعیت بدن در فضا، باید اطلاعات دریافتی از گیرنده‌های حسی را سازماندهی کند (۲).

حرکت بدن و وضعیت آن در فضا نسبت به محیط، به صورت طبیعی توسط اطلاعات حاصل از سیستم‌های بینایی، حس پیکری^۲ (عمقی، گیرنده‌های پوستی، مفاصل و عضلات) و دهلیزی^۳، توسط سیستم عصبی مرکزی درک می‌شود. هر کدام از این سیستم‌های حسی، اطلاعات ویژه‌ای را در رابطه با وضعیت بدن به سیستم عصبی مرکزی ارائه می‌دهند. بنابراین هر سیستم، یک مرجع اطلاعاتی متفاوت برای سیستم عصبی مرکزی محسوب می‌شود (۲).

سیستم بینایی، اطلاعات مربوط به وضعیت و حرکت سر نسبت به اشیاء موجود در محیط را گزارش می‌دهد، زیرا با حرکت سر در جهات متفاوت، تغییر فاصله اشیاء از سر و چشم‌ها توسط این سیستم قابل درک است. اطلاعات بینایی منبع مهم اطلاعات برای حفظ تعادل‌اند (۲). سیستم حس پیکری، اطلاعات مربوط به وضعیت و حرکت در فضا را نسبت به سطوح اتکاء برای سیستم عصبی مرکزی فراهم می‌کند. به علاوه، اطلاعات حس پیکری ارتباط اجزاء مختلف بدن نسبت به یکدیگر را گزارش می‌دهند. گیرنده‌های این سیستم شامل دوک‌های عضلانی^۴، اندام‌های وتری گلژی^۵، گیرنده‌های مفاصل، گیرنده‌های حس پوستی (شامل حس ارتعاش، حس لمس سطحی، حس فشار و حس کشش پوستی) است. در شرایط طبیعی، نقش اطلاعات حس پیکری در کنترل پاسچر نسبت به بینایی و دهلیزی بیشتر است (۲). هنگام حرکت و

-
1. Central Nervous System
 2. Somatosensory System
 3. Vestibular
 4. Muscle Spindle
 5. Golgi Tendon Organs

جابه‌جایی، انسان محیط اطرافش را مورد جهت یابی قرار می‌دهد و مسیری را به‌وسیلهٔ تصویر موجود در سیستم عصبی مرکزی از فضای حرکت، که با اطلاعات حسی به صورت متوالی به روز می‌شود، انتخاب می‌کند (۳). سیستم کنترل تعادل انسان در دستیابی به دو هدف رفتاری نقش دارد: ۱- جهت یابی وضعیتی ۲- تعادل وضعیتی (۴، ۵). جهت‌یابی وضعیتی، به وضعیت بدن با توجه به قائم بودن نسبت به نیروی جاذبه زمین که توسط انحراف بدن از وضعیت عمودی مشخص می‌شود، مربوط است. تعادل وضعیتی به تعادل بدن اطراف نقطهٔ تعادل، جایی که همه نیروهای عمل‌کننده بر بدن در حالت تعادل هستند، مربوط می‌شود.

