

آنالیز فرکانس‌های بحرانی اندام‌های بدن راننده تراکتور

علی ملکی*، سید سعید محتسبی^۱

مقاله پژوهشی

چکیده

مقدمه: از ویژگی‌های سیستم‌های ارتعاشی، فرکانس‌های بحرانی آن است که نقش بسزایی در میزان ارتعاشات انتقال یافته به آن دارد. وقتی فرکانس تحریک وسیله‌ای، در محدوده فرکانسی اندام‌های بدن راننده باشد، مقدار ارتعاشات وارد بر بدن راننده افزایش یافته و باعث بروز آسیب‌هایی به بدناو می‌گردد. این در حالیست که بکارگیری ارتعاشات در دامنه و فرکانس‌های مناسب، باعث افزایش قدرت دینامیکی عضلات، بهبود دردهای آن‌ها و کم‌دردهای مزمن، درمان پوکی استخوان و انعطاف پذیری عضلات شود. لذا هدف از این پژوهش تعیین فرکانس‌های بحرانی اندام‌های بدن راننده است.

مواد و روش‌ها: جهت تعیین فرکانس‌های بحرانی راننده تراکتور در راستاهای مختلف طولی، جانبی و عمودی، سه راننده با جرم‌های ۵۵، ۷۰، ۸۵ کیلوگرم در این آزمایش‌ها شرکت نمودند. آزمایش‌ها در چهار شتاب تحریک ۰/۵، ۱، ۱/۵ و ۲ متر بر مجذور ثانیه و فرکانس‌های مختلف انجام شد و مقادیر شتاب‌های انتقال یافته به اندام‌های بدن راننده‌ها اندازه‌گیری شد. سپس فرکانس‌های بحرانی اندام‌های بدن راننده در راستای‌های مختلف تعیین گردید. همچنین توسط آنالیز رگرسیون چند متغیره، مقادیر فرکانس‌های بحرانی اندام‌ها برآورد و محاسبه شدند.

یافته‌ها: نتایج بیانگر افزایش مقدار ارتعاش طولی در فرکانس‌های ۳-۴ هرتز برای اندام‌های بدن بودند. در راستای عمودی دو مد فرکانسی ظاهر شد که فرکانس مد اول برابر ۱۷-۱۳ هرتز و فرکانس مد دوم ۱۱-۹ هرتز بدست آمد. در راستای جانبی نیز دو مد فرکانسی ۱۷-۱۴ هرتز و ۴/۵ - ۲/۵ هرتز بدست آمد.

نتیجه‌گیری: با توجه به فرکانس‌های بحرانی بدست آمده در این پژوهش، اعمال ارتعاشات به منظور افزایش پارامترهای عملکردی عضلات اندام‌های مختلف بایستی در فرکانس‌های بیش از ۲۰ هرتز صورت پذیرد تا به بافت‌های بدن آسیب نرساند. همچنین روش محاسبه فرکانس‌های طبیعی اندام‌های بدن راننده از طریق جرم راننده و فرکانس تحریک، بیشترین تطابق را با نتایج حاصل از آزمایش‌های ایستگاهی داشت.

کلید واژه‌ها: فرکانس طبیعی، عضله، تراکتور، شتاب، رگرسیون خطی چند متغیره

ارجاع: ملکی علی، محتسبی سیدسعید. آنالیز فرکانس‌های بحرانی اندام‌های بدن راننده تراکتور. پژوهش در علوم توانبخشی

۱۳۹۳؛ ۱۰ (۲): ۲۵۰-۲۶۸

تاریخ پذیرش: ۱۳۹۳/۴/۲۲

تاریخ دریافت: ۱۳۹۲/۵/۱۴

* استادیار و عضو هیات علمی گروه مهندسی مکانیک بیوسیستم دانشگاه شهرکرد، شهرکرد، ایران (نویسنده مسؤول)

Email: malekia@iran.ir

۱- استاد گروه مهندسی مکانیک بیوسیستم دانشکده مهندسی فناوری کشاورزی دانشگاه تهران، تهران، ایران

مقدمه

تأثیر ارتعاشات روی قدرت عضله و عملکرد سیستم عصبی-عضلانی بر اساس عواملی چون فرکانس، دامنه، مدت زمان و تعداد دفعات تکرار ارتعاش تعیین می‌شود. فرکانس به همراه دامنه ارتعاش تعیین کننده میزان شتاب و باری است که توسط سیستم عضلانی اسکلتی تحمل می‌شود. لذا انتخاب صحیح فرکانس ارتعاش می‌تواند نقش موثری در بهبود شرایط سیستم اسکلتی و عضلانی راننده داشته باشد.

پژوهشگران ارتعاش را عامل موثر بر حداکثر گشتاور تولیدی، تسهیل فیبرهای داخل دوکی، افزایش سرعت انقباض فیبرهای عضلانی، قدرت عضلانی و کنترل مناسب عضله دانسته‌اند (۱ و ۲ و ۳). برخی ارتعاش را مسبب تحریک و تسهیل عصبی-عضلانی، کاهش مهار عضله و افزایش نیروی آن دانسته‌اند (۴). همچنین اثرات مثبت ارتعاش کل بدن در افزایش قدرت و یا توان، انعطاف پذیری، تعادل، عملکرد و بهبود چگالی استخوان نیز به تأیید رسیده است (۵).

خانی و همکاران اثرات ارتعاش را بر زمان عکس‌العمل بار کاری ذهنی و فیزیولوژیک رانندگان در سه شتاب ۰/۲۵، ۰/۵۰ و ۰/۷۵ متر بر مجذور ثانیه در فرکانس‌های ۳-۷ هرتز بررسی کردند. یافته‌ای این افراد بیان کننده نقش ارتعاش در کاهش عملکرد ذهنی و افزایش خستگی فیزیولوژیکی رانندگان بود (۶).

منظم و همکاران ارتعاشات تمام بدن با فرکانس ۲۰-۲۵ هرتز را بر سلامت روانی بررسی نمودند. این افراد بیان کردند که اختلالات روانی در فرکانس ۲۵ هرتز ۳ برابر فرکانس ۲۰ هرتز است (۷). ملکی و همکاران ارتعاش را عامل موثری در افزایش قدرت ایزومتریک عضلات آرنج در افراد غیر ورزشکار بیان کرده‌اند (۸).

سدنات مکانیکی اجزاء بدن به دلیل کرنش ایجاد شده در بافتهای آن ناشی از ارتعاش و عدم هماهنگی اثرات فیزیولوژیکی بوجود آمده با فرکانس و دیگر جنبه‌های ارتعاشی می‌باشد (۹). این مساله وقتی بحرانی تر می‌شود که فرکانس

ارتعاش تحریک حدود ۱۲-۱ هرتز است زیرا فرکانس‌های طبیعی بدن انسان نیز در این محدوده قرار دارد (۱۰ و ۱۱). تورونین و همکاران افزایش فرکانس از ۲۵ به ۴۰ هرتز را باعث افزایش عملکرد عضلانی دانسته‌اند (۱۲). برخی فرکانس‌های ۳۵-۴۰ هرتز را باعث افزایش قدرت دینامیک و ایزومتریک عضلات می‌دانند (۱۳) و برخی دیگر فرکانس‌های ۳۵-۵ هرتز را در دامنه‌های متفاوت عامل بهبود عملکرد عضلانی بیان کرده‌اند (۱۴ و ۱۵).

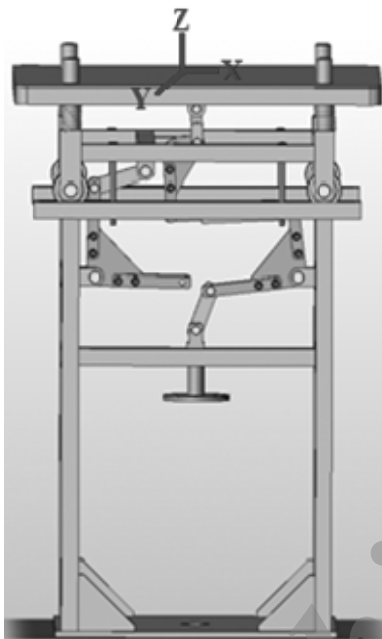
تحقیقات نلیسه و همکاران روی سه نفر با جرم‌های ۵۵، ۷۵ و ۹۸ کیلوگرم در فرکانس‌های ۲۰-۰/۵ هرتز نشان داد که فرکانس‌های طبیعی پایین از ۲ هرتز تطابق بیشتری با نتایج آزمایش جرم‌های مختلف داشت (۱۶). توارد و گریفین بیان نمودند فرکانس طبیعی دست‌ها هنگامی که روی پاها قرار دارد ۶/۷ هرتز است در حالیکه برای سرنشینی که دست‌هایش را بالا گرفته، فرکانس تشدید ۴/۸ هرتز است (۱۷).

