

بررسی انتقال‌پذیری ارتعاش از دسته اژه موتوری به مچ و بازوی کاربر

مسعود فیضی^{۱*}، علی جعفری^۲، حجت احمدی^۲

۱. دانش‌آموخته کارشناسی ارشد، پردیس کشاورزی و منابع طبیعی، دانشگاه تهران

۲. استاد، پردیس کشاورزی و منابع طبیعی، دانشگاه تهران

(تاریخ دریافت: ۱۳۹۴/۵/۲۵ - تاریخ تصویب: ۱۳۹۴/۱۱/۲۰)

چکیده

ارتعاشات دست- بازو می‌توانند سبب بروز اختلالات اسکلتی، عضلانی و عروقی گردند. اژه موتوری کاربر خود را تحت تأثیر ارتعاشات شدید دست- بازو قرار می‌دهد. در این مطالعه انتقال‌پذیری ارتعاشات از دسته اژه موتوری به مچ دست و بازوی کاربر بررسی شده است. سیگنال‌های شتاب ارتعاش در حین کار با اژه موتوری Stihl- MS230 در سه دور آرام، نامی و تند، سه موقعیت دسته جلو اژه، مچ و بازوی کاربر و در سه جهت عمودی، جانبی و محوری در پنج تکرار بررسی شد. نتایج نشان داد که اثرات اصلی جهت و دور موتور و نیز اثر متقابل آن‌ها بر مقادیر ریشه میانگین مربعات شتاب ارتعاش در هر سه موقعیت، در سطح ۱٪ معنی‌دار هستند. همچنین ارتعاشات در حین انتقال از دسته به مچ و بازوی کاربر توسط اعضای بدن میرا می‌شوند. میرایی در فرکانس‌های بالاتر بهتر صورت می‌گیرد. کمترین میزان میرایی، در دور آرام موتور اتفاق افتاد.

واژه‌های کلیدی: ارتعاشات دست- بازو، اژه موتوری، باندهای ۱/۳ اکتاو، جذر میانگین مربعات

مقدمه

با گذشت زمان کاربرد ماشین‌ها به منظور ساده‌تر شدن کارها و دستیابی به سرعت و دقت بالاتر، بیشتر می‌گردد. اما در مقابل این حسن، ماشین‌ها می‌توانند در کوتاه مدت و یا بلند مدت خطراتی را برای انسان ایجاد کنند. بنابراین مسئله سلامتی انسان در ارتباط با یک ماشین از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است و علم مهندسی عوامل انسانی^۱ نیز به این مسئله می‌پردازد. یکی از خطراتی که ممکن است از سوی ماشین‌ها انسان را تهدید نماید ارتعاشات منتقل شده از اجزای مختلف ماشین به اعضای بدن انسان است. بیشترین نگرانی از بابت دو نوع ارتعاش است: ارتعاش تمام بدن و ارتعاش موضعی یا دست- بازو. مشخص شده است که تماس مکرر و طولانی مدت با ترازهای بالایی از ارتعاش می‌تواند اثرات بدی بر روی سلامتی اندام‌های بدن بگذارد (Gogliaa et al., 2003).

در معرض ارتعاش قرار گرفتن ممکن است برای سیستم عصبی مرکزی مزاحمت ایجاد نموده و بر سیستم‌های گردش خون و ادرار تأثیر بگذارد (Wakeling et al., 2002). ارتعاش ناشی از فرکانس‌های پایین (کمتر از حدود نیم هرتز) می‌تواند

باعث بیماری‌های حرکتی شود که همراه با رنگ پریدگی، عرق کردن، حالت تهوع و استفراغ کردن است، همچنین حرکت کوچک سر (بیش از یک میلی‌متر) یک حرکت مشابه به شبکیه چشم وارد می‌کند و می‌تواند مزاحم تیزیابی شود. به علاوه حساسیت لامسه و شنیداری ممکن است تأثیر بپذیرد (Barber, 1992). وخیم شدن تدریجی سلامتی ستون فقرات و سیستم عصبی در کاربران باعث می‌شود که آن‌ها احساس و قابلیت کار کردن با دست‌های خود را از دست بدهند (Ahmadian, 2012).

محققان در دهه‌های اخیر اثرات ابزارهای مرتعش را مورد مطالعه قرار داده‌اند. در مطالعه‌ای اثر سیستم تعلیق صندلی بر روی ارتعاشات تمام بدن رانندگان حرفه‌ای مورد بررسی قرار گرفت. در این مطالعه ۱۱ نوع از صندلی‌هایی که در ون‌ها، تراکتورهای کشاورزی و لیفت‌تراک‌ها به کار می‌روند انتخاب شده بود. مطالعه در دو بخش آزمایشگاهی و میدانی صورت گرفت. ضریب انتقال از داده‌های آزمایشگاهی و میدانی به ترتیب از ۰/۳۴ تا ۱/۲۸ و ۰/۶۰ تا ۱/۴۵ به دست آمد. اختلاف معنی‌داری بین صندلی‌های با سیستم تعلیق متدوال و صندلی‌های با سیستم تعلیق بادی مشاهده نشد. در بسیاری از موقعیت‌های کاری در صورت ۸ ساعت کار روزانه، صندلی‌ها قادر نبودند راننده را در مقابل آسیب‌های ارتعاش تمام بدن محافظت نمایند (Burdorf and Swuste, 1993). محققان دیگری ارتعاش یک تراکتور دو چرخ را در شرایط ایستگاهی در شش دور موتور

