Journal of Operational Research in its Applications
Vol.23, NO.2, Summer 2026
ISSN: 2251-7286
DOI:10.71773/jamlu-2026-2-2202

Numerical Modeling and Multi-Objective Optimization of an Automotive Seat Using a Human Biomechanical Model via the PSO-CD

A. Sedaghat[1*]
[1] *Assistant Professor, Department of Mechanical Engineering, Lahijan Branch, Islamic Azad University, Lahijan, Iran.*

Research Paper

Received: 17 May 2024
Accepted: 22 September 2024

Abstract: Humans are sensitive to low-frequency vibrations in the seated posture. Consequently, seated human biodynamics has been a prominent subject of interest, and numerous mathematical models have been developed in this regard to date. In conventional car seats, the seating system does not induce significant changes in the frequency of the coupled human-seat system. In this paper, employing a four-degree-of-freedom (4-DOF) biomechanical model alongside the PSO-CD multi-objective optimization algorithm, the IMP, STH, and VDV functions were optimized under a harmonic excitation with a maximum amplitude of 50 mm, yielding the optimal mass, stiffness, and damping coefficients of the car seat. Subsequently, the optimized outcomes were compared with the experimental and mathematical (analytical) results of a conventional seat. The obtained results demonstrate a substantial reduction in the aforementioned functions.

Introduction: With the advancement of technology and the production of powerful, high-speed machines, the impacts of these machines on the environment and human beings have drawn the attention of researchers. One of the mechanical excitations consistently introduced into the environment by industrial machinery is vibration. The vibrations generated by machinery lead to acute and chronic injuries to the human body. In the current paper, the optimal mass, stiffness, and damping coefficients of a car seat have been obtained using the Quasi-Newton optimization method applied to acceleration functions and the Seat-to-Head Transmissibility (STH) biodynamic function. Subsequently, the optimized results have been compared with the experimental and mathematical (analytical) outcomes of a conventional seat.

Materials and Methods: At low frequencies and vibration levels, the human body can be simulated as a linear lumped-parameter system. Figure 1 illustrates the four-degree-of-freedom (4-DOF) mechanical model proposed by Wan and Schimmels. Based on the analytical and experimental studies published by Liang and Chiang, this model has been identified as the superior model among the existing lumped-mass models.
To investigate the effects of vertical vibrations on a seated occupant, the system of equations of motion corresponding to the lumped-parameter model must first be derived and solved. Given that the lumped-parameter model utilized in this study is a linear system, the analysis

* *Corresponding Author: sedaghat.alirezaa@gmail.com*

[Downloaded from jamlu.lahijan.iau.ir on 2026-11-02]

[DOI: 10.71773/jamlu-2026-2-2202]

Journal of Operational Research in its Applications
Vol.23, NO.2, Summer 2026
ISSN: 2251-7286
DOI:10.71773/jamlu-2026-2-2202

has been conducted in the frequency domain, as this approach is highly suitable for linear systems subjected to harmonic excitation. It should be noted that this method yields the steady-state response of the system.

Results and Discussion: The biodynamic responses of the seated occupant to vertical vibration excitation are presented in the frequency domain through biodynamic functions, namely transmissibility, mechanical impedance (IMP), and apparent mass. Additionally, the acceleration of body segments is provided as a representative example at frequencies of 3.5, 5, and 10Hz for both the optimized and conventional seat configurations.
Furthermore, the analytical results obtained in the frequency domain are compared with the experimental results for the conventional seat. The experimental data are presented in three forms: the upper limit, the lower limit, and the target line.
(Note: The frequency "5/3" in the Persian text is a common right-to-left typing inversion for "3.5". Since 3.5Hz is a standard resonant frequency in biomechanical vibration analysis, it has been translated as 3.5Hz.)

Conclusions: As illustrated in Figure 2, as a result of the optimization, the values of the Seat-to-Head (STH) transmissibility biodynamic function have decreased significantly, except within the frequency band of 1.6to 2.2Hz. It should be emphasized that achieving this reduction was one of the principal objectives of this research; a decrease in STH transmissibility signifies an attenuation in the transmission of vibration excitation to the body segments, which consequently enhances the ride comfort of the vehicle occupant.
As anticipated, noticeable variations have been induced in the values of the Mechanical Impedance (IMP) and VDV biodynamic functions (Figures 5 and 6). Referring to Figures 7 through 11, the acceleration exerted on the body segments has decreased substantially in the optimized seat configuration, dropping by a ratio of 1: 100. Furthermore, the magnitude of this acceleration reduction becomes considerably more pronounced as the frequency increases. This attenuation is highly favorable, as, according to Equations 14, 15, and 16, a decrease in acceleration with increasing frequency implies a reduction in the dynamic force applied to the body segment, thereby mitigating potential biomechanical injury.
Finally, although the acceleration values transmitted from the pelvis to the head exhibit a severe amplification at a specific frequency, such as 5Hz, in the conventional seat, they are drastically attenuated in the optimized seat.

Keywords: Human Vibration, Biodynamic Model, Optimal Vehicle Seat, PSO-CD Optimization.

[Downloaded from jamlu.lahijan.iau.ir on 2026-11-02]

[DOI: 10.71773/jamlu-2026-2-2202]

مجله تحقیق در عملیات در کاربردهای آن، سال بیست و سوم، شماره دوم (پیاپی ۸۹)،تابستان ۰۵، ص ص ۱۵۰-۱۳۵
شاپا ۷۲۸۶-۲۲۵۱
DOI:10.71773/jamlu-2026-2-2202

مدل‌سازی عددی و بهینه‌سازی چندهدفی با روش PSO-CD صندلی خودرو با استفاده مدل بیومکانیکی انسان

علیرضا صداقت[1*]
۱- استادیار، گروه مهندسی مکانیک، واحد لاهیجان، دانشگاه آزاد اسلامی، لاهیجان، ایران

رسید مقاله: ۲۸ اردیبهشت ۱۴۰۳
پذیرش مقاله: ۱ مهر ۱۴۰۳

چکیده
انسان‌ها به ارتعاشات با فرکانس پایین در حالت نشسته حساس هستند. در نتیجه بیودینامیک انسان نشسته یکی از موضوعات مورد توجه بوده و مدل‌های ریاضی متعددی تاکنون در این مورد ارایه گردیده است. در صندلی‌های معمولی خودروها، سیستم صندلی تغییرات محسوسی در فرکانس مجموعه سیستم انسان و صندلی ایجاد نمی‌کند. در این مقاله، با استفاده از مدل بیودینامیکی چهار درجه آزادی، با استفاده از بهینه‌سازی چندهدفی PSO-CD، توابع IMP، STH، VDV، برای تحریک هارمونیک با حداکثر دامنه ۵۰ میلیمتر، بهینه گردید و ضرایب جرم، سختی و میرایی بهینه صندلی خودرو به‌دست آمد و سپس نتایج بهینه‌سازی شده با نتایج تجربی و ریاضی (تحلیلی) در حالت صندلی معمولی مقایسه شد. نتایج به‌دست آمده، کاهش محسوسی را در توابع فوق‌الذکر نشان می‌دهد.

کلمات کلیدی: ارتعاشات انسانی، مدل بیودینامیکی، صندلی بهینه خودرو، بهینه‌سازی با روش PSO-CD.

