

مطالعه مروری ارتعاشات وارده به انسان نشسته و ارائه یک مدل بیومکانیکی بهینه سرنشین خودرو با استفاده از الگوریتم ژنتیک

جواد مرزبان راد*

دانشیار، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران

سمیه جمالی شخلوی

دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران

چکیده

در این پژوهش مدل‌های بیومکانیکی بدن انسان در وضعیت نشسته بررسی شده‌اند. این مدل‌ها از لحاظ تعداد درجات آزادی، میزان پیچیدگی و راساهای تحلیل ارتعاشات که شامل جهت‌های عمودی، افقی و جانبی می‌باشند، متفاوت هستند. همچنین، مدل‌های ریاضی شامل اجزاء محدود، پارامتر متمرکز، چندجسمه و ماتریسی که در تحقیقات عمده‌ای ارائه گردیده‌اند، مرور شده‌اند. مدل‌ها از نظر انطباق با داده‌های آزمایشگاهی مقایسه شده‌اند و مدل برتر مشخص گردیده است. به علاوه، تاریخچه‌ای از کارهای آزمایشگاهی که به منظور معتبر سازی این نوع مدل‌ها، حائز اهمیت می‌باشند، از سال ۲۰۰۰ تا سال ۲۰۱۵ به طور خلاصه جمع‌بندی و ارائه شده است. در نهایت نیز یک مدل بیومکانیکی ۶ درجه آزادی از بدن انسان در وضعیت نشسته، بدون تکیه‌گاه، پیشنهاد داده شده، که به منظور بررسی ارتعاشات سرنشین خودرو در راستای قائم مورد استفاده قرار گرفته است. پارامترهای مدل به وسیله الگوریتم ژنتیک با به حداقل رسیدن خطا محاسبه شده‌اند. برای معتبر سازی مدل از نتایج آزمایشگاهی که در سال ۱۹۹۸ توسط بویلو و همکاران گزارش شده بود، استفاده گردیده است. نتایج نشان داده که مدل پیشنهادی در مقایسه با مدل‌های قبلی انطباق بهتری با نتایج آزمایشگاهی داشته است.

واژه‌های کلیدی: ارتعاشات، سرنشین، مدل بیومکانیکی، الگوریتم ژنتیک.

A Review Study of Vibration Analysis for a Seated Human and Presenting an Optimal Biomechanical Model for a Vehicle Passenger by Genetic Algorithm

J. Marzbanrad

chool of Mechanical Engineering, Iran University of Science & Technology, Tehran, Iran

S. Jamali Shakhllavi

chool of Mechanical Engineering, Iran University of Science & Technology, Tehran, Iran

Abstract

In the present study, different biomechanical models in a sitting position have been investigated. The differences of these models are in terms of the number degrees of freedom, the complexity and the direction of the vibration analysis that consist the vertical, horizontal and lateral directions. In addition, mathematical models including finite element, lumped-parameter, multi-body and matrix models that are presented in literature, are reviewed. These models have been compared with the experimental data in terms of compliance and the best model is specified. In addition, the history of important laboratory works in from 2000 to 2015, which are vital for validation are collected and presented. In fact, compliance biomechanical models with experimental results, shows the good biomechanical model. Finally, 6-DoF biomechanical model of human body for a sitting posture without backrest is introduced, which is utilized for investigating vibrations in vertical direction. Model parameters using genetic algorithms is obtained by minimizing the errors. This model is validated with the experimental results which presented by Boileau et al. The results demonstrated that the presented model has better compliance with the experimental data in compare with the previous models.

Keywords: Vibration, Automotive Passenger, Biomechanical Model, Genetic algorithm.

بیودینامیکی انسان در حالت‌های مختلف به خصوص حالت نشسته^۴، استفاده شوند. طبق بررسی‌هایی که بکمن در سال ۱۹۸۳ با محوریت سلامتی رانندگان روی ۶۳۳ راننده‌ی مرد انجام داده بود [۱] به این نتایج رسید که شایع‌ترین دردها در حین ارتعاشات مربوط به شانه، گردن و پشت راننده‌ها بوده است. همچنین مشخص شده است که با افزایش سن، درد کم‌تر نیز افزایش پیدا کرده است. بوونزی و همکاران در سال ۲۰۰۲، [۲] با مطالعه‌ای که روی اپراتورهای ماشین‌آلات که کل بدنشان همواره در معرض ارتعاشات قرار داشتند، انجام داده بودند به این نتایج رسیدند که شیوع علائم کم‌درد با افزایش مدت‌زمان قرارگیری در معرض ارتعاشات کل، مقدار معادل ارتعاشات اعمالی و یا قرارگرفتن در معرض تجمعی از ارتعاشات، افزایش می‌یابد. در سال ۲۰۰۲ رهن و همکاران [۳] یک مطالعه‌ی مقطعی روی راننده‌های انواع وسایل نقلیه زمینی^۵ انجام دادند و به این نتیجه رسیدند که در معرض

۱- مقدمه

از جمله آثار مخربی که می‌تواند سبب بروز ناراحتی‌های عضلانی و ستون فقراتی گردد، ارتعاشات انتقال یافته به اجزاء مختلف بدن انسان است. نزدیک به یک قرن است که محققان به بررسی و مطالعه حالات مختلف ارتعاشات انتقالی به بدن انسان شامل ضعف حرکتی^۱ ارتعاشات تمام بدن^۲ و انتقال ارتعاشات از دست^۳ پرداخته‌اند. شاخه ارتعاشات تمام بدن به نسبت دو حالت دیگر، حوزه فرکانسی متداول‌تری را برای انسان‌ها پوشش می‌دهد. از جمله آن می‌توان به سرنشینان وسایل نقلیه گوناگون اشاره کرد که همگی در معرض این نوع ارتعاشات قرار دارند. به طور کلی ارتعاش تمام بدن در محدوده ۱ تا ۲۰ هرتز برای شاغلین به عنوان یک عامل زیان‌آور محسوب می‌شود. مدل‌های ریاضی می‌توانند به منظور رسیدن به درک بهتری از مکانیزم‌ها و رفتارهای

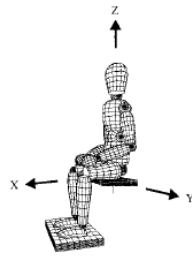
¹ Motion sickness

² Whole-body vibration

³ Hand-transmitted vibration

⁴ Seated Human Subject

⁵ ATVs: All-Terrain Vehicles

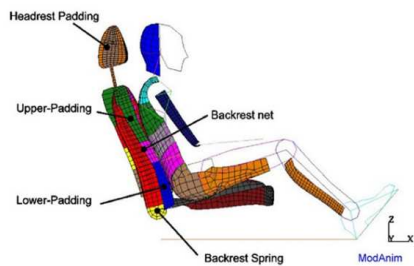


شکل ۱- مدل بیومکانیکی بدن انسان نشسته تحت ارتعاشات در سه محور

۳- انواع مدل های بیومکانیکی

۳-۱- مدل اجزا محدود

در مدل های اجزاء محدود فرض می شود که بدن انسان شامل المان های محدود فراوان است که خواص این المان ها اساساً از آزمایشات روی اجساد انسان به دست می آید. با یکپارچه کردن برنامه های اجزا محدود نیرومند، از این نوع مدل می توان به خوبی برای مطالعه پاسخ های بیودینامیکی و تشخیص صدمه در انسان بهره برداری کرد، به شرطی که از ورودی صحیح برای خواص بدن انسان استفاده گردد. هرچند چگونه آزمایش کردن خوب و مناسب روی جسد انسان به طوری که نشان دهنده رفتاری نزدیک به رفتار انسان زنده باشد به تحقیق بیشتری نیاز دارد. در شکل ۳ مدل اجزا محدود بوردت که به منظور تحلیل ضربه در سال ۲۰۰۸ [۱۲] ارائه کرده بود قابل مشاهده می باشد.