توقف یا جلوگیری یک نوع از اطلاعات حسی برای تخمین اهمیت آن برای کنترل پاسچر و دلالت به اینکه چگونه سیستم عصبی مرکزی با سازماندهی مجدد اطلاعات حسی باقی‌مانده کنترل می‌شود، می‌تواند مورد استفاده قرار می‌گیرد (۶). اطلاعات حس عمقی از عضلات وضعیتی، به ویژه عضلات ساق پا، اطلاعات مهمی در کنترل وضعیت انسان به شمار می‌روند (۷). فرایند کنترل تعادل می‌تواند توسط تحریک و بیریشن عضلات وضعیتی، تحت تأثیر قرار گیرد (۷). و بیریشن عضلات ساق پا، موجب تصور ادراکی نادرستی در آزمودنی می‌شود و منجر به یک پاسخ وضعیتی به عنوان تحریک و بیریتوری می‌گردد (۸). انحراف بدن، توسط انحراف غیر ارادی در جهت عضلات و بیره شده مشخص می‌شود (۹). و بیریشن به کار گرفته شده در عضله، میزان پیام‌های صادره از دوک‌های عضلانی که سیستم عصبی مرکزی را از کشیده شدن عضله آگاه می‌کند، افزایش می‌دهد (۱۰)، در نتیجه سیستم وضعیتی به انحراف بدن، در جهت و بیریشن برای کوتاه شدن عضله پاسخ می‌دهد. مطالعات نشان داده‌اند که در طی گام برداری درجا، و بیریشن عضلات همسترینگ موجب گام برداری غیر ارادی به سمت جلو می‌شود و در طی دویدن روی تردمیل موجب افزایش سرعت گام برداری می‌گردد (۱۱). همچنین و بیریشن غیر متقارن عضلات گردن، موجب انحراف آزمودنی از مسیر حرکت می‌شود (۱۲) بنابراین، سؤال مطرح در پژوهش حاضر این است که آیا اعمال و بیریشن بر عضلات پا با هدف ایجاد اختلال در اطلاعات حس عمقی، تأثیری بر کنترل پاسچر ایستا و پویا می‌گذارد یا خیر؟

روش‌شناسی

روش تحقیق از نوع نیمه تجربی بود. جامعه آماری تحقیق را دانشجویان مرد رشتهٔ تربیت بدنی دانشگاه گیلان تشکیل دادند. ۱۲ نفر (میانگین سنی $20.79 \pm 22/78$ سال، قد $169/3 \pm 5/6$ سانتی متر، وزن $68/3 \pm 2/6$ کیلوگرم) که هیچ گونه مشکلی در سیستم‌های کنترل تعادل نداشتند، به‌صورت داوطلبانه به عنوان آزمودنی در این تحقیق شرکت کردند.

در ابتدا، برای اطمینان پیدا کردن از صحت سلامتی افراد در سیستم‌های تعادلی و نبود نقص در دیگر اندام‌های بدن و به دست آوردن اطلاعات لازم در مورد سن، قد، وزن و سابقه آسیب دیدگی و بیماری توسط پرسشنامه جمع‌آوری شد. پس از تکمیل فرم رضایت نامه توسط افراد نمونه، جزئیات آزمون برای آزمودنی‌ها شرح داده شد. برای اختلال حس عمقی، از دستگاه ویبریشن (دستگاه به وسیله یک شرکت ایرانی و مطابق اهداف تحقیق برای تحریک عضلات ساق پا و از نظر شکل، منطبق با عضلات ساق پا ساخته شده بود، فرکانس ۱۰۰ هرتز (شکل شماره ۱) (۷).



شکل ۱. دستگاه ویبریشن استفاده شده در تحقیق

پایایی دستگاه توسط محقق $ICC=0/88$ به دست آمد) استفاده شد. برای ارزیابی تعادل پویا و ایستا به ترتیب از آزمون عملکردی تعادل ستاره‌ای و آزمون زمان ایستادن روی یک پا که در ادامه توضیح داده خواهند شد، استفاده شد. پس از آشنایی با آزمون‌ها، آزمودنی ۵ دقیقه شروع به گرم کردن کرد و تمرینات کششی که مخصوص عضلات همسترینگ، کشاله ران، سرینی، چهارسر، دوقلو و نعلی بود، انجام داد و پیش‌آزمون آزمون ارزیابی تعادل ایستا و پویا به صورت تصادفی انجام شد.