منسفیلد و گریفین کاهش معنی‌دار فرکانس تشدید با افزایش مقدار ارتعاش در قسمت پایین شکم را گزارش نمودند و فرکانس‌های تشدید ستون فقرات و نشیمنگاه را حدود ۴ و ۱۰-۸ هرتز بیان نمودند (۱۸).

پل و همکاران روی سه راننده با جرم‌های ۶۲، ۸۱ و ۱۰۰ کیلوگرم در دو مرحله با فرکانس‌های ۵۰-۲۵ هرتز و ۴۰-۵ هرتز آزمایش‌هایی را انجام دادند. نتایج حاصل بیانگر کاهش ارتعاشات افقی و افزایش ارتعاشات عمودی با وزن راننده بود (۱۹). پولک و همکاران ارتعاشات کل بدن و فعالیت ماهیچه‌ای را در دو دامنه ۲/۵ و ۵/۵ میلتر و فرکانس‌های ۳۰-۵ هرتز بررسی نمودند. آنان بیشترین میزان ارتعاش در زانو و مفصل هیپ در فرکانس تقریبی ۱۵ هرتز گزارش کردند (۲۰).

با توجه به اینکه اندازه‌گیری و تعیین فرکانس‌های طبیعی هر جسمی در عمل، مستلزم نصب آن جسم به صورت جداگانه روی تجهیزات خاص و انجام آزمایش‌های آنالیز مودال روی آن جسم در فرکانس‌ها و شتاب‌های مختلف است، لذا برای اجسام پیوسته و چند قطعه‌ای متصل به هم که

۱) به منظور کنترل خطای احتمالی ناشی از لقی ناچیز قسمت‌های مختلف شیکر از یک شتاب سنج که روی پایه یا زیر سطح صندلی نصب شده بود (شکل ۲)، استفاده گردید تا در صورت وجود اختلاف شتاب اعمالی با شتاب‌های تحریک مورد آزمایش، داده‌های آزمایش کالیبره شوند.



شکل (۱). فیکسچر صندلی تراکتور برای شبیه سازی ارتعاش راننده در راستای طولی، عرضی و عمودی

با توجه به استقبال زیاد رانندگان تراکتورهای ایرانی از تراکتورهای مسی‌فرگوسن ساخت داخل (تراکتور سازی تبریز) به ویژه مدل ۲۸۵ در مزارع ایران، جهت تعیین مقدار ارتعاش منتقل شده از تراکتور به صندلی و راننده آن از یک صندلی تراکتور مسی‌فرگوسن مدل ۲۸۵ با جرم ۱۸/۶ کیلوگرم استفاده گردید (شکل ۲). این صندلی روی فیکسچر نصب گردید. پس از نشست راننده روی صندلی و نصب شتاب‌سنج‌ها روی بدن او مقادیر ریشه میانگین مربع‌های شتاب اندازه‌گیری و ثبت گردید. شایان ذکر است که قبل از نشست راننده روی صندلی، میزان سختی فنر آن با توجه به جرم راننده از طریق پیچ تنظیم جرم پشت صندلی، تنظیم

امکان جداسازی قطعات آن‌ها از همدیگر نیست (بدن انسان)، تعیین فرکانس‌های هریک از قطعات آن‌ها بسیار دشوار و طاقت فرساست. بنابراین معرفی معادلاتی جهت تعیین فرکانس‌های اندام‌های بدن انسان بر مبنای جرم و فرکانس تحریک آنها از اهمیت خاصی برخوردار است. از طرفی چون در شرایط کاری تراکتورهای کشاورزی که در سرعت‌های پایین حرکت می‌کنند، احتمال نزدیکی فرکانس‌های تحریک صندلی تراکتور به فرکانس‌های بحرانی اندام‌های بدن راننده افزایش می‌یابد و شناسایی و تعیین دقیق این فرکانس‌ها از اهمیت خاصی برخوردار است که در این پژوهش مورد بررسی قرار می‌گیرند. به همین منظور فرکانس‌های بحرانی هریک از اندام‌های بدن انسان (ساق، پا، ران، نشیمنگاه، کمر، قفسه سینه، گردن، سر و دستها) پس از انجام آزمایش‌های ایستگاهی تعیین و با استفاده از روابط رگرسیونی رابطه بین فرکانس‌های طبیعی اندام‌ها با جرم و فرکانس ارتعاش تحریک تعیین گردید.

مواد و روش‌ها

جهت تعیین میزان ارتعاش روی اندام‌های مختلف بدن راننده در راستاهای مختلف نیاز به وسیله‌ای بود که بتوان فرکانس و شتاب تحریک معینی را در هر زمان با توجه به انتخاب کاربر در جهت‌های مختلف به صندلی تراکتور اعمال نمود و مقدار ارتعاش منتقل شده روی بدن راننده را اندازه‌گیری کرد. به همین منظور، پس از انجام مراحل اولیه طراحی فیکسچر توسط نرم افزارهای طراحی و آنالیز آن و تأیید طرح اولیه، فیکسچر مورد نظر ساخته شد.

این فیکسچر قابلیت انتقال ارتعاش در سه راستای مختصات X، Y و Z را داشت، بنحوی که وقتی ارتعاش مورد نظر در راستای عمودی به فیکسچر اعمال می‌شد با توجه به انتخاب کاربر ارتعاش مورد نظر فقط در یک جهت، افقی، جانبی یا عمودی به صندلی تراکتور انتقال می‌یافت. این فیکسچر قابلیت کار در فرکانس‌های یک الی ۳۰ هرتز و محدوده جرم راننده ۴۰ الی ۱۵۰ کیلوگرم را داشت (شکل

صورت یا نفس‌های سریع بودند سعی می‌شد چند لحظه به صورت آزمایشی در معرض ارتعاش قرار می‌گرفتند تا شوک و استرس‌های ناشی از تغییر ناگهانی وضعیت آن‌ها برطرف و سپس داده‌برداری آغاز می‌گردید. همچنین هنگام انجام آزمایش به یک نقطه ثابت رو به روی خود نگاه می‌کردند و با توجه به این که وضعیت نشستن شخص و آرایش پاها و دست‌های فرد روی جرم ظاهری بدن تأثیر دارد، دست‌ها و پاهایشان را در وضعیت ثابتی قرار می‌دادند تا شرایط آزمایش برای هر سه راننده یکسان باشد (۲۲ و ۲۳). بیشترین زمان تست ارتعاش برای این افراد در هر آزمایش حدود ۲۵-۳۰ ثانیه بود که برای تحلیل ارتعاش حدود ۵ ثانیه از داده‌های بدست آمده در بازه زمانی کافی بود. همچنین با توجه به اینکه بر مبنای استانداردهای جهانی ارتعاش (۲۴) زمان مجاز مواجهه ارتعاش برای افراد مختلف در حادترین شرایط ارتعاشات عملی در فرکانس‌های مختلف این پژوهش، حداقل ۱۶ دقیقه بدست آمد، لذا احتمال آسیب دیدن افراد مورد آزمایش در این آزمایش‌ها وجود نداشت.

در این پژوهش شتاب‌سنج‌ها روی اندام‌های در معرض ارتعاش چون ساق پاها، ران‌ها، نیم‌تنه پایینی، کمر، نیم‌تنه بالایی، گردن، سر و دست‌های راننده بر مبنای استانداردهای جهانی (۲۴) نصب شدند و آزمایش‌ها در نه فرکانس مختلف ۲، ۳، ۵، ۷، ۹، ۱۱، ۱۳، ۱۷ و ۲۰ هرتز و چهار شتاب تحریک ۰/۵، ۱، ۱/۵ و ۲ متر بر مجذور ثانیه با توجه به تحقیقات گذشته (۱۸) انجام گرفت که با تجزیه و تحلیل نتایج بدست آمده از این آزمایش‌ها توسط نرم افزارهای MATLAB و ویرایش ۲۰۰۷ ساخت موسسه متورک واقع در ناتیگما و SPSS و ویرایش ۱۴ مقادیر شتاب و فرکانس‌های بحرانی اندام‌های مختلف بدن رانندگان تراکتور بدست آمدند.