۱ مقدمه
با توسعه فناوری و تولید ماشین‌های قدرتمند و سریع، تاثیرات این ماشین‌ها بر محیط زیست و انسان مورد توجه محققان قرار گرفته است. یکی از محرک‌های مکانیکی که همواره از طرف ماشین‌آلات صنعتی به محیط وارد می‌شود، ارتعاش است. ارتعاشات تولیدشده توسط ماشین آلات، منجر به آسیب‌های حاد و مزمن بر بدن انسان می‌گردد. یکی از مواردی که انسان دائماً در معرض ارتعاش قرار دارد، سوارشدن در اتومبیل‌هاست که اغلب انسان‌ها روزانه با آن مواجه هستند [۱]. کاهش و حذف ارتعاشات منتقل‌شده از صندلی خودروها نه تنها بر آرامش، راحتی و تمرکز راننده و سرنشینان می‌افزاید، بلکه در دراز مدت از بروز صدمات مزمن و ناراحتی‌ها جلوگیری می‌کند. نیاز به افزایش راندمان ماشین آلات ایجاب می‌کند که شرایط را برای افزایش سرعت و توان ماشین فراهم نمود و این افزایش باعث افزایش عکس‌العمل‌های زائد مکانیکی در اجزاء دستگاه‌ها می‌شود. لذا

* عهده‌دار مکاتبات
آدرس الکترونیکی: sedaghat.alirezaa@gmail.com

[Downloaded from jamlu.lahijan.iau.ir on 2026-11-02]
[DOI: 10.71773/jamlu-2026-2-2202]

مساله کاهش و ایزولاسیون، فکر مهندسین را به خود مشغول داشته است[۲]. با گسترش رایانه‌ها و افزایش حجم حافظه و سرعت آنها، استفاده از مدل‌های ریاضی در شبیه‌سازی مدل‌های دینامیکی انسان روز به روز در حال افزایش می‌باشد. در این‌گونه مدل‌ها قسمت‌های مختلف بدن به صورت مدل متمرکز، مدل‌سازی‌شده و معادلات دیفرانسیل سیستم استخراج گردیده و حل می‌شوند. از نقطه‌نظر مهندسی، بدن انسان را می‌توان یک سیستم مکانیکی در نظر گرفت و ارتعاشات آن را می‌توان در محدوده فرکانسی زیر ۱۰۰ هرتز با جرم‌های متمرکز شبیه‌سازی کرد [۳]. سالیان درازی است که از مدل‌های متمرکز برای شبیه‌سازی بدن انسان تحت ارتعاشات عمودی استفاده می‌شود زیرا این مدل‌ها به راحتی قابل تحلیل بوده و می توان نتایج حاصل از آنها را با داده‌های تجربی مقایسه کرد [۴]. در این مدل‌ها بدن انسان را با چند جرم متمرکز که توسط فنر و میرا کننده به هم متصل می‌شوند شبیه‌سازی می‌کنند. کوئرمان[1] امپدانس DPM بدن انسان را در حالات مختلف اندازه‌گیری کرد و بر اساس نتایج به‌دست آمده، یک مدل یک درجه آزادی را پیشنهاد نمود [۲]. ساگس و همکارانش[2] یک مدل دو درجه آزادی را بر اساس پاسخ‌های بیودینامیکی بدن انسان ارایه کرد [۵]. دو محقق به نام‌های موکسیان[3] و نش[4] به ترتیب مدل‌های شش و دو درجه آزادی را ارایه کردند. آنها در مدل‌های خود نتیجه گرفتند که ضرایب میرایی با تحریک های مختلف فرکانسی، متغیر است [۶، ۷].

پاتیل و همکارانش[5] و همچنین پاتیل و پالانیشامی[6]، مدل هفت درجه آزادی ارایه کردند که براساس مدل شش درجه آزادی موکسیان بود و بیشتر برای پاسخ ارتعاشی حرکت تراکتور بر بدن انسان به‌کار می‌رفت [۸، ۹]. قاسم و همکارانش[7] یک مدل یازده درجه آزادی برای ارتعاشات عمودی و افقی ارایه دادند که برای افراد مذکر در حالت نشسته به کار می‌رود [۱۰]. باید گفت که این مدل از جمله مدل‌های معدودی است که کمر انسان را نیز شامل می‌شود. همچنین او با همراهی عثمان[8] مدلی برای بانوان ارایه داد که در آن جرم مدل ۶۰ درصد جرم مدل مذکر بود اما ضرایب میرایی و فنر آن با مدل شخص مذکر یکسان بود [۱۱، ۱۲]. وان و شیملز مدلی چهار درجه آزادی ارایه دادند که برای بررسی پاسخ بیودینامیکی بدن به تحریک ارتعاشی در اتومبیل کاربرد دارد و از مدل‌های برجسته به حساب می‌آید [۱۳]. بویلیائو و همکارانش[9] مدلی چهار درجه آزادی را با استفاده از روش‌های بهینه‌سازی داده‌های تجربی ارایه کردند که مدل ارایه‌شده توسط او نیز از مدل‌های مناسب برای تحلیل پاسخ بیودینامیکی بدن انسان به ارتعاشات عمودی ناشی از صندلی می‌باشد [۱۴]. بر اساس مطالعات تحلیلی و آزمایشگاهی، مدل چهار درجه آزادی که توسط وان و شیملز ارایه گردیده، بهترین همخوانی را با نتایج آزمایشگاهی دارا می‌باشد و برای مطالعه بیودینامیکی پاسخ بدن انسان به ارتعاشات عمودی توصیه می‌گردد که از این مدل استفاده شود. لذا در این مقاله از این مدل به عنوان مدل بیودینامیکی بدن انسان استفاده گردیده است.

[1] Coermann
[2] Suggs et al.
[3] Muksian
[4] Nash
[5] Patil et al.
[6] Palanichamy
[7] Qassem et al.
[8] Othman
[9] Boileau et al.

[Downloaded from jamlu.lahijan.iau.ir on 2026-11-02]

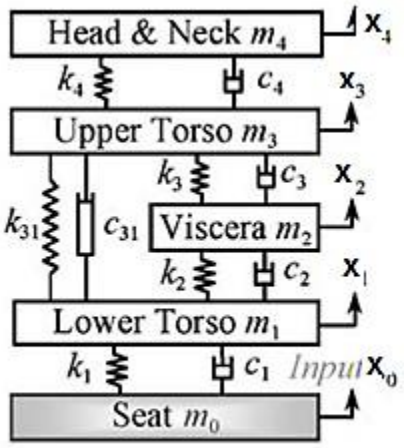
[DOI: 10.71773/jamlu-2026-2-2202]

در مقاله حاضر ضرایب بهینه جرم، سختی و میرایی صندلی خودرو با استفاده از روش بهینه سازی شبه‌نیوتنی توابع شتاب و تابع بیودینامیکی قابلیت انتقال از صندلی به سر (STH) به‌دست آمده است و سپس نتایج بهینه‌سازی‌شده با نتایج تجربی و ریاضی در حالت صندلی معمولی مقایسه گردیده است.

۲ مدلسازی مساله

۲-۱ مدل بیودینامیکی بدن

در فرکانس‌ها و ترازهای ارتعاشی پایین، بدن انسان را می‌توان با یک سیستم متمرکز خطی شبیه‌سازی کرد. شکل ۱ مدل مکانیکی چهار درجه آزادی ارایه‌شده توسط وان و شیملز ارایه شده است را نشان می دهد. بر اساس مطالعات تحلیلی و آزمایشگاهی که توسط لیانگ و چیانگ منتشر شده است، این مدل به عنوان مدل برتر در میان مدل‌های جرم متمرکز ارایه شده، معرفی شده است. مشخصات این مدل در جدول ۱ آمده است.