آزمون عملکردی تعادل ستاره‌ای، آزمون عملکردی است که از یک پای ایستاده و بیشترین فاصله دستیابی با پای دیگر تشکیل شده است. این آزمون از هشت جهت که جهت‌ها نسبت به یکدیگر زاویه ۴۵ درجه می‌سازند، تشکیل شده است. جهت‌ها از طرف مرکز دایره به سمت خارج هستند. هشت خطی که روی دایره قرار دارند، بر اساس جهت گردش نسبت به پای اتکا تقسیم‌بندی شده‌اند (جهت‌های جلویی، جلویی‌کناری، جلویی‌داخلی، داخلی، کناری، عقبی، عقبی‌کناری و عقبی‌داخلی) (۱۳). قطر دایره ۱۸۲/۹ سانتی‌متر و روی زمین سخت قرار گرفته است. عرض هر یک از خطوط ۷/۶۲ سانتی‌متر است. هر آزمودنی ۶ جهت تمرینی را در هر کدام از هشت جهت برای آشنایی با آزمون و کاهش تأثیر یادگیری در طول آزمون انجام می‌دهد (۱۴). برای انجام آزمون، آزمودنی‌ها در وسط دایره می‌ایستند و پای برتر خود را در مرکز قرار می‌دهند و با پای دیگر تا دورترین نقطه ممکن اقدام به عمل ریش می‌کنند. از

آزمودنی خواسته می‌شود که دورترین نقطه را با انتهای ترین قسمت پا و با کنترل و به آرامی انجام دهد، تا اطمینان حاصل شود که عمل انجام شده توسط کنترل عصبی عضلانی کافی و مناسب صورت گرفته است. سپس آزمودنی به وضعیت ابتدایی باز می‌گردد و محل تماس با توجه به اندازه‌هایی که از قبل روی خطوط کشیده شده است، ثبت می‌شود. در خلال ریش‌ها ۳ ثانیه استراحت مورد نظر قرار گرفته می‌شود. نحوه گردش، با توجه به پای ریش راست یا چپ به ترتیب در جهت عقربه‌های ساعت و خلاف جهت عقربه‌های ساعت است (۱۴). ریش‌ها در صورتی مورد قبول واقع نمی‌شود که پای ریش خط را لمس نکند، در صورتی که وزن روی پای ریش حمل شود، پای تکیه گاه از مرکز دایره بلند شود یا اینکه تعادل در هر نقطه از ریش مختل گردد (۱۴). سپس آزمودنی به وضعیت ابتدایی باز می‌گردد و محل تماس با توجه به اندازه‌هایی که از قبل بر روی خطوط کشیده شده است، ثبت می‌شود. پایایی این آزمون توسط محقق $ICC=0/83$ به دست آمد.

هدف از آزمون تعادلی، زمان ایستادن روی یک پا و ارزیابی کردن توانایی حفظ تعادل روی سینه پا است. آزمون به این صورت است که آزمودنی کفش‌های خود را بیرون می‌آورد و دست‌هایش را بر بغل کمر می‌چسباند و سپس پای دیگر خود را از ناحیه زانو خم می‌کند و سینه پای خود را به قسمت داخلی زانوی پای دیگر قرار می‌دهد. سپس آزمودنی پاشنه پای دیگر را که روی زمین است بالا و روی سینه پا، تعادل خود را حفظ می‌کند. از زمانی که پاشنه پا از زمین بلند می‌شود، زمان با استفاده از زمان‌سنج محاسبه می‌شود. زمان سنج زمانی متوقف می‌شود که یکی از موارد زیر اتفاق بیفتد:

۱. دست‌ها از بغل کمر جدا شود. ۲. پای که بر بغل زانوی پای دیگر است، جدا شود. ۳. پایایی که وزن بدن را تحمل می‌کند تعادلش بر هم بخورد. ۴. پاشنه پای تحمل‌کننده وزن با زمین تماس پیدا کند (۱۵). پایایی این آزمون توسط محقق $ICC=0/87$ به دست آمد.