* نویسنده مسئول: fayzi_masoud@alumni.ut.ac.ir

انتقال این ارتعاش به اعضای بدن از اهمیت بیشتری برخوردار است. در مطالعه حاضر، ارتعاشات بر روی دسته جلوی ارّه موتوری، مچ دست و بازوی کاربر مورد اندازه‌گیری و تحلیل قرار گرفته‌اند. مطالعه به منظور شناخت سطح ارتعاشات در هر کدام از این موقعیت‌ها و بررسی چگونگی انتقال ارتعاش از دسته به مچ و بازوی کاربر انجام شده است.

مواد و روش‌ها

در این تحقیق، از ارّه موتوری Stihl-MS230 با اندازه متوسط و مجهز به سیستم ضد ارتعاش با طول تیغه ۳۵ سانتیمتر استفاده شد. مشخصات این ارّه موتوری در جدول ۱ آورده شده است.

یکی از ابزارهای مورد استفاده در این پژوهش دورسنج الکتریکی دیجیتالی ARMA ETI-TACHO با قابلیت اندازه‌گیری در محدوده ۰/۵ تا ۹۹۹۹۹ دور بر دقیقه، دقت ۰/۰۵ درصد و قدرت تفکیک پذیری ۰/۱ دور بر دقیقه بود که برای پژوهش حاضر مناسب تشخیص داده شد.

در این پژوهش از یک دستگاه اندازه‌گیری و ثبت ارتعاشات Easy-Viber استفاده شد که دارای دو کانال ورودی ارتعاشات و یک کانال برای ارتباط با رایانه بود. این دستگاه قادر به اندازه‌گیری و ثبت داده‌های ارتعاش به صورت داده‌های تغییر مکان، سرعت و شتاب در یکاهای مختلف است که برحسب نیاز شتاب انتخاب شد. مشخصات این دستگاه در جدول ۲ آورده شده است. از آنجا که برای تحلیل ارتعاشات دست-بازو در حوزه فرکانس مطابق با استاندارد ISO 5349 به مقادیر شتاب ارتعاش در محدوده فرکانسی ۵ تا ۱۴۰۰ هرتز نیازمندیم، در نتیجه داده‌برداری مطلوب با سرعت و محدوده فرکانسی این دستگاه مطابقت دارد (ISO 5349-1, 2001). همچنین از یک شتاب‌سنج پیزوالکتریک یک جهته مدل VMI-192 به‌عنوان حسگر ارتعاشات استفاده شد. این حسگر با توجه به وزن حدوداً ۵۰ گرم (در نظر گرفتن تاثیر مضاعف حسگر)، حساسیت ۱۰۰ میلی‌ولت به ازای یک واحد شتاب گرانش (g) و محدوده دینامیکی ۸۰g و همچنین مطابقت با دستگاه داده‌برداری برای اندازه‌گیری‌های مورد نظر مناسب به نظر آمد.

برای نصب حسگر بر روی دسته ارّه از روش پیچ کردن استفاده شد. از یک پایه فلزی که دارای یک قسمت هلالی شکل، برای قرارگیری مناسب بر روی دسته استوانه‌ای بود استفاده شد. هلالی به یک مکعب متصل بود که در وجه‌های مختلف خود دارای سوراخ پیچ شده برای اتصال حسگر بود. توسط یک گیره، هلالی کاملاً به دسته ارّه محکم شده و از هر

و چهار موقعیت شاسی، دسته، بازو و قفسه سینه راننده اندازه‌گیری کرده و نتیجه گرفتند که بیشترین ارتعاش از دسته تراکتور دو چرخ به دست راننده انتقال می‌یابد و مچ دست در معرض بیشترین فشار کاری می‌باشد. آزمایش‌های آن‌ها نشان داد که قابلیت انتقال ارتعاش از شاسی تا دسته افزایش و از مچ دست تا قفسه سینه راننده کاهش می‌یابد (Taghizadeh ali, 2010). در زمینه توسعه و ارزیابی ایزولاتور (عایق ارتعاشی) برای کاهش ارتعاشات انتقال یافته به دست مطالعاتی در مورد دو حالت کندرو و تندرو تیلر انجام شده است (Sam and Kathirvel, 2009). در تحقیقی ارتعاش وارد شده از تراکتور دو چرخ با توان ۱۳ اسب بخار در حالت حمل‌ونقل در سطح جاده آسفالت بررسی شده است. در این تحقیق ارتعاشات وارده به کل بدن و دست-بازو در سه جهت، چهار نسبت دنده، پنج دور موتور و شش موقعیت مختلف اندازه‌گیری و ارزیابی شده است (Ahmadian, 2012). در مقاله‌ای رابطه بین خصوصیات بیودینامیکی سیستم دست-بازوی انسان و درجه تأثیر دستکش‌های ضد ارتعاش در عایق‌سازی ارتعاشات گزارش شده است (Dong et al., 2005).

