نقش اطلاعات حس عمقی عضلات پا در هدایت مسیر حرکتی راه رفتن

سید حسین حسینی مهر*، علی اصغر نورسته**

* دانشجوی کارشناسی ارشد آسیب شناسی و حرکات اصلاحی

** استادیار دانشکده تربیت بدنی و علوم ورزشی دانشگاه گیلان

تاریخ دریافت مقاله: ۸۷/۳ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۷/۱۱

چکیده

انسان در طی حرکت و جابه جایی محیط اطرافش را مورد ارزیابی قرار می‌دهد و مسیری را به وسیله تصویر موجود در سیستم عصبی مرکزی از فضای حرکت که به صورت متوالی به روز می شود، انتخاب می‌کند. هدف از این تحقیق ارزیابی نقش اطلاعات حس عمقی عضلات پا به عنوان یک چهار چوب مرجع درتعیین جهت یابی بود. ۱۱ مرد جوان راست دست به صورت داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. ویبریشن یک طرفه عضلات پا از ابتدا و نیمه مسیر، در یک تکلیف حرکتی (راه رفتن، هفت گام) تحت شرایط چشم بسته و چشم باز به کار گرفته شد. انحراف از مسیر راه رفتن توسط مسافت هفتمین گام از اولین گام از محور داخلی- خارجی محاسبه شد. طول گام و زاویه انحراف پا از محور داخلی- خارجی برای هر هفت گام اندازه‌گیری شد. همه انحرافات از مسیر مستقیم توسط رد پای آزمودنی‌ها از خط مرجع بر روی زمین اندازه‌گیری شد. ویبریشن در شرایط چشم بسته و اعمال ویبریشن در نیمه مسیر، انحراف واضحی در مسیر گام برداری ایجاد کرد. در شرایط چشم باز انحرافات کمتر بود. همچنین انحراف کمی در مسیر گام برداری در شرایطی که چشم ها بسته و ویبریشن در ابتدای مسیر اعمال شد، به وجود آمد. اطلاعات حس عمقی عضلات پا نقش مهمی در تعیین یک چهارچوب مرجع برای انحراف از مسیر گام برداری ایجاد می‌کند.

کلید واژه: ویبریشن، حس عمقی، عضلات پا.

مقدمه

توانایی کنترل تعادل با درون دادهای حسی از حس پیکری (گیرنده‌های حسی پیکری)، بینایی و دستگاه دهلیزی مرتبط است (۱). اطلاعات مربوط به موقعیت و حرکت بخش‌های مختلف بدن نسبت به یکدیگر، سطح اتکا و کشش عضلات مربوطه از طریق گیرنده‌های حس پیکری (گیرنده‌های عمقی، حساسیت مکانیکی بافت‌های پوستی و زیرپوستی) مهیا می‌شود (۲). گیرنده‌های عمقی در عضلات، تاندون ها، و مفاصل قرار گرفته‌اند و شامل گیرنده‌های پایانه‌ای اولیه (I) دوکهای عضلانی، پایانه‌های ثانویه (II) دوک‌های عضلانی، اندام‌های وتری گلژی و گیرنده‌های مفصلی می‌باشد (۳).

Archive of SID

www.SID.ir

کنترل تعادل نیازمند تولید انقباضات عضلانی کافی، مطابق پیش نیازهای عملی که انجام می‌شود، می‌باشد (٤). چون فعالیت عضلات در زمان برقراری تعادل بدن، حول محور مفاصل می باشد در نتیجه نقش استراتژیهای مچ پا، ران و عضلات همکار مربوط به آنها مهم می‌باشد (٤). استراتژی مچ پا توسط چرخش بدن حول محور مفصل مچ پا، جابجایی های مرکز ثقل[۱](COG) را ایجاد می‌کند (٤). این وضعیت از فعالیت دیستال به پروگزیمال عضلات مچ، ران و ساختار عضلانی تنه استنباط شده است (٥). اعتقاد بر این است که گشتاورهای جبرانی مچ پا جهت اصلاح اختلالات جزیی تعادل روی سطح اتکا استفاده می‌شود (۲). از این‌رو استفاده مؤثر از استراتژی مچ پا به دقت احساس درون دادهای حسهای پیکری، بستگی دارد (٦).