بعد از انجام پیش‌آزمون، برای انجام پس‌آزمون در کنترل پاسچر پویا، پایایی که در مرکز دایره قرار می‌گرفت دستگاه ویبیریشن بر عضله دوقلوی آن پا نصب می‌شد و پای دیگر اقدام به عمل ریش می‌کرد و بعد از پایان هشت جهت (هر جهت سه مرتبه انجام می‌شد) آزمودنی ۵ دقیقه استراحت می‌کرد، سپس جای پای تکیه‌گاه عوض و دستگاه بر عضله دوقلوی پای دیگر نصب می‌شد. هم‌زمان با انجام آزمون، دستگاه ویبیریشن تولید وایبره می‌کرد. در کنترل پاسچر ایستا نیز پایایی که وزن بدن را تحمل می‌کرد دستگاه ویبیریشن بر عضله دوقلوی آن نصب می‌شد و تا زمانی که آزمودنی تعادل خود را حفظ می‌نمود، دستگاه تولید وایبره می‌کرد، بعد از هر هم خوردن تعادل، آزمودنی ۵ دقیقه استراحت می‌کرد و سپس دستگاه ویبیریشن بر عضله دوقلوی

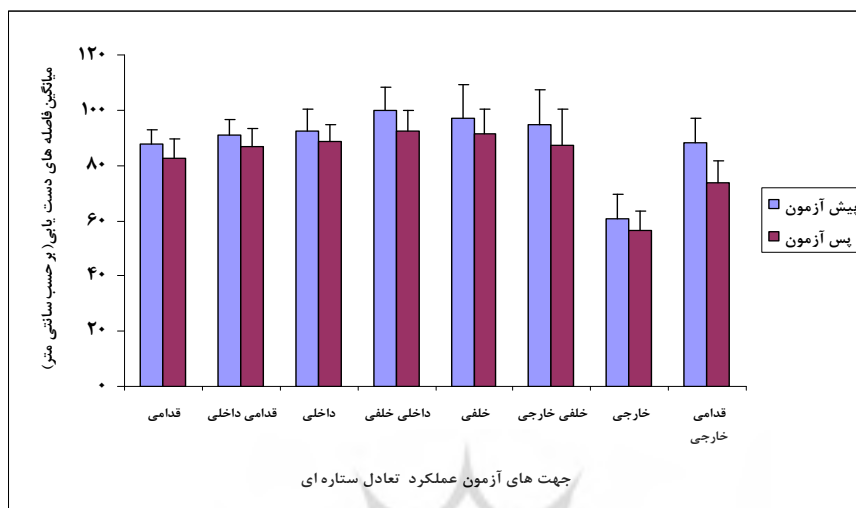
پای دیگر نصب می‌شد و آزمون گرفته می‌شد. البته آزمودنی‌ها یکی از آزمون‌های ارزیابی کنترل پاسچر (پیش‌آزمون و پس‌آزمون) را به صورت تصادفی در یک جلسه انجام می‌دادند و در جلسه دیگر، از آنها دومین آزمون ارزیابی تعادل (پیش‌آزمون و پس‌آزمون) گرفته می‌شد. جهت کاهش خطا، در آزمون زمان ایستادن روی یک پا، میانگین پای چپ و راست و در آزمون تعادل عملکردی ستاره‌ای، میانگین پای چپ و راست در فاصله‌های دستیابی در هر هشت جهت، برای تجزیه و تحلیل استفاده شد.

نتایج

نتایج آزمون تی همبسته، در مورد پیش‌آزمون و پس‌آزمون تعادل پویا نشان داد که کاهش معنی‌داری با اعمال ویبریشن بر عضله دوقلو در فاصله دستیابی در هر هشت جهت تعادل پویا رخ داد (جدول شماره ۱ و نمودار شماره ۱).

