

## تحلیل پاسخ ارتعاشی مدل‌های دینامیکی مختلف بدن خلبان در انجام مانورهای پروازی

محمد خاتلو حشمت‌اله<sup>1\*</sup>، تقی زاده محمدرضا<sup>2</sup>

1- استادیار دانشکده مهندسی هوافضا دانشگاه علوم و فنون هوایی شهید ستاری

2- دانشجوی کارشناسی ارشد مهندسی هوافضا گرایش سوانح هوایی و صلاحیت‌های پروازی

(دریافت مقاله: 1397/08/30 تاریخ پذیرش: 1398/07/06)

### چکیده

در این تحقیق، به بررسی پاسخ ارتعاشی مدل‌های مختلف بدن خلبان در انجام مانورهای پروازی پرداخته می‌شود. در این راستا از مدل‌های گسسته، شامل مدل‌های چهار درجه آزادی و مدل هفت درجه آزادی که جزو مدل‌های رایج در این نوع تحلیل‌ها می‌باشند، استفاده می‌شود. معادلات دینامیکی حاکم بر حرکت این مدل‌ها از روش نیوتن به دست آمده و با روش عددی رانگ- کوتا در نرم افزار متلب حل می‌شوند. صحت سنجی هر یک از مدل‌های به کار رفته با استفاده از نتایج تحقیقات منتشر شده قبلی انجام می‌شود. پس از اطمینان از صحت مدل‌سازی و برنامه نوشته شده، ورودی ناشی از تغییرات شتاب  $g$  ثبت شده در تست تجربی حین پرواز و استخراج هفت مانور پروازی، به مدل‌های ارتعاشی مختلف اعمال می‌گردد. از قابلیت انتقال پایه صندلی نسبت به هر یک از اعضای بدن خلبان به عنوان معیار مورد نظر برای تحلیل ارتعاشی استفاده می‌گردد. نتایج به دست آمده در سه مدل مورد مطالعه نشان می‌دهند که بیشترین سهم انتقال پذیری در ناحیه قفسه سینه (بالا و پایین) و پس از آن در ناحیه لگن در مانورهای مختلف قرار دارد. همچنین بر اساس میزان قابلیت انتقال پذیری و ماکزیمم شتاب  $g$  در مانورهای مختلف، اثر آهنگ تغییر شتاب بر قابلیت انتقال پذیری و احساس راحتی خلبان بیش از میزان ماکزیمم شتاب در هر مانور می‌باشد. **واژه‌های کلیدی:** مانور، بدن خلبان، شتاب  $g$ ، پاسخ ارتعاشی، قابلیت انتقال.

## Vibrational Response of the Pilot Biodynamic Models in Various Flight Maneuver

1<sup>st</sup> Heshmatalah Mohamad Khanlo, 2<sup>nd</sup> Mohamad Reza Taghizadeh

### Abstract

In this paper, the vibrational response of the pilot biodynamic models in various flight maneuvers is investigated. In this regard, the common discrete models, i.e. four degrees of freedom and the seven degrees of freedom, are used. The dynamic model and equations of the motion are derived based on Newton method and they are solved numerically by Runge-Kutta method in Matlab software. The validation of the proposed models is performed by comparing with results of the previously published related works. The variation of the acceleration  $g$  in the various flight test that comprises seven common training maneuvers, are applied to the above mentioned models. The transmissibility of the seat to each of the pilot body components are used as a criterion to do the analysis. The results of the three models studied in different maneuvers show that the greatest contribution of transmissibility is in the torso region (up and down) and then in the pelvis region. Also, based on the amount of transmissibility and maximum acceleration  $g$  in various maneuvers, the effect of acceleration rate on transmissibility and pilot comfort is more than the maximum acceleration in each maneuver.

**Key words:** Maneuver, Pilot body, Acceleration  $g$ , Vibrational response, Transmissibility.

### مقدمه

اثرات ناشی از ارتعاشات عمودی قرار گرفته است. اثرات مضر ارتعاش کامل بدن در فرکانس پایین روی توانایی بدن و سلامت انسان باعث افزایش نگرانی‌ها شده است. بدیهی است که انتقال ارتعاش ناخواسته به بدن انسان ممکن است منجر به خستگی و ناراحتی شود. علاوه بر این، ارتعاش شدید ممکن است منجر به آسیب نواحی مختلف بدن گردد.