استراتژی ران، کنترل حرکات مرکز ثقل را ابتدا توسط فلکشن و اکستنشن ران و استفاده از فعالیت عضلات پروگزیمال ران و تنه انجام می‌دهد (٥). استراتژی ران زمانی که گشتاور تولیدی پا قادر به متعادل کردن بدن نباشد وارد عمل می‌شود، (زمانیکه سطح اتکا کوچکتر از کف پا باشد، یا زمانی که COG بدن نزدیک به محدوده پایداری باشد مانند حین راه رفتن) (۲و٥). استراتژی دیگر جهت به دست آوردن تعادل استراتژی گام برداری[۲] می‌باشد و زمانی استفاده می‌شود که COG خارج از محدوده سطح اتکا جابجا شود (٤). استراتژی گام برداری از فعالیت‌های ابداکتورهای ران و هم انقباضی عضلات مچ پا استفاده می‌کند (٥). در اینجا استراتژی های عضلانی مانند رفلکس‌ها کلیشه‌ای نمی‌باشند (٤)، همچنین می‌توان آنها را با تجربه در محیطهای جدید یاد گرفت (٥). زمانی که شرایط در حد متوسطی قرار داشته و اختلال زیاد نیست بین استفاده از استراتژی‌های ران و مچ پا حق انتخاب وجود دارد و زمانی که شخص باید در یک شرایط محیطی جدید (سطح اتکا جدید، برای مثال کنترل تعادل روی سطح صاف هنگامی که اختلالات افزایش می‌یابد) قرار بگیرد، استفاده از ترکیب این سه استراتژی (استراتژی ترکیبی)[۳] رایج می‌باشد (۷).

در طی حرکت و جابجایی، انسان محیط اطرافش را مورد جهت یابی قرار می دهد و مسیری را به وسیله تصویر موجود در سیستم عصبی مرکزی از فضای حرکت؛ که با اطلاعات حسی به صورت متوالی به روز می شود، انتخاب می‌کند (۸). سیستم کنترل تعادل انسان دردست یابی به دو هدف رفتاری نقش دارد: ۱- جهت یابی وضعیتی ۲- تعادل وضعیتی (۹). جهت یابی وضعیتی به وضعیت بدن با توجه به قائم بودن نسبت به نیروی جاذبه زمین مربوط می‌شود که توسط انحراف بدن از وضعیت عمودی مشخص می‌شود. تعادل وضعیتی به تعادل بدن اطراف نقطه تعادل، جایی که همه نیروهای عمل کننده بر بدن در حالت تعادل هستند، مربوط می‌شود. تحقیق در مورد کنترل حرکتی به ویژه توالی حرکات، توجه آن از نقش کنترل مرکزی به اهمیت اطلاعات حسی در هماهنگی حرکات تغییر کرده است (۱۰). اطلاعات حس عمقی از عضلات وضعیتی به ویژه عضلات ساق پا، اطلاعات مهمی در کنترل وضعیت انسان به شمار می‌روند. فرایند کنترل تعادل می‌تواند توسط تحریک ویبریشن عضلات وضعیتی تحت تاثیر قرار گیرد (۱۱). ویبریشن عضلات ساق پا موجب تصور ادراکی غلطی در آزمودنی و منجر به یک پاسخ وضعیتی به عنوان تحریک ویبریتوری

---

۱. Center of gravity.
۲. Stepping strategy
۳. Mixed strategies

www.SID.ir
Archive of SID

می‌شود (۱۲). انحراف بدن، توسط انحراف غیر ارادی در جهت عضلات ویبره شده مشخص می‌شود (۱۳). ویبریشن به کار گرفته شده در عضله میزان پیام های صادره از دوک‌های عضلانی که سیستم عصبی مرکزی را از کشیده شدن عضله آگاه می‌کند، افزایش می‌دهد (۱٤). در نتیجه سیستم وضعیتی به انحراف بدن در جهت ویبریشن برای کوتاه شدن عضله پاسخ می‌دهد. در طی گام برداری درجا، ویبریشن عضلات همسترینگ موجب گام برداری غیرارادی به سمت جلو می‌شود و در طی دویدن بر روی تردمیل موجب افزایش سرعت گام بر داری می‌شود (۱۵). همچنین ویبریشن غیرمتقارن عضلات گردن موجب انحراف آزمودنی از مسیر حرکت می‌شود (۱٦). سئوالی که در این تحقیق مطرح است تعیین تاثیر ویبریشن یک طرفه عضله دوقلو بر مسیر حرکتی راه رفتن می‌باشد.