جدول ۱. نتایج آزمون تی همبسته در مورد فاصله دستیابی (سانتی‌متر) پیش‌آزمون و پس‌آزمون (اعمال ویبریشن) تعادل پویا

| مقدار P | درجه آزادی | t | میانگین \pm انحراف استاندارد | جهت‌های دستیابی |
|---------|------------|------|--------------------------------|-----------------|
| /۰۰۵ | ۱۴ | ۲/۴۴ | ۸۷/۷۸ \pm ۴/۸ | پیش‌آزمون |
| | | | ۸۲/۸ \pm ۶/۶ | پس‌آزمون |
| /۰۰۴ | ۱۴ | ۳/۶ | ۹۱/۳۴ \pm ۵/۴ | پیش‌آزمون |
| | | | ۸۷ \pm ۶/۱ | پس‌آزمون |
| /۰۱۷ | ۱۴ | ۲/۷۱ | ۹۲/۲۷ \pm ۷/۹ | پیش‌آزمون |
| | | | ۸۸/۶ \pm ۶/۰۴ | پس‌آزمون |
| /۰۰۱ | ۱۴ | ۴ | ۹۹/۹ \pm ۸/۵ | پیش‌آزمون |
| | | | ۹۲/۳ \pm ۷/۸ | پس‌آزمون |
| /۰۲ | ۱۴ | ۲/۶ | ۹۷/۱۰ \pm ۱۲/۱۶ | پیش‌آزمون |
| | | | ۹۱/۷۶ \pm ۸/۷ | پس‌آزمون |
| /۰۰۷ | ۱۴ | ۳/۲۵ | ۹۴/۷۸ \pm ۱۲/۶ | پیش‌آزمون |
| | | | ۸۷/۲۶ \pm ۱۳/۰۲ | پس‌آزمون |
| /۰۳ | ۱۴ | ۲/۶۶ | ۶۰/۸۸ \pm ۸/۵ | پیش‌آزمون |
| | | | ۵۶/۷ \pm ۶/۷ | پس‌آزمون |
| /۰۰۱ | ۱۴ | ۶/۵۱ | ۸۸/۴۶ \pm ۸/۶ | پیش‌آزمون |
| | | | ۷۳/۷۶ \pm ۷/۸ | پس‌آزمون |

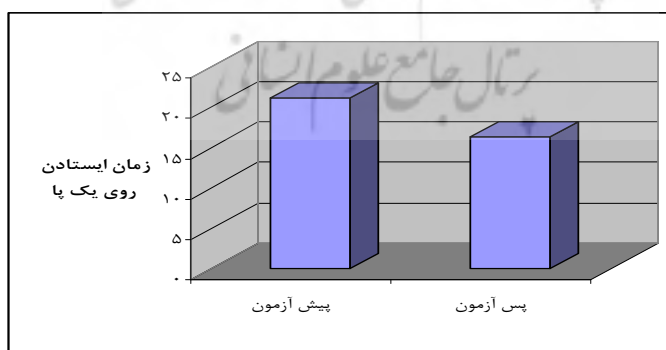


نمودار ۱. مقایسه میانگین‌های فاصله دستبایی پیش‌آزمون و پس‌آزمون در هشت جهت تعادل پویا

نتایج آزمون تی همبسته در مورد پیش‌آزمون و پس‌آزمون تعادل ایستا نشان داد که کاهش معنی‌داری با اعمال ویبریشن، بر عضله دوقلو در زمان ایستادن روی یک پا رخ نداد (جدول شماره ۲ و نمودار شماره ۲).

جدول ۲. نتایج آزمون تی همبسته در مورد زمان ایستادن روی یک پا (برحسب ثانیه)

| آزمودنی | میانگین \pm انحراف استاندارد | t | درجه آزادی | مقدار P |
|-----------|--------------------------------|-------|------------|---------|
| پیش‌آزمون | $21/25 \pm 3/55$ | -۱/۶۳ | ۱۱ | ۰/۲۱ |
| پس‌آزمون | $17/34 \pm 4/21$ | | | |



نمودار ۲. مقایسه زمان ایستادن روی یک پا (برحسب ثانیه)