شکل ۳- مدل اجزا محدود بوردت در سال ۲۰۰۸ [۱۲]

۳-۲- مدل پارامتر متمرکز

در مدل های پارامتر متمرکز، بدن انسان به صورت چندین جرم متمرکز که با فنرها و دمپرها به یکدیگر متصل اند در نظر گرفته می شود. آنالیز این مدل ها برخلاف مدل های اجزاء محدود ساده است و به آسانی بر طبق نتایج آزمایشگاهی معتبر می شوند. هرچند این اشکال وجود دارد که آنالیز آن ها تنها به یک جهت محدود می شود. در شکل ۴ مدل ۷ درجه آزادی مرزبان راد و افکار (۲۰۱۳) که نمونه ای از این مدل می باشد نشان داده شده است [۱۳].

۳-۳- مدل چند جسمه

مدل های انسانی چندجسمه از چندین جسم صلب تشکیل شده اند که به وسیله اتصالات به صورت پین (دوبعدی) و یا اتصالات کروی (سه بعدی) به یکدیگر متصل اند. مدل های چندجسمه می توانند به مدل های سینتیکی و سینماتیکی تقسیم شوند. مدل های سینماتیکی عمدتاً به حرکت هر قطعه بستگی دارند و اغلب در مطالعه فعالیت های انسانی و ارزیابی صدمه در یک تصادف خودرو به کار می روند. برای بررسی رفتار بیودینامیکی ناشی از تحریک خارجی (همانند کیفیت راحتی سر نشین یک خودرو)، فنرها و

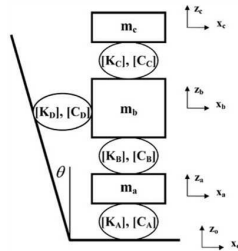
ارتعاشات، خطرات ناشی از علائم اختلالات اسکلتی-عضلانی در قسمت گردن و مناطق شانه به طور قابل توجهی افزایش پیدا کرده است. سیدل و همکاران در سال ۱۹۸۰ [۴] همچنین به این نتیجه رسیدند که افرادی که در معرض یک محیط ارتعاشی با محدوده فرکانسی نزدیک یا بیش از محدوده استاندارد^۱ قرار بگیرد [۵-۶] منجر به ایجاد خطر در سیستم عضلانی به خصوص درد کمر می شود. از داده های پاسخ های بیودینامیکی که در مطالعات آماری اندازه گیری می شود برای شناسایی خواص مکانیکی معادل بدن انسان به منظور کمک به توسعه و معترسازی مدل های ریاضی ارائه شده در این راستا که مرتبط با مطالعات تحلیلی می باشد، استفاده می گردد و همچنین برای رسیدن به بینش دقیق و بهتری از رفتارهای بدن انسان در معرض ارتعاشات، می تواند بسیار مفید باشد. که البته مدل های ریاضی خود برای کمک به توسعه آدکها به منظور ارزیابی ارتعاشات و همچنین طراحی صندلی ها و دستگاه های ضد ارتعاش، مفید هستند. ساگس و همکاران در سال ۱۹۶۹ یک مدل جرم-فنر-دمپر دو درجه آزادی [۷] را بر اساس انطباق با اندازه گیری های مشخصه های یک مرد در حالت نشسته در معرض ارتعاشات عمودی با محدوده فرکانسی زیر ۱۰ هرتز، ارائه کرده است که این مدل جهت ساخت یک صندلی خودرو برای استفاده در یک روش تست استاندارد، استفاده شده است. وی و گریفین در سال ۱۹۹۸ [۸] یک مدل دو درجه آزادی انسان-صندلی را به منظور پیش بینی انتقال پذیری ارتعاشات صندلی خودرو پیشنهاد داده بودند. بویلو و راجا در سال ۱۹۹۸ [۹] یک مدل ۴ درجه آزادی را برای رانندگان بدون در نظر گرفتن تکیه گاه و البته با حمایت پا در محدوده فرکانسی کمتر یا مساوی ۴ متر بر مجذور ثانیه، ارائه داده اند. روزن و آرکان در سال ۲۰۰۳ [۱۰] به روش پارامتر متمرکز یک مدل چند درجه آزادی به منظور بررسی حرکت کلی بدن از لحاظ جرم ظاهری به حرکت محلی ناشی از تعامل تماس بدن و صندلی، ارائه کرده اند. چون رفتار بیودینامیکی بدن انسان به هر سه توابع پاسخ وابسته است به همین دلیل مدل های ریاضی ارائه شده هم باید هر سه نوع تابع را برای رسیدن به نتایج مطلوب تر، ارضا کنند [۱۱].

۲- ارتعاش و انواع ارتعاشات وارده به سر نشین

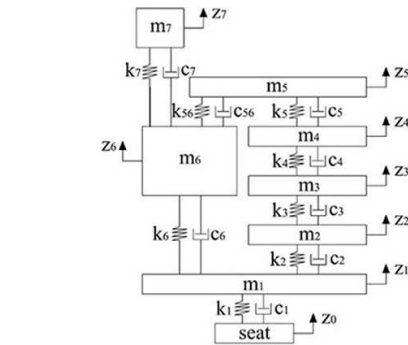
لرزش یا همان ارتعاشات مکانیکی به نوعی از حرکت سیستم های دینامیکی اطلاق می گردد که به صورت نوسانی رخ داده و در یک بازه زمانی تکرار می شود. از ارتعاشاتی که به سر نشین خودرو وارد می شود می توان به ارتعاش تمام بدن و ارتعاش دست - بازو اشاره کرد. جهت های ورود ارتعاش به تمام بدن در سه راستای X، Y و Z است که به ترتیب شامل از پشت به سینه، از شانه به شانه و از پا به سر می باشد. جهت های ورود ارتعاش به دست - بازو نیز در سه راستای X، Y و Z است که به ترتیب شامل از کف دست به پشت دست، از انگشت کوچک به انگشت شست (در پهنای دست) و از نوک انگشتان به سمت بازو (در امتداد طول دست) می باشد. در شکل ۱ به صورت طرحواره جهت ها نشان داده شده است.

^۱ ISO-2631

برطرف کرد. در شکل ۶ مدل ماتریسی مرزبان راد و افکار که در سال ۲۰۱۳ ارائه شده است نمایش داده شده است.



شکل ۶- مدل ماتریسی مرزبان راد و افکار (۲۰۱۳)، [۱۳]



شکل ۴- مدل ۷ درجه آزادی مرزبان راد و افکار (۲۰۱۳)، [۱۳]

۴- پاسخ‌های بیودینامیکی و روابط آن‌ها

۴-۱- جرم ظاهری

توابع پاسخ جرم ظاهری با محاسبه نسبت نیروی حرکتی به شتاب نقطه حرکتی تعریف شده و رابطه‌ی آن به صورت رابطه (۱) می‌باشد:

$$AP(j\omega) = \frac{F(j\omega)}{a(j\omega)} \quad (1)$$

که $a(j\omega)$ شتاب نقطه تحریک در راستای F (به صورت عمودی) است.

۴-۲- مقاومت مکانیکی نقطه حرکتی

تابع پاسخ مقاومت مکانیکی نقطه حرکتی با محاسبه نسبت نیروی دینامیکی انتقالی به سرعت ورودی نقطه حرکتی تعریف شده و رابطه‌ی آن به صورت رابطه (۲) می‌باشد:

$$DPMI(j\omega) = \frac{F(j\omega)}{V(j\omega)} \quad (2)$$

که در این رابطه $F(j\omega)$ نیرویی است که به صندلی در هنگام تحریک وارد می‌گردد.