بدن انسان به علت بافت نرم، استخوان‌ها، اندام‌های داخلی و همچنین ویژگی‌های آناتومیک، یک سیستم ارتعاشی پیچیده است. ارتعاشات از منابع خارجی می‌تواند در هنگام ایستادن، نشستن، دراز کشیدن یا زمانی که بدن انسان در حال حرکت یا در حال کار است، به بدن انسان منتقل شود. مدل بدن انسان، سال‌های متمادی مورد مطالعه

\* نویسنده پاسخگو، پست الکترونیک: kxanloh47@yahoo.com

علاوه بر اینها در تحقیقی، یک مدل غیرخطی با شش درجه آزادی ارائه گردید که به تجزیه و تحلیل ارتعاش اجباری وارد شده بر بدن انسان نشسته اختصاص داشت [12]. این مدل توسط گروه دیگری اصلاح گردید و یک مدل با هفت درجه آزادی پیشنهاد شد که برای ارزیابی پاسخ بدن انسان به ارتعاشات یک سیستم کشنده مورد استفاده قرار می‌گیرد [13].

البته تعدادی از محققین نیز به تحلیل پاسخ ارتعاشی بدن با مدل پیوسته پرداخته‌اند که اغلب به مبحث بهینه کردن پارامترهای مدل اختصاص یافته‌اند. به عنوان مثال، مدل پیوسته انسان نشسته تحت تحریک ارتعاشات عمودی در تحقیقی انجام گرفت که بر اساس مطالعه تحلیلی و اعتبار سنجی تجربی می‌باشد [14]. همچنین بهینه سازی بر اساس الگوریتم ژنتیکی در تحقیقی دیگر برای کنترل پارامترهای فعال و غیر فعال سیستم صندلی و کمینه کردن شتاب وارد بر صندلی انجام شده است [15].

در رابطه با پاسخ ارتعاشی بدن خلبان و مدل‌های آن و به‌طور کلی عوامل انسانی مربوط به صندلی و راحتی آن، تحقیقات نسبتاً گسترده‌ای انجام گرفته است. به عنوان مثال، در یک تحقیق با انجام تست‌های تجربی بر روی انواع صندلی خلبان و عوامل موثر بر راحتی آن پرداخته شده است [16]. در تحقیق دیگری به شیوه کاهش ارتعاشات وارد شده به صندلی و افزایش راحتی خلبان پرداخته شده است [17]. این تحقیق نشان می‌دهد که با حداکثر دور موتور و ملخ هواپیما، کارایی سیستم میرایی غیر فعال با اتصال مستقیم صندلی به کف کابین بستگی به پروفایل پروازی و فرکانس ارتعاشات داشته و برای افزایش کارایی نیاز به تعبیه یک واحد کنترل فعال وفقی است؛ تا بتواند در مواقع لزوم، میرایی مناسب را ایجاد نماید. همچنین در تحقیقی [18] به بررسی نیروهای وارد بر سر و گردن در طول برخورد هواپیما به زمین به هنگام نشستن پرداخته شده است. در این تحقیق از روش تست تجربی و شبیه‌سازی اجزای محدود، میزان نیروهای وارده و آسیب‌های ناشی از آنها مورد بررسی قرار گرفته است. همچنین یک گروه تحقیقاتی [19] در طی سه پرواز آزمایشی نشان دادند که استفاده از جاذب‌های لاستیکی با خواص فیزیکی و مکانیکی ویژه می‌تواند میرایی مطلوب را در جهت کاهش آسیب‌های وارد شده به بدن خلبان به دست دهد.

اگر چه تحقیقات نسبتاً گسترده‌ای هم در زمینه مدل‌سازی بدن سرنشین و هم چنین در باره آسیب‌های وارده به بدن و راحتی سرنشین انجام گرفته است؛ ولی در رابطه با بررسی پاسخ بیومکانیکی بدن در اثر ارتعاش عمودی ناشی از تغییرات شتاب  $g$  واقعی که در طی چندین پرواز با هواپیمای جت آموزشی و استخراج اطلاعات ثبت شده با توجه به الگوهای موجود برای مانورهای پروازی مختلف به عنوان ورودی مدلها ارتعاشی بدن، تحقیقی انجام نگرفته است. لذا در این تحقیق با استفاده از چند مدل ارتعاشی

مطالعات اولیه در این رابطه اغلب با مدل‌سازی بدن انسان بر روی وسایل نقلیه زمینی انجام گرفته است. در این رابطه در مرجع [1] نشان داده شده است افرادی که در محیط ارتعاشی قرار دارند، سیستم اسکلتی و عضلانی به خصوص ناحیه کمر خود را در معرض خطر بیشتری قرار می‌دهند. در سال 1983 یک بررسی سلامت بر روی تعدادی راننده انجام شد که نشان می‌داد شایع‌ترین شکایت در میان رانندگان درد شانه و گردن و درد پشت است [2]. در سال 2002 تحقیقی بر روی اپراتورهای ماشین‌آلات بندری انجام گرفت و مشخص شد که شایع شدن علائم درد کمر با افزایش میزان ارتعاش این ماشین‌ها ارتباط مستقیم دارد [3]. در سال 2002 یک مطالعه مقطعی نشان داد که رانندگان حرفه‌ای انواع مختلف از وسایل نقلیه مانند ماشین‌های جنگلی، وسایل نقلیه برفی و برف روب‌ها، به‌طور قابل توجهی در معرض افزایش خطر ابتلا به اختلالات اسکلتی و عضلانی در نقاط گردن و شانه هستند. آنها دریافته‌اند که این اختلالات مرتبط با قرار گرفتن در معرض ارتعاش و شوک تمام بدن می‌باشد [4].

