

مدلسازی ارتعاشی کاربر اهره موتوری جهت بررسی استانه خستگی

مسعود فیضی¹، علی جعفری²، حجت احمدی²

1. دانشجوی کارشناسی ارشد گروه مکانیک ماشینهای کشاورزی پردیس کشاورزی و منابع طبیعی

دانشگاه تهران

2. دانشیار گروه مکانیک ماشینهای کشاورزی پردیس کشاورزی و منابع طبیعی دانشگاه تهران

Jafarya@ut.ac.ir

چکیده

ارتعاشات تأثیر فراوانی بر خستگی انسان در حین کار دارند. ارتعاشات نامناسب ممکن است سبب ایجاد عوارضی در فرد گردد که بعدها آشکار شود. ارتعاشات وارده به بدن انسان از طرف ماشینها می تواند باعث کاهش سلامتی، کمر درد، مزاحمت برای سیستم مرکزی، اختلال در تیزبینی و ... شود. اهره موتوری وسیله ای است که بطور گسترده ای در قطع درختان جنگل که یک مؤلفه مهم بهره برداری از جنگل است بکار می رود. مهمترین مشکل این وسیله ارتعاشات آن می باشد که کاربران آن را در معرض اختلالاتی مانند پدیده رینود یا سپید انگشتی قرار می دهد. در این مطالعه، از بدن انسان با استفاده از اجرام، فنرها و میراگرها یک مدل ارتعاشی تهیه گردیده و سپس مدل استخراجی به کمک نرم افزار انسیس تحلیل شده است. نتایج تحلیل، مقدار شتاب و جابجایی تحمیلی از طرف اهره موتوری بر اندامهای مختلف بدن که شبیه سازی شده را نشان می دهد. نتایج این تحقیق برای انسان های با جرم های متفاوت در اعضای مختلف بدن و همچنین اهره موتوری های با ابعاد و مشخصات متفاوت قابل تعمیم است. بدیهی است نتایج این تحقیق در طراحی و بهینه سازی اهره های موتوری و همچنین حفظ سلامتی کاربران آن قابل استفاده است.

کلمات کلیدی: ارتعاشات، اهره موتوری، خستگی کاربر، دمپر، فنر

مقدمه

امروزه اکثر کارهای کشاورزی و صنعتی با ماشینهای ساده و یا پیچیده انجام می گیرد. ماشینها می توانند در کوتاه مدت و یا بلند مدت خطراتی را برای انسان ایجاد کنند. بنابراین مسئله سلامتی انسان در ارتباط با یک ماشین به عنوان یک بحث مهم جلوه می کند و علم مهندسی عوامل انسانی نیز به این مسئله می پردازد. هدف مهندسی عوامل انسانی، سازگار کردن محیط ها و وسایل کار با عملکرد انسان در ارتباط با مشخصه های فیزیکی، حسی، ادراکی، ذهنی و غیره انسان است [امیر افزلی، 1382]

قطع درخت مؤلفه ای مهم در سیستم بهره برداری از جنگل است که اغلب به وسیله اهره موتوری انجام می گیرد. اهره موتوری معمولی که با یک اپراتور کار می کند بطور گسترده ای برای قطع درختان و شاخه زنی در جنگل، قطع زنی گرده بینه در جنگل و کارخانه های چوب بری و حتی برش طولی گرده بینه مورد استفاده قرار می گیرد [لتیباری، 1385] بزرگترین عیب اهره های موتوری لرزش دائمی آن حین کار است که در بدن و مخصوصا دستهای کارگر ایجاد ناراحتی می نماید. [ساریخانی، 1387]

ارتعاش کامل و جزئی بدن باعث کاهش سلامتی مانند درد کمر و آسیب ستون فقرات می گردد. [تقی زاده علی سرابی و همکاران، 1386] 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

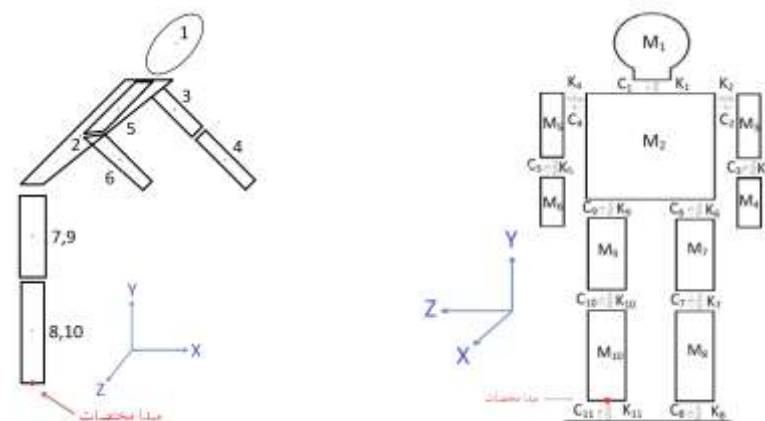
پایین (کمتر از حدود 0.5HZ) می تواند باعث بیماریهای حرکتی شود که همراه با رنگ پریدگی، عرق کردن، حالت تهوع و استفراغ کردن است، همچنین حرکت کوچک سر (بیش از 1mm) یک حرکت مشابه به شبکیه چشم وارد می کند و می تواند مزاحم تیز بینی شود. همچنین حساسیت لامسه و شنیداری ممکن است تأثیر بپذیرد. [Baraer, 1992]