شکل ۱. مدل بیودینامیکی چهار درجه آزادی

جدول ۱. مشخصات مدل بیودینامیکی چهار درجه آزادی

جرم Kg		میرایی N.s/m		سختی N/s	
m_1	۳۶/۰۰	c_1	۲۴۷۵/۰	k_1	۴۹۳۴۰/۰
m_2	۵/۵۰	c_2	۳۳۰/۰	k_2	۲۰۰۰۰/۰
m_3	۱۵/۰۰	c_{31}	۹۰۹/۱	k_{31}	۱۹۲۰۰۰/۰
		c_3	۲۰۰/۰	k_3	۱۰۰۰۰/۰
m_4	۴/۱۷	c_4	۲۵۰/۰	k_4	۱۳۴۴۰۰/۰

۲-۲ سیستم معادلات حرکت

نوشتن سیستم معادلات حرکت مدل های متمرکز کار چندان سختی نیست. سیستم معادلات حرکت به صورت ماتریسی به قرار زیر است:

[Downloaded from jamlu.lahijan.iau.ir on 2026-11-02]

[DOI: 10.71773/jamlu-2026-2-2202]

$$[M]\{\ddot{x}\} + [C]\{\dot{x}\} + [K]\{x\} = \{f_x\} \quad (۴)$$

که $[M]$، $[C]$ و $[K]$ به ترتیب ماتریس‌های ۴×۴ جرم، میرایی و سختی می باشند و $\{x\}$، $\{\dot{x}\}$ و $\{\ddot{x}\}$ به ترتیب بردارهای جابجایی، سرعت و شتاب سیستم هستند. $\{f_x\}$ بردار نیروی ناشی از تحریک ارتعاشی خارجی می باشد.

$$[M]=\begin{bmatrix} m_1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & m_2 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & m_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & m_4 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & m_5 \end{bmatrix}, [C]=\begin{bmatrix} c_1+c_2 & -c_2 & 0 & 0 & 0 \\ -c_2 & c_2+c_3 & -c_3 & 0 & 0 \\ 0 & -c_3 & c_3+c_4 & -c_4 & 0 \\ 0 & 0 & -c_4 & c_4+c_5 & -c_5 \\ 0 & 0 & 0 & -c_5 & c_5 \end{bmatrix}$$

$$[K]=\begin{bmatrix} k_1+k_2 & -k_2 & 0 & 0 & 0 \\ -k_2 & k_2+k_3 & -k_3 & 0 & 0 \\ 0 & -k_3 & k_3+k_4 & -k_4 & 0 \\ 0 & 0 & -k_4 & k_4+k_5 & -k_5 \\ 0 & 0 & 0 & -k_5 & k_5 \end{bmatrix}$$

۳ بررسی اثر ارتعاشات عمودی

جهت بررسی اثر ارتعاشات عمودی بر شخص نشسته، ابتدا باید سیستم معادلات حرکت مربوط به مدل متمرکز را به‌دست آورده و حل نمود. با توجه به این‌که مدل متمرکز ارایه‌شده در این تحقیق یک سیستم خطی است، این مدل در محدوده فرکانسی تحلیل شده است. زیرا این روش برای سیستم‌های خطی با تحریک هارمونیک بسیار مناسب است. باید یادآور شد که این روش پاسخ حالت پایدار سیستم را ارایه می‌دهد. جهت حل به این روش ابتدا از طرفین معادله تبدیل لاپلاس گرفته می‌شود و با توجه به اینکه شرایط مرزی به صورت زیر است:

$$\dot{x}_i = \frac{dx_i}{dt}\ (\dot{x}_1)_0 = (\dot{x}_2)_0 = (\dot{x}_3)_0 = (\dot{x}_4)_0 = (\dot{x}_5)_0 = 0\ (x_1)_0 = (x_2)_0 = (x_3)_0 = (x_4)_0 = (x_5)_0 = 0 \quad (۵)$$

سیستم معادلات حرکت به صورت ماتریسی به شکل زیر در می آید:

$$\{X(s)\} = \{[K] - \omega^2[M] - s[C]\}^{-1}\{F_x(s)\} \quad (۶)$$

حال برای رفتن به فضای فرکانسی $s = i\omega$ قرار داده می شود. بنابراین سیستم معادلات حرکت به صورت زیر در می آید:

$$\{X(i\omega)\} = \{[K] - \omega^2[M] - i\omega[C]\}^{-1}\{F_x(i\omega)\} \quad (۷)$$

که در واقع $\{F_x(i\omega)\}$ و $\{X(i\omega)\}$ بردارهای تبدیل فوریه مختلط $\{f_x\}$ و $\{X\}$ هستند و ω فرکانس تحریک است. لازم به ذکر است که بردار $\{X(j\omega)\}$ شامل پاسخ جابجایی مختلط پنج جرم m۱ تا m۵ می‌باشد و به صورت زیر بیان می‌شود:

[Downloaded from jamlu.lahijan.iau.ir on 2026-11-02]

[DOI: 10.71773/jamlu-2026-2-2202]

$$\left\{X\left(j\omega\right)\right\}=\left\{X_{1}\left(i\omega\right),X_{2}\left(i\omega\right),X_{3}\left(i\omega\right),X_{4}\left(i\omega\right),X_{5}\left(i\omega\right)\right\} \quad (۸)$$

٤ بهینه‌سازی

٤-١ بهینه سازی چند هدفه

محققان چندین الگوریتم بهینه‌سازی فراابتکاری را برای بهینه‌سازی مسایل در چندین زمینه اختراع کرده‌اند. این الگوریتم‌ها بر روی چندین مساله ریاضی شامل بهینه‌سازی تک هدفی تا بهینه‌سازی چندهدفه پیاده‌سازی شده‌اند و نتایج عالی ارایه کرده‌اند. سیستم تعلیق باید چندین هدف متناقض مانند راحتی سواری، نگه‌داشتن جاده، و الزامات فضای تعلیق / جنگ را انجام دهد. همچنین، در این مطالعه، مدل انسانی برای بهینه‌سازی توابع هدف با در نظر گرفتن پاسخ‌های بدن انسان و نه تنها صندلی، گنجانده شده است. بنابراین، مساله بهینه‌سازی ماهیت چندهدفه دارد (شامل Vibration Dose ValueVDV سر، شتاب سر، ضریب تاج،STH، IMP) در مقایسه با یک مساله بهینه سازی هدف منفرد، یک مساله بهینه سازی چند هدفه Multi Objective Optimizatiom (MOO) باید چندین هدف را به طور همزمان برآورده کند. از این رو، بهینه‌سازی چند هدفه با استفاده از الگوریتم ژنتیک (Genetic Algorithm (GA و الگوریتم‌های بهینه‌سازی ازدحام ذرات Particle Swarm Optimization (PSO) برای حل مساله بهینه‌سازی پیاده‌سازی شده‌اند.