دستگاه اندازه‌گیری و ثبت ارتعاش دارای قسمت‌هایی چون شتاب‌سنج‌های سه جهتی مدل (DJB Type 003 & A/130/V Serial No. 023) و یک جهتی مدل (DJB Type A/120/V Serial No. 2784, 2785, 2786) و دستگاه لرزاننده (مدل TIRA5220)، تقویت‌کننده، کمپرسور هوا و نرم‌افزار پردازش سیگنال PULSE Lab Shop

شدها هم نشانگر کشیدگی فنر روی عدد جرم راننده قرار گرفت. بدین وسیله میزان کشیدگی فنر صندلی مورد نظر تغییر کرده و ضریب سختی آن متناسب با جرم راننده تنظیم گردید.



شکل (۲). صندلی تراکتور مسی فرگوسن مدل ۲۸۵ نصب شده روی فیکسچر

قبل از انجام آزمون‌ها، از طریق مصاحبه حضوری با رانندگان تراکتور، وضعیت سلامتی آن‌ها بررسی و سه نفر با تجربه و دارای سابقه رانندگی حداقل ۴ سال رانندگی تراکتور، که در صحت و سلامت کامل جسمی بودند و عوارض ناشی از رانندگی با تراکتور را تجربه نکرده بودند، با جرم‌های ۵۵، ۷۰ و ۸۵ کیلوگرم (در محدوده متوسط جرم‌های صدف‌های پایین، وسط و بالای جامعه آماری جرم رانندگان کشاورز ایرانی) برای انجام آزمایش انتخاب شدند (۲۱). افراد نباید تحت فشار روانی و یا هنگام انجام آزمایش مضطرب باشند؛ به همین خاطر در صورتیکه افراد پس از نشستن بر روی صندلی دارای تبش قلب، تغییر حالت

ساخت شرکت Brüel&Kjær کشور دانمارک بود و قابلیت اندازه‌گیری و اعمال ارتعاش در محدوده فرکانسی ۰-۴۰۰۰.

هرتز را داشت (شکل ۳).



شکل (۳). قسمت‌های مختلف دستگاه اندازه‌گیری ارتعاش و ثبت آن. به ترتیب از راست به چپ: (شتاب سنج سه جهتی، شتاب سنج یک جهتی، دستگاه لرزاننده، تقویت کننده و کمپرسور هوا)

چون واکنش‌های افراد در شرایط مختلف ارتعاش و فرکانس تحریک با توجه به پاسخ‌های غیر ارادی سیستم عصبی و رفتار ماهیچه‌ای بدن آن‌ها متفاوت است و خصوصیات فیزیکی و فیزیولوژیکی افراد تأثیر بسزایی در تعیین فرکانس‌های آن‌ها دارد؛ بنابراین برای محاسبه فرکانس طبیعی اندام‌های راننده فرض شد که این ضرایب تابعی از جرم راننده، فرکانس تحریک و یا هر دو عامل می‌باشند؛ بنابراین سه روش برای برآورد این مقادیر بررسی شدند و بهترین روش انتخاب گردید.

فرم کلی معادلات رگرسیون برای این ضرایب به صورت روابط زیر می‌باشد.

$$\Psi = A - B \times M \quad (1)$$

$$\Psi = A - B \times F \quad (2)$$

$$\Psi = A - B \times M - C \times F \quad (3)$$

در این روابط Ψ فرکانس بحرانی اندام، M جرم راننده، F فرکانس تحریک و A ، B و C ضرایب ثابت این معادلات است که برای راستاهای مختلف X ، Y و Z تعیین گردید. روابط (۱) و (۲) به ترتیب ارتباط فرکانس بحرانی اندام را با توجه به جرم راننده و فرکانس تحریک آن بیان می‌کنند. حال آنکه رابطه (۳) ارتباط فرکانس بحرانی اندام را با جرم راننده و فرکانس تحریک نشان می‌دهد. برای محاسبه ضرایب این

آنالیز داده‌های اندازه‌گیری شده در این پژوهش بر اساس استانداردهای جهانی شوک و ارتعاش‌های مکانیکی، "ارزیابی ارتعاش‌های وارد بر بدن انسان" (۲۴) و استاندارد جهانی ارتعاش وارد بر راننده تراکتور "اندازه‌گیری ارتعاش‌های وارد بر بدن راننده در تراکتور و ماشین‌های کشاورزی" (۲۵) و نیز استانداردهای جهانی آزمون صندلی "ارتعاش‌های مکانیکی، روش آزمایشگاهی برای ارزیابی ارتعاش‌های صندلی وسایل" (۲۶) انجام گرفت.

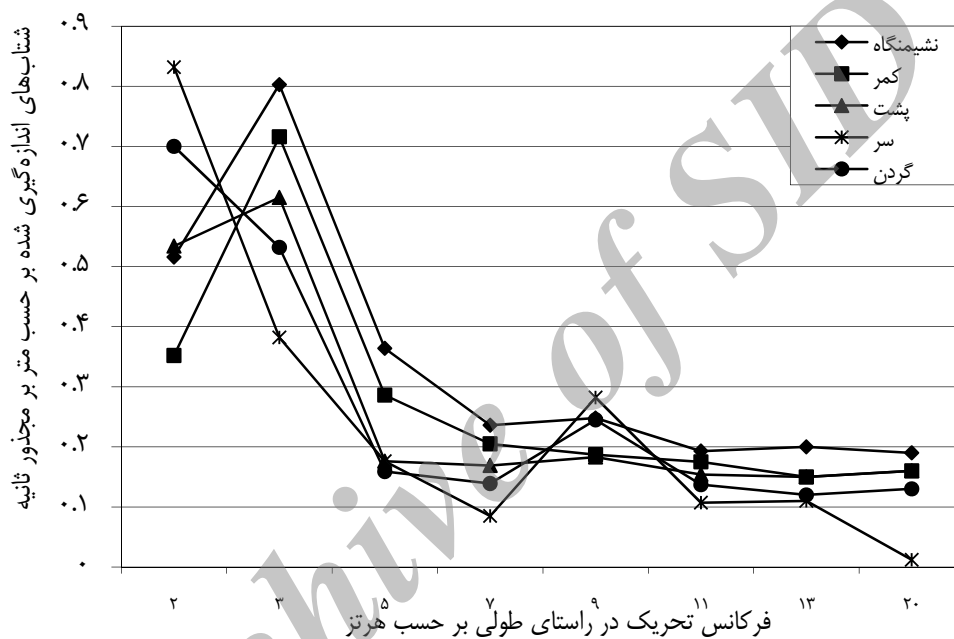
جهت تعیین فرکانس‌های بحرانی اندام‌های بدن راننده، مقادیر میانگین شتاب انتقال یافته روی اندام‌های مختلف بدن راننده در فرکانس‌های مختلف برای راستاهای طولی، جانبی و عمودی محاسبه گردید. برای این منظور، مقادیر شتاب‌های اندازه‌گیری شده در بازه زمانی روی اندام‌های مختلف، به بازه فرکانسی تبدیل شدند و از طریق نمودارهای حاصل از این داده‌ها، فرکانس‌های بحرانی آن‌ها تعیین شد. همچنین برای تبدیل این نتایج به حوزه فرکانسی از تحلیل تبدیل فوریه سریع، توسط نرم‌افزار MATLAB ویرایش ۲۰۰۷ استفاده گردید. شایان ذکر است با توجه به اینکه در عمل نمی‌توان یک اندام را به صورت یک جسم صلب در نظر گرفت بنابراین هنگام تعیین فرکانس‌های بحرانی اندام‌ها فرکانس‌های دیگری نیز ظاهر می‌شوند که با توجه به اهمیت آن مد فرکانسی دوم آن اندام نیز گزارش خواهد شد.

می‌شود در فرکانس‌های کمتر از ۵ هرتز اندام‌های نیم‌تنه بالایی مقدار ارتعاش بیشتری جذب نموده‌اند (۲۷). این در حالیست که اندام‌های پاها در فرکانس‌های بالاتری نیز دچار پدیده تشدید شده‌اند و رفتار متفاوتی با اندام‌ها بالایی بدن نشان داده‌اند.