ارّه موتوری نیز یکی از ابزارهای دستی سنگین است که کار کردن با آن کاربر را در معرض خطراتی مانند مسمومیت‌های شدید یا خفگی قرار می‌دهد. مهم‌تر از آن صدای ناهنجار موتور در حین کار است که بعد از مدتی منجر به سنگینی گوش و حتی کر شدن کارگر می‌شود. اما با این وجود بزرگترین عیب ارّه‌های موتوری لرزش دائمی آن‌ها حین کار است که در بدن و مخصوصاً دست‌های کارگر ایجاد ناراحتی می‌نماید و کارگر پس از مدتی کار با ارّه موتوری ممکن است به بیماری مخصوصی که دست سفید نام دارد مبتلا گردد (Sarikhani, 2009). مطالعه‌ای بر روی گروهی شامل ۱۴۲ کاربر ارّه موتوری و ۵۶۹ نفر دیگر که با ارّه موتوری ارتباط نداشتند نشان داد که با وجود بالا بودن میزان شیوع اختلالات لرزش دست-بازو در گروه شاهد که برابر با ۱۸٪ بود، میزان شیوع این اختلالات در کاربران ارّه موتوری خیلی بیشتر و نزدیک به ۴۴٪ است (Taylor et al., 1971). مقاله‌ای تحت عنوان مواجهه با ارتعاشات دست-بازو و پیشرفت سندرم‌های لرزشی ارائه شده است. این مطالعه به منظور بررسی رابطه میزان اختلالات گردش خون، اختلالات حسی و آسیب‌های ماهیچه‌ای و مفصلی با مدت زمان کاربری ارّه موتوری انجام گرفته است (Miyashita et al., 1994).

با توجه به اطلاعاتی که در مورد میزان سطح ارتعاشات ارّه موتوری در دست می‌باشد بررسی خصوصیات ارتعاشی این وسیله به نوبه خود حائز اهمیت است و البته مسأله چگونگی

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T a^2(t) dt} \quad (\text{رابطه ۱})$$



شکل ۱- موقعیت و جهت نصب حسگر بر روی دسته اژه موتوری (الف)، مچ دست (ب) و بازوی کاربر (ج)

در محیط نرم افزار مخصوص دستگاه، سیگنال‌های حوزه فرکانس نیز استخراج شدند. با استفاده از مقادیر شتاب ارتعاش در حوزه فرکانس، مقادیر RMS شتاب ارتعاش در باندهای فرکانسی ۱/۳ اکتاو از مرکز فرکانسی ۶/۳ تا مرکز فرکانسی ۱۲۵۰ هرتز مطابق استاندارد ISO 5349 و در محیط نرم افزار MATLAB محاسبه شد (ISO 5349-1, 2001).

قابلیت انتقال نیز با استفاده از (رابطه ۲ محاسبه شد (Stikeleather, 1991).

$$Tr = \frac{Z_{out}}{Z_{in}} \quad (\text{رابطه ۲})$$

برای بررسی تأثیر عواملی مانند دور موتور، موقعیت و جهت بر میزان پارامترهای مورد نظر شتاب ارتعاش، داده‌های محاسبه شده در نرم افزار آماری SAS مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفته و مقادیر میانگین نیز با استفاده از آزمون چند دامنه‌ای دانکن در همین نرم افزار مورد مقایسه قرار گرفتند.

گونه لغزش بین آن‌ها جلوگیری به عمل آمد. برای اتصال حسگر به مچ دست و بازو نیز از یک مکعب مشابه دیگر که بر روی یک نوار چرمی که به عنوان دست‌بند و بازوبند به کار می‌رفت نصب شده بود، استفاده شد. موقعیت‌ها و جهات اندازه‌گیری ارتعاشات در شکل ۱ نشان داده شده است.

جدول ۱- مشخصات اژه موتوری Stihl-MS230

نوع موتور	موتور بنزینی، دو زمانه، تک سیلندر، هوا خنک
حجم جابجایی	۴۰/۲ سی سی
توان خروجی	۲/۵ اسب بخار در دور موتور ۱۰۰۰۰ دور بر دقیقه
طول تیغه	۳۵ سانتی‌متر

جدول ۲- مشخصات دستگاه داده‌برداری

تفکیک پذیری طیف	۰/۳۱۲۵ یا ۰/۰۶۲۵ هرتز؛ ۰/۵ یا ۱ هرتز؛ ۲/۵ یا ۵ هرتز
امکان انتخاب محدوده فرکانسی	۰/۵ تا ۲۰۰ هرتز؛ ۰/۵ تا ۳۲۰۰ هرتز؛ ۲/۵ تا ۱۶۰۰۰ هرتز
سرعت واقعی داده برداری	۸/۲ یا ۱۶/۴ کیلو هرتز
محدوده دینامیکی	۸۰ دسی بل >