برای مدل انسان نشسته، مدل‌هایی با درجات آزادی مختلف ارائه گردیده است که هر بخش از بدن، همراه با المان‌های الاستیک و میرایی خطی یا غیرخطی می‌باشد. در دهه‌های گذشته، تعدادی از مدل‌های ریاضی بر اساس اندازه‌گیری‌های مختلف ساخته شده است. در سال 1998 با اندازه‌گیری مقاومت بدن در حالت‌های مختلف یک مدل با یک درجه آزادی پیشنهاد گردید [5] که برای تحلیل‌های اولیه بوده و نواقص زیادی را در بر داشت. در سال 2001 یک مدل با دو درجه آزادی ارائه شد که سعی در برطرف کردن نواقص مدل‌های قبلی داشت [6]. در این تحقیق، اندازه‌گیری‌هایی انجام گرفت که تقریباً تمام ویژگی‌های دینامیکی یک مرد نشسته را به حالت عمودی با ارتعاش کمتر از 10 هرتز بیان می‌کرد. از این مدل برای تست صندلی استاندارد خودرو استفاده شده است. در تحقیق دیگری [7] یک مدل صندلی و انسان با دو درجه آزادی برای پیش بینی میزان انتقال ارتعاش صندلی خودرو پیشنهاد داده شد. نتایج این تحقیق نشان می‌دهد که انتقال سیگنال پیش بینی شده صندلی در این مدل به مقادیر اندازه‌گیری شده نزدیک است. یک مدل تحلیلی با سه درجه آزادی برای سیستم تعلیق صندلی یک کشنده ارائه گردید که می‌تواند به عنوان ابزاری برای انتخاب پارامترهای تعلیق مناسب برای هر نوع وسیله نقلیه دیگر نیز استفاده شود [8]. در سال 1998 یک مدل چهار درجه آزادی بدن انسان پیشنهاد گردید که در آن بدن به صورت صاف و بدون تکیه بر پشتی عمودی و تحریک با فرکانس پایین بود. نتایج این تحقیق نشان می‌دهد که ضرایب میرایی اعضای بدن می‌تواند با تغییر فرکانس، تغییر نماید [9]. علاوه بر این در تحقیق دیگری یک مدل غیرخطی با چهار درجه آزادی بررسی گردید که قبلاً مدل‌های خطی آن مورد بررسی قرار گرفته بود [10، 11].

معادلات حاکم بر حرکت در این مدل با استفاده از قوانین نیوتن به صورت زیر استخراج گردیده است.

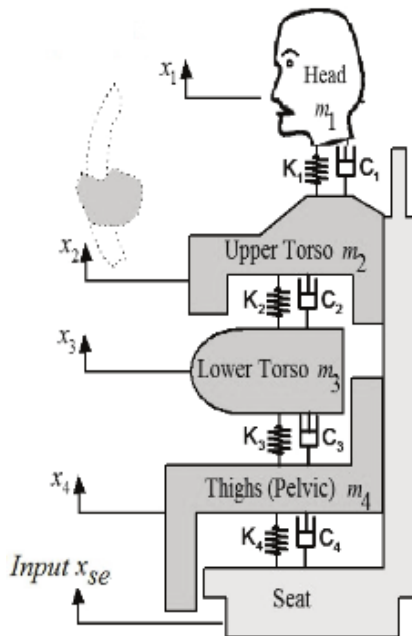
$$m_1 \ddot{x}_1 + c_1(\dot{x}_1 - \dot{x}_2) + k_1(x_1 - x_2) = 0 \quad (1)$$

$$m_2 \ddot{x}_2 - c_1(\dot{x}_1 - \dot{x}_2) - k_1(x_1 - x_2) + c_2(\dot{x}_2 - \dot{x}_3) + k_2(x_2 - x_3) + c_3(\dot{x}_2 - \dot{x}_4) + k_3(x_2 - x_4) = 0 \quad (2)$$

$$m_3 \ddot{x}_3 - c_2(\dot{x}_2 - \dot{x}_3) - k_2(x_2 - x_3) + c_4(\dot{x}_3 - \dot{x}_4) + k_4(x_3 - x_4) = 0 \quad (3)$$

$$m_4 \ddot{x}_4 - c_4(\dot{x}_3 - \dot{x}_4) - k_4(x_3 - x_4) - c_3(\dot{x}_2 - \dot{x}_4) - k_3(x_2 - x_4) + c_5(\dot{x}_4 - \dot{x}_{se}) + k_5(x_4 - x_{se}) = 0 \quad (4)$$

