

طب ورزشی _ تابستان ۱۳۸۸
شماره ۱-ص ص: ۳۶-۲۵
تاریخ دریافت: ۰۵ / ۰۳ / ۸۷
تاریخ تصویب: ۰۳ / ۰۹ / ۸۷

تاثیر ویریشن بر اطلاعات حس عمقی عضلات تنه مردان جوان سالم، در هدایت مسیر حرکتی راه رفتن

سید حسین حسینی مهر^۱ _ علی اصغر نورسته _ مهدی خالقی تازجی _ علی عباسی

کارشناسی ارشد دانشگاه گیلان، استادیار دانشگاه گیلان، کارشناس ارشد تربیت معلم، کارشناس ارشد تربیت معلم

چکیده

انسان طی حرکت و جا به جایی، محیط اطرافش را ارزیابی کرده و مسیری را به وسیله تصویر موجود در سیستم عصبی مرکزی از فضای حرکت که به صورت متوالی به روز می شود، انتخاب می کند. هدف از این تحقیق ارزیابی نقش اطلاعات حس عمقی عضلات تنه به عنوان چار چوب مرجع در تعیین جهت یابی بود. به این منظور ۱۱ مرد جوان سالم راست دست (میانگین سنی $23/78 \pm 0/78$ سال، میانگین قد $169/7 \pm 5/7$ سانتیمتر، میانگین وزن $62/8 \pm 6/8$ کیلوگرم، میانگین شاخص توده بدنی $1/7 \pm 22/34$ کیلوگرم بر مترمربع) به صورت داوطلبانه در این تحقیق شرکت کردند. ویریشن یکطرفه عضلات تنه از ابتدا و نیمه مسیر، در یک تکلیف حرکتی (راه رفتن، هفت گام) در 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 اندازه گیری شد. همه انحرافات از مسیر مستقیم توسط رد پای آزمودنی ها از خط مرجع بر روی زمین اندازه گیری شد. برای آزمون تفاوت معنادار در پارامتر مسافت از آزمون ANOVA با اندازه گیری مکرر دو راهه (دو وضعیت بینایی و سه وضعیت ویریشن) و برای تعیین اختلاف میان میانگین زاویه انحراف پا از خط مرجع و طول گام درون و میان سه شرایط ویریشن و دو وضعیت بینایی از آزمون ANOVA با اندازه گیری مکرر سه راهه (شرایط بینایی و ویریشن و زاویه رد پا) استفاده شد. بر اساس نتایج به دست آمده، ویریشن در شرایط چشم بسته و اعمال ویریشن در نیمه مسیر، انحراف واضحی در مسیر گام برداری ایجاد کرد ($P = 0/01$). در شرایط چشم باز، انحراف کمتر بود ($P = 0/06$). همچنین انحراف کمی در مسیر گام برداری در شرایطی که چشم ها بسته و ویریشن در ابتدای مسیر اعمال شد، به وجود آمد ($P = 0/77$). بر اساس نتایج به دست آمده می توان گفت اطلاعات حس عمقی تنه نقش مهمی در تعیین چارچوب مرجع برای انحراف از مسیر گام برداری دارد.

واژه‌های کلیدی

ویریشن، اطلاعات حس عمقی، راه رفتن.

مقدمه

توانایی کنترل تعادل، با درون داده‌های حسی از حس پیکری (گیرنده های حسی پیکری)، بینایی و دستگاه دهلیزی مرتبط است (۱). اطلاعات مربوط به موقعیت و حرکت بخش های مختلف بدن نسبت به یکدیگر، سطح اتکا و کشش عضلات مربوطه، توسط گیرنده های حس پیکری (گیرنده های عمقی، حساسیت مکانیکی بافت های پوستی و زیرپوستی) مهیا می شود (۲). گیرنده های عمقی در عضلات، تاندون ها و مفاصل قرار گرفته اند و شامل گیرنده های پایانه ای اولیه (I) دوک های عضلانی، پایانه های ثانویه (II) دوک های عضلانی، اندام های وتری گلزی و گیرنده های مفصلی است (۳).