در حل مسایل MOO، MOO یک جبهه بهینه پارتو را تشکیل می دهد که از چندین راه حل بهینه تشکیل‌شده است. الگوریتم ژنتیک (GA) برای بهینه‌سازی در حوزه‌های مختلف پیاده‌سازی می‌شود، زیرا مشکلات بهینه‌سازی پیچیده را با ناپیوستگی‌ها، غیردیفرانسیل‌ها، توابع پر سر و صدا و توابع با چند حالت مدیریت می‌کند. GA همچنین از محاسبات موازی با به‌دست آوردن جلوی پارتو در یک اجرا پشتیبانی می‌کند. مرتب سازی غیر غالب GA-II (NSGA-II)یکی از MOEA هایی است که از استراتژی GA استفاده می کند. NSGA-II الگوریتم مرتب سازی غیر غالب را پیاده سازی می کند و در نتیجه پیچیدگی‌های محاسباتی را کاهش می‌دهد. در حین مرتب‌سازی والدین و فرزندان، نخبه‌گرایی در NSGA-II معرفی می‌شود. در NSGA-II، برای حفظ تنوع و گسترش یکنواخت جبهه بهینه، از اپراتور فاصله ازدحام (CD) استفاده می‌شود. کروموزوم‌هایی که تناسب اندام بهتری دارند، بالاترین رتبه ها را به خود اختصاص می دهند و بنابراین، غالب را تعیین می‌کنند [۱۵]. PSO چند هدفه – فاصله ازدحام (MOPSO-CD) یکی از انواع خانواده MOPSO است. از الگوریتم PSO برای رسیدگی به مشکلات MOO استفاده می کند. از آرشیو / مخزن خارجی راه‌حل‌های غیر تحت سلطه برای ذخیره بهترین راه‌حل‌های جهانی استفاده می‌کند، بنابراین نخبه‌گرایی را حفظ می‌کند. MOPSO از اپراتور CD برای انتخاب بهترین راه حل جهانی و روش حذف آرشیو خارجی استفاده کرد. همراه با عملگر CD، عملگر جهش برای حفظ تنوع در میان راه حل های بایگانی خارجی استفاده می شود. راه حل‌های غیر غالب ذخیره شده در بایگانی خارجی برای هدایت جستجوی ذرات استفاده می شوند [۱۶]. از این رو با توجه به این شایستگی‌ها، NSGA-II و MOPSO-CD به طور گسترده برای حل مشکلات MOO پیاده‌سازی شده‌اند.

[Downloaded from jamlu.lahijan.iau.ir on 2026-11-02]

[DOI: 10.71773/jamlu-2026-2-2202]

٤-٢ الگوریتم ژنتیک

الگوریتم ژنتیک، ابداع شده توسط هالند [۱۷،۱۸]، یک الگوریتم بهینه سازی فراابتکاری بر اساس اصل ژنتیک و انتخاب طبیعی است. از آنجایی که اعداد تصادفی در طول عملکرد الگوریتم‌های ژنتیک تولید می‌شوند، بنابراین GA الگوریتم های تصادفی است. این اعداد تصادفی تولید شده نتیجه جستجو را تعیین می کند [۱۷-۱۹]. برای بهینه‌سازی چندهدفه، از کد NGPM برنامه NSGA-II در Matlab استفاده می‌شود [۲۰،۲۱]. NGPM پیاده‌سازی (NSGA-II الگوریتم ژنتیک مرتب‌سازی غیرمسلط) در Matlab است. اولاً، مرتب‌سازی غیرمسلط با استفاده از NSGA-II با مقایسه هر فرد با راه‌حل‌های باقی‌مانده یک جمعیت [۱۵] انجام می‌شود و بنابراین، همه راه‌حل‌های غیر غالب و جبهه‌های غیر تحت سلطه شناسایی و رتبه‌بندی می‌شوند. برای افراد رتبه ۱، ارزش تناسب اندام ۱ اختصاص داده می شود. برای رتبه ۲ افراد، ارزش تناسب اندام ۲ اختصاص داده می شود و به همین ترتیب [۱۵]. یک پارامتر جدید به نام Crowding Distance (CD) توسط [۱۵] NSGA-II معرفی شده است. CD معیار سنجش تنوع افراد در جمعیت غیر تحت سلطه است. پس از تکمیل مرتب‌سازی، CD به هر فرد، در جلو، اختصاص داده می‌شود. بیشتر CD بیشتر تنوع در جمعیت است. افراد در مرز همیشه انتخاب می شوند زیرا سی دی بی نهایت را اختصاص داده اند. از جبهه غیر تحت سلطه، والدین بر اساس انتخاب مسابقات و مقایسه سی دی انتخاب می شوند. فنرهای جدید با استفاده از عملگر متقاطع و عملگر جهش ایجاد می شوند. فنرهای جدید و جمعیت فعلی (والدین) برای ایجاد یک جمعیت جدید ترکیب می شوند. انتخاب برای افراد نسل بعدی انجام می‌شود. روش انتخاب مسابقات باینری توسط NSGAII برای مدیریت محدودیت ها استفاده می شود.

در این روش، یک راه حل امکان پذیر یا غیرقابل اجرا با مقایسه با راه حل های دیگر تصمیم‌گیری می‌شود.

در اینجا راه حل مسلط محدود بین دو راه حل با استفاده از قانون زیر مشخص می‌شود: به یک راه حل i گفته می‌شود که بر یک راه حل j مسلط است اگر:

(الف) i یک راه حل امکان پذیر است، در حالی که j نیست.

(ب) هر دو راه حل، i و j، غیر قابل اجرا هستند. با این حال، i دارای نقض محدودیت کلی در مقایسه با j است.

(ج) راه حل های i و j امکان پذیر هستند، اما i بر j غالب است.

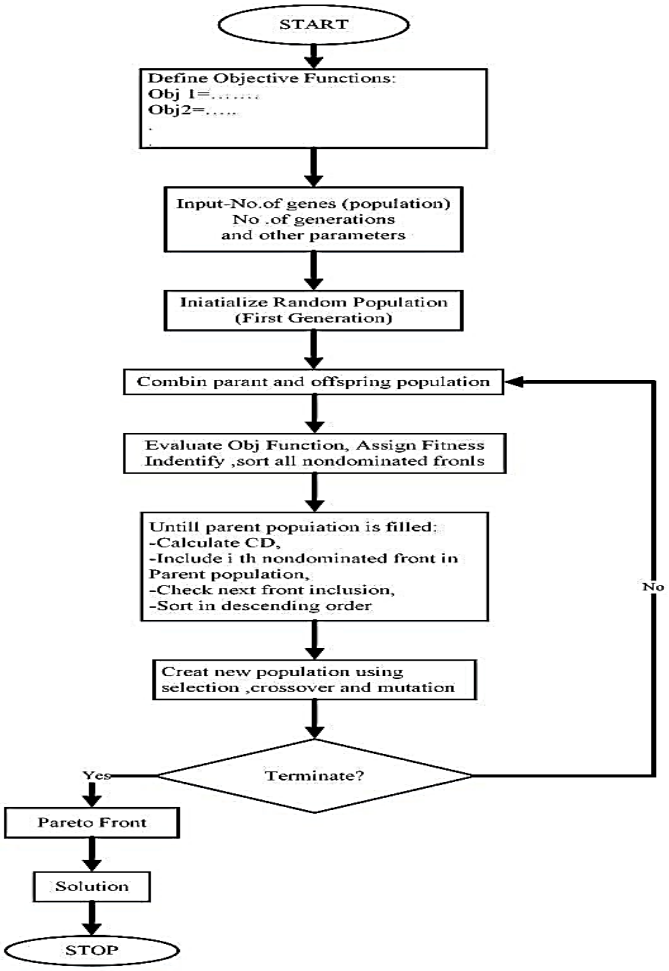
در اینجا از تعداد نسل ها به عنوان معیار توقف استفاده می شود. شکل ۲ نمودار جریان الگوریتم GA پیاده‌سازی‌شده برای بهینه‌سازی چندهدفه را توضیح می‌دهد.