روش شناسی

روش تحقیق از نوع نیمه تجربی بود. جامعه آماری تحقیق را دانشجویان مرد رشته تربیت بدنی دانشگاه گیلان تشکیل دادند. ۱۱نفر با میانگین سنی ۰/۷۸ ± ۰/۷۸ ۲۳ سال به صورت داوطلبانه که همه راست دست بوده و هیچ گونه مشکلی در سیستم‌های کنترل تعادل نداشتند، به عنوان آزمودنی در این تحقیق شرکت نمودند.

برای اطمینان پیدا کردن از صحت سلامتی افراد در سیستم‌های تعادلی و نقص در دیگر اندام‌های بدن وهمچنین اطلاعات لازم در مورد سن، قد، وزن و سابقه آسیب‌دیدگی و بیماری توسط پرسشنامه جمع‌آوری شد و 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 پاساخته شده بود، فرکانس ۱۰۰هرتز و دامنه ۰/۸ میلیمتر، شکل ۱) استفاده شد. برای ارزیابی انحراف از وضعیت مرجع از فرایند راه رفتن بر روی زمین و از رد پای آزمودنی‌ها برای ارزیابی انحراف از خط مرجع و طول گام استفاده شد. همه آزمودنی‌ها راه رفتن را از نقطه یکسانی با پای چپ شروع کرده و با فرمان آزمون گر متوقف می‌شدند. مسیر گام برداری هفت گام و آزمودنی‌ها با سرعت عادی گام برداری با چشم های باز و بسته را انجام می‌دادند. برای ایجاد رد پا، مقداری آب و گل مخلوط شده بود. آزمودنی کفش خود را در این مخلوط گذاشته و شروع به راه رفتن می‌کرد، البته مخلوط به خوبی رقیق شده بود و مشکلی در راه رفتن آزمودنی ایجاد نمی‌کرد. دستگاه ویبریشن بر روی عضله دو قلوی پای چپ آزمودنی‌ها نصب شده بود به نحوی که در فرایند راه رفتن آزمودنی‌ها اختلالی ایجاد نمی‌کرد. در فرایند راه رفتن (با چشم‌های باز و بسته)، ۳ وضعیت وجود داشت. اولین وضعیت راه رفتن بدون ویبریشن (کنترل)، دومین وضعیت ویبریشن از ابتدای مسیر گام برداری شروع و تا پایان آزمایش ادامه داشت و در سومین وضعیت ویبریشن در نیمه مسیر (ضربه دوم پاشنه پای چپ) شروع و تا پایان مسیر ادامه داشت. هر آزمودنی این وضعیت‌ها را ۲ بار به صورت تصادفی انجام می‌داد (۱۲آزمون شامل ۲بینایی*۳ویبریشن*۲تکرار). میزان انحراف‌ها از خط وسط بر حسب درجه (بر اساس زاویه ایجاد شده توسط خط مرجع و خطی که از انگشت شصت پا تا پاشنه کشیده می‌شد توسط گونیامتر ، شکل ۲) و طول گام (از پاشنه پای عقب تا انگشت شصت پای جلو توسط متر نواری) بر حسب سانتی‌متر اندازه‌گیری و محاسبه شد. جهت تجزیه و تحلیل داده‌ها از آزمون کالموگراف اسمیرنف