کنترل تعادل نیازمند تولید انقباضات عضلانی کافی مطابق پیش نیازهای عملی است که انجام می شود (۴). چون فعالیت عضلات در زمان برقراری تعادل بدن حول محور مفاصل است، در نتیجه نقش استراتژی های مچ پا، ران و عضلات همکار مربوط به آنها مهم است (۴). استراتژی مچ پا توسط چرخش بدن حول مفصل مچ پا، جا به جایی مرکز ثقل (COG)^۱ را ایجاد می کند (۴). این وضعیت از فعالیت دیستال به پروگزیمال عضلات مچ، ران و ساختار عضلانی تنه استنباط شده است (۵). اعتقاد بر این است که گشتاورهای جبرانی مچ پا برای اصلاح اختلال های جزئی تعادل روی سطح اتکا استفاده می شود (۲). از این رو استفاده مؤثر از استراتژی مچ پا به دقت احساس درون داده های حس های پیکری، بستگی دارد (۶).

استراتژی ران، کنترل جا به جایی COG را ابتدا توسط فلکشن و اکتسنشن ران و استفاده از فعالیت عضلات پروگزیمال ران و تنه انجام می دهد (۵). استراتژی ران، زمانی که گشتاور تولیدی پا قادر به متعادل کردن بدن نباشد، وارد عمل می شود (زمانی که سطح اتکا کوچکتر از کف پا باشد، یا زمانی که COG بدن نزدیک به محدوده پایداری باشد، مانند حین راه رفتن (۲، ۵). راه دیگر برای به دست آوردن تعادل، استراتژی گام برداری^۲ است و زمانی استفاده می شود که COG خارج از محدوده سطح اتکا، جا به جا شود (۴). استراتژی گام برداری از فعالیت های آبداکتورهای ران و هم انقباضی عضلات مچ پا استفاده می کنند (۵). در اینجا استراتژی های عضلانی مانند رفلکسن ها، کلیشه ای نیستند (۴) و می توان آنها را با تجربه در محیط های جدید

1 - Center of Gravity

2 - Stepping Strategy

یاد گرفت (۵). زمانی که شرایط در حد متوسط بوده و اختلال زیاد نباشد، بین استفاده از استراتژی های ران و مچ پا حق انتخاب وجود دارد و زمانی که شخص باید در شرایط محیطی جدید (سطح اتکا جدید، برای مثال کنترل تعادل روی سطح صاف هنگامی که اختلال ها افزایش می یابد) قرار گیرد، استفاده از ترکیب این سه استراتژی (استراتژی ترکیبی)^۱ رایج است (۷).

طی حرکت و جا به جایی، انسان محیط اطرافش را جهت یابی کرده 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 می کند (۸). سیستم کنترل تعادل انسان در دست یابی به دو هدف رفتاری نقش دارد: (۱) جهت یابی وضعیتی و (۲) تعادل وضعیتی (۹). جهت یابی وضعیتی به حالت بدن با توجه به عمود بودن نسبت به نیروی جاذبه زمین مربوط می شود که توسط انحراف بدن از وضعیت عمودی مشخص می شود. تعادل وضعیتی به تعادل بدن اطراف نقطه تعادل، جایی که همه نیروهای عمل کننده بر بدن در حالت تعادل اند، مربوط می شود. در 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، اطلاعات مهمی در کنترل وضعیت انسان به شمار می روند. فرآیند کنترل تعادل، توسط تحریک ویریشن عضلات وضعیتی تحت تأثیر قرار می گیرد (۱۱). ویریشن عضلات ساق پا موجب تصور ادراکی نادرستی در آزمودنی می شود و در نتیجه به نوعی پاسخ وضعیتی به عنوان تحریک ویریتوری می انجامد (۱۲). انحراف بدن، توسط انحراف غیر ارادی در جهت عضلات ویریه شده مشخص می شود (۱۳). ویریشن به کار گرفته شده در عضله، پیام های صادره از دوک های عضلانی را که سیستم عصبی مرکزی را از کشیده شدن عضله آگاه می کند، افزایش می دهد (۱۴). در نتیجه سیستم وضعیتی به انحراف بدن در جهت ویریشن برای کوتاه شدن عضله پاسخ می دهد. تحقیقات نشان داده اند طی گام برداری درجا، ویریشن عضلات همسترینگ موجب گام برداری غیرارادی به سمت جلو و طی دویدن بر روی تردمیل موجب افزایش سرعت گام برداری می شود (۱۵). همچنین ویریشن نامتقارن عضلات گردن موجب انحراف آزمودنی از مسیر حرکت می شود (۱۶). با توجه به اهمیت اطلاعات حس عمقی بر کنترل