۴-۳- انتقال پذیری

تابع پاسخ انتقال پذیری با محاسبه نسبت شتاب وارده به سر انسان به شتاب وارده به صندلی تعریف شده و رابطه‌ی آن به صورت رابطه (۳) می‌باشد:

$$STHT = \frac{a_n(j\omega)}{a_0(j\omega)} \quad (3)$$

که در این جا a_0 شتاب وارده به صندلی و a_n شتابی است که به بالاترین بخش مدل بدن که سر انسان است وارد می‌شود.

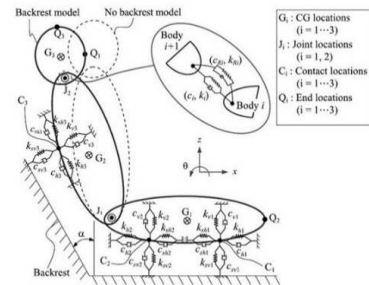
۵- تاریخچه کارهای آزمایشگاهی مدل‌های بیومکانیکی

در تحقیقات و آزمایش‌های گسترده‌ای که انجام شده، پاسخ‌های بیودینامیکی بدن انسان در وضعیت نشسته به طور گسترده، زمانی که کل بدن در معرض ارتعاشات قرار گرفته، اندازه‌گیری شده است. که در این مقاله تاریخچه‌ی این کارها تا سال ۲۰۱۵ کامل گردیده است. و البته به صورت خلاصه در جدول ۱ ارائه شده است [۱۵-۲۰].

جدول ۱- برخی از مطالعات انجام شده برای پاسخ‌های بیودینامیکی در وضعیت نشسته در راستای ارتعاشات عمودی از سال ۲۰۰۰ تا ۲۰۱۵

نویسندگان	جنس	جرم میانگین (کیلوگرم)	وضعیت پا	وضعیت نشستن		تحریک			گزارش عملکرد
				وضعیت	تکیه گاه	نوع	فرکانس (هرتز)	اندازه (متربرمجذور ثانیه)	

دمپره‌های پیچشی به طور دائم بین دو قطعه از بدن متصل هستند. این نوع مدل‌ها را دینامیکی می‌نامند. در واقع سینتیک مطالعه نیروها در ارتباط با حرکت است، در حالی که سینماتیک توصیف حرکت در حوزه فضا و زمان است. در شکل ۵ مدل بیومکانیکی چو در سال ۲۰۰۱ که مثالی از مدل چندجسمه می‌باشد [۱۴] نشان داده شده است.



شکل ۵- مدل بیومکانیکی ۹ درجه آزادی چو (۲۰۰۱)، [۱۴]

۴-۳- مدل ماتریسی

مدل ماتریسی یک روش جدید است که برای اولین بار توسط مرزبان راد و افکار در سال ۲۰۱۳، به منظور تحلیل پاسخ‌های بیودینامیکی بدن انسان ارائه شده است [۱۳]. این روش نسبت به سایر روش‌های ذکر شده دارای مزیت‌هایی است، به طور مثال نسبت به روش‌های اجزاء محدود و چندجسمه که دارای تحلیل پیچیده‌ای هستند این روش بسیار ساده و دارای درجات آزادی کمتری است در عین حال که نتایج مناسب‌تری را هم نشان خواهد داد و البته در مقایسه با روش پارامتر متمرکز که نسبت به دو روش دیگر به دلیل سادگی بیشتر استفاده شده است هم می‌توان گفت که چون این روش تنها محدود به بررسی ارتعاشات در یک راستا بوده است برای تحلیل پاسخ‌ها دچار ضعف عمده‌ای بوده که با استفاده از روش ماتریسی این ضعف پوشش داده شده است. در واقع روش ماتریسی روشی است که در آن فنرها و دمپره‌های به کار رفته به جای بعد اسکالر از بعد ماتریسی استفاده شده که در واقع همین امر سبب شده تا بتوان مدل‌های پارامتر متمرکز را که تنها محدود به یک راستا بودند، با این روش به راستاهای دیگر نیز تعمیم داد و ضعف آن را

اندازه نرمال شده میانی جرم ظاهری	0.25-2.5	2-20	تصادفی	ندارد	قائم	پشتیبانی شده	60-85(68.3)	12 مرد	منسفیلد و گریفین (2000)
اندازه و فاز متوسط نقطه حرکتی	0.5,0.7,1.4,1	2-100	سینوسی	ندارد	راست - راحت	پشتیبانی شده	54- (74)55-92 (66)93	15 مرد 15 زن	هل مولوند و همکاران (2000)
اندازه و فاز میانی جرم ظاهری	0.125,0.25,0.625,1.25	0.25-25	تصادفی	ندارد	قائم-4-پشتیبانی ران	پشتیبانی نشده و شده	(74.6)57-106	12 مرد	نوایش (2001)
اندازه میانی جرم ظاهری	0.5,1,1.5	2-20	تصادفی	ندارد	قائم	پشتیبانی ثابت	54- (81)72-96 (67)79	11 مرد 13 زن	منسفیلد و همکاران (2001)
اندازه و فاز متوسط جرم ظاهری	0.25,0.5,1	0.5-40	تصادفی	13 صاف و 24 تکیه گاه خودکار	راحت	پشتیبانی شده	(78.5)58-100 (64)48-111	12 مرد 12 زن	راخجا و همکاران (2002)
اندازه و فاز نرمال شده میانی جرم ظاهری	0-1.4,0.35	2-20	تصادفی	ندارد	قائم سخت	پشتیبانی شده	(73)64-87	8 مرد	ماتسوموتو و گریفین (2002)
اندازه و فاز نرمال شده میانی جرم ظاهری	0-0.125,2	0.5-20	تصادفی	ندارد	قائم	پشتیبانی نشده	(72)63-83	8 مرد	ماتسوموتو و گریفین (2002)
اندازه و فاز نرمال شده منحصر به فرد جرم ظاهری	0.2,1,2	1-20	تصادفی	غیر عمودی	قائم	پشتیبانی شده	(750.4)	12 مرد	منسفیلد و گریفین (2002)
اندازه و فاز نرمال شده متوسط جرم ظاهری	0.3	1-35	تصادفی	16 صاف و 16 تکیه گاه خودکار	راحت	پشتیبانی شده	58-106 51.5-81 اعداد تخمینی	23 مرد 22 زن	هینز و همکاران (2004)
اندازه میانی جرم ظاهری	0.125,0.25,0.62,1.25,5	0.25-20	تصادفی	عمودی	قائم-4-پشتیبانی ران	پشتیبانی شده و نشده	(77.2)62-106	12 مرد	نوایش و گریفین (2004)
اندازه و فاز متوسط جرم ظاهری	0.5,1	0.5-40	تصادفی	غیر عمودی مایل	قائم- دستها بر فرمان	پشتیبانی شده	(70.8)47.4-110.5	13 مرد 14 زن	ونگ و همکاران (2004)
اندازه و فاز میانی جرم ظاهری	1	1-20	تصادفی	ندارد	گزارش نشده	پشتیبانی شده	(65.8)	12 مرد	میدا و منسفیلد (2005)
اندازه نرمال شده میانی جرم ظاهری	0.4	1-20	تصادفی	غیر عمودی	قائم/درهم	پشتیبانی شده	(63.8)	12 مرد	منسفیلد و میدا (2005)
اندازه و فاز نرمال شده میانی جرم ظاهری	1-5,0,2	1-40	تصادفی سینوسی	ندارد	قائم	پشتیبانی شده	(65.8)	12 مرد	منسفیلد و میدا (2005)
اندازه و فاز متوسط جرم ظاهری	1	1-50	تصادفی	ندارد	قائم	پشتیبانی شده	(80.7)89.8-98.7	5 مرد	کیم و همکاران (2005)
اندازه میانی جرم ظاهری	0.125,0.25,0.62,5	0.5-15	تصادفی	عمودی	قائم-4زاویه صاف	پشتیبانی شده	(76.5)65-103	12 مرد	نوایش و گریفین (2005)
اندازه میانی جرم ظاهری (فاز برای پشت عمودی)	0.4,0.8	1-20	تصادفی	غیر عمودی	قائم	پشتیبانی شده	(64.3)	15 مرد	منسفیلد و میدا (2006)
اندازه و فاز نرمال شده میانی جرم ظاهری	0.25,2	0.5-20	تصادفی	ندارد	وضعیت های متنوع	پشتیبانی شده	(70.3)	14 مرد	هانگ و گریفین (2006)
اندازه متوسط جرم ظاهری	2,1,0.25	0.25-30	تصادفی	ندارد	قائم-دست بر زانو	پشتیبانی شده	(79.3)103.6-61.3	13 مرد	هینز و همکاران (2006)
اندازه میانی جرم ظاهری	1	2-20	تصادفی	غیر عمودی	قائم	پشتیبانی شده	(79.1)	12 مرد	منسفیلد و همکاران (2006)
اندازه میانی جرم ظاهری	0.4,0.8	1-20	تصادفی	غیر عمودی	قائم	پشتیبانی شده	(64.3)	15 مرد	منسفیلد و میدا (2007)
اندازه و فاز متوسط جرم ظاهری برای 3 گروه جرمی	2,1,0.5	0.5-20	تصادفی	غیر مایل	قائم - دستها روی فرمان	پشتیبانی شده	(55.7)60-50 (75.2)70-80 (98)93-107	9 مرد 9 مرد 9 مرد	پاترا و همکاران (2008)
اندازه و فاز متوسط جرم ظاهری	0,0.5,1,1.5	0.5-15	تصادفی	غیر عمودی مایل	راحت - دستها روی فرمان	پشتیبانی شده	(77.3)99.6-66.4	12 مرد	ونگ و همکاران (2008)
اندازه و فاز انتقال پذیری	-	0.5-16	تصادفی	مایل	نرمال	پشتیبانی شده	-	10 مرد	سلام رحمت