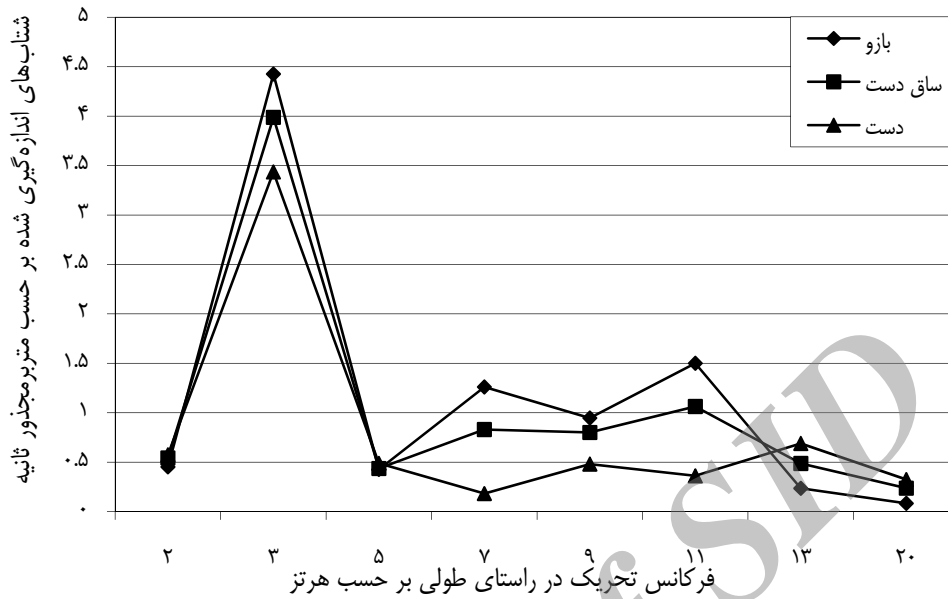
روابط از بخش رگرسیون خطی چند متغیره (روش استپ‌وایز و یا روش اینتر) نرم افزار SPSS ویرایش ۱۴ استفاده شد.

یافته‌ها

نمودارهای (۱)، (۲) و (۳) مقادیر شتاب‌های اندازه‌گیری شده روی اندام‌های مختلف بدن راننده در راستای طولی (در صفحه ساجیتال) را نشان می‌دهند. همانگونه که مشاهده



نمودار (۱). میانگین‌های شتاب اندازه‌گیری شده روی نشیمگاه، کمر، پشت، گردن و سر راننده در راستای طولی



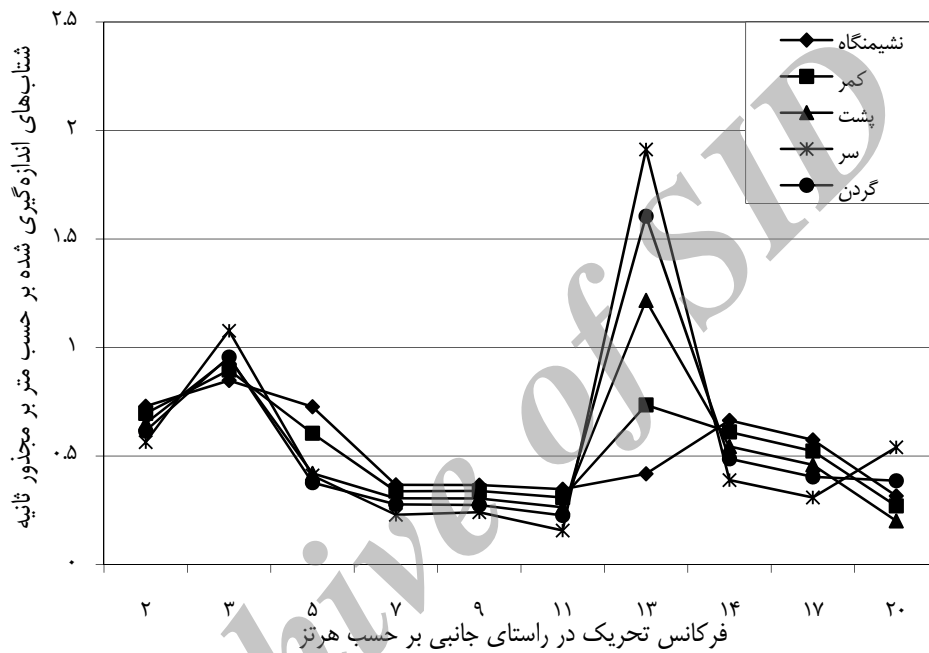
نمودار (۲). میانگین‌های شتاب اندازه‌گیری شده روی دست، بازو و ساق دست در راستای طولی



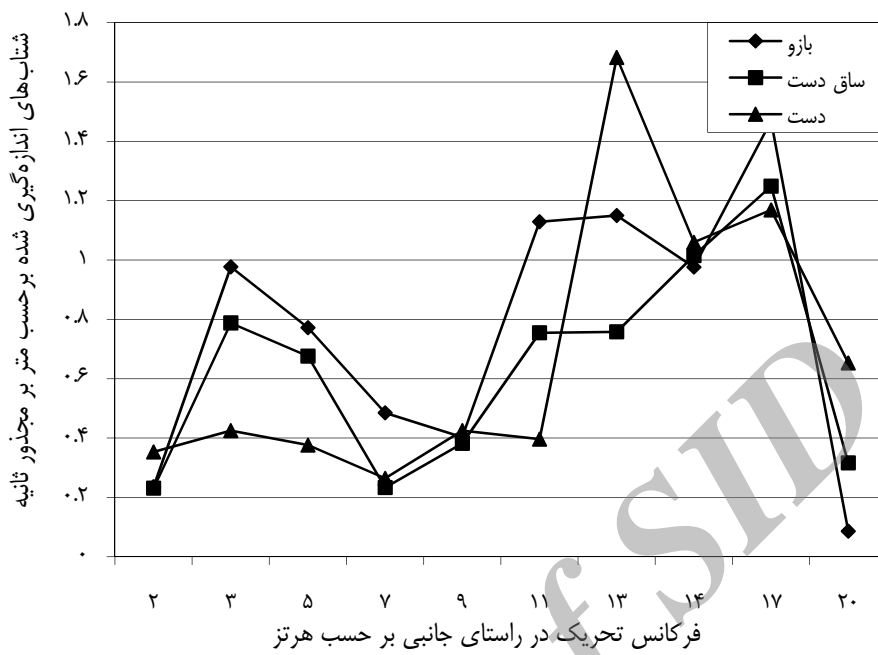
نمودار (۳). میانگین‌های شتاب اندازه‌گیری شده روی ران، پا و ساق آن در راستای طولی

قابل مشاهده می‌باشد ولیکن برای اندام‌های پا رفتار متفاوتی بوجود آمده و میزان ارتعاش در فرکانس‌های ۱۳-۱۹ هرتز مقدار بیشتری به خود اختصاص داده است.

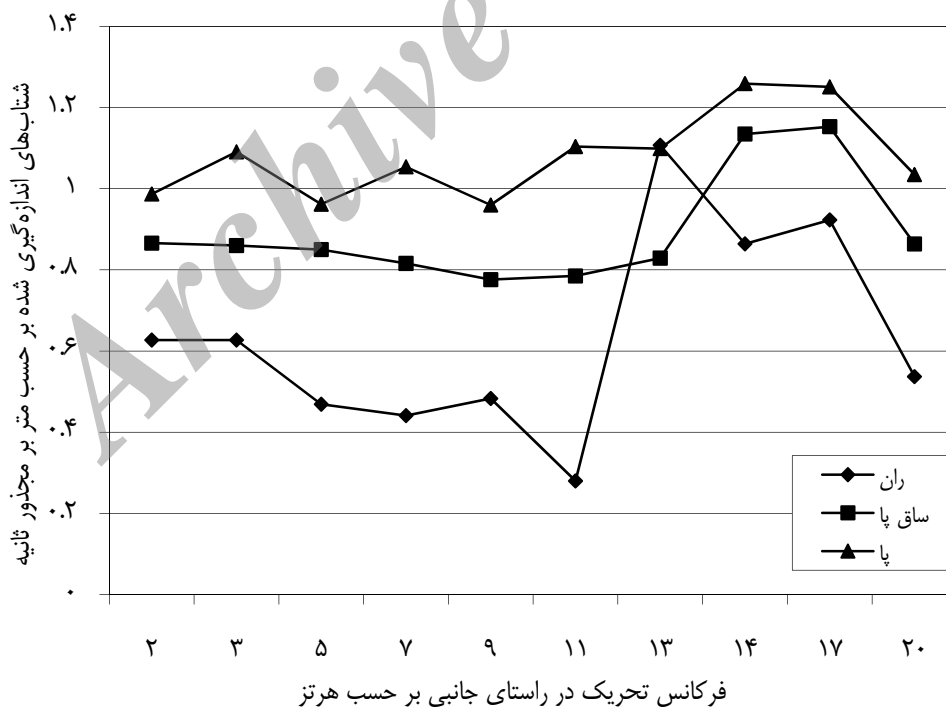
نمودارهای (۴)، (۵)، و (۶) شتاب‌های اندازه‌گیری شده روی اندام‌های بدن راننده در راستای جانبی (در صفحه فرونتال) را نشان می‌دهند. همانگونه که مشاهده می‌شود، مقادیر شتاب اندازه‌گیری شده برای اندام‌های نیم تنه بالایی بدن در فرکانس‌های کوچکتر از ۵ هرتز و بین ۱۱-۱۴ هرتز شدت بیشتری دارد (۲۸). این مورد برای اندام‌های دست نیز