حالت بدن، هدف از تحقیق حاضر تعیین نقش اطلاعات حس عمقی عضلات تنه در هدایت مسیر حرکتی راه رفتن است.

روش تحقیق

روش تحقیق از نوع نیمه تجربی است.

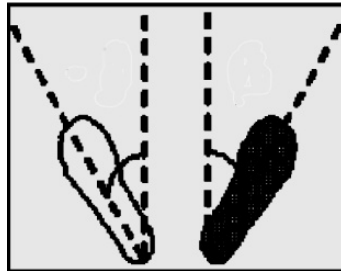
جامعه و نمونه آماری

جامعه آماری تحقیق، دانشجویان مرد رشته تربیت بدنی دانشگاه گیلان و نمونه آماری تحقیق شامل ۱۱ مرد جوان (میانگین سن $23/78 \pm 0/78$ سال، میانگین قد $169/7 \pm 5/7$ سانتیمتر، میانگین وزن $62/8 \pm 6/8$ کیلوگرم، میانگین شاخص توده بدنی $22/34 \pm 1/7$ کیلوگرم بر مترمربع) بود که به صورت داوطلبانه در تحقیق شرکت کردند. همه آزمودنی های تحقیق راست دست بودند و هیچ مشکلی در سیستم های کنترل تعادل نداشتند.

روش جمع آوری اطلاعات

در ابتدا برای اطمینان یافتن از سلامت افراد در سیستم های تعادلی و همچنین نقص در دیگر اندام های بدن، همه افراد، زیر نظر پزشک متخصص مورد معاینه بدنی قرار گرفتند. سپس اطلاعات لازم در مورد سن، قد، وزن و سابقه آسیب دیدگی توسط پرسشنامه محقق ساخته جمع آوری شد و در ادامه جزییات آزمون برای آزمودنی ها شرح داده شد. برای ارزیابی اختلال حس عمقی از دستگاه ویبریشن (دستگاه ساخت شرکتی ایرانی با فرکانس ۱۰۰ هرتز و دامنه ۰/۸ میلیمتر) استفاده شد. برای ارزیابی انحراف از وضعیت مرجع، از فرآیند راه رفتن بر روی زمین و از رد پای آزمودنی ها نیز برای ارزیابی انحراف و طول گام استفاده شد. همه آزمودنی ها راه رفتن را از نقطه یکسانی با پای چپ شروع کردند و با فرمان آزمونگر متوقف شدند طول مسیر گام برداری، هفت گام بود و آزمودنی ها با سرعت عادی، گام برداری با چشم های باز و بسته را انجام دادند. برای ایجاد ردپا، مقداری آب و گل مخلوط شده بود و آزمودنی کفش خود را در این مخلوط می گذاشت و شروع به راه رفتن می کرد. البته مخلوط به خوبی رقیق شده بود تا مشکلی در راه رفتن آزمودنی ایجاد نکند. دستگاه ویبریشن بر روی