پادان و گریفین ارتعاشات در صد وسیله مختلف در چهارده دسته متفاوت شامل اتومبیلها، بالابرها، تراکتورها، کامیونها، ونها و اتوبوسها را اندازه گیری و ارزیابی نمودند. [Paddan and Griffin, 2002] تمرمن و همکاران تحقیقی را در مورد سیستم تعلیق کابین ماشینهای خودگردان کشاورزی انجام دادند. [Temmerman et al, 2004] تمرمن و همکاران در زمینه بهینه سازی آسایش راننده بخش دوم تحقیق خود را ادامه دادند. [Temmerman et al, 2005] مهتا و همکاران آزمایشی را بر روی صندلی تراکتور دو چرخ محرک انجام دادند. [Mehta et al, 2000]

چو فنگ لیانگ و چی فنگ چیانگ بدن انسان در حالت نشسته در اتومبیل های مختلف را مدلسازی نمودند. [Liang and Chang, 2008] روزن و آرکان نیز مدل دیگری برای بدن انسان در حالت نشسته ارائه نمودند. [Rosen and Arcan, 2003] مایانک میسرا تحقیقاتی تحت عنوان بررسی ظریب میرایی مدل ارتعاشی بدن انسان به انجام رسانیده است. [Mishra, 2008] کومار و همکاران یک مدل ارتعاشی با 19 درجه آزادی برای انسان و تراکتور ارائه نمودند. [Kumar et al, 2001]

مواد و روشها

در هنگام کار با اژه موتوری، بدن ممکن است موقعیت های مختلفی داشته باشد. در اینجا موقعیت بدن را با فرضیهایی جهت ساده سازی مطابق با موقعیت توصیه شده برای بدن در هنگام اندازه گیری ارتعاشات اژه موتوری در استاندارد بین المللی ISO 7505 در نظر گرفته ایم. [ISO 7505, 1986] برای ساده سازی پاها را در یک راستا در امتداد راستای جانبی بدن و به فاصله ای برابر با عرض شانه ها و بدن را به اندازه 45 درجه به طرف جلو خم شده، دست راست تا آرنج در امتداد بدن و از آرنج تا نوک انگشتان در جهت عمود بر بالا تنه و دست چپ از شانه تا نوک انگشتان عمود بر بالا تنه همانطور که در شکل (1) مشاهده می نماید در نظر گرفته شده است.



شکل 1- موقعیت فرض شده برای بدن در حالت کار با اژه موتوری و مدل ارتعاشی بدن با 20 درجه آزادی

مدل ارتعاشی دارای 10 قسمت مجزا می باشد که توسط فنرها و میراگرهایی به هم متصل شده اند که با در نظر گرفتن دو درجه آزادی برای هر کدام از آنها در راستاهای طولی و جانبی مدل 20 درجه آزادی انسان در هنگام کار با آره موتوری بدست آمد. مدل ارائه شده در شکل (1) نشان داده شده است. پس از بدست آوردن انرژی جنبشی، پتانسیل و میرایی اجزاء مختلف مدل و نوشتن رابطه لاگرانژ آنها با استفاده از رابطه (1) معادلات مربوط به ارتعاش سیستم تعیین گردید. این معادلات شامل 20 معادله با فرض مشخص بودن جرم اندامها و ضریب فنریت و ضریب میرایی فنرها و میراگرها و 20 مجهول یعنی جابجایی قسمتهای مختلف بدن می باشد. با حل این معادلات ماتریس های جرم، سختی و میرایی مدل بدست آمد.

$$\frac{d}{dt} \left[\frac{\partial T}{\partial \dot{q}_i} \right] - \frac{\partial T}{\partial q_i} + \frac{\partial U}{\partial q_i} + \frac{\partial DE}{\partial \dot{q}_i} = \dot{Q}_i$$

رابطه (1)

در رابطه (1) T انرژی جنبشی، U انرژی پتانسیل، DE انرژی میرایی اندامهای مختلف و Q_i نیروی وارد بر اندامهای بدن انسان است.