در رابطه (4)،  $x_{se}$  و  $\dot{x}_{se}$  به ترتیب جا به جایی و سرعت وارد شده از طرف صندلی بر سر نشین است. در مدل 4 درجه آزادی بوالیو، مطابق شکل 2، ناحیه سر و گردن با جرم  $m_1$ ، سختی  $k_1$  و میرایی  $c_1$  و ناحیه شانه و قفسه سینه با جرم  $m_2$ ، سختی  $k_2$  و میرایی  $c_2$  و ناحیه شکم با جرم  $m_3$ ، سختی  $k_3$  و میرایی  $c_3$  به ناحیه لگن با جرم  $m_4$ ، سختی  $k_4$  و میرایی  $c_4$  متصل شده است.



شکل 2 - مدل 4 درجه آزادی بوالیو [20]

معادلات حاکم بر حرکت در این مدل با استفاده از قوانین نیوتن به صورت زیر استخراج گردیده است.

$$m_1 \ddot{x}_1 + c_1(\dot{x}_1 - \dot{x}_2) + k_1(x_1 - x_2) = 0 \quad (5)$$

$$m_2 \ddot{x}_2 - c_1(\dot{x}_1 - \dot{x}_2) - k_1(x_1 - x_2) + c_2(\dot{x}_2 - \dot{x}_3) + k_2(x_2 - x_3) = 0 \quad (6)$$

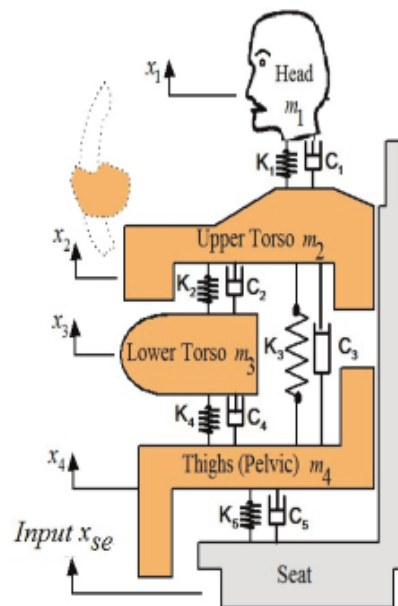
رایج برای بدن انسان و با اعمال ورودی مانورهای مختلف به بررسی پاسخ ارتعاشی بدن خلبان پرداخته می‌شود. روند ادامه این تحقیق به شرح زیر است:

در ابتدا به تعریف مسئله و مدل سازی ریاضی آن پرداخته می‌شود. در بخش شبیه‌سازی و تحلیل نتایج، ابتدا به معرفی مانورهای انجام گرفته در پروازها و شیوه داده برداری و سپس به روند صحت سنجی برنامه‌های نوشته شده برای هر مدل و سرانجام به بررسی پاسخ بخش‌های مختلف بدن خلبان در مواجهه با ورودی‌های واقعی ناشی از انجام مانورهای پروازی مختلف پرداخته می‌شود. بخش پایانی هم به جمع‌بندی و نتیجه‌گیری اختصاص یافته است.

### تعریف مسئله و فرمول‌بندی ریاضی

در مدل‌سازی بدن انسان به صورت جرم متمرکز، قسمت بالا تنه انسان با جرم‌های متمرکز برای هر بخش و فنر و دمپر متصل به آنها برای بافت‌های بدن، مدل می‌گردد. به این ترتیب در این بخش از سه مدل متمرکز رایج برای بررسی پاسخ ارتعاشی بدن انسان، یعنی مدل‌های 4 درجه آزادی ون<sup>1</sup> و بوالیو<sup>2</sup> و همچنین مدل 7 درجه آزادی پاتیل<sup>3</sup> استفاده می‌شود؛ که در ادامه به جزئیات این مدل‌ها پرداخته شده است.

در مدل 4 درجه آزادی ون، مطابق شکل 1، ناحیه سر و گردن با جرم  $m_1$ ، سختی  $k_1$  و میرایی  $c_1$  و ناحیه شانه و قفسه سینه با جرم  $m_2$ ، سختی  $k_2$  و میرایی  $c_2$  و ناحیه شکم با جرم  $m_3$ ، سختی  $k_3$  و میرایی  $c_3$  به ناحیه لگن با جرم  $m_4$ ، سختی  $k_4$  و میرایی  $c_4$  متصل شده و همچنین جرم  $m_4$ ، سختی  $k_5$  و میرایی  $c_5$  متصل شده و همچنین سختی و میرایی بین ناحیه شانه و لگن به ترتیب  $k_3$  و  $c_3$  است.