عضله راست کننده ستون فقرات در سطح مهره چهارم کمری به فاصله ۵ سانتی متر از ستون فقرات در سمت چپ ستون فقرات آزمودنی ها نصب شده بود. در فرآیند راه رفتن (با چشم های باز و بسته)، سه وضعیت وجود داشت: اولین وضعیت راه رفتن بدون ویبریشن (کنترل)، دومین وضعیت، ویبریشن از ابتدای مسیر گام برداری شروع می شد و تا پایان آزمایش ادامه داشت و در سومین وضعیت، ویبریشن در نیمه مسیر (ضربه دوم پاشنه پای چپ) شروع می شد و تا پایان مسیر ادامه می یافت. هر آزمودنی این وضعیت ها را دو بار به صورت تصادفی انجام داد (۱۲ آزمون شامل ۲ بینایی، ۳ ویبریشن، ۲ تکرار). حد انحراف ها از خط وسط بر حسب درجه (براساس زاویه ایجاد شده توسط خط مرجع و خطی که از انگشت شست پا تا پاشنه پا کشیده می شد، توسط گونیا متر، شکل ۱) و طول گام (از پاشنه پای عقب تا پنجه پای جلو بر حسب سانتیمتر) اندازه گیری و محاسبه شد. برای تجزیه و تحلیل داده ها از آزمون کالموگراف اسمیرنوف و برای ارزیابی نرمال بودن داده ها از آزمون ANOVA با اندازه گیری مکرر دو راهه (دو وضعیت بینایی و سه وضعیت ویبریشن) برای آزمون اختلاف در مسافت استفاده شد. برای تعیین اختلاف میان زاویه و طول گام بین و میان سه شرایط ویبریشن و وضعیت های بینایی از آزمون ANOVA با اندازه گیری مکرر سه راهه استفاده شد (آزمون ضریب همبستگی پیرسون برای ارزیابی هماهنگی فضایی رد پای آزمودنی ها در شرایط مختلف به کار رفت. همچنین از نرم افزار SPSS 13. برای تجزیه و تحلیل داده ها استفاده شد.

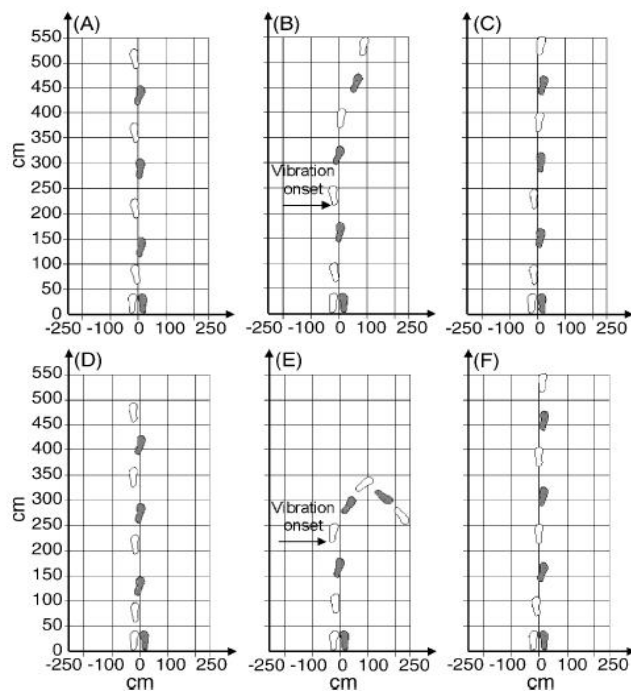


شکل ۱ _ نحوه اندازه گیری زاویه انحراف پاها از خط مرجع

نتایج و یافته های تحقیق

شکل ۲ رد پای یک آزمودنی را در شرایط مختلف نشان می دهد در شرایط کنترل (بدون ویبریشن) آزمودنی در امتداد محور قدامی - خلفی با کمترین انحراف گام برداشت در شرایط چشم باز (A) و چشم بسته (D) رد پای آزمودنی نمایانگر این مطلب است. شکل وسط و راست مربوط به رد پای همان آزمودنی در شرایط ویبریشن (در ابتدا و نیمه مسیر به ترتیب) (B) است. در شرایط اعمال ویبریشن در نیمه مسیر، انحراف کمی از خط مرجع (به سمت راست) به وجود آمد، در صورتی که در حالت اعمال ویبریشن در ابتدای مسیر، شرایط تقریباً مانند شرایط کنترل بود (C). در شرایط چشم بسته و اعمال ویبریشن در نیمه مسیر اثر ویبریشن بارزتر بود و انحرافات بیشتر شد (E)، در حالی که در شرایط چشم بسته و اعمال ویبریشن در ابتدا، انحراف خیلی کمتر

بود (F).