الگوریتم PSO پیشنهاد شده توسط ابرهارت و کندی [۲۲] از رفتار اجتماعی گله پرندگان که به طور تصادفی برای غذا جستجو می‌کنند الهام گرفته شده است. هنگام جستجوی غذا، پرندگان به جای دانستن محل دقیق غذا، مکان فعلی خود را از روی غذا می دانند و پرندگان نزدیکترین پرنده را به غذا جستجو می‌کنند. بنابراین، PSO یک الگوریتم مبتنی بر جمعیت است که در آن هر پرنده به عنوان یک ذره شناخته می‌شود. ذره در فضای محلول (یا فضای جستجو) پرواز می‌کند تا راه حل بهینه را جستجو کند. هر ذره با سرعتی در فضای جستجو پرواز می‌کند که با توجه به تجربه پرواز، پرواز خود پرنده و گله آن تعیین می‌شود. همه ذرات دارای مقدار تابع هدف بر اساس تابع هدف هستند. هر ذره موقعیت خود را در فضای جستجو بر اساس مکان فعلی و بهترین مکان قبلی (همچنین به عنوان p_{best} نامیده

[Downloaded from jamlu.lahijan.iau.ir on 2026-11-02]

[DOI: 10.71773/jamlu-2026-2-2202]

می‌شود) و بهترین مکان کل جمعیت (گله) (همچنین به عنوان g_{best} نامیده می شود)، سرعت فعلی به روز می کند.



شکل ۲. فلوچارت الگوریتم ژنتیک

در الگوریتم PSO، موقعیت اولیه ذرات و سرعت های اولیه به طور تصادفی مقداردهی اولیه می‌شود. سرعت جدید و موقعیت جدید هر ذره را می توان با استفاده از معادلات زیر تعیین کرد:

$$\dot{x}_{ij}^{t+1} = w\dot{x}_{ij}^{t} + c_1 r_1 \left(p_{best_{ij}}^{t} - x_{ij}^{t} \right) + c_2 r_2 \left(g_{best_{ij}}^{t} - x_{ij}^{t} \right) \quad (۹)$$

که در آن w وزن اینرسی است، c_1 و c_2 ضرایب شتاب و r_1 و r_2 اعداد تصادفی یکنواخت در محدوده [۰، ۱] هستند. بهینه سازی یک فرآیند تکراری است و بنابراین به راه حل بهینه جهانی همگرا می شود. در بهینه‌سازی تک هدفی، محاسبه مقادیر p_{best} و g_{best} در مقایسه با بهینه‌سازی چند هدفه آسان است. به‌دلیل ماهیت چندهدفه ای مساله و تعارض بین اهداف، محاسبه p_{best} بسیار مشکل است.

و مقادیر g_{best} برای همه توابع هدف غیرممکن است که همزمان به مقادیر حداکثر یا حداقل مقدار برسند. بنابراین، در PSO چندهدفه MOPSO از طرح رتبه‌بندی پارتو برای رسیدگی به مساله چند هدفه استفاده می‌کند. راه حل‌های غیر تحت سلطه InvMOPSO در بایگانی ذخیره می‌شوند که سوابق تاریخی بهترین راه حل‌ها در آنجا به دست

[Downloaded from jamlu.lahijan.iau.ir on 2026-11-02]

[DOI: 10.71773/jamlu-2026-2-2202]

می‌آیند [۲۳]. الگوریتم MOPSO-CD [۱۶] شامل فاصله ازدحام CD، شبیه به NSGA-II، مکانیزم محاسباتی در الگوریتم PSO برای حل مسایل چندهدفه است. مکانیسم CD در انتخاب g_{best} و در حذف یک آرشیو خارجی از راه حل‌های غیر تحت سلطه استفاده می‌شود. برای حفظ تنوع در آرشیو غیر تحت سلطه، از عملگر جهش همراه با مکانیزم CD استفاده می‌شود. بهترین جهانی، g_{best}، از بین آنهایی که بالاترین مقدار CD را دارند انتخاب می‌شود. راه حل های بدون تسلط در یک مخزن خارجی منتقل می‌شوند. .A خزن خارجی A دارای راه حل‌هایی با کمترین فضای هدف شلوغ است. شکل ۳ نمودار جریان الگوریتم بهینه سازی PSO را توضیح می‌دهد.

مدیریت محدودیت در MOPSO-CD در بهینه‌سازی محدود چندهدفه، مساله کلیدی تکنیک مدیریت محدود است. در اینجا، روش تابع جریمه برای مدیریت محدود استفاده می شود، زیرا ساده است و در عین حال همگرایی خوبی دارد [۲۴]. اجازه دهید مساله چند هدفه را به صورت زیر در نظر بگیریم:

$$MinF = \left[f_1(x), f_2(x), \ldots f_n(x) \right] \; s.t. g_i(x) \subset= 0, i = 1,2,\ldots.. p \;\; h_j(x) = 0, j = 1,2,\ldots, q \qquad (10)$$

در این مقاله فقط محدودیت‌های نابرابری برای بهینه‌سازی در نظر گرفته شده است. در اینجا، برای مدیریت محدودیت در مساله بهینه‌سازی چند هدفه، از درجه نقض محدودیت در روش تابع جریمه استفاده می‌شود. هر ذره برای نقض محدودیت بررسی می‌شود. در صورت نقض محدودیت توسط ذره x، درجه نقض محدودیت به صورت تعریف می‌شود.

$$f_p(x) = f(x) + \sum_{i=1}^{m} c\partial_i \qquad (11)$$

که در آن d_i میزان نقض محدودیت و $d_i = 0$ اگر یک محدودیت زمانی که محدودیت آن برآورده شد نقض نشود.

٤-۳ توابع عینی

یکی از عوامل کلیدی در مسایل بهینه سازی، انتخاب توابع هدف مناسب است. همان‌طور که قبلاً گفته شد، اجزای بدن در مقایسه با پاسخ صندلی به میزان بسیار بیشتری پاسخ می دهند. از این رو، سیستم تعلیق با در نظر گرفتن پاسخ‌هایی مانند شتاب سر ، مقدار دوز ارتعاش (VDV) در سر، نسبت دامنه شتاب سر به شتاب صندلی، نسبت دامنه بالاتنه شتاب سر به صندلی، و مهم‌ترین فاکتورهای شتاب دهنده صندلی، بهینه‌سازی می‌شود. شتاب سر: طبق ISO 2631-1[۲۵]، شتاب سر توسط معادله زیر بیان می‌شود.

$$HA = \left\{ \frac{1}{T} \int_0^T \left[\ddot{x}_h(t) \right]^2 dt \right\}^{\frac{1}{2}} \qquad (12)$$