بحث و نتیجه گیری

هدف از انجام این تحقیق، بررسی اثر تخریبی ویرایش بر اطلاعات حس عمقی عضلات پا در کنترل پاسچر ایستا و پویا بوده است. نتایج تحقیق نشان می‌دهد که ویرایش عضلات پا، موجب کاهش فاصله دستیابی در هر هشت جهت آزمون عملکردی تعادل ستاره‌ای می‌شود، در حالی که ویرایش اعمال شده بر عضله دوقلو تأثیر معنی‌داری بر کنترل پاسچر ایستا ندارد. مطالعات متعددی تعدیل یکپارچگی حسی در کنترل حرکتی را تجزیه و تحلیل کرده‌اند (۱۶، ۱۷) و یک اجماع کلی وجود دارد که اطلاعات به یک روش افزودنی یکپارچه می‌شوند. بنابراین، اطلاعات نامتقارن عضلات پا می‌تواند یک سوء تعبیر در مورد اطلاعات حسی ایجاد کند و در نتیجه، در سیستم مرجع خطا به وجود آید. در طی جابه‌جایی این خطا می‌تواند منجر به انحراف از مسیر شود، همان‌طور که قبلاً نیز در تحریک نامتقارن عضلات گردن نیز گزارش شده است (۱۶، ۱۷، ۱۸).

به طور کلی، اطلاعات حس عمقی یک پیش‌نیاز برای تعادل، جهت‌یابی بدن و هماهنگی حرکات است (۱۹). این اطلاعات برای نگهداری پاسچر ایستاده به دلیل تغییر در زوایای مفصل در مچ پا، زانو و ران به منظور هماهنگی عضو و حرکات بدن برای حفظ پاسچر، مهم هستند. در حقیقت، انسان از اطلاعات حس عمقی در پاسخ به تغییرات در پوزیشن عضو پاسخ می‌دهد (۱۹)، بنابراین تخریب این اطلاعات به هر نوعی، باعث برهم خوردن تعادل می‌شود (۲۰).

به نظر می‌رسد که تغییر در در ورودی‌های آوران ممکن است باعث تغییر در کنترل عصبی عضلانی اندام تحتانی شود. همچنین، می‌دانیم که تغییر در ورودی‌های آوران از گیرنده‌های عضله، منجر به کاهش توانایی بدن برای کنترل اندام تحتانی می‌شود (۲۱). ناتوانی در انتقال سیگنال‌های عصبی موجب ناتوانی عضله در پاسخ به تحریک عصبی می‌شود. ویرایش ممکن است با تأثیر بر گیرنده‌های عصبی منجر به تغییر خروجی نورون‌های حرکتی شود و به این شکل، کنترل پاسچر را تحت تأثیر قرار دهد. به نظر می‌رسد ویرایش، بافت عضلانی را بیشتر از گیرنده‌های مفصلی تحت تأثیر قرار می‌دهد و فعالیت گیرنده‌های حس عمقی، خصوصاً دوک‌های عضلانی و اندام‌تری گلژی را کاهش می‌دهند. احتمالاً این ناکارآمدی عصبی-عضلانی بر نقش کنترل عضلات اندام تحتانی در عمل دستیابی، اثر نامطلوب می‌گذارد و در نتیجه باعث کاهش فاصله دستیابی در پس‌آزمون نسبت به پیش‌آزمون می‌شود.

شاید دلیل اینکه در کنترل پاسچر ایستا با اعمال ویرایش بر عضله دو قلو، بین پیش‌آزمون و پس‌آزمون تفاوت معنی‌داری مشاهده نشده است، به این دلیل باشد که در کنترل پاسچر ایستا، کمترین جابه‌جایی در محدوده سطح اتکا صورت می‌گیرد و نقص ایجاد شده بر اثر اعمال