شکل ۲ - رد پای یک آزمودنی در شرایط مختلف ویبریشن و بینایی

با استفاده از آزمون ANOVA سه راهه برای تعیین اثر ویبریشن بر طول گام در دو وضعیت چشم باز و چشم بسته، در همهٔ شرایط (ویبریشن از ابتدا، ویبریشن از نیمه و بدون ویبریشن) مشخص شد. بینایی اثر کمی در همهٔ شرایط تحریکی با ویبریشن بر کاهش طول گام دارد، اما این تفاوت معنی دار نبود. همچنین ویبریشن تغییر کمی در طول گام در شرایط بینایی ایجاد کرد که این تفاوت نیز معنی دار نبود (جدول ۱) ($\alpha < 0/05$)

جدول ۱ - نتایج آزمون ANOVA سه راهه برای تعیین اثر ویبریشن بر طول گام

(بر حسب سانتیمتر) ($\alpha < 0/05$)

شرایط	F	درجهٔ آزادی	ارزش P	نتیجه
بینایی	۳/۸۲	۱	۰/۰۶۸	غیرمعنی دار
ویبریشن	۰/۲۹	۲	۰/۷۷	غیرمعنی دار

همچنین با استفاده از آزمون ANOVA دوراهه (دو شرایط بینایی و سه شرایط ویبریشن) مشخص شد اختلاف مسافت اولین رد پای چپ تا آخرین ردپا، از خط مرجع (محوری کناری - داخلی) در وضعیت های بینایی معنی دار نیست ($P = 0/57$) و تنها در وضعیت اعمال ویبریشن در نیمهٔ مسیر با چشمان بسته معنادار است ($P = 0/01$). در جدول ۲، ضریب همبستگی میان اجرای آزمودنی در شرایط بینایی و ویبریشن برای هر آزمودنی نشان داده شده است. مقدار P نمایانگر هماهنگی فضایی ۷ گام آزمودنی در شرایط مختلف بینایی و ویبریشن است.

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

آزمودنی ها	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	۰/۹۴	۰/۰۰	۰/۹۹	۰/۰۰۱	۰/۸۹	۰/۰۱	۰/۸۵	۰/۰۱
۲	۰/۹۵	۰/۰۰	۰/۹۸	۰/۰۰	۰/۹۵	۰/۰۰	۰/۹۶	۰/۰۰
۳	۰/۷۸	۰/۱۲	۰/۹۸	۰/۰۰۱	۰/۸۴	۰/۰۲	۰/۶۵	۰/۰۱
۴	۰/۷۹	۰/۰۱	۰/۹۶	۰/۰۰۱	۰/۹۷	۰/۱۲	۰/۹۵	۰/۰۰۱
۵	۰/۸۴	۰/۰۱	۰/۹۸	۰/۰۰	۰/۹۷	۰/۰۰۰	۰/۸۹	۰/۰۱
۶	۰/۹۵	۰/۰۰	۰/۹۶	۰/۰۰۱	۰/۶۳	۰/۱۳	۰/۸۶	۰/۰۱
۷	۰/۹۴	۰/۰۱	۰/۹۶	۰/۰۰۱	۰/۷۸	۰/۰۱	۰/۷۹	۰/۰۲
۸	۰/۷۹	۰/۰۱	۰/۹۵	۰/۰۰۱	۰/۸۶	۰/۰۰	۰/۸۳	۰/۰۰۱
۹	۰/۸۵	۰/۰۱	۰/۹۴	۰/۰۱	۰/۷۵	۰/۰۱	۰/۹۳	۰/۰۱
۱۰	۰/۷۵	۰/۰۰	۰/۹۵	۰/۰۰۱	۰/۷۸	۰/۰۱	۰/۹۴	۰/۰۰
۱۱	۰/۷۵	۰/۰۰	۰/۹۷	۰/۰۰۱	۰/۷۶	۰/۰۰۱	۰/۹۴	۰/۰۰۱
میانگین	۰/۸۴	۰/۰۰	۰/۸۰	۰/۰۰	۰/۷۷	۰/۰۲	۰/۸۷۴	۰/۰۱
انحراف استاندارد	۰/۰۸۲	۰/۰۰۰	۰/۳۴	۰/۰۰۰	۰/۲۵۲	۰/۰۴۸	۰/۰۹۶۹	۰/۰۳۴