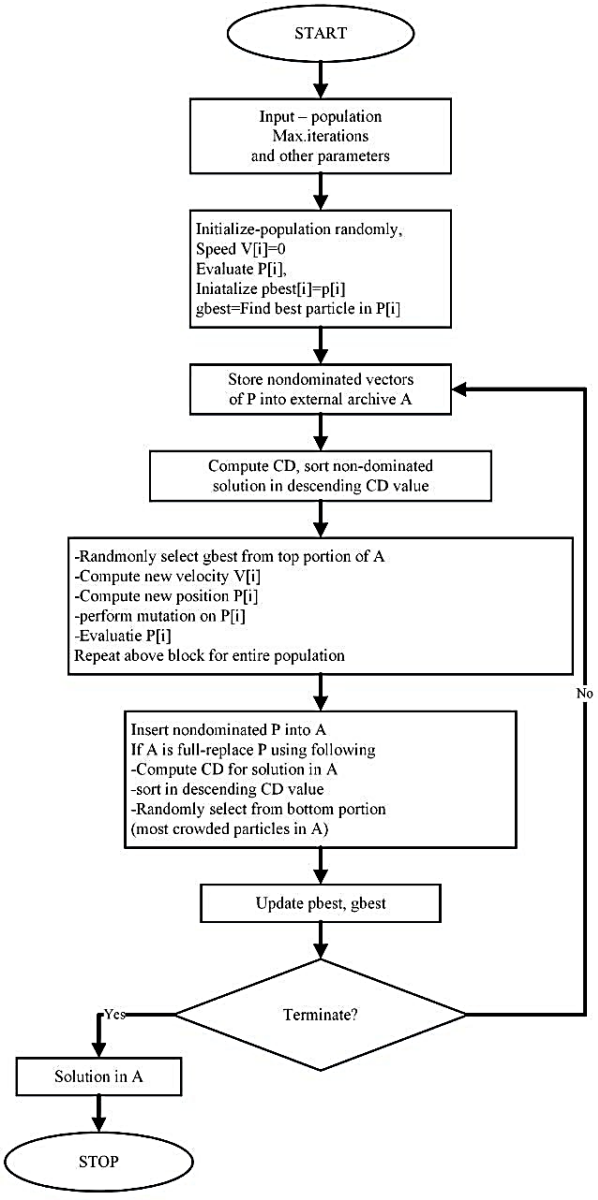
بخش عمده‌ای از ارتعاش تجربه شده توسط سرنشینان یک خودرو از طریق صندلی وارد بدن می شود [۲۶،۲۷]. ارتعاشات کل بدن که بیشتر بدن انسان را تحت تاثیر قرار می دهد، با ارتعاشات عمودی مشخص می شود که از طریق پایه به باسن و پشت سرنشین در امتداد محور مهره ها منتقل می شود. با افزایش زمان قرار گرفتن در معرض ارتعاشات، خطر سلامتی افزایش می یابد. بنابراین اندازه گیری ارتعاشات کل بدن ضروری است. طبق [۲۵] ISO 2631-1،

[Downloaded from jamlu.lahijan.iau.ir on 2026-11-02]

[DOI: 10.71773/jamlu-2026-2-2202]

VDV یک معیار برای ارتعاشات کل بدن است. VDV به عنوان دوز لرزش قدرت چهارم نیز نامیده می‌شود. VDV روشی برای ارزیابی اثر تجمعی (دوز) ارتعاش است که به صورت زیر بیان می‌شود:

$$VDV_h = \left\{ \int_0^T \left[\ddot{x}_h(t) \right]^4 dt \right\}^{\frac{1}{4}} \quad (۱۳)$$



شکل ۳. فلوچارت PSO

ضریب تاجی CF: به عنوان نسبت حداکثر شتاب سر به شتاب سر [۲۵] تعریف می‌شود.

$$CF = Max\left(\ddot{x}_h \right) / \left\{ \frac{1}{T} \int_0^T \left[\ddot{x}_h(t) \right]^2 dt \right\}^{\frac{1}{2}} \quad (۱۴)$$

[Downloaded from jamlu.lahijan.iau.ir on 2026-11-02]

[DOI: 10.71773/jamlu-2026-2-2202]

نسبت دامنه شتاب صندلی به شتاب سر STH:

$$STH = \left\{ \frac{1}{T} \int_0^T \left[\ddot{x}_h(t) \right]^2 \right\} / \left\{ \frac{1}{T} \int_0^t \left[\ddot{x}_s(t) \right]^2 dt \right\}^{\frac{1}{2}} \quad (15)$$

نسبت دامنه شتاب بالاتنه به شتاب صندلی IMP:

$$IMP = \left\{ \frac{1}{T} \int_0^T \left[\ddot{x}_{ut}(t)^2 \right] dt \right\}^{\frac{1}{2}} / \left\{ \frac{1}{T} \int_0^T \left[\ddot{a}_s(t) \right]^2 dt \right\}^{\frac{1}{2}} . \quad (16)$$

در این تحقیق با بهینه کردن تابع بیودینامیکی قابلیت انتقال STH و شتاب، ضرایب جرم، میرایی و سختی به صورت زیر به‌دست آمد.

$$m_0 = 13/69 kg \text{ و } k_0 = 8012 N/m \text{ ، } c_0 = 137/2 N.s/m$$

۵ نتایج

این بخش پاسخ‌های بیودینامیکی شخص نشسته به تحریک ارتعاشی عمودی از طریق توابع بیودینامیکی قابلیت انتقال، امپدانس IMP و جرم ظاهری در فضای فرکانسی و شتاب اعضای بدن به عنوان نمونه در فرکانس‌های ۳/۵، ۵ و ۱۰ هرتز در حالت صندلی بهینه شده و صندلی معمولی آورده شده است. همچنین در فضای فرکانسی نتایج تحلیلی به‌دست آمده با نتایج تجربی در حالت صندلی معمولی مقایسه شده است.

در این بخش نتایج تجربی به سه صورت حدود بالایی (Upper Limit)، حدود پایینی (Lower limit) و خط هدف آورده شده است. لازم به ذکر است که تابع تحریک ورودی به صورت زیر تعریف گردیده است:

$$U = 0/05 \sin(2\pi ft) \quad (17)$$

همان‌طور که می‌دانیم، تابع بیودینامیکی قابلیت انتقالSTH معرف و بیانگر میزان انتقال ارتعاشات از صندلی خودرو به سر سرنشین می‌باشد. هر اندازه که بتوان میزان این تابع بیودینامیکی را کاهش داد، به همان اندازه میزان راحتی سرنشینان و به خصوص راننده وسیله نقلیه افزایش می یابد. بنابراین از نظر نویسندگان این مقاله، این تابع بیودینامیکی نقشی اساسی در طراحی صندلی خودرو ایفا می‌کند. باید گفت که محققان بیشتر روی طراحی پشتی صندلی توجه کرده‌اند و یا جهت کاهش انتقال ارتعاشات به بدن بر روی سیستم تعلیق خودرو مطالعه شده است[۲۸، ۲۹]، لذا کمبود این نوع تحلیل احساس می‌شد. شکل ۲ تابع بیودینامیکی قابلیت انتقال STH را نشان می دهد. همانطور که مشاهده می شود به جز در محدوده فرکانسی بین ۱/۶ تا ۲/۲ هرتز، قابلیت انتقال در حالت صندلی بهینه سازی شده به شدت کاهش یافته است.