اندازه و فاز انتقال پذیری و نقطه حرکتی	0.4, 0.8, 1.2	1-20	سینوسی	ندارد	نرمال	پشتیبانی نشده	-	12 مرد	هارشا و همکاران (2014)
اثر شیب پشتی بر فعالیت‌های عضلانی	-	3-4-5-6-7-8	تصادفی	مایل	نرمال	پشتیبانی شده	-	10 مرد	ونهانولی و همکاران (2015)

حالت نشسته بدون پشتی قرار داشته، بررسی شده‌اند که مدل ون بهترین انطباق را با داده‌های تجربی داشته است [۲۱].

۶- طبقه بندی مدل‌های بیومکانیکی

مدل‌های بیومکانیکی متفاوتی نیز به موازات کارهای آزمایشگاهی انجام شده است. این مدل‌ها، برای شرایط مختلف بدن انسان به خصوص وضعیت نشسته ارائه شده که به منظور مقایسه آن‌ها، جدول‌های ۲، ۳ و ۴ جمع‌بندی و ارائه شده است.

۶-۱- مقایسه اول

در سال ۲۰۰۶ چیانگ و لیانگ روی مدل‌های بیودینامیکی بدن انسان نشسته در معرض ارتعاشات عمودی بررسی‌هایی انجام داده‌اند. به طوری که سه پارامتر انتقال‌پذیری ارتعاشات از صندلی به سر، جرم ظاهری و مقاومت مکانیکی نقطه‌ی حرکتی را برای تعدادی از مدل‌های پارامتر متمرکز که در این زمینه ارائه شده بودند، محاسبه کردند و سپس آن‌ها را به منظور معتبر ساختن با داده‌های تجربی که توسط بویلو در سال ۱۹۹۸، [۹] گزارش شده بود، منطبق، که در نهایت مدل ون به عنوان مدل برتر انتخاب شده بود زیرا نسبت به سایر مدل‌ها توانسته بود انطباق بیشتری با داده‌های آزمایشگاهی داشته باشد (جدول ۲). باید مورد توجه قرار گیرد که تمام مدل‌های جدول ۲ در معرض شتاب تحریک ۵ متر بر مجذور ثانیه در وضعیتی که بدن انسان در

۶-۲- مقایسه دوم

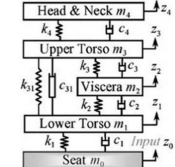
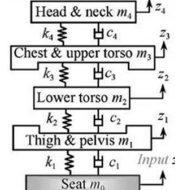
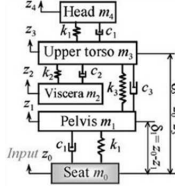
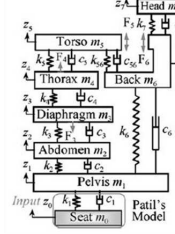
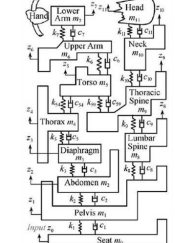
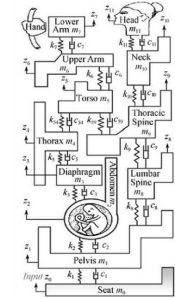
گان و همکاران در سال ۲۰۱۵ یک مدل ۵ درجه آزادی ارائه و آن را با نتایجی که از تلفیق سه مجموعه داده‌ی آزمایشگاهی به دست آمده بود، معتبر سازی کرده‌اند و با ۴ مدل دیگر مقایسه نمودند (جدول ۳) که در نهایت به این نتیجه رسیدند که این مدل نتایج بهتری را نشان داده است. البته قابل ذکر است که مدل آن‌ها ارتعاشات را در دو راستای جلو-عقب و عمودی بررسی کرده است که سایر مدل‌ها این‌گونه نبودند [۲۲].

۶-۳- مقایسه سوم

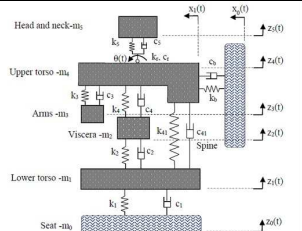
پراشانت و همکاران در سال ۲۰۱۳ یک مدل ۵ درجه آزادی از بدن انسان در حالت نشسته تحت تحریک سینوسی در راستای عمودی ارائه کرده-اند (جدول ۴) که نسبت به دو مدل بویلو و پاتیل انطباق بهتری داشته است [۲۳].

جدول ۲- نتایج مقایسه اول

شماره مدل	نام محقق	مشخصات مدل	مدل بیومکانیکی
1	کارمن 1962	مدل یک درجه آزادی- با جرم و فنر خطی	
2	وی و گریفین 1998	مدل یک درجه آزادی- با جرم و فنر خطی	
3	ماکسیان ونش 1976	مدل دو درجه آزادی- با جرم و فنر غیرخطی	
4	آلن 1978	مدل دو درجه آزادی- با جرم و فنر خطی	
5	وی و گریفین 1998	مدل دو درجه آزادی- با جرم و فنر خطی	
6	ساگس 1969	مدل سه درجه آزادی- با جرم و فنر خطی	

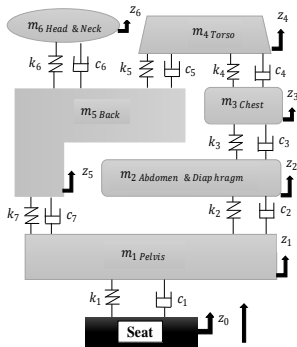
7	ون واسچیملز 1995 بهترین مدل منتخب در بین این ۱۲ مدل از لحاظ انطباق با داده‌های آزمایشگاهی	مدل چهار درجه آزادی. با جرم و فنر خطی	
8	بویلو و راجا 1998	مدل چهار درجه آزادی. با جرم و فنر خطی	
9	لیو 1998	مدل چهار درجه آزادی. با جرم و فنر خطی	
10	پاتیل 1977	مدل هفت درجه آزادی. با جرم و فنر غیر خطی	
11	قاسم 1994	مدل یازده درجه آزادی. با جرم و فنر خطی	
12	قاسم و عثمان 1996	مدل یازده درجه آزادی برای زنان حامله. با جرم و فنر خطی	