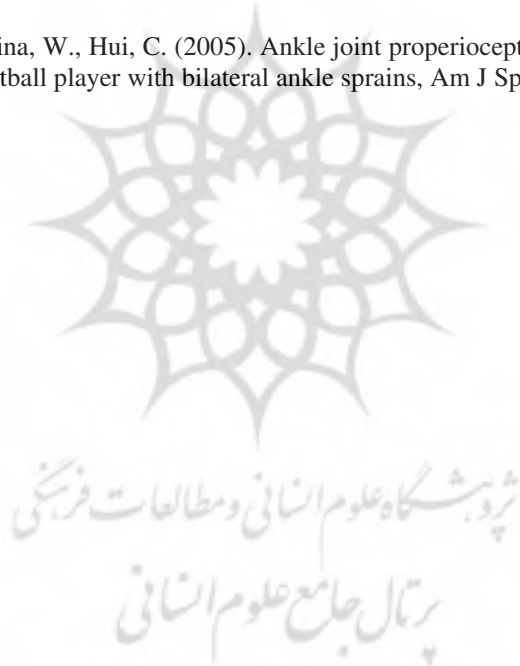
ویبریشن نتوانسته است باعث تخریب و بر هم خوردن تعادل شود. از طرف دیگر، احتمال می‌رود سیستم‌های دیگر درگیر در کنترل تعادل (بینایی، وستیبولار) نقش جبرانی ایفا کرده و نتوانسته باشند اثر تخریبی را به حداقل برسانند و از بر هم خوردن تعادل جلوگیری کنند. با توجه به نتایج پژوهش حاضر، به نظر می‌رسد که ویبریشن می‌تواند اثر تخریبی بر کنترل پاسچر، به ویژه در کنترل پاسچر پویا داشته باشد و این نکته بیانگر اهمیت اطلاعات حس عمقی عضلات پا در کنترل پاسچر است. در ورزش شرایطی از جمله خستگی (۲۲) و آسیب دیدگی (۲۳) می‌تواند باعث ایجاد اختلال در اطلاعات حس عمقی شود. بنابراین با توجه به اهمیت این اطلاعات، به ویژه در کنترل پاسچر پویا ما در ابتدا به مربیان ورزشی توصیه می‌کنیم از تمرینات خاصی جهت تقویت این اطلاعات (اطلاعات حس عمقی) در ورزشکاران خود استفاده کنند، همچنین جهت پیشگیری از وقوع آسیب به دلیل بر هم خوردن تعادل (تخریب اطلاعات حس عمقی) از شرایطی که باعث تخریب این اطلاعات می‌شوند (از جمله خستگی و آسیب دیدگی) جلوگیری کنند. در ارتباط با پیشگیری از خستگی و آسیب دیدگی، شاید مطلوب نباشد از یک مربی انتظار داشت که تمرین را به دلیل خستگی ورزشکار متوقف کند، اما مطلوب‌تر این است که مربی بتواند طوری برنامه تمرین را تنظیم کند، که ورزشکار کمتر احساس خستگی نماید. به عنوان مثال، یک مربی ژیمناستیک که در برنامه تمرین ورزشکار خود سه ساعت تمرین دارد می‌تواند، فعالیت‌های مشکل‌تر که احتمال وقوع آسیب در آنها بیشتر است را در نیمه اول تمرین، و فعالیت‌هایی که خطرات کمتری را دارند را به دلیل وقوع خستگی بیشتر در نیمه دوم تمرین برنامه‌ریزی کند.

منابع:

1. Huston, JL., Sandrey, MA., Lively, MW., Kotsko, K. (2005). The effects of calf-muscle fatigue on sagittal-plane joint-position sense in the ankle. *J Sport Rehabil*; 14:168-84.
2. Akuthota, V., Nadler, SF. Core strengthening. (2004). *Arch Phys Med Rehabil*. 85S:S86-92.
3. Capicikova, L., Rocchi, F., Hlavacka, L., Chiari, A. (2006). Human postural response to lower leg muscle vibration of different duration. *Physiol Res*. 55. S129-S34.
4. Horak, M., Pherson, A. (1996). Postural orientation and equilibrium. Exercise: regulation and integration of multiple systems. *Handbook of physiology*, Shepherd J, owell(eds), Oxford University Press, New York, pp 255-92.