قبل از انجام آزمایش اژه موتوری مطابق دفترچه راهنمای سازنده کاملاً سرویس شد و از سالم بودن تمامی اجزای آن بخصوص زنجیر و تیغه اطمینان حاصل شد. در تمام طول آزمایشات مخزن بنزین و روغن تقریباً پر بود. آزمایش مطابق استاندارد ISO 7505 در سه دور موتور شامل دور آرام (RPM ۲۸۰۰)، دور نامی (RPM ۱۰۰۰۰) و دور تند که برابر با ۱/۳۳ برابر دور نامی (RPM ۱۳۳۰۰) بود، و در حالت بدون برش چوب انجام گرفت (ISO 7505, 1986). میزان شتاب ارتعاشات در سه موقعیت دسته جلو اژه موتوری و مچ دست و بازوی دست چپ کاربر که با این دسته در تماس است در سه جهت عمودی، جانبی و محوری مطابق شکل ۱ انجام گرفت. با توجه به اینکه تغییر دور موتور برای هر بار اندازه‌گیری قدری مشکل به نظر می‌رسید آزمایش بصورت طرح کورت خورد شده در قالب طرح کاملاً تصادفی و با پنج تکرار برای هر تیمار اجرا شد.

داده‌ها به صورت سیگنال‌های شتاب ارتعاش در حوزه زمان در حافظه دستگاه ذخیره شده و سپس به رایانه منتقل شدند. مقادیر RMS (جذر میانگین مربعات) شتاب ارتعاش با استفاده از (رابطه ۱ برای هر کدام از سیگنال‌های ذخیره شده محاسبه شد (Barber, 1992).

نتایج و بحث

سیگنال‌های شتاب ارتعاش در حوزه زمان و حوزه فرکانس

سیگنال شتاب ارتعاش در حوزه زمان برای جهت عمودی دسته در دور موتور RPM ۱۳۳۰۰ به عنوان نمونه در شکل ۲ آورده شده است. زمان واقعی داده‌برداری برابر با ۳۰ ثانیه بود اما همانطور که از این شکل پیداست مقادیر شتاب ارتعاش جهت وضوح بیشتر تنها در طول مدت نیم ثانیه نشان داده شده است. اطلاعات زیادی از این نمودار نمی‌توان کسب کرد. چرا که تنها مقادیر شتاب ارتعاش در فواصل زمانی در آن مشخص است و هیچ اطلاعاتی از مقادیر فرکانس‌های ارتعاشی و نیز میزان شتاب ارتعاش در هرکدام از آن‌ها در دسترس نیست. این سیگنال از بینهایت تابع هارمونیک تشکیل شده است که این توابع از طریق تبدیل فوریه و تبدیل سیگنال حوزه زمان به حوزه فرکانس بدست می‌آید (Taylor, 2009). هرکدام از این توابع هارمونیک نشان دهنده ارتعاش قسمت خاصی از آره موتوری هستند که با فرکانس خاصی در حال ارتعاش است.

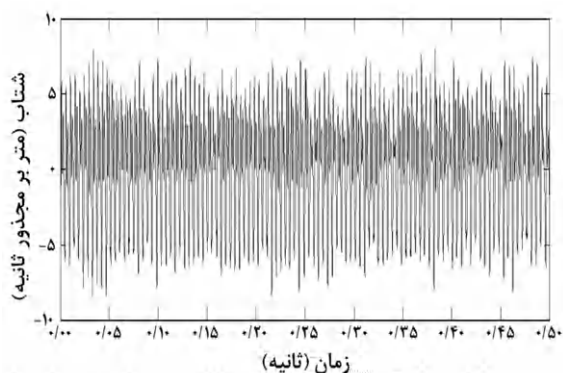
سیگنال شتاب ارتعاش حوزه فرکانس برای جهت عمودی دسته در دور موتور RPM ۱۳۳۰۰ در شکل ۳ نمایش داده شده است. این سیگنال در واقع تبدیل یافته سیگنال نشان داده شده در شکل ۲ به حوزه فرکانس است. همانطور که مشاهده می‌شود بزرگترین قله فرکانسی در فرکانس $221/5$ Hz رخ داده است. چرا این فرکانس منطبق بر فرکانس ضربات احتراق موتور است. چرا که در موتور دو زمانه و تک سیلندر آره موتوری، در هر دور میل‌لنگ یک احتراق وجود دارد. در دور RPM ۱۳۳۰۰ در هر ثانیه $221/67$ احتراق در سیلندر اتفاق می‌افتد. در نتیجه فرکانس ضربات احتراق نیز برابر با همین عدد است. قله‌های بعدی در فرکانس‌هایی که با ضرایب صحیح از فرکانس ضربات احتراق موتور برابر می‌باشند ظاهر شده‌اند. این ارتعاشات ممکن است مربوط به اجزای متصل به موتور مانند پمپ روغن باشد. این نتیجه در تحقیقات انجام شده بر روی سایر ماشین‌ها نیز مشاهده شده است (Taghizadeh ali saraei et al., 2010; Ko Ying et al., 2010). مقادیر شتاب ارتعاش در سایر فرکانس‌ها به میزان قابل توجهی کمتر از میزان آن در فرکانس‌های نامبرده است. در واقع هارمونیک‌های با فرکانسی برابر با مضر صحیح از فرکانس ضربات احتراق موتور، دامنه‌های بسیار بزرگتری نسبت به سایر هارمونیک‌ها دارند.

سیگنال شتاب ارتعاش حوزه فرکانس برای جهت عمودی مچ دست در دور موتور RPM ۱۳۳۰۰ در شکل ۴ آمده است.