شکل 1 - مدل 4 درجه آزادی ون [20]

$$m_2 \ddot{x}_2 - c_1(\dot{x}_1 - \dot{x}_2) - k_1(x_1 - x_2) + c_2(\dot{x}_2 - \dot{x}_3) + k_2(x_2 - x_3) + c_7(\dot{x}_2 - \dot{x}_7) + k_7(x_2 - x_7) = 0 \quad (10)$$

$$m_3 \ddot{x}_3 - c_2(\dot{x}_2 - \dot{x}_3) - k_2(x_2 - x_3) + c_3(\dot{x}_3 - \dot{x}_4) + k_3(x_3 - x_4) = 0 \quad (11)$$

$$m_4 \ddot{x}_4 - c_4(\dot{x}_4 - \dot{x}_5) - k_4(x_4 - x_5) - c_3(\dot{x}_3 - \dot{x}_4) - k_3(x_3 - x_4) = 0 \quad (12)$$

$$m_5 \ddot{x}_5 - c_4(\dot{x}_4 - \dot{x}_5) - k_4(x_4 - x_5) - c_5(\dot{x}_5 - \dot{x}_6) - k_5(x_5 - x_6) = 0 \quad (13)$$

$$m_6 \ddot{x}_6 - c_5(\dot{x}_5 - \dot{x}_6) - k_5(x_5 - x_6) + c_6(\dot{x}_6 - \dot{x}_7) + k_6(x_6 - x_7) = 0 \quad (14)$$

$$m_7 \ddot{x}_7 - c_6(\dot{x}_6 - \dot{x}_7) - k_6(x_6 - x_7) - c_7(\dot{x}_2 - \dot{x}_7) - k_7(x_2 - x_7) + c_8(\dot{x}_7 - \dot{x}_{se}) + k_8(x_7 - x_{se}) = 0 \quad (15)$$

البته لازم به ذکر است که در رابطه با مدل‌سازی ارتعاشی بدن انسان در حالت ایستاده و نشسته تحقیقات زیادی در دانشگاه کونکورديا [22،21] انجام گرفته است. در بخش بعدی به معرفی مانورهای پروازی و شیوه داده برداری تجربی در این مانورها و استفاده از این داده‌ها در تحلیل ارتعاشی بدن انسان (خلبان) در پاسخ به ورودی حاصل از شتاب وارد شده پرداخته می‌شود.

### شبیه‌سازی عددی و تحلیل نتایج

در این بخش، نخست به معرفی مانورهای پروازی مختلف مورد نظر در این تحقیق و نحوه داده برداری تجربی و سپس شبیه‌سازی عددی با سه مدل گفته شده و تحلیل نتایج حاصل پرداخته می‌شود.

مانورهای مورد نظر در این تحقیق شامل تعدادی از مانورهای استاندارد پرواز انتقالی است که توسط خلبانان با تجربه و برابر با دستورالعمل‌های مربوطه انجام شده است [23]. این مانورها عبارت‌اند از:

مانور هشت تنبیل (مانور 1): در این مانور یک گردش 360 درجه‌ای انجام می‌گیرد که به دو بخش 180 درجه‌ای تقسیم می‌شود. در هر بخش یک افزایش ارتفاع به همراه یک کاهش ارتفاع به سمت افق وجود دارد. این مانور از روی افق به صورت مستقیم شروع شده و گردش آرام به همراه بالا آوردن دماغه طوری انجام می‌شود که دماغه هواپیما یک کمان در بالای افق بسازد. بیشترین بالا آوردن دماغه هواپیما در 45 درجه از گردش انجام می‌شود. پایین آمدن و گردش آرام در زیر افق به نحوی ادامه پیدا می‌کند تا کمان مورد نظر در زیر افق نیز ایجاد شود.

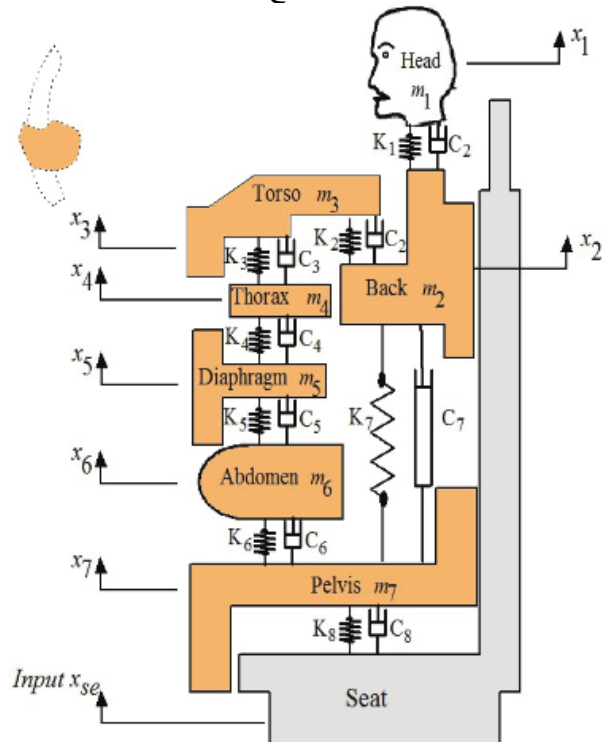
مانور غلت بشکه‌ای (مانور 2): این مانور از یک نقطه فرضی در فضا شروع شده و با ساختن دایره‌ای به دور نقطه فرضی در همان نقطه شروع به پایان می‌رسد. دو نقطه بین 20 تا 30 درجه سمت چپ و راست نقطه