5. Richard, K., Shields, J., Sangeetha, M., Keith R. (2005). Proprioceptive coordination of movement sequences in humans. *Clinical Neurophysiol.* 11687-92.
6. Hay, I., Bard, C., Fluery, M., Teasadale, M. (1996). Availability of visual and proprioceptive afferent messages and postural control in elderly adults. *Exp brain res.* 129-39.
7. Rogers DK, Bendrups AP, Lewis MM. (1985). Disturbed proprioceptive following a period of muscle vibration in human. *Neurosci Lett.* 57: 147-52.
8. Eklund G. (1973). Further studies of vibration-induced effects on balance. *J Med Sci* 78: 65-72.
9. Hayashi, R., Miyake, A., Jijiva, H., Watanabes, A. (1981). Postural readjustment to body sway induced by vibration in man. *Exp Brain Res.* 43: 217-25.
10. Roll JP, Vedel JP, Ribot E. (1989). Alternation of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study. *Exp Brain Res.* 76: 213-22.
11. Ivanenco, YP., Talis, VL., Kasennikov OV. (1999). Support stability influences postural response vibration in human /*Eur.j. n eurosci.* 647-54.
12. Biguer, B., Donaldson, M., Hein, A., Jeannerod M. (1998). Neck muscle vibration modifies the representation of visual motion and direction in man, *Brain* . 111, pp. 1405-24.
13. Blackburn, T., Guskiewicz, KM., Petschaur, MA., Prentice, WE. (2000). Balance and joint stability: the relative contributions of proprioception and muscular strength. *J Sport Rehabil.* 9:315-28.
14. Kinzey, SJ., Armstrong CW.(1998). The reliability of the star-excursion test in assessing dynamic balance. *J Orthop Sports Phys.* 27(5):356-60.
15. Susco, TM., Valovich, McLeod, TC., Gansneder, BM., Shultz SJ. (2004). Balance recovers within 20 minutes after exertion as measured by the balance error scoring system. *J Athl Train* 39(3);241-46.
16. Karnath, HO., Reich, E., Rorden, C., Fetter, M., Driver, J. (2002). The perception of body orientation after neck-proprioceptive stimulation. Effects of time and of visual cueing, *Exp. Brain Res.* 143 350- 58.
17. Mergner, T., Huber, W., Becker, W. (1997). Vestibular-neck interaction and transformation of sensory coordinates, *J. Vestib Res.* 347-67.
18. Bove, M., Diverio, M., Pozzo, T., Schieppati, M. (2001). Neck muscle vibration disrupts steering of locomotion, *J. Appl. Physiol.* 91-96.

19. Kavounoudias, A., Gilhodes, JC., Roll, R., Roll, JP. (1999). From balance regulation to body orientation: two goals for muscle proprioceptive information processing? *Exp Brain Res* 124: 80-88 .
20. Ashton-Miller, JA., Wojtys, EM., Huston, LJ., Fry-Welch, D. (2001). Can proprioception really be improved by exercises? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 9: 128-36.
21. Dootchai, C., Lorprayoon, E., Noomanoch, L. (2005). Star excursion balance training: Effects on ankle functional stability after ankle sprain. *J Med Assoc Thai*, 90-4.
22. Nicolas, V., Patrice, R., (2007). Trunk extensor muscles fatigue affects undisturbed postural. Control in young healthy adults, *J Clin Biomechanics*, (22)489-94.
23. Amy, S., Christina, W., Hui, C. (2005). Ankle joint proprioception and postural control in basketball player with bilateral ankle sprains, *Am J Sports Med*, 33(8): 1174-82.





پژوهشگاه علوم انسانی و مطالعات فرهنگی
پرتال جامع علوم انسانی