جدول ۳- مدل منتخب مقایسه دوم

شماره مدل	نام محقق	راستای ارتعاشات	مدل بیومکانیکی
1	مدل گان و همکاران 2015 (مدل منتخب از لحاظ انطباق با داده‌های آزمایشگاهی)	جلو - عقب و عمودی	

جدول ۴- مدل منتخب مقایسه سوم

شماره مدل	نام محقق	مدل بیومکانیکی
1	مدل پنج درجه آزادی پراشانت 2013 (مدل منتخب از لحاظ انطباق با داده‌های آزمایشگاهی)	



شکل ۷- مدل بیومکانیکی شش درجه آزادی از کل بدن

۷- مدل بیومکانیکی پیشنهادی 6-DoF

برای ایجاد این مدل از نتایج آزمایشگاهی که توسط بویلو در سال ۱۹۹۸ به دست آمده استفاده گردید [۱۹]. از این نتایج به تکرار در کارهای بعد از آن استفاده شده [۲۴، ۲۵] و بین محققان از جایگاه و اعتبار فراوانی برخوردار است. نتایج حاصله از این کار آزمایشگاهی شامل مقادیر اندازه جرم ظاهری کل بدن انسان، اندازه مقاومت مکانیکی نقطه حرکتی بدن و میزان انتقال-پذیری ارتعاشات از صندلی تا سر انسان برحسب فرکانس می‌باشد. همچنین این مقادیر برای تحریک با ارتعاشات عمودی در حالت نشسته و بدون پشتی به دست آمده است.

۷-۱- ایجاد مدل شش درجه آزادی (6-DoF) بدن

مدل پیشنهادی حاضر در شکل ۷ نشان داده شده است. همان گونه که مشاهده می‌کنید مدل پیشنهاد شده از ۶ جرم متمرکز تشکیل شده که با فنر و دمپ‌های خطی به یکدیگر متصل هستند. در پایین کل بدن، صندلی قرار گرفته که ارتعاشات از طریق آن به بدن منتقل می‌شوند. در مدل پیشنهادی شش درجه آزادی هر کدام از اجرام به یک قسمت از بدن تعلق دارند. جرم m_1 نماینده جرم لگن، جرم m_2 معادل جرم شکم و دیافراگم، جرم m_3 معادل جرم قفسه سینه، جرم m_4 معادل جرم بالاتنه، جرم m_5 معادل جرم پشت (کمر) و جرم m_6 معادل جرم سر و گردن قرار داده می‌شود. موارد ذکر شده بالا در جدول ۵ آمده است.

جدول ۵- نحوه توزیع اجرام مدل بیومکانیکی بدن انسان

جرم	نام (انگلیسی)	نام (فارسی)
m_1	Pelvis	لگن
m_2	Abdomen & Diaphragm	شکم و دیافراگم
m_3	Thorax	قفسه سینه
m_4	Torso	بالاتنه
m_5	Back	پشت (کمر)
m_6	Head & Neck	سر و گردن

با توجه به نحوه اتصال فنر و دمپ‌ها به جرم‌ها، معادلات حاکم بر این

سیستم خطی در حوزه زمان به صورت زیر است:

$$\begin{cases} m_1 \ddot{z}_1 + c_2(\dot{z}_1 - \dot{z}_2) + k_2(z_1 - z_2) + c_7(\dot{z}_1 - \dot{z}_5) + k_7(z_1 - z_5) \\ + c_1 \dot{z}_1 + k_1 z_1 = c_1 \dot{z}_0 + k_1 z_0 \end{cases} \quad (4)$$

$$m_2 \ddot{z}_2 + c_2(\dot{z}_2 - \dot{z}_1) + k_2(z_2 - z_1) + c_3(\dot{z}_2 - \dot{z}_3) + k_3(z_2 - z_3) = 0 \quad (5)$$

$$m_3 \ddot{z}_3 + c_3(\dot{z}_3 - \dot{z}_2) + k_3(z_3 - z_2) + c_4(\dot{z}_3 - \dot{z}_4) + k_4(z_3 - z_4) = 0 \quad (6)$$

$$m_4 \ddot{z}_4 + c_4(\dot{z}_4 - \dot{z}_3) + k_4(z_4 - z_3) + c_5(\dot{z}_4 - \dot{z}_5) + k_5(z_4 - z_5) = 0 \quad (7)$$

$$\begin{cases} m_5 \ddot{z}_5 + c_5(\dot{z}_5 - \dot{z}_4) + k_5(z_5 - z_4) + c_6(\dot{z}_5 - \dot{z}_6) + \\ k_6(z_5 - z_6) + c_7(\dot{z}_5 - \dot{z}_1) + k_7(z_5 - z_1) = 0 \end{cases} \quad (8)$$

$$m_6 \ddot{z}_6 + c_6(\dot{z}_6 - \dot{z}_5) + k_6(z_6 - z_5) = 0 \quad (9)$$

که در آن m_i معرف جرم و z_i ، \dot{z}_i و \ddot{z}_i به ترتیب معرف جابه‌جایی، سرعت و شتاب در راستای قائم برای $i = 1, 2, 3, \dots, 6$ هستند. همچنین k_i و c_i نشان‌دهنده ضرایب میرایی و سختی مدل برای $i = 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7$ می‌باشند. z_0 و \dot{z}_0 نیز جابه‌جایی و سرعت صندلی و به عنوان ورودی سیستم در نظر گرفته می‌شوند.

به دلیل اهمیت استفاده از حوزه فرکانس برای تحلیل نتایج و همچنین وجود نتایج آزمایشگاهی در حوزه فرکانس باعث می‌شود که معادلات به حوزه فرکانس برده شوند. با توجه به این که معادلات خطی می‌باشند، این کار با تبدیل لاپلاس انجام خواهد گرفت.

نتایج آزمایشگاهی که شامل سه مورد بودند برای این مدل به شرح زیر می‌باشند. یکی از این موارد میزان انتقال‌پذیری ارتعاشات از صندلی تا سر انسان،

انتقال پذیری ارتعاشات (۲۰)، مقاومت مکانیکی نقطه حرکتی (۲۱) و جرم ظاهری (۲۲) برای مدل شش درجه آزادی به صورت زیر می باشد:

$$J_1 = STH_{error} = \sum_{i=1}^N \left(STH_{Experimental}(f(i)) - STH_{Model}(f(i)) \right)^2 \quad (20)$$

$$J_2 = DPM_{error} = \sum_{i=1}^N \left(DPM_{Experimental}(f(i)) - DPM_{Model}(f(i)) \right)^2 \quad (21)$$

$$J_3 = AP_{error} = \sum_{i=1}^N \left(AP_{Experimental}(f(i)) - AP_{Model}(f(i)) \right)^2 \quad (22)$$

که فرکانس تحریک از $f(1)=0.5$ تا $f(N)=20$ هرترتز می باشد. پس از آن تابعی که برای بهینه سازی همزمان توابع هدف استفاده می شود،

$J_{6DOF Model}$ ، را مانند رابطه (۲۳) در زیر تعریف می کنیم:

$$J_{6DOF Model} = \sum_{i=1}^3 \left[\frac{J_i^* - J_i}{J_i^*} \right]^2 \quad (23)$$

در این جا J_i^* میزان بهینه تابع هدف i ام به صورت انفرادی است. با کمینه کردن $J_{6DOF Model}$ پارامترهای مدل شش درجه آزادی پیشنهادی به دست می آید. این پارامترها شامل k_i و c_i برای $i=1,2,3,4,5,6,7$ می باشد. به دلیل تعداد بالای پارامترهای مجهول از الگوریتم ژنتیک استفاده شده است. تنها شرط برای به دست آمدن پارامترها این است که مجموع اجرام برابر با کل جرم انسان (ثابت) مورد آزمایش، m_{Total} ، باشد، یعنی این که:

$$m_{Total} = \sum_{i=1}^6 m_i = 60.98(kg) \quad (24)$$

با الگوریتم ژنتیک در متلب مقادیر جرم ها، سختی ها و میرایی های مدل را به گونه ای به دست می آوریم که تابع $J_{6DOF Model}$ کمینه گردد، با این شرط که مجموع جرم های اجزای بدن برابر با 60.98 باشند.