$$m_3 \ddot{x}_3 - c_2(\dot{x}_2 - \dot{x}_3) - k_2(x_2 - x_3) + c_3(\dot{x}_3 - \dot{x}_4) + k_3(x_3 - x_4) = 0 \quad (7)$$

$$m_4 \ddot{x}_4 - c_3(\dot{x}_2 - \dot{x}_4) - k_3(x_2 - x_4) + c_4(\dot{x}_4 - \dot{x}_{se}) + k_4(x_4 - x_{se}) = 0 \quad (8)$$

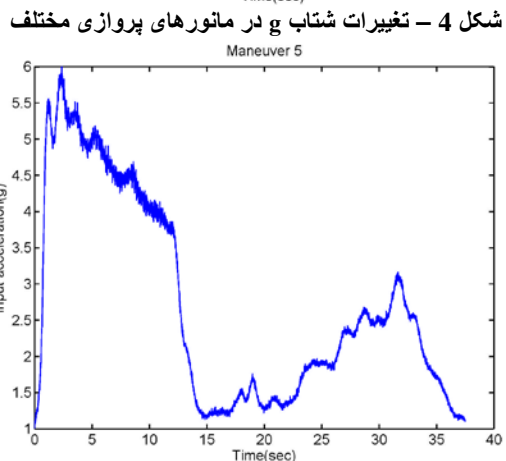
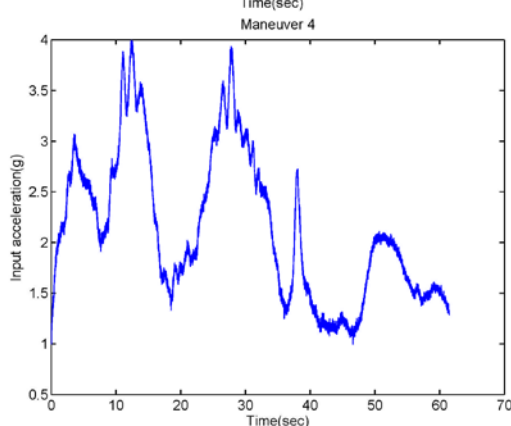
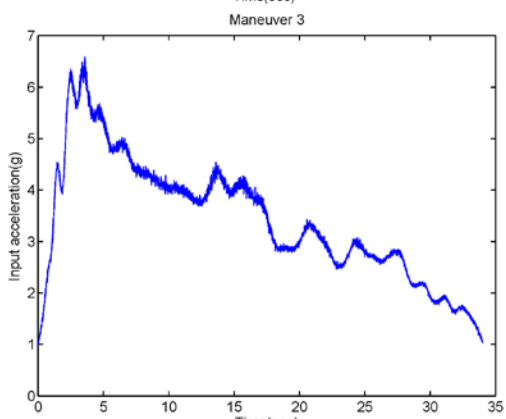
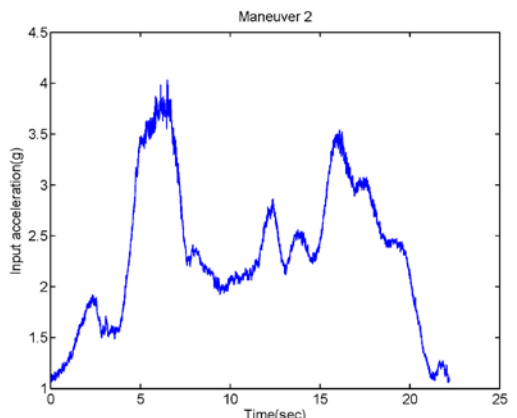
در مدل 7 درجه آزادی پاتیل، مطابق شکل 3، ناحیه سر و گردن با جرم  $m_1$ ، سختی  $k_1$  و میرایی  $c_1$  و ناحیه پشت شانه با جرم  $m_2$ ، سختی  $k_2$  و میرایی  $c_2$  و ناحیه جلوی شانه با جرم  $m_3$ ، سختی  $k_3$  و میرایی  $c_3$  و ناحیه قفسه سینه با جرم  $m_4$ ، سختی  $k_4$  و میرایی  $c_4$  و ناحیه دیافراگم با جرم  $m_5$ ، سختی  $k_5$  و میرایی  $c_5$  و ناحیه شکم با جرم  $m_6$ ، سختی  $k_6$  و میرایی  $c_6$  و ناحیه لگن با جرم  $m_7$ ، سختی  $k_7$  و میرایی  $c_7$  و ناحیه پشت شانه و لگن به ترتیب  $k_8$ ، سختی  $k_8$  و میرایی  $c_8$  مدل شده است. همچنین  $c_7$  و  $c_8$  است.