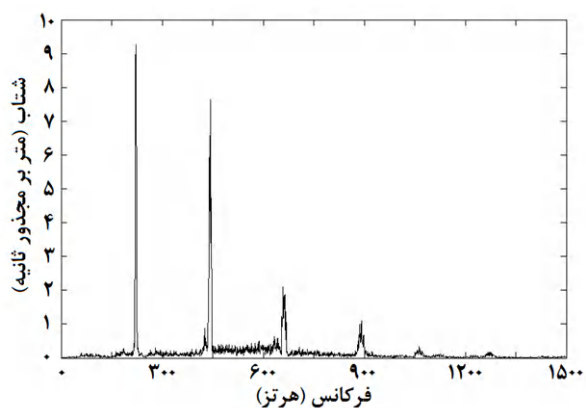
در این نمودار نیز قله غالب در فرکانس $221/5$ Hz ظاهر شده است. قله دیگری نیز در فرکانس دو برابر این فرکانس وجود دارد. اما همانطور که مشاهده می‌شود، مقادیر شتاب ارتعاش در فرکانس‌های بالاتر به میزان خیلی زیادی کاهش یافته‌اند و در واقع در مچ دست میرا گشته‌اند. اما مقادیر شتاب ارتعاش در فرکانس‌های پایین، نسبت به دسته، کاهش چندانی نداشته‌اند.

در سیگنال شتاب ارتعاش حوزه فرکانس برای جهت عمودی بازو در دور موتور RPM ۱۳۳۰۰ که در شکل ۵ نشان داده شده است نیز مشاهده می‌شود که بزرگترین قله در فرکانس منطبق با ضربات احتراق موتور حاصل گشته است و فرکانس‌های بالاتر از مقادیر شتاب ارتعاش بسیار کمتری برخوردارند.

از مقایسه شکل‌های ۳، ۴ و ۵ متوجه می‌شویم که ارتعاشات در حین انتقال از دسته به مچ و بازوی کاربر میرا شده‌اند و این میرایی در فرکانس‌های بالاتر بهتر صورت گرفته است. به عبارتی دست و بازوی کاربر ارتعاشات فرکانس‌های بالا را خیلی بهتر میرا کرده‌اند.



شکل ۲- سیگنال شتاب ارتعاش در حوزه زمان در جهت عمودی دسته در دور موتور RPM ۱۳۳۰۰



شکل ۳- سیگنال شتاب ارتعاش در حوزه فرکانس در جهت عمودی دسته در دور موتور RPM ۱۳۳۰۰

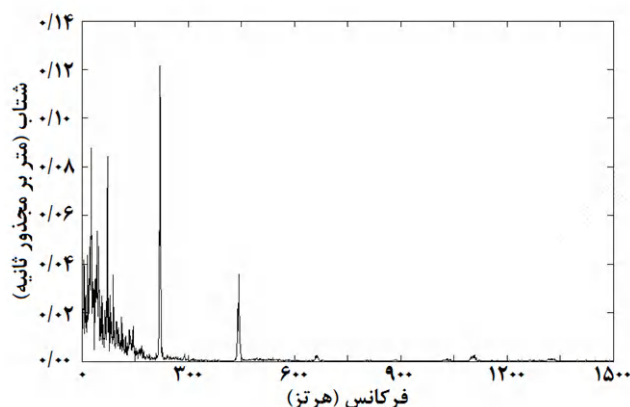
می‌شود که مقادیر شتاب ارتعاش در موقعیت مچ کمتر از دسته و در موقعیت بازو کمتر از مچ دست است. تحقیقات انجام شده بر روی تراکتور دو چرخ نتایج مشابهی را نشان داده‌اند (Taghizadeh ali saraei *et al.*, 2010; Ahmadian, 2012). دلیل این مطلب را چنین می‌توان بیان کرد که ارتعاشات هنگام عبور از اجزای بدن مقداری از انرژی خود را از دست داده و در نتیجه تا حدودی میرا می‌گردند.

در موقعیت دسته، بین مقادیر RMS شتاب ارتعاش در جهات مختلف در هر سه دور موتور، اختلاف معنی‌دار در سطح ۱٪ وجود دارد. همچنین بین مقادیر در دور موتورهای مختلف در هر سه جهت اختلاف در سطح ۱٪ معنی‌دار می‌باشد. در موقعیت مچ، تعداد میانگین‌هایی که با هم دارای اختلاف معنی‌دار هستند کمتر است. اما مشاهده می‌شود که در هر سه جهت بین مقادیر شتاب در دور آرام با دورهای نامی و تند اختلاف معنی‌دار وجود دارد ولی تنها در جهت محوری بین مقادیر شتاب در دور نامی با دور تند اختلاف در سطح ۱٪ معنی‌دار است. در موقعیت بازو تنها در جهات محوری و عمودی بین مقادیر شتاب ارتعاش در دور آرام با دورهای نامی و تند اختلاف در سطح ۱٪ معنی‌دار است. با وجود اینکه با افزایش دور، در دسته، میزان شتاب در هر سه جهت افزایش یافته است، در موقعیت بازو، تأثیر دور کاملاً عکس بوده و با افزایش دور میزان شتاب ارتعاش کاهش یافته است. در دوره‌های بالاتر موتور ارتعاشات غالب در فرکانس‌های بالاتری رخ می‌دهند و کاهش شتاب ارتعاش با افزایش دور موتور در بازو حاکی از انتقال کمتر ارتعاش به این عضو بدن می‌باشد. به عبارتی ارتعاشات ضمن انتقال از دسته به بازو در دوره‌های بالاتر بهتر از دوره‌های پایین‌تر میرا گشته‌اند.