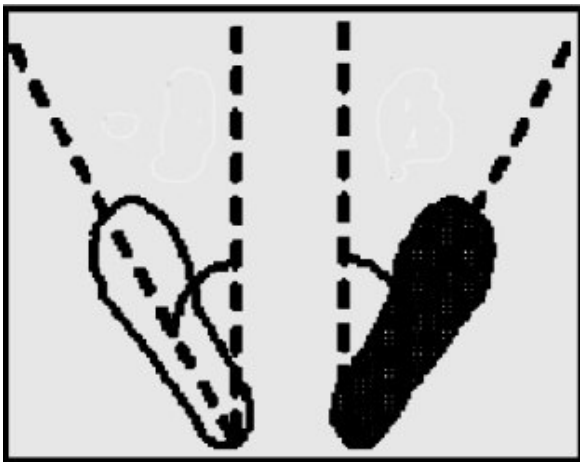
Archive of SID

www.SID.ir

برای نرمال بودن داده‌ها و آزمون اندازه‌گیری مکرر[1] دو راهه (دو وضعیت بینایی و سه وضعیت ویبریشن) برای آزمون اختلاف در مسافت استفاده شد. برای تعیین اختلاف میان میانگین زاویه انحراف پا از خط مرجع و طول گام درون و میان سه شرایط ویبریشن و دو وضعیت بینایی از آزمون اندازه‌گیری مکرر دو راهه استفاده شد. از آزمون ضریب همبستگی پیرسون برای هماهنگی فضایی رد پای آزمودنی‌ها در شرایط مختلف ویبریشن و بینایی استفاده شد.

شکل ۱. دستگاه ویبریشن استفاده شده در تحقیق

شکل ۲. نحوه اندازه گیری زاویه انحراف پاها از خط مرجع



نتایج

تحت شرایط بدون ویبریشن (کنترل) در دو وضعیت چشم باز و چشم بسته آزمودنی‌ها در امتداد محور قدامی- خلفی با کمترین انحراف گام برداری کردند. تحت شرایط چشم باز و اعمال ویبریشن در ابتدای مسیر شرایط مانند کنترل بود و آزمودنی‌ها با کمترین انحراف گام برداری کردند. در حالی که در شرایط چشم بسته و اعمال ویبریشن در نیمه مسیر اثر ویبریشن بارزتر بود و انحرافات بیشتر شد. در حالی که در شرایط چشم بسته و اعمال ویبریشن در ابتدا انحرافات خیلی کمتر بود.

با استفاده از آزمون اندازه‌گیری مکرر دو راهه برای تعیین اثر ویبریشن بر روی طول گام و زاویه انحراف از خط مرجع در دو وضعیت چشم باز و چشم بسته تحت همه شرایط (ویبریشن از ابتدا، ویبریشن از نیمه و بدون ویبریشن) مشخص شد که بینایی اثر کمی تحت همه شرایط تحریکی با ویبریشن بر کاهش طول گام داشت، اما این تفاوت معنادار نبود. همچنین ویبریشن تغییر کمی در طول گام تحت شرایط بینایی ایجاد کرد و این تفاوت نیز، معنی دار نبود (جدول۱).

جدول ۱. نتایج آزمون اندازه‌گیری مکرر دوراهه برای تعیین اثر ویبریشن بر روی طول گام (برحسب سانتی متر) و زاویه انحراف از خط مرجع(برحسب درجه) ($\alpha < ۰/۰۵$)

شرایط	میانگین طول گام(سانتی متر)	میانگین انحراف از خط مرجع(درجه)	F	درجه آزادی	ارزش P
بینایی	۷۸/۵±۱۰/۵	۱۸/۲±۸/۸	۳/۹۰	۱	۰/۰۸
ویبریشن	۷۷±۹/۵	۱۷/۹±۸/۰٤	۰/۳۱	۲	۰/۷۸

۱. Repeated Measure

www.SID.ir
Archive of SID

همچنین با استفاده از آزمون اندازه‌گیری مکرر دو راهه مشخص شد که اختلاف مسافت اولین رد پای پای چپ تا آخرین رد پا از خط مرجع (محور کناری - داخلی) دروضعیت‌های بینایی معنادار نبود (P=۰/۵۳) و تنها در وضعیت اعمال ویبریشن در نیمه مسیر با چشم های بسته معنادار بود (p=۰/۰۱).