نمودار (۴). میانگین‌های شتاب اندازه‌گیری شده روی نشیمنگاه، کمر، پشت، گردن و سر راننده در راستای جانبی نمودار (۵)



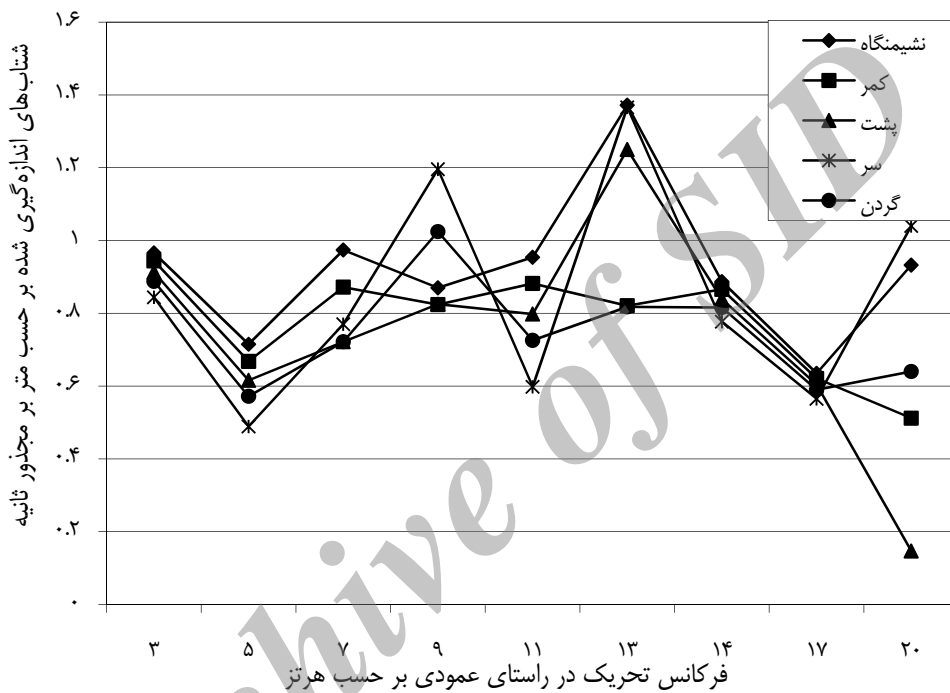
نمودار(۵). میانگین‌های شتاب اندازه‌گیری شده روی دست، بازو و ساق دست در راستای جانبی



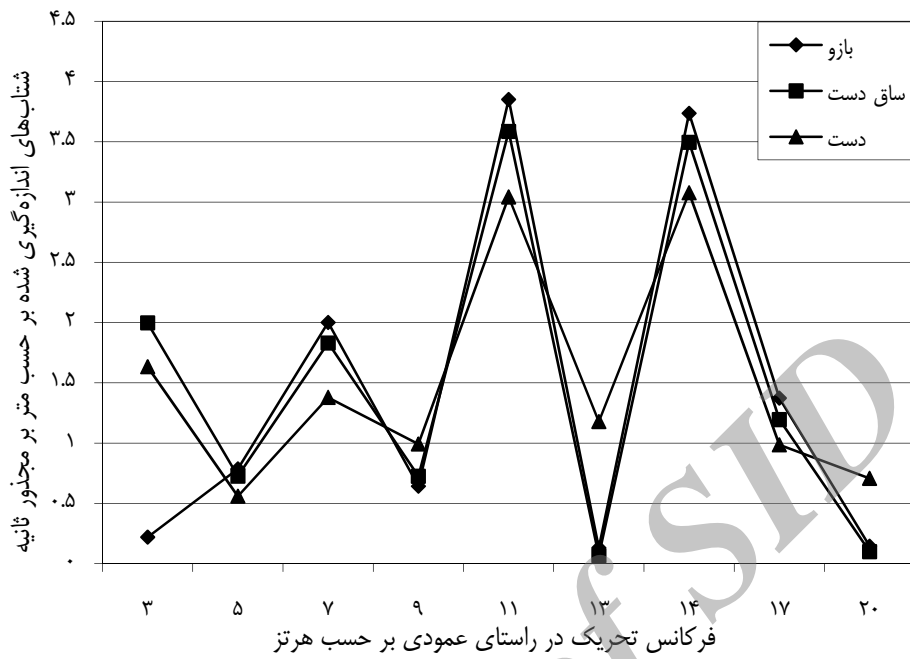
نمودار(۶). میانگین‌های شتاب اندازه‌گیری شده روی ران، پا و ساق آن در راستای جانبی

نکته را نیز باید در نظر گرفت که مقدار افزایش ارتعاش در مورد اندام‌ها دست در فرکانس‌های ۸-۶ هرتز نیز تغییراتی داشته که نسبت به فرکانس‌های ذکر شده برای این اندام‌ها قابل چشم پوشی است.

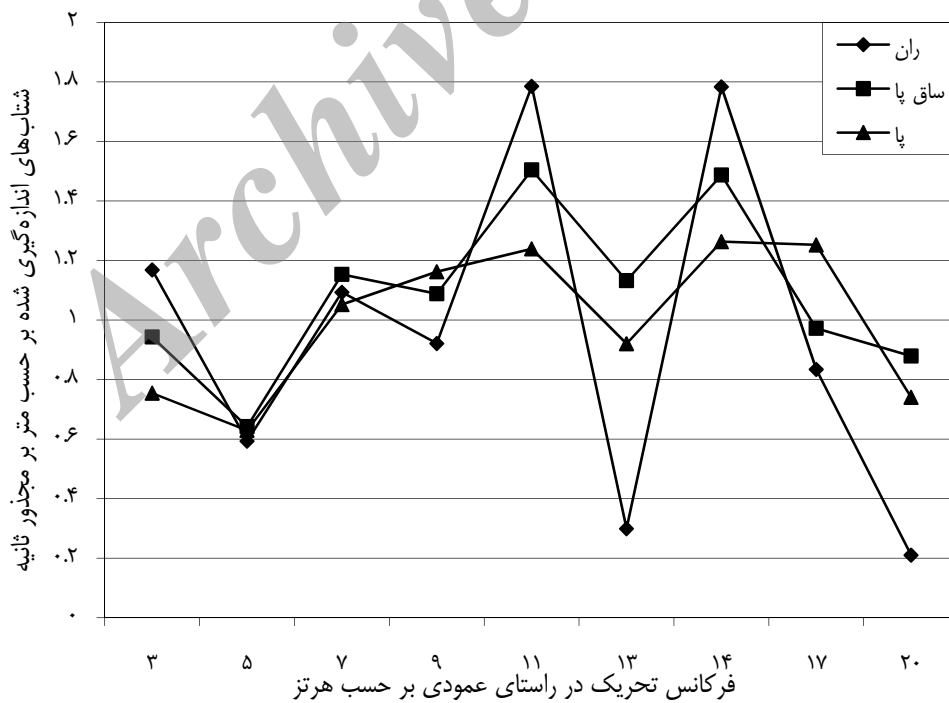
نمودارهای (۷)، (۸) و (۹) شتاب‌های اندازه‌گیری شده اندام‌های بدن راننده را در راستای عمودی نشان می‌دهند. در این نمودارها شتاب‌های اندازه‌گیری شده روی نیم‌تنه بالایی در فرکانس‌های ۱۰-۷ و ۱۵-۱۲ هرتز تاثیر بیشتری داشته در حالیکه افزایش مقدار ارتعاش برای دست‌ها و پاهای راننده در فرکانس‌های ۱۲-۱۰ و ۱۷-۱۴ رخ داده است. از طرفی این



نمودار (۷). میانگین‌های شتاب اندازه‌گیری شده روی نشیمنگاه، کمر، پشت، گردن و سر راننده در راستای عمودی