در این مدل نسبت به دو مدل پیش گفت، اجزای بدن انسان با جزئیات بیشتری در نظر گرفته شده است. لذا با این مدل می‌توان پاسخ ارتعاشی بخش‌های مختلف بدن را به صورت جزئی‌تر مورد بررسی قرار داد. معادلات حاکم بر حرکت در این مدل با استفاده از قوانین نیوتن به صورت زیر استخراج گردیده است.



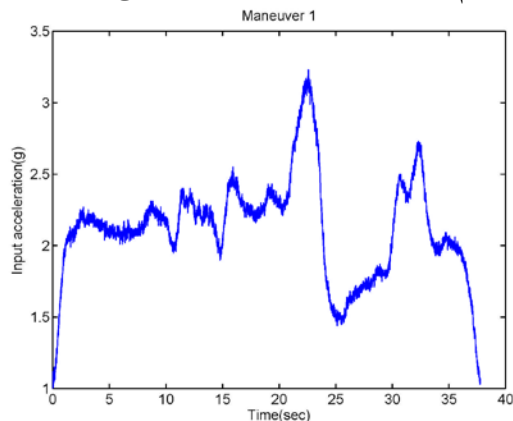
شکل 3 - مدل 7 درجه آزادی پاتیل [20]

$$m_1 \ddot{x}_1 + c_1(\dot{x}_1 - \dot{x}_2) + k_1(x_1 - x_2) = 0 \quad (9)$$



شکل 4 - تغییرات شتاب g در مانورهای پروازی مختلف

مفروض در نظر گرفته می‌شود. شروع و پایان مانور در نقطه اول بوده و نقطه دوم، نقطه‌ای است که در آن هواپیما در حال گردش در آن به صورت برعکس قرار می‌گیرد. مانور ایمل‌مان<sup>5</sup> (مانور 3): این مانور مانند مانور لوپ است با این تفاوت که در آن هنگامی که هواپیما به نقطه اوج و بیشترین ارتفاع می‌رسد، مانور با یک گردش 180 درجه‌ای به پایان می‌رسد. در لحظه شروع مانور قدرت موتورها ماکزیمم بوده و کمترین سرعت مانور زمانی است که هواپیما در بالاترین نقطه مانور قرار دارد. مانور هشت کوبایی (مانور 4): این مانور از دو نیمه مانور لوپ تشکیل شده و در شروع آن، قدرت موتورها در حالت ماکزیمم و سرعت 500 نات برای شروع مانور نیاز است. کمترین سرعت هواپیما 200 نات و پایان مانور زمانی است که هواپیما در بالاترین نقطه مانور قرار دارد. در میانه انجام مانور هنگامی که دماغه هواپیما 45 درجه قرار گرفت با یک غلت به حالت مستقیم قرار می‌گیرد و نیمه دیگر مانور مانند قسمت اول انجام می‌شود. مانور لوپ (مانور 5): این مانور به دو صورت استفاده از بیشترین توان موتور و یا استفاده از پس‌سوز هواپیما انجام می‌شود. روش انجام این مانور به این صورت است که دایره‌ای عمودی در فضا در یک مسیر مستقیم و بدون هیچ گونه تغییر سمتی ساخته می‌شود. مانور اسپلیت‌اس<sup>6</sup> (مانور 6): برای انجام این مانور هواپیما به صورت معکوس روی افق قرار گرفته سپس با ایجاد یک نیم دایره به سمت افق مخالف بر می‌گردد.



صورت دیجیتال دارد، ولی چون به اطلاعات فوق در انجام این تحقیق نیاز نیست؛ از آنها صرفنظر و تنها اطلاعات مربوط به تغییرات شتاب  $g$  در مانورهای مختلف ثبت شده است.

خروجی دستگاه ثبت داده‌های پروازی پس از انجام پروازهای مورد نظر، تجزیه و تحلیل و مانورهای مورد نظر بر اساس الگوی پروازی در هر پرواز استخراج شده است. پس از دسته بندی مانورها، اطلاعات وارد نرم افزار Excel شده و بر اساس مانور مورد نظر، توسط نرم افزار متلب جهت انجام شبیه‌سازی، فرا خوانده شده است. شتاب‌های نشان داده شده در شکل 4 به عنوان تحریک ورودی به مدل‌ها در نظر گرفته شده است.