جدول ۲ مقدار ضریب همبستگی (r)، هماهنگی فضایی (p) بین هفت گام هر آزمودنی و میانگین و انحراف استاندارد هفت رد پای ۱۱ آزمودنی را در شرایط مختلف ویبریشن و بینایی در دو آزمون (هر آزمودنی هر وضعیت را دو بار تکرار می‌کرد) نشان می‌دهد. با توجه به اطلاعات جدول مشخص می‌شود که بین هر هفت رد پای آزمودنی‌ها در دو آزمون اندازه‌گیری شده، در تمام شرایط ویبریشن و بینایی هماهنگی فضایی وجود دارد.

جدول ۲. مقدار ضریب همبستگی پیرسون برای نشان دادن هماهنگی فضایی رد پای آزمودنی‌ها در شرایط مختلف.

آزمودنی‌ها	چشم باز - اعمال ویبریشن در نیمه مسیر		چشم بسته- اعمال ویبریشن در نیمه مسیر		چشم باز- اعمال ویبریشن در ابتدای مسیر		چشم بسته - اعمال ویبریشن در ابتدای مسیر	
	r	P	R	P	r	P	r	P
۱	/۹۵	/۰۰	/۰۹	/۰۰۱	/۸٦	/۰۱	/۸٦	/۰۱
۲	/۹٦	/۰۰	/۰۹.	/۰۰۱	/۹۵	/۰۰۰	/۹۸	/۰۰
۳	/۷۳	/۱۳	/۹۸	/۰۰۱	/۸۳	/۰۲	/۸٤	/۱۲
٤	/۷۹	/۰۱	/۹٦	/۰۰۱	/۹۸	/۱۲۱	/۹٤	/۰۰۱
۵	/۸۵	/۰۱	/۹۹	/۰۰۰	/۹۷	/۰۰۰	/۸۸	/۰۱
٦	/۹٤	/۰۰	/۹٦	/۰۰۱	/٦۳	/۱۳	/۸۵	/۰۱
۷	/۹۳	/۰۱	/۹۵	/۰۰۱	/۷٦	/۰۱	/۷۹	/۰۲
۸	/۷۹	/۰۱	/۹۵	/۰۰۱	/۸۵	/۰۰۰	/۸۳	/۰۰
۹	/۸٦	/۰۱	/۹٤	/۰۰	/۰۷.	/۰۱	/۹۳	/۰۱
۱۰	/۷٤	/۰۰	/۹٦	/۰۰۱	/۷۸	/۰۱	/۹۳	/۰۰
۱۱	/۷۵	/۰۰	/۹۵	/۰۰۱	/۷۵	/۰۰۱	/۹٤	/۰۰
میانگین	/۸٤	/۰۰	/۸۰	/۰۰۰	/۷٦	/۰۲	/۸۷	/۰۱
انحراف استاندارد	/۰۸	/۰۰	/۳٤	/۰۰	/۲۵	/۰٤	/۱۰	/۰۳

بحث و نتیجه‌گیری

هدف از این تحقیق ارزیابی نقش اطلاعات حس عمقی عضلات پا به عنوان یک چهار چوب مرجع در تعیین جهت یابی بود. نتایج تحقیق نشان می‌دهد که ویبریشن عضلات پا، انحراف واضحی در مسیر مستقیم به جلو زمانی که ویبریشن تحت شرایط چشم بسته، در ضربه پاشنه دوم پای چپ در مقایسه با زمانی که ویبریشن در ابتدا اعمال می‌شود، ایجاد می کند. در شرایط چشم باز انحرافات جزئی است و به طور کلی قابل جبران می باشد. مطالعات متعددی تعدیل یکپارچگی حسی در کنترل حرکتی را تجزیه و تحلیل کرده‌اند (۱۷و۱۸) و یک اجماع کلی وجود دارد که اطلاعات به یک روش افزودنی یکپارچه می‌شوند. بنابراین اطلاعات نامتقارن عضلات پا می‌تواند یک سوئ تعبیر در مورد اطلاعات حسی ایجاد کند و در نتیجه در سیستم مرجع خطا به وجود آید. در طی جابه جایی این خطا می‌تواند منجر به انحراف از مسیر شود آنچنان که قبلا نیز در تحریک نامتقارن عضلات گردن (۱۸و۱۹و۲۰) نیز عنوان شد است. با وجود این، وقتی ویبریشن در ابتدای مسیر اعمال می شود انحراف کمی در مسیر گام بر