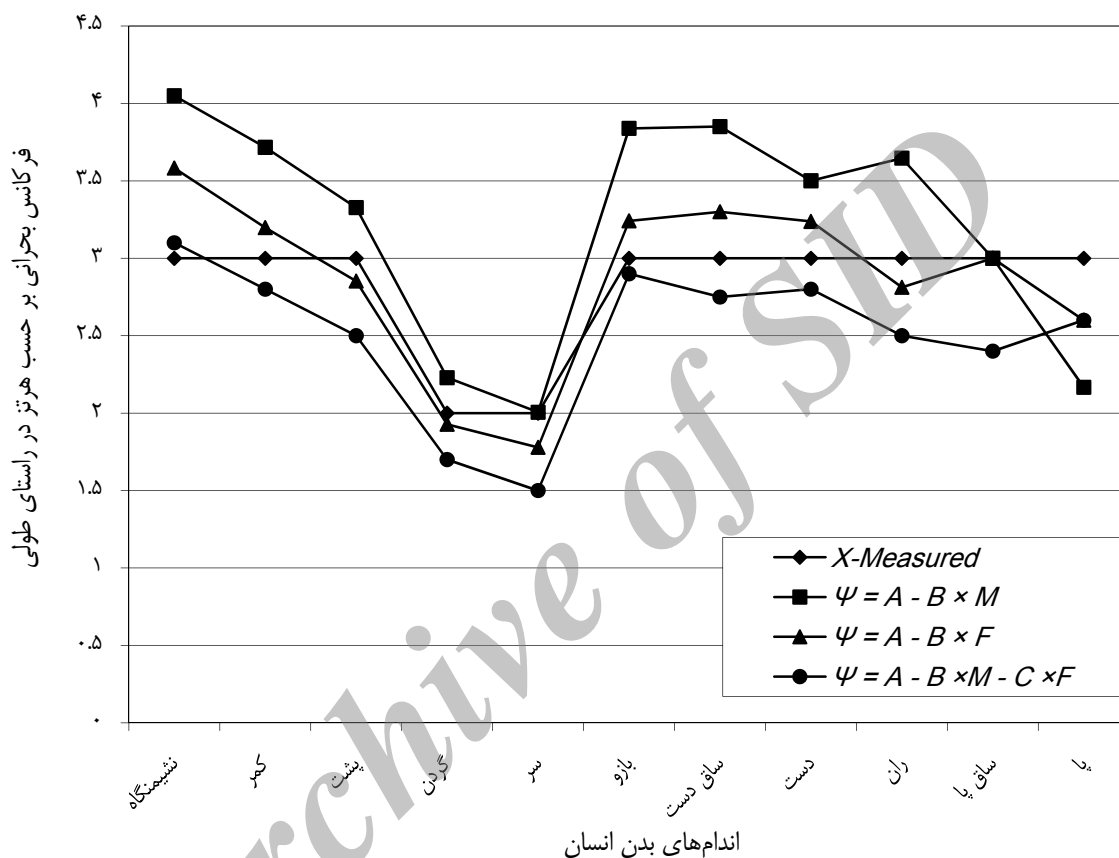


نمودار (۸). میانگین‌های شتاب اندازه‌گیری شده روی دست، بازو و ساق دست در راستای عمودی

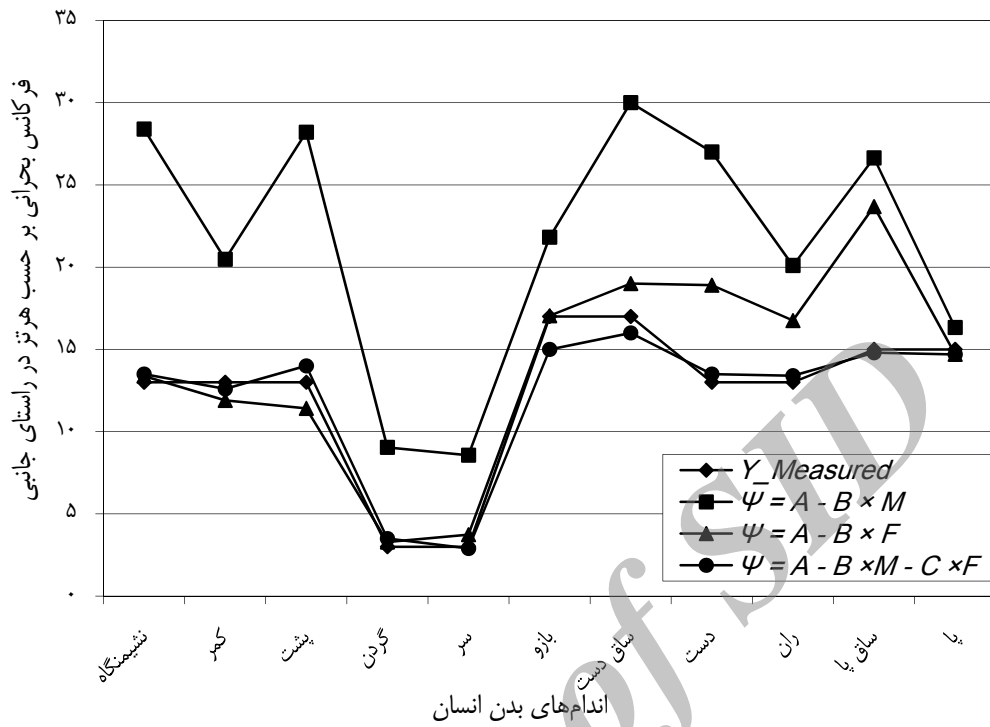


نمودار (۹). میانگین‌های شتاب اندازه‌گیری شده روی ران، پا و ساق آن در راستای عمودی

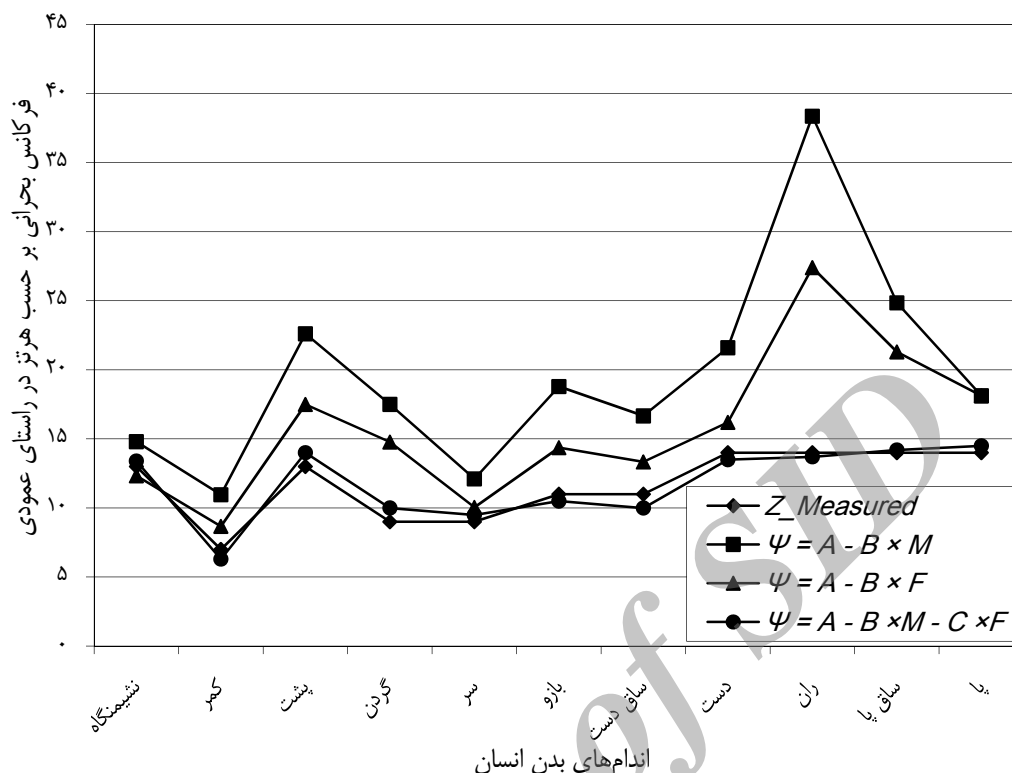
تخمین فرکانس بحرانی اندام‌های بدن با استفاده از روش‌های رگرسیونی یکی از اهداف این پژوهش بوده که نتایج بدست آمده از این روش‌ها در نمودارهای (۱۰)، (۱۱) و (۱۲) ارائه گردیده است.