بحث و نتیجه گیری

نتایج تحقیق نشان داد که ویریشن عضلات تنه، انحراف واضحی در مسیر تقسیم به جلو، زمانی که ویریشن در شرایط چشم بسته، در ضربه پاشنه دوم پای چپ در مقایسه با زمانی که ویریشن در ابتدا اعمال می شود، ایجاد می کند. در شرایط چشم باز، انحرافات جزئی است و به طور کلی قابل جبران است. بنابراین به نظر می رسد اطلاعات حس عمقی عضلات تنه، نقش مهمی در هدایت مسیر راه رفتن در شرایط چشم بسته بازی می کند. به این ترتیب می توان گفت عضلات تنه، نه تنها در تولید حرکاتی که برای هدایت مسیر گام برداری مورد نیازند، اهمیت دارند. بلکه بازخورد از عضلات تنه، در شکل گیری مناسب بازده حرکتی نقش دارد. طی تحقیقات متعددی، تعدیل یکپارچگی حسی در کنترل حرکتی تجزیه و تحلیل شده است (۱۷، ۱۸) و اجماعی وجود دارد که اطلاعات به یک روش افزودنی یکپارچه می شوند. بنابراین اطلاعات نامتقارن عضلات تنه می تواند، سوء تعبیری در مورد اطلاعات حسی ایجاد کند و در نتیجه در سیستم مرجع خطا به وجود آید. در طی جا به جایی، این خطا ممکن است به انحراف از مسیر منجر شود، آنچنان که در تحقیقات قبلی انجام گرفته در زمینه تحریک نامتقارن عضلات گردن (۱۸، ۱۹، ۲۰) نیز گزارش شده است. نتایج حاضر بر اساس اطلاعات حس عمقی عضلات تنه به نظر می رسد، این نکته، تاکید می کند، با وجود این، وقتی ویریشن در ابتدای مسیر اعمال می شود انحراف کمی در مسیر گام برداری پدید می آید. تنها در شرایط چشم بسته این انحراف در پایان مسیر معنادار می شود. این تغییر کم در جهت جا به جایی با تغییر کمی در جهت رد پا در شرایط چشم باز و چشم بسته همراه است. بر اساس این نتایج به نظر می رسد فرضیه لیون و دی (۲۱) مبنی بر اینکه مسیر اولیه بدن تقریباً توسط محل واقع شدن پا مشخص می شود، مورد تایید قرار می گیرد. با وجود این به نظر می رسد ویریشن تحریکی تنه در شروع راه رفتن تغییری در وضعیت و در نتیجه جهت مسیر، تولید می کند. در این شرایط آزمودنی ها در حالت ایستاده با دو پا بر روی زمین قرار دارند و عضلات تنه به صورت متقارن به عنوان عضلات وضعیتی عمل می کنند. بنابراین می توان گفت تحریک ویریتوری ممکن است در مقابل دیگر اطلاعات ورودی قادر به تعیین چارچوب مرجعی در شرایط چشم بسته) در فضا باشد. به عبارت دیگر وقتی ویریشن در ابتدای گام برداری شروع می شود، به آسانی توسط سیستم عصبی مرکزی بازسازی می شود، درحالی که اگر ویریشن 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 نمی شود و انحراف در مسیر پدید می آید.