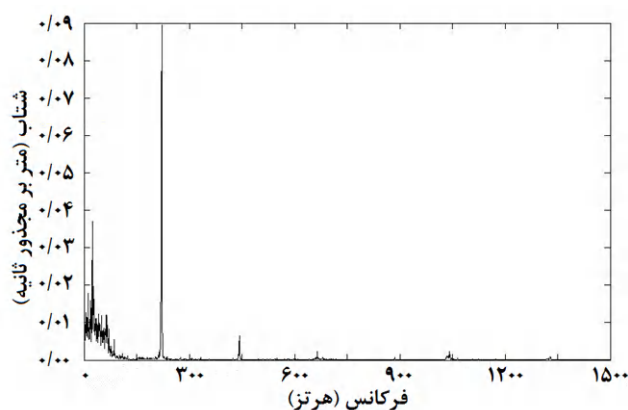
جدول ۴- مقایسه میانگین‌های RMS شتاب ارتعاش در دورها و جهت‌های مختلف

دور موتور (دور بر دقیقه)	۲۸۰۰	۱۰۰۰۰	۱۳۳۰۰	مختلف
عمودی	۴/۶۴۴ ^G	۲۴/۰۰۳ ^C	۳۶/۸۹۴ ^B	
دسته جانبی	۱۳/۰۴۸ ^E	۲۰/۷۵۲ ^D	۲۴/۵۸۶ ^C	
محوری	۹/۱۶۶ ^F	۱۵/۱۳۳ ^E	۴۵/۵۲۹ ^A	
عمودی	۲/۹۱۶ ^B	۱/۲۱۱ ^{CD}	۰/۵۷۵ ^D	
مچ جانبی	۲/۶۴۷ ^B	۰/۸۰۱ ^{CD}	۰/۸۰۸ ^{CD}	
محوری	۲/۴۳۲ ^C	۰/۳۹۶ ^D	۶/۲۰۰ ^A	
عمودی	۱/۲۸۶ ^B	۰/۳۵۱ ^C	۰/۱۸۱ ^C	
بازو جانبی	۰/۴۱۱ ^C	۰/۲۲۸ ^C	۰/۱۳۷ ^C	
محوری	۱/۷۴۹ ^A	۰/۳۰۴ ^C	۰/۱۳۲ ^C	

میانگین‌های موجود در هر موقعیت که دارای حداقل یک حرف مشترک هستند در سطح ۱٪ با هم اختلاف معنی‌دار ندارند



شکل ۴- سیگنال شتاب ارتعاش در حوزه فرکانس در جهت عمودی مچ دست در دور موتور ۱۳۳۰۰ RPM



شکل ۵- سیگنال شتاب ارتعاش در حوزه فرکانس در جهت عمودی بازو در دور موتور ۱۳۳۰۰ RPM

تأثیر دور موتور و جهت بر میزان ارتعاش

نتایج تجزیه واریانس مقادیر جذر میانگین مربعات شتاب ارتعاش برای بررسی اثر دور موتور و جهت در

جدول ۳ آمده است. همانطور که مشاهده می‌شود اثرات اصلی جهت و دور موتور و نیز اثر متقابل آنها، همگی در هر سه موقعیت اندازه‌گیری ارتعاشات یعنی در دسته، مچ دست و بازو در سطح ۱٪ معنی‌دار هستند.

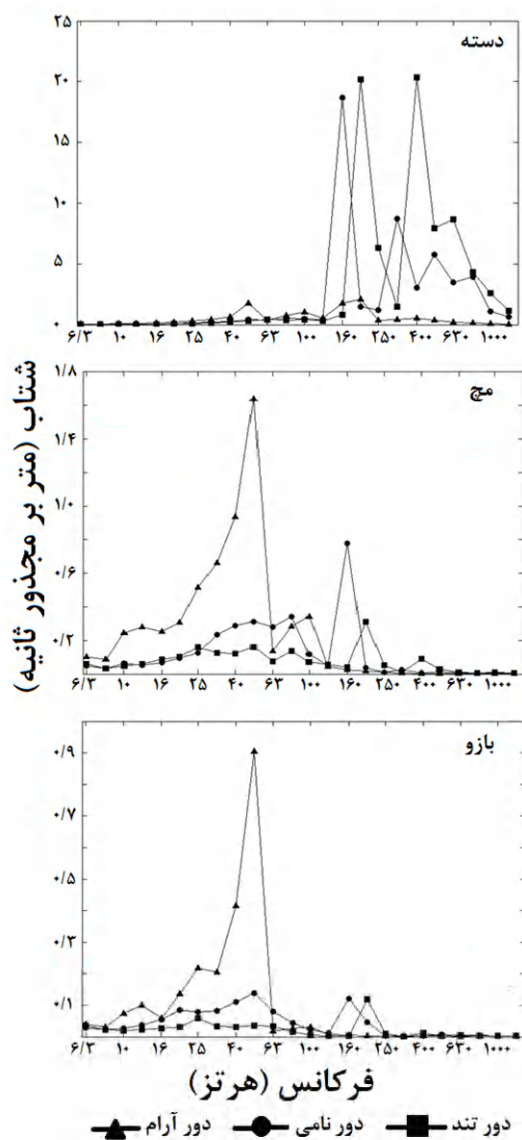
جدول ۳- نتایج تجزیه واریانس مقادیر RMS شتاب ارتعاش