اگر اطلاعات عددی صحیح از ارتعاشات قسمتهای مختلف بدن داشته باشیم می توان با استفاده از استاندارد ISO2631 که برای ارتعاشات تمام بدن تدوین شده و استاندارد ISO5349 آستانه خستگی و همچنین مدت زمانی که درصدی از افراد به بیماری انگشت سفید مبتلا می شوند را بدست آورد.

برای تحلیل مدل بدست آمده در نرم افزار انسیس باید از داده های عددی برای مقادیر جرمها، ضرایب میرایی و ضرایب فنریت استفاده نمود و همچنین مشخص بودن فاصله بین اندامها یعنی اجرام باید مشخص باشند. در اینجا برای بدست آوردن مقادیر جرمها و ضرایب میرایی و فنریت از داده های بدست آمده توسط آمیروچ و همکاران استفاده نمودیم. [Amirouche, 1994] لازم به ذکر است که بکار بردن این اطلاعات در موقعیت دیگری از بدن کاملاً صحیح نیست. اما برای مشاهده جوابهای بدست آمده از نرم افزار مجبور به وارد کردن اطلاعات عددی هستیم. اجرام به صورت نقطه ای و فنرها و میراگرها بصورت خطی در نظر گرفته شدند. همچنین ابعاد بدن با توجه به اطلاعات آنتروپومتریک صدک پنجاهم مردم آلمان که در جداولی تدوین شده است بدست آمد. [فیزنت، 1375]

در شکل (3) مدل ارتعاشی در نرم افزار نشان داده شده است.



شکل 3- مدل ارتعاشی بدن در نرم افزار ANSYS نتایج و بحث

نتایج و بحث

در روش تحلیل دستی با استفاده از روش لاگرانژ ماتریس های مربوط به معادلات مدل استخراج گردید. معادلات به شکل ماتریسی زیر بدست آمد.

$$\begin{bmatrix} M & ZEROS(10) \\ ZEROS(10) & M \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{X} \\ \ddot{Y} \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} K_X & ZEROS(10) \\ ZEROS(10) & K_Y \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} X \\ Y \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} C_X & ZEROS(10) \\ ZEROS(10) & C_Y \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \dot{X} \\ \dot{Y} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} F_X \\ F_Y \end{Bmatrix}$$

در این رابطه ماتریس جرم به شکل زیر می باشد.

$$M = \begin{bmatrix} M_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & M_2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & M_3 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & M_4 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & M_5 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & M_6 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & M_7 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & M_8 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & M_9 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & M_{10} \end{bmatrix}$$

ZEROS(10) یک ماتریس مربعی 10*10 است که تمام درایه های آن صفر است. ماتریس های K_X و K_Y به ترتیب ماتریس های سختی در راستای X و Y و C_X و C_Y ماتریس های میرایی به ترتیب در راستای X و Y هستند که بصورت زیر می باشند که باید بنا به جهت، سختی فنرها و میرایی میراگرها در راستای مورد نظر در آنها وارد گردد.

$$K = \begin{bmatrix} K_1 & -K_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -K_1 & K_1 + K_2 + K_4 + K_6 + K_9 & -K_2 & 0 & -K_4 & 0 & -K_6 & 0 & -K_9 & 0 \\ 0 & -K_2 & K_2 + K_3 & -K_3 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -K_3 & K_3 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -K_4 & 0 & 0 & K_4 + K_5 & -K_5 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -K_5 & K_5 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -K_6 & 0 & 0 & 0 & 0 & K_6 + K_7 & -K_7 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -K_7 & K_7 + K_8 & 0 & 0 \\ 0 & -K_9 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & K_9 + K_{10} & -K_{10} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -K_{10} & K_{10} + K_{11} \end{bmatrix}$$

$$C = \begin{bmatrix} C_1 & -C_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ -C_1 & C_1 + C_2 + C_4 + C_6 + C_9 & -C_2 & 0 & -C_4 & 0 & -C_6 & 0 & -C_9 & 0 \\ 0 & -C_2 & C_2 + C_3 & -C_3 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -C_3 & C_3 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -C_4 & 0 & 0 & C_4 + C_5 & -C_5 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & -C_5 & C_5 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -C_6 & 0 & 0 & 0 & 0 & C_6 + C_7 & -C_7 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -C_7 & C_7 + C_8 & 0 & 0 \\ 0 & -C_9 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & C_9 + C_{10} & -C_{10} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -C_{10} & C_{10} + C_{11} \end{bmatrix}$$

در روش تحلیل با نرم افزار از طریق تحلیل مودال 20 فرکانس طبیعی سیستم در محدوده فرکانسی 0 تا 1400 هرتز که برای ارتعاشات کل بدن و ارتعاشات دست بازو مهم می باشد بدست آمد که در اینجا 5 مورد آمده است.