Archive of SID
www.SID.ir

داری ایجاد می‌شود. تنها در شرایط چشم بسته این انحراف در پایان مسیر معنادار می‌شود. این تغییر کم در جهت جابه جایی با تغییر کمی در جهت رد پا تحت شرایط چشم باز و چشم بسته می‌باشد. این نتایج به نظر می‌رسد فرضیه لیون و دی (۲۱) که مسیر اولیه بدن تقریبا توسط محل واقع شدن پا مشخص می‌شود را تایید کند. با وجود این به نظر می‌رسد که ویبریشن تحریکی پاها در شروع راه رفتن تغییری در پوزیشن و در نتیجه جهت مسیر، تولید می‌کند. تحت این شرایط آزمودنی‌ها در حالت ایستاده با دو پا بر روی زمین هستند و عضلات پا (دوقلو) به صورت متقارن به عنوان عضلات وضعیتی عمل می‌کنند. بنابراین به نظر می‌رسد که تحریک ویبریتوری می‌تواند در مقابل دیگر اطلاعات ورودی قادر به تعیین چارچوب مرجعی (تحت شرایط چشم بسته) در فضا باشد. به عبارت دیگر وقتی ویبریشن در ابتدای گام‌برداری شروع می‌شود به آسانی توسط سیستم عصبی مرکزی بازسازی می‌شود. در حالی که اگر ویبریشن در نیمه مسیر یعنی زمانی که یک پا بر روی زمین و پای دیگر در مرحله نوسان است شروع شود به دلیل متقارن نبودن انقباضات عضلانی، سیستم عصبی مرکزی قادر به بازسازی تنظیم انقباضات عضلانی نمی‌شود و انحراف در مسیر به وجود می‌آید.

بنابراین به نظر می‌رسد که اطلاعات حس عمقی عضلات پا نقش مهمی درهدایت مسیر راه رفتن تحت شرایط چشم بسته بازی می‌کند. این به ما اجازه می‌دهد تا این نکته را مطرح کنیم که عضلات ساق پا نه تنها در تولید حرکاتی که برای هدایت مسیر گام برداری نیاز هستند، مهم می‌باشند، بلکه بازخورد از عضلات پا، در شکل‌گیری مناسب بازده حرکتی نقش دارد. به نظر می‌رسد با توجه به اهمیت حس عمقی عضلات مچ پا به خصوص در حالت چشم بسته در نابینایان، صدمات و ضایعات می‌تواند اثر زیادی بر مسیر حرکت افراد نابینا در ورزش‌های مثل گل بال داشته باشد و لذا مربیان ورزشی این تیم‌ها باید به این ضایعات به طور ویژه و با توجه بیشتری بپردازند. از طرفی با توجه به شیوع استفاده از ویبراتورها برای ورزشکاران اثرات طولانی مدت و کوتاه مدت آن بر عملکرد این افراد می‌بایست دقیق‌تر مورد کنکاش قرار گیرد.

منابع و ماخذ:

۱. Blackburn, T., Guskiewicz, K.M., Petschaur, M.A., Prentice, W.E.(۲۰۰۰). Balance and joint stability: the relative contributions of proprioception and muscular strength. J Sport Rehabil. ۹:۳۱۵-۳۲۸.

۲. Nashner, L.M. (۱۹۹۷). Physiology of balance, with special reference to the healthy elderly. In: Gait disorders of aging: falls and therapeutic strategies. Eds: Masdeu, J.C., Sudarsky, L. and Wolfson, L.Philadelphia:Lippincott-Raven. ۳۷-٤۱.

۳.Lafortune, M.A., Lake, M.J., Hennig, E.M.(۱۹۹٦). Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture. J Biomech. ۲۹, ۱٥۳۱-۷.

٤. Punakallio, A.(۲۰۰٥). Balance abilities of workers in physically demanding jobs: With special reference to firefighters of different ages. J Sports Sci & Med. ٤, ۷-۱٤.