برای بهینه سازی ابتدا با کمک الگوریتم ژنتیک مقادیر پارامترها به گونه ای به دست می آیند که J_1 از رابطه (۲۰) به کمترین مقدار خود برسد. هنگامی که این اطمینان حاصل گردید که مقدار خطای J_1 به کمترین میزان خود رسیده و نمودار اندازه انتقال پذیری ارتعاشات از صندلی تا سر انسان برای مدل برحسب فرکانس، انطباق منحنی خوبی با اندازه انتقال پذیری که از کار آزمایشگاهی به دست آمده پیدا کرده است، مقدار کمینه J_1 معادل با J_1^* قرار داده خواهد شد. همین کار برای خطاهای J_2, J_3 از روابط (۲۱) و (۲۲) انجام می پذیرد و مقدار کمینه آن ها معادل با J_2^*, J_3^* قرار می گیرد. در مرحله آخر با داشتن J_1^* ها خطای هر سه مورد با کمک رابطه (۲۳) کمینه می شوند. مقادیری که برای پارامترهای مدل در این قسمت به دست می آیند ضرایب نهایی مدل پیشنهادی خواهند بود و بدین گونه مدل ایجاد می شود.

۷-۲- نتایج

این قسمت به بررسی نتایج حاصل از مدل شش درجه آزادی پیشنهادی خواهد پرداخت. این مدل بر اساس نتایج به دست آمده از کار آزمایشگاهی بویلو [۹] ایجاد شده است. نتایج این کار شامل انتقال پذیری ارتعاشات از صندلی تا سر انسان، مقاومت مکانیکی نقطه حرکتی بدن و همچنین جرم ظاهری کل بدن انسان می باشد که در جدول (۶) آمده اند. مقادیر به دست آمده از بهینه سازی برای پارامترهای مدل شش درجه آزادی در جدول ۷ آورده شده است.

هم اکنون نوبت به رسم نتایج مدل و مقایسه آن با نتایج حاصل از کار آزمایشگاهی و مدل هایی که پیش از این ایجاد گردیده رسیده است. همان گونه

$STHT$ بود. مقدار انتقال پذیری از نسبت بین شتاب سر انسان بر شتاب تحریک صندلی در هر فرکانس به دست آمده می آید. با توجه به مدل پیشنهادی، معادله این مقدار به صورت زیر نوشته می شود:

$$STH = |STH(j\omega)| = \left| \frac{\ddot{z}_6(j\omega)}{\ddot{z}_0(j\omega)} \right| = \left| \frac{(j\omega)^2 Z_6(j\omega)}{(j\omega)^2 Z_0(j\omega)} \right| = \left| \frac{Z_6(j\omega)}{Z_0(j\omega)} \right| \quad (10)$$

که در این جا \ddot{z}_0 شتاب وارده به صندلی و \ddot{z}_6 شتابی است که به بالاترین بخش مدل بدن که سر انسان است وارد می شود. همچنین در این جا ω معرف فرکانس است و طبق رابطه (۱۱) تعریف می گردد:

$$\omega = 2\pi f \quad (11)$$

همچنین در رابطه فوق f نیز نشان دهنده فرکانس برحسب هرترتز می باشد. دومین نتیجه ای که می بایست مورد بررسی قرار گیرد اندازه مقاومت مکانیکی نقطه حرکتی، DPM ، است. مقاومت مکانیکی نقطه حرکتی از نسبت بین نیروی تحریک وارده به بدن از صندلی روی سرعت ورودی صندلی به دست می آید. برای مدل حاضر معادله اندازه مقاومت مکانیکی نقطه حرکت به شکل زیر است:

$$DPM = |DPM(j\omega)| = \left| \frac{F(j\omega)}{\ddot{z}_0(j\omega)} \right| = \left| \frac{(k_1 + j\omega c_1)(Z_0(j\omega) - Z_1(j\omega))}{(j\omega)Z_0(j\omega)} \right| \quad (12)$$

که در این رابطه $F(j\omega)$ نیرویی است که به صندلی در هنگام تحریک وارد می گردد.

آخرین نتیجه مورد بحث اندازه جرم ظاهری بدن انسان، AP ، است که تقریباً در کلیه کارهایی که در مورد ارتعاشات بدن انسان صورت پذیرفته همواره مورد بحث و تحلیل قرار گرفته است. جرم ظاهری بدن انسان از نسبت بین نیروی تحریک وارده به بدن از صندلی روی شتاب ورودی به صندلی حاصل می گردد. معادله اندازه جرم ظاهری به صورت زیر تعریف می شود:

$$AP = |AP(j\omega)| = \left| \frac{F(j\omega)}{\ddot{z}_0(j\omega)} \right| = \left| \frac{(k_1 + j\omega c_1)(Z_0(j\omega) - Z_1(j\omega))}{(j\omega)^2 Z_0(j\omega)} \right| \quad (13)$$

که در این جا \ddot{z}_0 شتاب وارده ورودی از صندلی است. از معادلات حرکت مدل شش درجه آزادی تبدیل لاپلاس گرفته می شود و به جای s مقدار $j\omega$ را قرار داده خواهد شد، در نتیجه معادلات (۴) تا (۹) به شکل زیر درمی آیند:

$$\begin{cases} Z_1(m_1 s^2 + (c_1 + c_2 + c_7)s + k_1 + k_2 + k_7) + Z_2(-c_2 s - k_2) \\ + Z_3(-c_7 s - k_7) = (c_1 s + k_1) Z_0 \end{cases} \quad (14)$$

$$Z_1(-c_2 s - k_2) + Z_2(m_2 s^2 + (c_2 + c_3)s + k_2 + k_3) + Z_3(-c_3 s - k_3) = 0 \quad (15)$$

$$Z_2(-c_3 s - k_3) + Z_3(m_3 s^2 + (c_3 + c_4)s + k_3 + k_4) + Z_4(-c_4 s - k_4) = 0 \quad (16)$$

$$Z_3(-c_4 s - k_4) + Z_4(m_4 s^2 + (c_4 + c_5)s + k_4 + k_5) + Z_5(-c_5 s - k_5) = 0 \quad (17)$$

$$\begin{cases} Z_1(-c_7 s - k_7) + Z_4(-c_5 s - k_5) + Z_5(m_5 s^2 + (c_5 + c_6 + c_7)s + k_5 + k_6 + k_7) \\ + Z_6(-c_6 s - k_6) = 0 \end{cases} \quad (18)$$

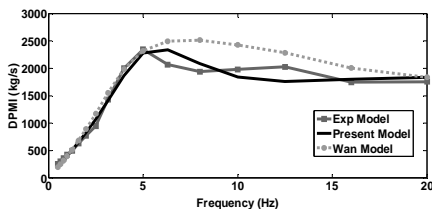
$$Z_5(-c_6 s - k_6) + Z_6(m_6 s^2 + c_6 s + k_6) = 0 \quad (19)$$

با استفاده از معادلات فوق می توان نسبت هایی که برای روابط (۱۰-۱۲-۱۳) پاسخ های بیومکانیکی ارائه شده اند را محاسبه کرد.