باید گفت که یکی دیگر از عواملی که باعث ایجاد ناراحتی در سرنشینان خودرو می‌شود میزان نیرو انتقالی از خودرو به آنان است. لذا با توجه به این نکته، و با توجه به اینکه شتاب با نیرو رابطه مستقیم دارد، کاهش شتاب یا افزایش شتاب، به معنی کاهش یا افزایش نیرو وارده بر سرنشینان وسیله نقلیه می‌باشد. لذا کاهش شتاب منتقله از صندلی خودرو به سرنشینان از پارمترهای مهم طراحی صندلی خودرو است. این کاهش در شکل‌های ۵ تا ۱۱ به وضوح

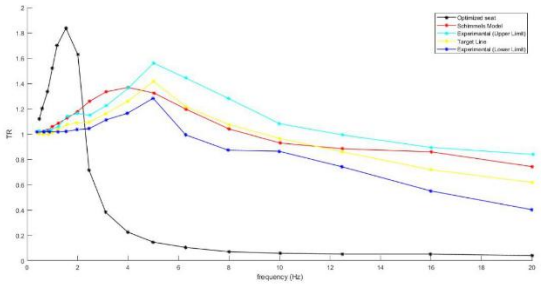
[Downloaded from jamlu.lahijan.iau.ir on 2026-11-02]

[DOI: 10.71773/jamlu-2026-2-2202]

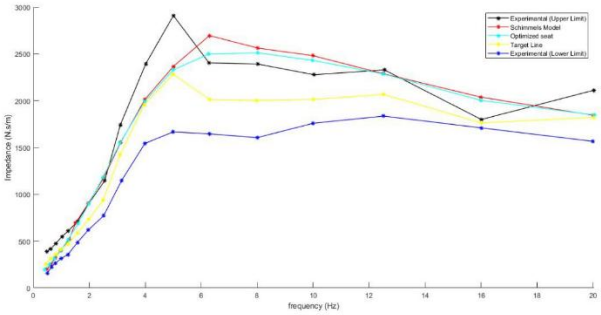
مشخص است. بنابراین می‌توان با توجه به شکل‌های ۵ تا ۱۱ نتیجه گرفت که نیروی منتقله به سرنشینان کاهش یافته است که این امر منجر به افزایش راحتی سر نشینان خودرو می‌شود. لازم به ذکر است که بطور نمونه شتاب وارده بر لگن و سر را در شکل‌های ۵ تا ۱۰ در فرکانس های ۳/۵، ۵ و ۱۰ هرتز آورده شده است.

تابع بیودینامیکی امپدانس IMP به زبان ساده، معرف و بیانگر میزان نیروی منتقله از صندلی به لگن نسبت به سرعت آن می‌باشد. همانطور که قبلاً بحث شد با توجه به اینکه نیرو منتقله به لگن کاهش یافته است که علت آن کاهش شتاب منتقله می‌باشد، به همان نسبت سرعت ورودی به لگن نیز کاهش یافته است اما همانطور که در شکل ۳ مشاهده می‌شود میزان نسبی این دو کاهش در صندلی بهینه‌سازی شده به گونه‌ایست که این نسبت تغییر محسوسی با حالت صندلی معمولی ندارد.

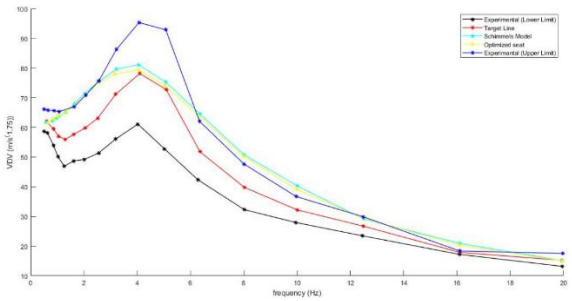
تابع بیودینامیکی جرم ظاهری به زبان ساده معرف و بیانگر میزان نیروی منتقله به لگن نسبت به شتاب آن است. با توجه به بحث قبل، همان‌طور که از شکل ۴ مشخص است این نسبت در حالت صندلی بهینه‌سازی شده و صندلی معمولی تغییر چندانی نکرده است.



شکل ٤. تابع بیودینامیکی قابلیت انتقال STH، مقایسه نتایج تجربی و تحلیلی



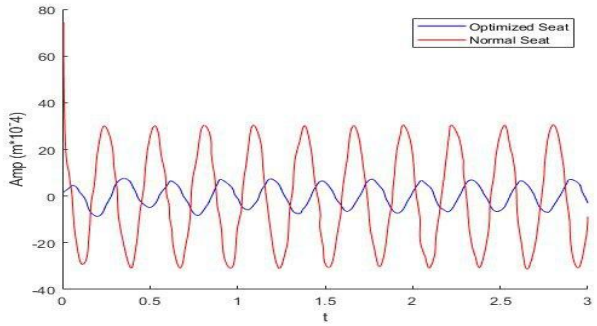
شکل۵. تابع بیودینامیکی امپدانس IMP، مقایسه نتایج تجربی و تحلیلی



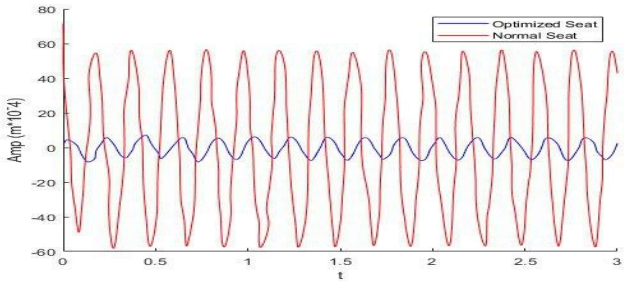
[Downloaded from jamlu.lahijan.iau.ir on 2026-11-02]

[DOI: 10.71773/jamlu-2026-2-2202]

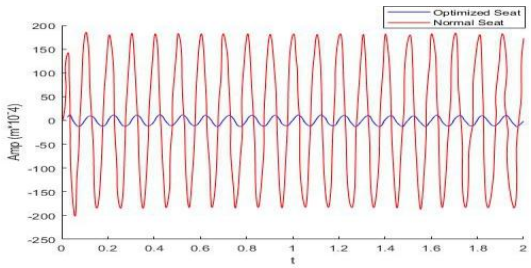
شکل٦. تابع بیودینامیکی vdv مقایسه نتایج تجربی و تحلیلی



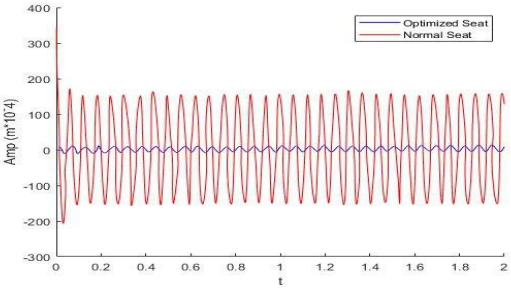
شکل۷. مقایسه نتایج تحلیلی شتاب لگن در فرکانس ۳/۵ هرتز در دو حالت صندلی معمولی و صندلی بهینه سازی شده



شکل۸. مقایسه نتایج تحلیلی شتاب لگن در فرکانس ۵ هرتز در دو حالت صندلی معمولی و صندلی بهینه‌سازی شده



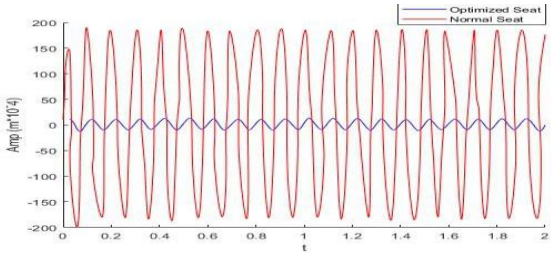
شکل۹. مقایسه نتایج تحلیلی شتاب لگن در فرکانس ۱۰ هرتز در دو حالت صندلی معمولی و صندلی بهینه‌سازی شده