٥. Massion, J.(۱۹۹٤). Postural control system. Current Opinion in Neurobiology. ٤: ۸۷۷-۸۸۷.

٦. Horak, F.B., Nashner, L.M. (۱۹۸٦). Central programming of postural movements: adaptation to altered support surface configurations. J Neurophysiol. ٥٥, ۱۳٦۹-۱۳۸۱.

۷. Horak, F.B., Nashner, L.M., Diener, H.(۱۹۹۰). Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. Exper Brain Rese. ۸۲،۱٦۷-۱۷۷.

Archive of SID
www.SID.ir

۸. Capicikova, L., Rocchi, F., Hlavacka, L., Chiari, A. (۲۰۰۶). Human postural response to lower leg muscle vibration of different duration . Physiol Res. ۵۵. S۱۲۹-S۱۳٤.
۹. Horak, M., Pherson,A.(۱۹۹٦). Postural orientation and equilibrium. Exercise: regulation and integration of multiple systems. In: Handbook of physiology, Shepherd J, Rowell(eds), Oxford University Press, New York, ۱۹۹٦, pp ۲۵۵-۲۹۲.
۱۰. Richard, K., Shields, J., Sangeetha, M., Keith, R.(۲۰۰۵). Proprioceptive coordination of movement sequences in humans. Clinical Neurophhysiology. ۱۱٦۸۷-۹۲.
۱۱. Rogers, DK., Bendrups, AP., Lewis, MM.(۱۹۸۵). Disturbed proprioceptive following a period of muscle vibration in human. Neurosci Lett ۵۷: ۱٤۷-۱۵۲.
۱۲. Eklund, G. (۱۹۷۳). Further studies of vibration-induced effects on balance. J Med Sci ۷۸: ٦۵-۷۲, ۱۹۷۳.
۱۳. Hayashi,R,. Miyake, A,. Jijiva, H,. Watanabes, A.(۱۹۸۱). Postural readjustment to body sway induced by vibration in man. Exp Brain Res ٤۳: ۲۱۷-۲۲۵, ۱۹۸۱.
۱٤. Roll, JP., Vedel, JP., Ribot, E.(۱۹۸۹). Alternation of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study. Exp Brain Res ۷٦: ۲۱۳-۲۲۲.
۱۵. Ivanenko Y.P., Grass, R., Lacquaniti, F.(۲۰۰۰). Influence of leg muscle vibration on human walking, J. Neurophysiol**.** ۸٤**)**, pp. ۱۷۳۷–۱۷٤۷.
۱٦. Biguer, B., Donaldson, I.M., Hein, A. Jeannerod, M.(۱۹۸۸). Neck muscle vibration modifies the representation of visual motion and direction in man, Brain ۱۱۱, pp. ۱٤۰۵–۱٤۲٤.
۱۷. Karnath, H.O., Reich, E., Rorden ,C, Fetter, M., Driver, J.(۲۰۰۲). The perception of body orientation after neck-proprioceptive stimulation. Effects of time and of visual cueing, Exp. Brain Res. ۱٤۳: ۳۵۰– ۳۵۸.
۱۸. Mergner, T., Huber, W., Becker, W. (۱۹۹۷). Vestibular-neck interaction and transformation of sensory coordinates, J. Vestib. Res. ۷:۳٤۷–۳٦۷.
۱۹. Bove, M,. Courtine ,G,. Schieppati, M. (۲۰۰۲) . Neck muscle vibration and spatial orientation during stepping in place in humans, J. Neurophysio ۸۸: ۲۲۳۲–۲۲٤۱.
۲۰. Bove, M., Diverio ,M,. Pozzo, T., Schieppati, M. (۲۰۰۱). Neck muscle vibration disrupts steering of locomotion, J. Appl. Physiol. ۹۱:۵۸۱–۵۸۸.
۲۱. Lyon, I.N,. Day, B.L. (۲۰۰۵). Predictive control of body mass trajectory in a two-step sequence, Exp. Brain Res. ۱٦۱: ۱۹۳–۲۰۰.

Archive of SID

www.SID.ir