نمودار (۱۰). مقایسه مقادیر فرکانس بحرانی محاسبه و برآورد شده برای اندام‌های بدن انسان در راستای طولی



نمودار (۱۱). مقایسه مقادیر فرکانس بحرانی محاسبه و برآورد شده برای اندام‌های بدن انسان در راستای جانبی



نمودار (۱۲). مقایسه مقادیر فرکانس بحرانی محاسبه و برآورده شده برای اندام‌های بدن انسان در راستای عمودی

محاسبه فرکانس طبیعی با استفاده از جرم راننده، در نمودارهای بدست آمده برای راستاهای جانبی (نمودار ۱۱) و تاحدی برای راستای عمودی (نمودار ۱۲) مقدار فرکانس بیشتری را برآورد کرده است.

می‌توان ناهمواری‌های سطح زمین و شتاب گیری ناگهانی وسیله را عامل تولید این ارتعاشات دانست لذا با توجه به اینکه شتاب لحظه‌ای وسیله با افزایش تجربه و مهارت راننده قابل کنترل است بنابراین به این طریق می‌توان میزان قابل ملاحظه‌ای از این ارتعاشات را کاهش داد.

در راستای جانبی بیشترین شتاب در بازه فرکانسی ۱۴-۱۷ هرتز برای اندام‌های بدن انسان رخ داد که نتایج بدست آمده با محققان دیگر مطابقت داشت (۱۸). همچنین برای بعضی از اندام‌های بدن مانند نشیمنگاه، کمر، پشت، گردن، سر، دست،

تخمین میزان فرکانس‌های طبیعی اندام‌های بدن در راستای طولی با استفاده از سه روش ذکر شده و مقایسه آن‌ها با مقادیر تعیین شده از آزمایش‌ها (نمودار ۱۰) نشان می‌دهد که هر سه روش روند یکسانی را در برآورد میزان فرکانس طبیعی اندام نشان می‌دهند. این در حالیست که روش

بحث

مقایسه نتایج حاصل از آزمایش‌های انجام شده بر روی اندام‌های مختلف رانندگان تراکتورهای کشاورزی نشان داد که فرکانس‌های بحرانی اندام‌های این رانندگان در راستاهای مختلف متغییر بوده و مقادیر مختلفی را به خود اختصاص داده است. در راستای طولی مقدار ارتعاش در فرکانس‌های ۳-۴ هرتز در اندام‌های بدن راننده بیشتر بوده که منطبق بر نتایج تحقیقات قبلی است (۲۹). در صورتیکه منبع تولید ارتعاشات طولی در وسایل خارج جاده‌ای نظیر تراکتورها بررسی گردند،

شده محدوده ارتعاشات موثر جهت افزایش پارامترهای عملکرد سیستم اسکلتی-عضلانی بدن بین ۲۰-۳۵ هرتز گزارش شده است بنابراین با تغییر پارامترهای سیستم و افزایش فرکانس‌های تحریک در این محدوده، می‌توان خستگی فیزیولوژیکی راننده را نیز کاهش داد و به طبع آن زمان کاری راننده را افزایش داد.

مقایسه فرکانس‌های محاسبه شده از طریق روابط رگرسیونی و مقادیر فرکانس طبیعی اندام‌های بدن انسان در راستاهای مختلف از طریق آزمایش‌های ایستگاهی نشان داد که روش محاسبه فرکانس‌های طبیعی اندام‌های بدن انسان از طریق ترکیب جرم راننده و فرکانس تحریک، بیشترین تطابق را با نتایج حاصل از آزمایش‌های ایستگاهی داشت و می‌تواند روش خوبی برای برآورد فرکانس‌های اندام‌های بدن رانندگان با جرم‌ها و فرکانس‌های تحریک مختلف باشد.

نتیجه‌گیری

یافته‌های این پژوهش را می‌توان به صورت زیر خلاصه نمود:

- فرکانس‌های بحرانی اندام‌های بدن افراد مورد آزمایش در پژوهش در راستای طولی ۳-۴ هرتز، در راستای جانبی در دو محدوده ۲/۵-۴/۵ و ۱۴-۱۷ هرتز و در راستای عمودی در دو محدود ۹-۱۱ و ۱۳-۱۷ هرتز بدست آمد.
- محاسبه فرکانس بحرانی اندام‌های بدن بر مبنای جرم راننده و فرکانس تحریک بیشترین تطابق را با مقادیر واقعی داشت، لذا انتخاب این روش برای تعیین این فرکانس‌ها می‌تواند برآورد دقیق‌تری از آن‌ها برای هر اندام داشته باشد.

محدودیت‌ها

از محدودیت‌هایی موجود در این پژوهش هزینه بالای پژوهش بود که انجام آزمایش‌های بیشتر در فرکانس‌ها و شتاب‌های تحریک بالاتر را با مشکل مواجه می‌کرد.

بازو و ساق دست فرکانس‌های ۴/۵ - ۲/۵ هرتز تاثیر بسزایی داشته‌اند. بنابراین می‌توان فرکانس‌های مد اول را برای این اندام‌ها برابر ۱۷-۱۴ هرتز و فرکانس‌های مد دوم را برابر ۴/۵ - ۲/۵ هرتز در نظر گرفت. موتور وسیله عامل اصلی ارتعاشات جانبی آن می‌باشد که نقش اصلی در تولید این ارتعاشات دارد و تغییر سرعت و دور موتور در میزان و شدت این ارتعاشات نقش اساسی دارد. بنابراین در راستای کاهش این نوع ارتعاشات، طراحی صحیح ویژگی‌های دسته موتور می‌تواند نقش موثری داشته باشد.

در راستای عمودی نیز دو مد فرکانسی مشاهده گردید که بیشترین شتاب اندازه‌گیری شده در محدوده فرکانسی ۱۷-۱۳ هرتز برای اندام‌های بدن انسان در مد اول رخ داد. در مد دوم شتاب‌های بحرانی در فرکانس‌های ۱۱-۹ هرتز بوجود آمد (۱۷ و ۱۸). شایان ذکر است برخی از نتایج در مواردی با مقادیر اندازه‌گیری شده اختلاف داشتند که ناشی از عدم در نظر گرفتن واکنش‌های غیرارادی اندام‌های بدن در برابر ارتعاشات و جرم راننده می‌باشد. عامل اصلی ارتعاشات عمودی، ناهمواری جاده‌ها و سطح زمینی است که وسیله روی آن حرکت می‌کند. با توجه به اینکه منبع تولید این گونه ارتعاشات به نوع وسیله بستگی ندارد بنابراین بهتر است به منظور کنترل ارتعاشات منتقل شده به صندلی، سیستم تعلیق آن به نحوه طراحی نمود که قابلیت میرا کردن ارتعاشات تولید شده در فرکانس‌های ذکر شده را دارا باشد.

پدیده تشدید در یک سیستم ارتعاشی هنگامی رخ می‌دهد که فرکانس تحریک آن سیستم با فرکانس طبیعی اجزای آن برابر گردد، لذا این عامل می‌تواند در بروز خسارت و صدمات وارده بر آن سیستم نقش بسزایی داشته باشد. بررسی فرکانس‌های بحرانی اندام‌های مختلف نشان می‌دهد که محدود فرکانسی این اندام‌ها از ۲۰-۳ هرتز برای کلیه راستاها تغییر نموده است. بنابراین در طراحی سیستم تعلیق صندلی تراکتورها باید دقت نمود که فرکانس‌های غالب آن در این محدوده واقع نگردد تا باعث بروز خسارت به اندام‌های بدن راننده نشود. از طرفی با توجه به اینکه طبق پژوهش‌های انجام

تشکر و قدردانی

این پژوهش با حمایت‌های مالی و امکانات آزمایشگاهی دانشکده فنی و مهندسی و دانشکده مهندسی فناوری کشاورزی دانشگاه تهران انجام شده است، بدین وسیله نگارندگان از کلیه حمایتان دانشگاه، برای انجام این پژوهش، تقدیر و تشکر می‌کنند.

پیشنهادها

پیشنهاد می‌گردد در صورت امکان در پژوهش‌های بعدی روی شتاب‌ها و فرکانس‌های دیگر نیز آزمایش‌هایی انجام شود. همچنین با توجه به ضرورت تعیین این فرکانس‌ها برای افراد با آنتروپومتری‌های مختلف، آزمایش‌هایی روی رانندگان مختلف صورت گیرد و این ویژگی‌ها آنان نیز مد نظر قرار گیرد.