منبع تغییر	درجه آزادی	میانگین مربعات		
		بازو	مچ	دسته
دور	۲	۴/۳۷۱ ^{**}	۱۳/۳۸۱ ^{**}	۲۷۰۴/۳۴۵ ^{**}
خطای اصلی	۱۲	۰/۰۳۵	۰/۲۲۵	۲/۰۸۵
جهت	۲	۰/۸۹۱ ^{**}	۷/۰۸۲ ^{**}	۵۵/۶۹۶ ^{**}
دور × جهت	۴	۰/۷۲۰ ^{**}	۲۳/۷۶۰ ^{**}	۳۴۳/۶۵۷ ^{**}
خطای فرعی	۲۴	۰/۰۱۴	۰/۱۷۱	۲/۵۹

** معنی‌دار در سطح ۱٪

برای بررسی بیشتر اثرات این عوامل، میانگین‌های هر تیمار با استفاده از روش مقایسه میانگین چند دامنه‌ای دانکن مقایسه شده و نتایج در جدول ۴ آورده شده است. مشاهده

مچ دست مربوط به دور نامی و در موقعیت بازو مربوط به دور تند هستند. با توجه به تفاوتی که در نحوه میرایی در موقعیت‌های مچ و بازو مشاهده می‌شود می‌توان گفت که ارتعاشاتی که در فاصله مچ تا بازو میرا گشته‌اند نسبت به ارتعاشاتی که در فاصله کف دست تا مچ میرا گشته‌اند دارای فرکانس بالاتری هستند.



شکل ۶- مقادیر شتاب ارتعاش در باندهای ۱/۳ اکتاو

جدول ۵- مقادیر قابلیت انتقال

قابلیت انتقال (درصد)		
از دسته جلو به بازو	از دسته جلو به مچ	
۱۳/۳۱	۲۵/۲۳	دور آرام
۱/۴۷	۴/۲۸	دور نامی
۰/۴۱	۹/۸۸	دور تند

مقادیر شتاب ارتعاش در باندهای ۱/۳ اکتاو

مقادیر شتاب ارتعاش در مراکز باندهای ۱/۳ اکتاو برای موقعیت‌ها و دوره‌های مختلف موتور در جهت عمودی، در شکل ۶ نشان داده شده است. با توجه به این نمودارها می‌توان دریافت که در موقعیت دسته مقادیر بیشینه شتاب ارتعاش، در دوره‌های نامی و تند نسبت به دور آرام خیلی بیشتر است و در فرکانس‌های بالاتری ظاهر شده است. بطور کلی و بدون در نظر گرفتن فرکانس‌های متناسب با احتراق موتور می‌توان چنین اظهار داشت که با افزایش دور موتور مقادیر شتاب ارتعاش در مراکز فرکانسی باندهای ۱/۳ اکتاو در موقعیت دسته، افزایش یافته است. اما با توجه به نمودار رسم شده در موقعیت مچ در می‌یابیم که بیشینه شتاب ارتعاش در دور آرام از دو دور دیگر بیشتر است و بدون در نظر گرفتن فرکانس‌های متناسب با احتراق موتور مقادیر شتاب ارتعاش با افزایش دور، کاهش یافته است. در موقعیت بازو این اختلاف مشهودتر است. در واقع با نگاهی به هر سه نمودار رسم شده در می‌یابیم که مقادیر شتاب ارتعاش ضمن انتقال از دسته به مچ و بازو در فرکانس‌های بالاتر خیلی بهتر از فرکانس‌های پایین‌تر میرا گشته‌اند. این مطلب تا حدودی مؤید نتیجه‌ای است که محقق دیگر در مطالعه خود بر روی ارتعاشات تراکتور دو چرخ در حالت حمل و نقل اظهار می‌دارد که اعضای بدن انسان مقدار دامنه ارتعاش را در فرکانس‌های بالاتر بیشتر کاهش می‌دهند و مقدار انتقال ارتعاش تابعی از فرکانس بوده و با افزایش فرکانس کاهش می‌یابد (Ahmadian, 2012). نتیجه‌ای مشابه در مورد مقادیر شتاب ارتعاش در جهات جانبی و محوری نیز مشاهده شد.