$$Freq1: 4.520135197 \times 10^{-6} HZ$$

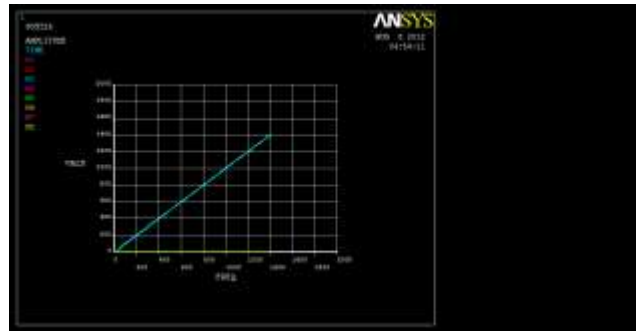
$$Freq2: 6.780574420 \times 10^{-6} HZ$$

$Freq8: 1.411536727 \times 10^{-5} HZ$

$Freq15: 21.5561517 HZ$

$Freq20: 36.4919957 HZ$

همچنین در تحلیل هارمونیک با فرض وارد شدن نیروی F با دامنه 850 نیوتن و فرکانس 140 هرتز که در محدوده اعداد بدست آمده برای کار با اره موتوری بود انجام گرفت که نمودار آن در شکل (4) نشان داده شده است.



شکل 4- تحلیل هارمونیک مدل بدن در نرم افزار ANSYS

با توجه به اینکه جابجایی اندامها بسیار کم است نرم افزار بخوبی جابجایی اندامها را مشخص نمود.

منابع

- امیر فضلی. ع، (1382)، روش های طراحی در مهندسی ،موسسه انتشارات علمی دانشگاه صنعتی شریف، 283-370
- تقی زاده علی سرایی.ا، توکلی هشتجین.ت، قبادیان.ب، (1386)، بررسی ارتعاش صندلی تراکتور یونیورسال 650 ام، مجله علوم کشاورزی ایران، شماره 4:580-571
- ساریخانی.ن، (1387)، بهره برداری جنگل، موسسه چاپ و انتشارات دانشگاه تهران، 728
- فیزنت.ا، (1375)، انسان، آنتروپومتری، ارگونومی و طراحی ، ترجمه علیرضا چوبینه و دیگران ، تهران: مرکز، 14-120
- لتیباری.ا، (1385)، فن آوری برش چوب، انتشارات و موسسه آموزش عالی علمی - کاربردی جهاد کشاورزی، 97
- Amirouche.F.M.L.,Xie.M.,Patwardhan.A,(1994),Optimization of the contact damping and stiffness coefficients to minimize human body vibration,Journal of biomechanical engineering,voll16:413-420
- Anonymous,(1986),ISO 7505,Forestry machinery – Chain saws – Measurement of hand-transmitted vibration,International organization for standardization.

- Baraer. A,(1992),Handbook of Noise and vibration control,By Elsevier Science Publisher LTD,6th edition
- Kumar.A.,Mahajan.P.,Mohan.D.,Varghese.M,(2001),Tractor Vibration Severity and Driver Health: a Study from Rural India,Information Technology and the Human Interface,80(4):313-328
- Liang.C.C.,Chang.C.F,(2008), Modeling of a Seated Human Body Exposed to Vertical Vibrations in Various Automotive Postures, Industrial Health,46:125–137
- Mehta.C.R.,Shyam.M.,Singh. P.,Verma.R.N,(2000),Ride vibration on tractor-implement system,Applied Ergonomics,31:323-328
- Mishra.M,(2008), Evaluation of damping coefficients of a vibratory model of human body,A Thesis Submitted In partial fulfillment of the requirement for the award of degree of Master of engineering in CAD/CAM & Robotics, Mechanical Engineering Department Thapar University,91
- Paddan.G.S.,Griffin.M.J,(2002),Evaluation of whole-body vibration in vehicles,Journal of Sound and Vibration,253:195-213
- Rosen.J.,Arcan.M,(2003), Modeling the Human Body/Seat System in a Vibration Environment, Journal of Biomechanical Engineering,vol125:223-231
- Temmerman.
D.J.,Deprez.K.,Hostens.I.,Anthonis.J.,Ramon.H,(2005),Conceptual cab suspension system for a self propelledagricultueralmachin,Part 2: Operator Comfort Optimisation. Biosystems Engineering,90(3):271-278
- Temmerman.D.J.,Deprez.K.,Anthonis.J.,Ramon.H,(2004),Conceptual cab suspension system for a self propelledagricultueralmachin,Part1:Development of a linear mathematical model,Biosystems Engineering,89:409- 416
- 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,9:1093–1103