منابع و مأخذ

1. Blackburn, T., Guskiewicz, K.M., Petschaur, M.A., Prentice, W.E. (2000). "Balance and joint stability : the relative contributions of proprioception and muscular". *J Sport Rehabil.* 9. PP:315-328.
2. Nashner, L.M. (1997). "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. PP:37-41.
3. Lafortune, M.A., Lake, M.J., Hennig, E.M. (1996). "Differential shock transmission response of the human body to impact severity and lower limb posture". *J Biomech.* 29. PP:1531-7.
4. Punakallio, A. (2005). "Balance Abilities of workers in physically demanding jobs: With special reference to firefighters of different ages". *J Sports Sci & Med.* 4. PP:7-14.
5. Massion, J. (1994). "Postural control system". *Current Opinion in Neurobiology.* 4. PP:877-887.
6. Horak, F.B., Nashner, L.M.(1986). "Central programming of postural movements : adaptation to altered support surface configurations". *J Neurophysiol.* 55. PP:1369-1381.
7. Horak, F.B., Nashner, L.M., Diener, H.(1990). "Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss". *Exper Brain Rese.* 82. PP:167-177.

8. Capicikova, L., Rocchi, F., Hlavacka, L., Chiari, A. (2006). "Human postural response to lower leg muscle vibration of different duration". *Physiol Res*. 55. PP:S129-S134.
9. Horak, M., Pherson, A. (1996). "Postural orientation and equilibrium". *Exercise: regulation and integration of multiple systems*. In : *Handbook of physiology*, Shepherd J, Rowell (eds), Oxford University Press, New York, 1996, PP:255-292.
10. Richard, K., Shields, J., Sangeetha, M., Keith, R. (2005). "Proprioceptive coordination of movement sequences in humans". *Clinical Neurophysiology*. 116:87-92.
11. Rogers, DK., Bendrups, AP., Lewis, MM. (1985). "Disturbed proprioceptive following a period of muscle vibration in human". *Neurosci Lett* 57. PP:147-152.
12. Eklund, G. (1973). "Further studies of vibration -induced effects on balance". *J Med Sci* 78. PP:65-72.
13. Hayashi, R., Miyake, A., Jijiva, H., Watanabe, A. (1981). "Postural readjustment to body sway induced by vibration in man". *Exp Brain Res* 43. PP:217-255.
14. Roll, JP., Vedel, JP., Ribot, E. (1989). "Alternation of proprioceptive messages induced by tendon vibration in man: a microneurographic study". *Exp Brain Res* 76. PP:213-222.
15. Ivanenko Y.P., Grass, R., Lacquaniti, F. (2000). "Influence of leg muscle vibration on human walking". *J. Neurophysiol.* 84. PP:1737-1747.
16. Biguer, B., Donaldson, I.M., Hein, A., Jeannerod, M. (1988). "Neck muscle vibration modifies the representation of visual motion and direction in man", *Brain* 111. PP:1405-1424.

-
17. Karnath, H.O., 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.PP:350-358.
18. Mergner, T., Huber, W., Becker, W. (1997). "Vestibular-neck interaction and transformation of sensory coordinates". *J.Vestib. Res.* 7. PP:374-367.
19. Bove, M., Courtine, G., Schieppati, M. (2002). "Neck muscle vibration and spatial orientation during stepping in place in humans", *J.Neurophysio* 88. PP:2232-2241.
20. Bove, M., Diverio, M., Pozzo, T., Schieppati, M. (2001). "Neck muscle vibration disrupts steering of locomotion", *J. Appl. Physiol.* 91. PP:581-588.
21. Lyon, I.N., Day, B.L. (2005). "Predictive control of body mass trajectory in a two-step sequence", *Exp. Brain Res.* 161. PP:193-200.