برای بهینه سازی و به دست آوردن پارامترهای مدل، روش معیار سراسری مورد استفاده قرار گرفته است. میزان خطا برای هر سه پاسخ بیومکانیکی شامل

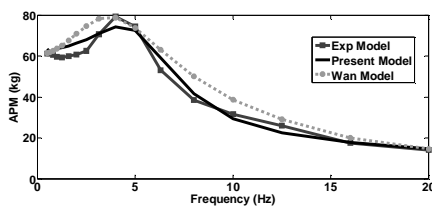
¹ Hertz

مدل شش درجه آزادی حاضر نیز انتقال‌پذیری در همین فرکانس ولی با مقدار ناچیز کمتری رخ می‌دهد درحالی‌که مدل ون و اسپچیملز در این نقطه نه از نظر مقدار و نه از نظر فرکانس با نتایج آزمایشگاهی انطباق ندارد. همچنین مدل پیشنهادی حاضر انطباق منحنی خوبی در کلیه حوزه فرکانسی برخلاف مدل برگزیده کار لیانگ و چیانگ به دست می‌دهد. مدل ون و اسپچیملز تنها در فواصل بین فرکانس‌های ۶ تا ۱۲ هرتز نتیجه‌ای نزدیک به نتیجه آزمایشگاهی دارد، اما در سایر فرکانس‌ها این چنین نیست. پس می‌توان گفت که ایجاد مدل حاضر پیشرفت محسوسی در نمایش صحیح انتقال‌پذیری از صندلی به سر انسان نسبت به کارهای پیشین می‌باشد. در شکل (۹) مقاومت مکانیکی نقطه حرکتی بدن که واحد آن کیلوگرم بر ثانیه است، مشاهده می‌شود. این مقاومت نیز در حوزه فرکانس و از ۰ تا ۲۰ هرتز رسم گردیده است.



شکل ۹- پاسخ‌های مقاومت مکانیکی نقطه حرکتی

همان‌گونه که از نتیجه آزمایشگاهی مشخص است مقاومت نقطه حرکتی بدن قله‌ای در حدود فرکانس ۵ هرتز دارد. برای مدل شش درجه حاضر این قله تقریباً در ۵/۵ هرتز اتفاق می‌افتد. اما برای مدل ون و اسپچیملز این قله در حدود فرکانس ۷ هرتز است. همچنین در تمامی حوزه فرکانسی، انطباق بهتری بین مدل حاضر و نتیجه آزمایشگاهی ایجاد گردیده است. اما این انطباق برای مدل ون و اسپچیملز تنها در فرکانس‌های زیر ۵ هرتز اتفاق افتاده است. در پایان نیز شکل (۱۰) نمایش داده شده است. این شکل بیان‌کننده جرم ظاهری کل بدن انسان به واحد kg است. حوزه فرکانسی جرم ظاهری نیز همانند نتایج گذشته بین فرکانس‌های ۰ تا ۲۰ هرتز است. مشابه نمودارهای گذشته انطباق منحنی مناسبی بین نتیجه آزمایشگاهی و نتیجه حاصل از مدل حاضر برقرار است و کیفیت بالاتری از مدل ون و اسپچیملز را به نمایش گذاشته است.



شکل ۱۰- پاسخ‌های جرم ظاهری

البته در فرکانس‌های زیر ۴ هرتز این انطباق به خوبی نتایج گذشته نیست، اما راضی‌کننده و قابل قبول است. در مجموع مدل شش درجه آزادی پیشنهادی حاضر رفتاری بسیار شبیه به نتایج آزمایشگاهی از خود نشان می‌دهد و به نسبت کارهای پیشین که لیانگ و چیانگ دوازده نمونه آن را بررسی نمودند [۲۱] مدل حاضر نسبت به مدل ون و اسپچیملز پیشرفت بسیار بهتری داشته است.

که قبلاً ذکر شده بود لیانگ و چیانگ در سال ۲۰۰۶ از مقایسه دوازده مدل پیش از خود که از یک تا یازده درجه آزادی داشتند [۲۱]، به این نتیجه رسیدند که مدل چهار درجه آزادی ون و اسپچیملز [۲۶] بهترین انطباق منحنی را با نتایج آزمایشگاهی کار بویلو نشان می‌دهد و بین مدل‌های ایجاد شده در گذشته کمترین مقدار خطا را داراست. پس بهتر است که علاوه بر رسم نمودار نتایج آزمایشگاهی و نتایج مدل شش درجه پیشنهادی حاضر، برای مقایسه مفیدتر، از مدل برگزیده پژوهش لیانگ و چیانگ که مدل ون و اسپچیملز است نیز استفاده گردد و نمودارهای مربوط به این مدل نیز در کنار دیگر نمودارها به منظور مقایسه و تحلیل، رسم شوند.

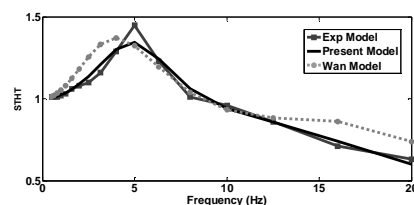
جدول ۶- نتایج تجربی بویلو [۹]

Frequency (Hz)	Seat to Head Transmissibility	Driving Point Mechanical Impedance (Kg/s)	Apparent Mass (Kg)
0.5	1.01	254	61.2
0.63	1.01	304	61.4
0.8	1.01	359	60.6
1	1.02	424	59.6
1.25	1.03	493	59.2
1.6	1.06	627	60
2	1.08	768	60.8
2.5	1.1	947	62.6
3.15	1.16	1429	70.7
4	1.29	2002	79.3
5	1.45	2346	74.5
6.3	1.23	2065	53.2
8	1.01	1939	38.5
10	0.96	1981	31.5
12.5	0.86	2023	25.9
16	0.71	1750	17.4
20	0.63	1755	14.1

جدول ۷- پارامترهای بهینه برای مدل شش درجه آزادی

Parameters	Values	Parameters	Values
C_1 (Ns/m)	2475	K_1 (N/s)	49340
C_2 (Ns/m)	330	K_2 (N/s)	20000
C_3 (Ns/m)	200	K_3 (N/s)	10000
C_4 (Ns/m)	250	K_4 (N/s)	134400
C_5 (Ns/m)	316	K_5 (N/s)	2860
C_6 (Ns/m)	0.00002	K_6 (N/s)	1466400
C_7 (Ns/m)	1606.3	K_7 (N/s)	68064
M_1 (Kg)	5.5	M_5 (Kg)	15.856
M_2 (Kg)	20	M_6 (Kg)	5.807
M_3 (Kg)	4.17	M_{Total} (Kg)	60.67
M_4 (Kg)	9.337		

همان‌گونه که در گوشه شکل (۸) دیده می‌شود، نتیجه آزمایشگاهی، نتیجه حاصل از مدل حاضر و همچنین نتیجه مدل ون و اسپچیملز با نشانه‌هایی در شکل مشخص گردیده است.