References

1. Kemertzis MA, Lythgo ND, Morgan DL, Galea MP. Ankle flexors produce peak torque at longer muscle lengths after whole-body vibration. *MedSci Sports Exerc* 2008; 1236-44.
2. Nakajima T, Izumizaki M, Sekihara C, Atsumi T, Homma I. Combined effects of preceding muscle vibration and contraction on the tonic vibration reflex. *Exp Brain Res* 2009; 192(2):211-9.
3. Casale R, Ring H, Rainoldi A. High frequency vibration stimulation centrally reduces myoelectric manifestation of fatigue in healthy subjects. *J Electromyogr Kinesiol* 2009; 19(5): 998-1004.
4. Bazrgari B, Shirazi-Adl A, Kasra M. Seated whole body vibration with high-magnitude accelerations - relative roles of inertia and muscle forces. *J Biomechanics* 2008; 41(12): 2639-46.
5. Cardinale M, Wakeling J. Whole body vibration exercise: are vibrations good for you? *Br J Sports Med* 2005; 39(9):585-589.
6. Khani Jazani R, Saremi M, Kavousi A, Monazam MR, Abedi M. The effect of whole-body vibration on vehicle driver's reaction time and mental and physiological workload. *Journal of Army University Medicine Science*. 2012; 10 (4): 278-284. [In Persian]
7. Monzam M, Nasiri p, Azam K, Nasirloo A. Effect of whole body vibration in 20-25 frequency on student psychological health of Tehran medicine science university. 2011; 2(2): 23-30. [In Persian]
8. Maleki F, Naeimi S, Khademi K, Shadmehr A, Akbarian A. Study of rapid whole body vibration on maximum isometric ankle muscle force in non-athletic and young people. *Journal of Medical Rehabilitation*. 2012; 2(1):22-30. [In Persian].
9. Chaffin DB Andersson BG. *Occupational biomechanics (2nd Edn.)*. John Wiley & Sons. Inc., New York; 1990.
10. Pope MH, Hansson TH. Vibration of the spine and low back pain. *Clinical Orthopedics* 1992; 279:49-59.
11. Troup JDG. Driver's back pain and its prevention: a review of postural, vibratory and muscular factors together with problem of transmitted road-shock. *Applied Ergonomics* 1978; 9:207-214.

12. Torvinen S, Kannu P, Sievänen H, Järvinen TA, Pasanen M, Kontulainen S, et al. Effect of a vibration exposure on muscular performance and body balance. Randomized cross-over study. *Clin Physiol Funct Imaging*. 2002; 22(2):145-52.
13. Verschueren SM, Roelants M, Delecluse C, Swinnen S, Vanderschueren D, Boonen S. Effect of 6-month whole body vibration training on hip density, muscle strength, and postural control in postmenopausal women: a randomized controlled pilot study. *J Bone Miner Res*. 2004; 19(3):352-9.
14. Cheung WH, Mok HW, Qin L, Sze PC, Lee KM, Leung KS. High-frequency whole-body vibration improves balancing ability in elderly women. *Arch Phys Med Rehabil*. 2007; 88(7):852-7.
15. Yoosefi AK, Talebian S, Shadmehr A, Olyaei GR, Bagheri H, Mohajeri-Tehrani MR. Effect of whole-body vibration on EMG root mean square signal in a diabetic type 2 patient with peripheral neuropathology to coronary disease patients. *Health Science Journal*. 2013; 7(1):109-15.
16. Nelisse H, Patra S, Rakheja S, Boutin J, Boileau PE. Assessments of two dynamic manikins for laboratory testing of seats under whole-body vibration. *International Journal of Industrial Ergonomics* 2008; 38:457-470.
17. Toward MGR, Griffin MJ. Apparent mass of the human body in the vertical direction: Effect of a footrest and a steering wheel. *Journal of Sound and Vibration* 2010; 329:1586-1596
18. Mansfield NJ, Griffin MJ. Non-linearities in apparent mass and transmissibility during exposure to whole body vertical vibration. *Journal of biomechanics* 2000; 33:933-941.
19. Pel JJM, Bagheri J, Van Dam LM, Van Den Berg Emons HJG, Horemans HLD, Stam HJ, Van Der Steen J. Platform accelerations of three different whole-body vibration devices and the transmission of vertical vibrations to the lower limbs. *Medical Engineering & Physics* 2009; 31:937-944
20. Pollock RD, Woledge RC, Mills KR, Martin FC, Newham DJ. Muscle activity and acceleration during whole body vibration: Effect of frequency and amplitude. *Clinical Biomechanics* 2010; 25: 840-846.
21. Javadi A, Rostami MA. Safety assessments of agricultural machinery in Iran. *Journal of Agricultural Safety and Health*, 2007; 13(3): 275-284.
22. Kubo M, Terauchi F, Aokia H, Matsuoka Y. An investigation into a synthetic vibration model for humans: An investigation into a mechanical vibration human model constructed according to the relations between the physical, psychological and physiological reactions of humans exposed to vibration. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 2001; 27:219-232.
23. Verver MM, Hoof JV, Omens CWJ, Wouw NVD, Wismans JSHM. Estimation of spinal loading in vertical vibrations by numerical simulation. *Clinical Biomechanics*. 2003; 18:800-811.
24. Anonymous. Mechanical vibration and shock- Evaluation of human exposure to whole-body vibration. Part 1: General Requirement. International Organization for Standardization 1997. ISO 2631-1.

25. Anonymous. Mechanical vibration and shock-Agricultural wheeled tractors and field machinery Measurements of whole-body vibration at the operator. International Organization for Standardization 1979. ISO5008.

26. Anonymous. Mechanical vibration Laboratory method for evaluating vehicle seat vibration – Part1: Basic requirements. International Organization for Standardization 1992. ISO 10326-1.

27. SubashiGHMJ, Nawayseh N, Matsumoto Y, Griffin MJ. Nonlinear subjective and dynamic responses of seated subjects exposed to horizontal whole-body vibration. Journal of Sound and Vibration 2009; 321:416–434

28. SubashiGHMJ, Matsumoto Y, Griffin MJ. Modelling resonances of the standing body exposed to vertical whole-body vibration: Effects of posture. Journal of Sound and Vibration 2008; 317:400–418

29. Matsumoto Y, Ohdo K, SaitoT. Dynamic and subjective responses of seated subjects exposed to simultaneous vertical and foreandaft whole-body vibration: The effect of the phase between the two single-axis components. Journal of Sound and Vibration 2006; 298:773–787.

Archive of SID

Natural Frequency Analysis of Tractor Operator's Body Parts

Ali Maleki*, Sayyed Saeid Mohtasebi¹

Original Article

Abstract

Introduction: One of the main properties of vibration systems is natural frequency, which has a major influence on transmitted vibration. When an excited vehicle frequency was placed in the range of natural frequency of operator's body parts, the acceleration value on operator's body parts will be increased and led to damage the body parts. Meanwhile the use of vibration in optimum domain and frequency is caused to increase muscle's dynamic power, reduce pain and chronic backache, and improve bone density and flexibility of muscles. This paper was aimed to calculate the natural frequency of human body parts specifically in tractor driver.

Materials and methods: This research was carried out to calculate the natural frequency of tractor operator's body parts in vertical, lateral and longitudinal directions. Three operators with the weight of 55, 70 and 85 kg were participated. Tests were done at four excited vibration of 0.5, 1, 1.5 and 2 ms⁻² in different frequencies and transmitted vibration to operator's body parts were measured. Natural frequency of different body parts in vertical, lateral and longitudinal directions were calculated. Also this natural frequency was estimated by multi degree regression method with operator's mass and excited frequency factors in each direction.

Results: Results showed that the vibration value in longitudinal direction was increased about 3-4 Hz. In vertical direction two modes were appeared. First mode occurred in 13-17 Hz and second one in 9-11 Hz. Also in lateral direction, two modes in 14-17 Hz and 2.5-4.5 Hz were observed.

Conclusion: Due to finding of this research, using the vibration in order to increase muscle's functional parameters of different body parts should be done more than 20 Hz to avoid the damage to body parts. Also estimated of natural frequency of different parts by driver mass and excited frequency factors has the best match to results of stationary experiments.

Key Words: Natural Frequency, Muscle, Tractor, Acceleration, Multi Degree Regression.

Citation: Maleki A, Mohtasebi SS. **Natural Frequency Analysis of Tractor Operator's Body Parts.** J Res Rehabil Sci 2014; 10 (2): 250-268

Received date: 5/8/2013

Accept date: 14/7/2014

* Assistant professor of Mechanical Engineering of Biosystems Department, Shahrekord University, Shahrekord, Iran. (Corresponding Author). Email: malekia@iran.ir

1- Professor of Mechanical Engineering of Biosystems Department, Tehran University, Tehran, Iran.