قابلیت انتقال

مقادیر RMS شتاب ارتعاش کل، از برابند مقادیر شتاب ارتعاش در سه راستا بدست آمده و با تقسیم این مقادیر در موقعیت‌های مختلف برهم و میانگین‌گیری، اعداد جدول ۵ حاصل شده است. بیشترین مقادیر قابلیت انتقال از دسته به مچ مربوط به دور آرام موتور می‌باشد. دلیل این مطلب را چنین می‌توان بیان نمود که در دور آرام موتور، فرکانس ارتعاش ناشی از ضربات احتراق موتور نسبت به دو دیگر کمتر است و از طرفی گفته شد که بیشترین مقادیر شتاب ارتعاش در فرکانس‌های منطبق بر دور موتور اتفاق می‌افتد. بنابراین ارتعاشات در دسته در دور آرام در فرکانس‌های پایین‌تر دارای مقادیر بزرگتری هستند و اعضای بدن ارتعاشات با فرکانس پایین را بهتر از ارتعاشات با فرکانس بالا انتقال می‌دهند. در نتیجه مقادیر قابلیت انتقال در دور آرام از دور نامی و تند بیشتر است. کمترین مقادیر نیز در موقعیت

ارتعاشاتی که در فاصله مچ تا بازو میرا گشته‌اند نسبت به ارتعاشاتی که در فاصله کف دست تا مچ میرا گشته‌اند دارای فرکانس بالاتری هستند.

نمادها

نماد	شرح	یکا در سیستم SI
RMS	جذر میانگین مربعات شتاب ارتعاش	m/s^2
T	بازه زمانی اندازه‌گیری	s
a(t)	شتاب اندازه‌گیری شده در لحظه t	m/s^2
Tr	قابلیت انتقال	بدون واحد
Z_{in}	میزان شتاب ارتعاش ورودی	m/s^2
Z_{out}	میزان شتاب ارتعاش خروجی	m/s^2

REFERENCES

- Ahmadian, H. (2012). Measurement, analysis and evaluation of a power tiller vibration on transportation mode. msc dissertation . University of Tehran, College of Abouraihan . Tehran. (in farsi).
- Barber, A. (1992). *Handbook of noise and vibration control*. Elsevier Science Publisher LTD. (6th ed.)
- Burdorf, A & Swuste, P. (1993). The effect of seat suspension on exposure to whole body vibration of professional drivers. *Ann occup hig*, 37(1), 45-55.
- Dong, R.G., McDowell, T.W., Welcome, D.E & Smutz, W.P. (2005). Correlations between biodynamic characteristics of human hand-arm system and the isolation effectiveness of anti-vibration gloves. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 35(3), 205-216.
- Gogliaa, V., Gospodaric, Z., Košuticb, S & Filipovic, D. (2003). Hand-transmitted vibration from the steering wheel to drivers of a small four-wheel drive tractor. *Applied Ergonomics*, 34(1), 45-49.
- Iso 5349-1. (2001). Mechanical vibration — measurement and evaluation of human exposure to hand-transmitted vibration. Iso International Standard.
- Iso 7505. (1986). Forestry machinery- chain saws- measurement of hand-transmitted vibration. Iso International Standard.
- Ko Ying, H., Ooi Lu, E & Zaidi Mohd, R. (2011). The design and development of suspended handles for reducing hand-arm vibration in petrol driven grass trimmer. *Journal of Industrial Ergonomics*, 41(5), 459-470.
- Miyashita, K., Miyamoto, K., Kuroda, M., Takeda, S & Iwata, H. (1994). Hand-arm vibration exposure and the development of vibration syndrome. *Nagoya j. med. sci*, 57(suppl), 43-48.
- Sam, B., Kathirvel, K. (2009). Development and evaluation of vibration isolators for reducing hand transmitted vibration of walking and riding type power tillers. *Iranian Journal of Biosystems Engineering*, 103(4), 427-437.
- Sarikhani, N. (2009). *Forest exploitation*. University Of Tehran Press: Tehran. (In Farsi).
- Stikeleather, L.F. (1991). Seat vibration and ride comfort. in human factors: A series of quality instructional material. asae.
- Taghizadeh Ali Saraei, A., Tavakoli, T. & Ghobadiyan, B. (2010). Vibration analysis of two-wheel tractors at station. *Iranian Journal of Biosystem Engineering*, 41(1), 27-35. (in farsi).
- Taylor, L. J. (2009). *The vibration analysis handbook*. Elsevier Electronic Publication.
- Taylor, W., Person, J., Kell, R. L & Keighley, G. D. (1971). Vibration syndrome in forestry commission chain saw operators. *br j ind med*, 28(1), 83-89.
- Wakeling, J., Nigg, B & Rozitis, A. (2002). Muscle activity damps the soft tissue resonance that occurs in response to pulsed and continuous vibrations. *J Appl Physiol*. 93(3), 1093-1103.

نتیجه‌گیری کلی

مقادیر شتاب ارتعاش در دوره‌های مختلف موتور و نیز جهات مختلف دارای تفاوت‌های معنی‌داری هستند.

بیشترین مقادیر شتاب ارتعاش در فرکانس‌هایی که مضرر صحیحی از فرکانس ضربات احتراق موتور هستند ظاهر شده‌اند.

اعضای بدن ارتعاشات با فرکانس‌های بالاتر را بهتر از ارتعاشات با فرکانس‌های پایین میرا می‌کنند. به عبارتی میرایی با افزایش فرکانس، افزایش می‌یابد.

بیشترین مقادیر قابلیت انتقال مربوط به دور آرام موتور است.