شکل ۸- پاسخ‌های انتقال‌پذیری

شکل (۸) انتقال‌پذیری ارتعاشات از صندلی تا سر انسان در حوزه فرکانس در بازه ۰ تا ۲۰ هرتز را نشان می‌دهد. همان‌گونه که مشاهده می‌شود بیشترین انتقال‌پذیری از نتیجه آزمایشگاهی در فرکانس ۵ هرتز است. برای

۸- نتیجه گیری

همان گونه که مشاهده گردید برای نشان دادن ارتعاشات در یک جهت، از مدل های پارامتر متمرکز و در بیش از یک جهت، از مدل های چند جسمه، ماتریسی و یا اجزاء محدود استفاده شده است. قابل ذکر است که از مدل های اجزاء محدود به دلیل خطای زیادی که نسبت به کارهای آزمایشگاهی دارند کمتر استفاده می شوند. ایراد مدل های چندجسمه پیچیدگی آنها است، به طوری که می بایست علاوه بر جرم اجزای بدن، ممان اینرسی و مکان مرکز جرم هر عضو مدل و همچنین موقعیت اتصال اجرام به فنر و دمپرها مشخص باشد، در نتیجه می توان گفت که استفاده از مدل ماتریسی روش جایگزینی مناسبی به منظور استخراج پاسخ های بیودینامیکی در راستاهای مختلف در عین راحتی و تعداد درجات آزادی کمتر می باشد [۲۷]. و در نهایت این که، از بهینه سازی همزمان سه تابع هدف مربوط به پاسخ های بیومکانیکی ذکر شده، انطباق منحنی قابل ملاحظه ای بین نتایج مدل پیشنهادی و داده های تجربی به دست آمده آمد که در مقایسه با کارهای قبلی پیشرفت محسوسی داشته است و به وسیله الگوریتم ژنتیک می توان تعداد بالایی از پارامترهای مجهول این گونه مسائل را به منظور رسیدن به نتیجه مطلوب تر به راحتی محاسبه کرد. این مدل (6-DoF) می تواند برای مدل سازی و کنترل ارتعاشات سرنشینان یک خودرو در یک راستا، ارزیابی اثرات تکیه گاه و محاسبه فرکانس های طبیعی بدن به کار رود.

۹- مراجع

- [13] J Marzbanrad, A. Afkar. "A Biomechanical Model as a Seated Human Body for Calculation of Vertical Vibration Transmissibility Using a Genetic Algorithm." *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*; Vol .13, No. 04, pp1-18, 2013.
- [14] Y Cho, YS Yoon. "Biomechanical Model of Human on Seat with Backrest for Evaluating Ride Quality." *International Journal of Industrial Ergonomics* 27, No. 5, pp331-345, 2001.
- [15] S Rakheja, RG Dong, S Patra, PÉ Boileau P, Marcotte, P, Warren C. "Bio Dynamics of the Human Body under Whole-Body Vibration: Synthesis of the Reported Data." *International Journal of Industrial Ergonomics*; Vol.40, No. 6, pp710-732, 2010.
- [16] J. Marzbanrad, Y. Amiri Rad, A. Afkar. "Vibration Isolation of a GA Optimized Biomechanical Model of a Railway Passenger Using Magneto Rheological Damper Seat Suspension." *International Journal of Vehicle Structures and Systems* 2, No. 1, 2010.
- [17] A. Afkar, J. Marzbanrad, Y. Amirrad. "Modeling and Semi Active Vertical Vibration Control of a GA Optimized 7DoF Driver Model Using an MR Damper in a Seat Suspension System." *Journal of Vibration Engineering & Technologies* 3, No. 1, pp37-47, 2015.
- [18] S. Rahmatalla, J. DeShaw. "Effective seat-to-head transmissibility in whole-body vibration: Effects of posture and arm position." *Journal of Sound and Vibration* 330, No. 25, pp6277-6286, 2011.
- [19] SP. Harsha, M. Desta, A. S. Prashanth, and V. H. Saran. "Measurement and bio-dynamic model development of seated human subjects exposed to low frequency vibration environment." *International Journal of Vehicle Noise and Vibration* 10, No. 1-2, pp1-24, 2014.
- [20] W. Li, M. Zhang, G. Lv, Q. Han, Y. GAO, Y. Wang, Q. Tan, M. Zhang, Y. Zhang, and Z. Li. "Biomechanical response of the musculoskeletal system to whole body vibration using a seated driver model." *International Journal of Industrial Ergonomics* 45, pp91-97, 2015.
- [21] CC Liang, CF Chiang. "A Study on Biodynamic Models of Seated Human Subjects Exposed to Vertical Vibration." *International Journal of Industrial Ergonomics*; Vol .36, No. 10, pp869-890, 2006.
- [22] J. Darling, AJ. Hillis, Z. Gan. "Development of a Biodynamic Model of a Seated Human Body Exposed to Low Frequency Whole-body Vibration." *Journal of Vibration Engineering and Technologies*; Vol. 3, No. 3, pp1-18, 2015.
- [23] AS. Prashanth, NVA. Kishore, VH. Saran. "Analysis of Seated Human Body under Low Frequency Vibrations Using Transmissibility and Driving Point Mechanical Impedance." *International Journal of Engineering Research and Technology*; Vol. 2, No. 6, pp734-745, 2013.
- [24] Deb, K. and Tiwari, S. 'Multi objective optimization of a leg mechanism using genetic algorithms', *Engineering Optimization* 37, 325-350, 2005.
- [25] Gunawan, S. and Azarm, S. 'Multi-objective robust optimization using a sensitivity region concept', *Structural and Multidisciplinary Optimization*, 29, 50-60, 2005.
- [26] Wan, Y. and Schimmels, J.M. 'A simple model that captures the essential dynamics of a seated human exposed to whole body vibration', *Advances in Bioengineering*, ASME, BED 31, 333-334, 1995.
- [27] S. Jamali Shakhilavi, "Vibration investigation of automotive passenger using bio-mechanical modeling of the human body" Msc Seminar, Department of Automotive Engineering, Iran University of science and technology, Tehran, 2015. (in Persian)
- [1] B. Ann. Lis, & E. Järvinen, "Turnover of professional drivers" *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, pp36-41, 1983.
- [2] M. Bovenzi, I. Pinto, N. Stacchini "Low Back Pain in Port Machinery Operators" *Journal of Sound and Vibration* 253, No. 1, pp3-20, 2002.
- [3] B. Rehn, I. A. Bergdahl, C. Algren, C. From, B. Jarvholm, R. Lundström, T. Nilsson, and G. Sundelin. "Musculoskeletal Symptoms among Drivers of All-Terrain Vehicles." *Journal of Sound and Vibration* 253, No. 1, pp21-29, 2002.
- [4] H. Seidel, R. Bastek, D. Bräuer, C. Buchholz, A. Meister, A-M. Metz, and R. Rothe. "On Human Response to Prolonged Repeated Whole-Body Vibration." *Ergonomics* 23, No. 3, pp191-211, 1980.
- [5] ISO 2631 (E), Guide for the Evaluation of Human Exposure to Whole Body Vibration (*International Organization for Standardization*), 1978.
- [6] ISO 2631 (E), Evaluation of Human Response to Whole Body Vibration, (*International Organization for Standardization*), 1985.
- [7] CW. Suggs, CF. Abrams, LF. Stikeleather. "Application of a Damped Spring-Mass Human Vibration Simulator in Vibration Testing of Vehicle Seats." *Ergonomics* 12, No. 1, pp79-90, 1969.
- [8] L. Wei, J. Griffin. "The Prediction of Seat Transmissibility from Measures of Seat Impedance." *Journal of Sound and Vibration* 214, No. 1, pp121-137, 1998.
- [9] PÉ Boileau, S Rakheja, "Whole-Body Vertical Biodynamic Response Characteristics of the Seated Vehicle Driver, Measurement and Model Development." *International Journal of Industrial Ergonomics* 22, No. 6, pp449-472, 1998.
- [10] J Rosen, M Arcan. "Modeling the Human Body/Seat System in a Vibration Environment." *Journal of Biomechanical Engineering* 125, No. 2, pp223-231, 2003.
- [11] A. Afkar, "Biomechanical modeling of the human body exposed to vertical vibrations in order to assess comfort parameters" Msc Thesis, Department of Automotive Engineering, Iran University of science and technology, Tehran, 2009. (in Persian)
- [12] N. Bourdet, R. Willinger, "Coupled Head-Neck-Torso and Seat Model for Car Seat Optimization under Rear-End Impact." *Journal of Sound and Vibration* 313, No. 3, pp891-907, 2008.