شکل۱۰. مقایسه نتایج تحلیلی شتاب سر در فرکانس ۳/۵ هرتز در دو حالت صندلی معمولی و صندلی بهینه‌سازی شده

[Downloaded from jamlu.lahijan.iau.ir on 2026-11-02]

[DOI: 10.71773/jamlu-2026-2-2202]



شکل۱۱. مقایسه نتایج تحلیلی شتاب سر در فرکانس ۵ هرتز در دو حالت صندلی معمولی و صندلی بهینه‌سازی شده

٦ بحث در مورد نتایج و جمع‌بندی

همان‌طور که در شکل ۲ مشخص است، بر اثر بهینه‌سازی مقادیر تابع بیودینامیکی قابلیت انتقال STH، بجز در محدوده فرکانسی ۱/۶ تا ۲/۲ هرتز کاهش قابل ملاحظه‌ای داشته است. باید گفت که این کاهش، از اهداف اصلی این تحقیق بوده است زیرا کاهش مقادیر تابع بیودینامیکی قابلیت انتقال STH به معنی کاهش انتقال تحریک ارتعاشی به اعضای بدن می‌باشد و کاهش انتقال تحریکات ارتعاشی به معنی افزایش راحتی سرنشین خودرو است. همانطور که انتظار می‌رفت در مقادیر توابع بیودینامیکی امپدانس IMP و vdv تغییر محسوسی ایجاد شده‌است (شکل‌های ۵ و ۶). با توجه به شکل‌های ۷ الی ۱۱ مقادیر شتاب وارده به اعضا بدن در حالت صندلی بهینه‌سازی شده، کاهش محسوس یافته است که با نسبت ۱به ۱۰۰ تنزل کرده و با افزایش فرکانس، میزان کاهش شتاب افزایش محسوسی می‌یابد. این کاهش بسیار مطلوب است زیرا کاهش شتاب با افزایش فرکانس با توجه به معادلات ۱۴، ۱۵ و ۱۶ به معنی کاهش نیروی وارد به عضو و در نتیجه آسیب کمتر به آن است. با آنکه در صندلی معمولی مقادیر شتاب از لگن به سر در یک فرکانس خاص مانند ۵ هرتز، افزایش زیادی از خود نشان می‌دهد، اما در صندلی بهینه سازی شده به شدت کاهش یافته است (شکل ۱۱).

منابع

[1] Harris, C. M. (2023). Shock and vibration handbook. Mc Graw-Hill, Fifth Edition.
[2] Von Gierke, H.E. (2020). Dynamic Characteristics of Human Body. Aerospace Medical Research Laboratory Report.
[3] Kelly S.Graham. (2021). Fundamentals of Mechanical Vibration. Mc Graw-Hill,4th Editon.
[4] Mobley R. Keith. (2021). Vibration Fundamentals. Butterworth–Heinemann.
[5] Suggs, C. W., Abrams, C. F., Stikeleather, L. F. (2009). Application of a damped spring-mass human vibration simulator in vibration testing of vehicle seats. Ergonomics, 12(1), 79-90.
[6] Muksian, R., Nash Jr, C. D. (2001). A model for the response of seated humans to sinusoidal displacements of the seat. Journal of Biomechanics, 7(3), 209-215.
[7] Muksian, R., Nash Jr, C. D. (2017). On frequency-dependent damping coefficients in lumped-parameter models of human beings. Journal of Biomechanics, 9(5), 339-342
[8] Patil, M. K., Palanichamy, M. S., Ghista, D. N. (2001). Man-tractor system dynamics: towards a better suspension system for human ride comfort. Journal of biomechanics, 11(8-9), 397-406.
[9] Patil, M. K., Palanichamy, M. S. (2002). A mathematical model of tractor-occupant system with a new seat suspension for minimization of vibration response. Applied Mathematical Modelling, 12(1), 63-71.
[10] Qassem, W. (2000). Model prediction of vibration effects on human subject seated on various cushions. Medical engineering & physics, 18(5), 350-358.
[11] Qassem, W., Othman, M. O., Abdul-Majeed, S. (2001). The effects of vertical and horizontal vibrations on the human body. Medical engineering & physics, 16(2), 151-161.
[12] Qassem, W., Othman, M. O. (2018). Vibration effects on setting pregnant women—subjects of various masses. Journal of biomechanics, 29(4), 493-501.

[Downloaded from jamlu.lahijan.iau.ir on 2026-11-02]
[DOI: 10.71773/jamlu-2026-2-2202]

[13] Wan, Y., Schimmels, J. M. (2017). A simple model that captures the essential dynamics of a seated human exposed to whole body vibration. Advances in Bioengineering, 31, 333–334
[14] Wu, X., Rakheja, S., Boileau, P. É. (2018). Distribution of human–seat interface pressure on a soft automotive seat under vertical vibration. International Journal of Industrial Ergonomics, 24(5), 545-557.
[15] Deb, K., Pratap, A., Agarwal, S., & Meyarivan, T. A. M. T. (2002). A fast and elitist multiobjective genetic algorithm: NSGA-II. IEEE transactions on evolutionary computation, 6(2), 182-197.
[16] Raquel, C. R., & Naval Jr, P. C. (2005, June). An effective use of crowding distance in multiobjective particle swarm optimization. In Proceedings of the 7th Annual conference on Genetic and Evolutionary Computation (pp. 257-264).
[17] Optimisation of the nonlinear suspension characteristics of a light commercial vehicle Int Vehicular Technol(2013)pp1-16
[18] Experimental assessment of lumped parameter human body models exposed to whole body vibration J Mech Med Biol, (2015)1-13
[19] Kusyk, J., Sahin, C. S., Uyar, M. U., Urrea, E., & Gundry, S. (2011). Self-organization of nodes in mobile ad hoc networks using evolutionary games and genetic algorithms. Journal of Advanced Research, 2(3), 253-264.
[20] Song, L. (2011). NGPM-A NSGA-II Program in Matlab-User Manual. Version, 4(1), 1-20.
[21] Song, L. (2015). NGPM-A NSGA-II program in matlab v14. matlab code.
[22] Design of optimal linear suspension for quarter car with human model using genetic algorithms Res Bull Jordan ACM,(2012)42-51
[23] Coello, C. A. C., Pulido, G. T., & Lechuga, M. S. (2004). Handling multiple objectives with particle swarm optimization. IEEE Transactions on evolutionary computation, 8(3), 256-279.
[24] NGPM-A NSGA-II program in matlab – user manual Version, (2011)1-20
[25] ISO: 2631-1. (1997). Mechanical vibration and shock – evaluation of human exposure to whole-body vibration.
[26] Van Niekerk, J. L., Pielemeier, W. J., & Greenberg, J. A. (2003). The use of seat effective amplitude transmissibility (SEAT) values to predict dynamic seat comfort. Journal of sound and vibration, 260(5), 867-888.
[27] Bovenzi, M. (2005). Health effects of mechanical vibration. G Ital Med Lav Ergon, 27(1), 58-64.
[28] Patil, M. K., Palanichamy, M. S., Ghista, D. N. (2018). Dynamic response of human body seated on a tractor and effectiveness of suspension systems. SAE Transactions, 755-792.
[29] Wang, W., Rakheja, S., Boileau, P. É. (2018). Effects of sitting postures on biodynamic response of seated occupants under vertical vibration. International journal of industrial ergonomics, 34(4), 289-306.

[Downloaded from jamlu.lahijan.iau.ir on 2026-11-02]

[DOI: 10.71773/jamlu-2026-2-2202]