جدول 1- مقادیر پارامترهای مدل ون [20]

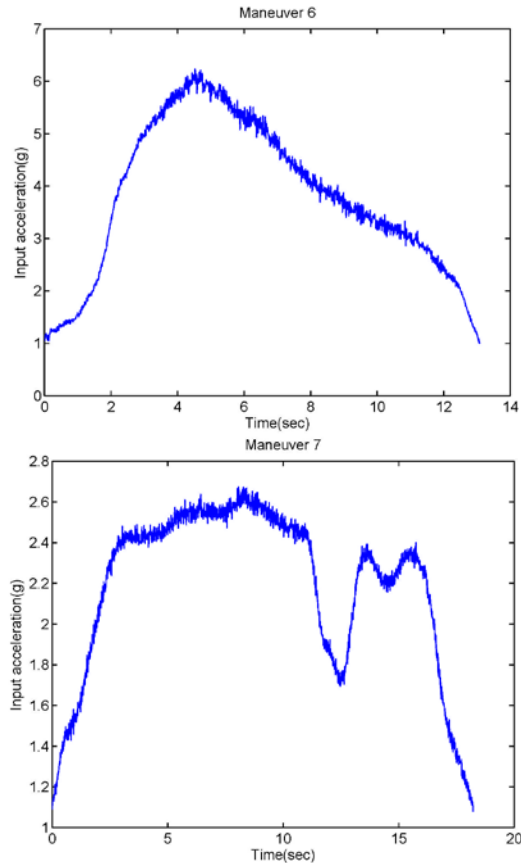
مقدار	پارامتر
4/17(kg)	$m_1$
134400(N/m)	$k_1$
250(N.s/m)	$c_1$
15(kg)	$m_2$
10000(N/m)	$k_2$
200(N.s/m)	$c_2$
5/5(kg)	$m_3$
192000(N/m)	$k_3$
909/1(N.s/m)	$c_3$
36(kg)	$m_4$
20000(N/m)	$k_4$
330(N.s/m)	$c_4$
49340(N/m)	$k_5$
2475(N.s/m)	$c_5$

برای شبیه‌سازی عددی، معادلات حرکت مربوط به هر یک از سه مدل گفته شده با استفاده از تبدیل فضای حالت، به صورت معادلات دیفرانسیل مرتبه اول نوشته شده و سپس در نرم افزار متلب حل می‌شوند. ورودی برنامه، شتاب ثبت شده در طی هر مانور است که به صورت تغییرات شتاب بر حسب زمان مانور می‌باشد.

در بخش نخست از شبیه‌سازی، مدل ون مورد بررسی

قرار

می‌گیرد. مقادیر عددی پارامترهای این مدل در جدول 1 داده شده است. معمولاً خروجی مورد نظر در تحلیل پاسخ بدن انسان در مقابل ورودی ارتعاشی مختلف به صورت قابلیت انتقال پذیری (TR)<sup>4</sup> می‌باشد که نسبت ورودی به پاسخ (خروجی) هریک از اعضای بدن بیان می‌گردد. معمولاً پارامتر TR بیانگر انتقال حرکت در تمام بدن می‌باشد که در مراجع زیادی از آن برای تحلیل پاسخ ارتعاشی بدن استفاده شده است [24، 25]. البته از پارامترهای امیدانس مکانیکی و جرم ظاهری که مربوط به نیرو و حرکت در نقطه اعمال تحریک هستند نیز استفاده می‌شود. قبل از اعمال ورودی حاصل از مانورها به این مدل، صحت سنجی مدل مورد نظر انجام می‌گیرد. در این راستا، نتایج تحقیق کنونی با مرجع [20] مقایسه شده است.

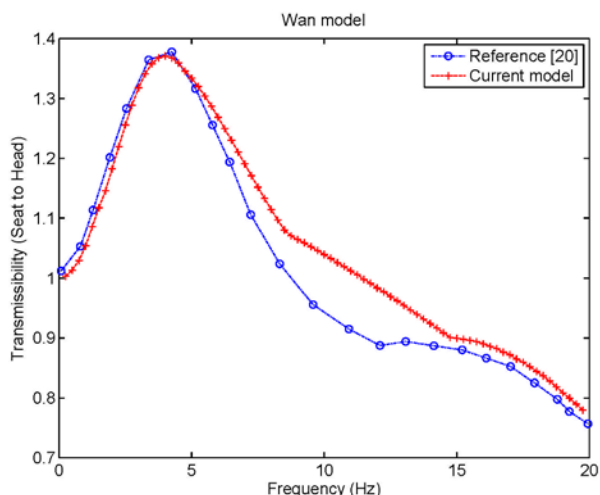


شکل 4 - تغییرات شتاب  $g$  در مانورهای پروازی مختلف (ادامه)

مانور شاندل<sup>7</sup> (مانور 7): هدف از این مانور نشان دادن قابلیت بیشترین و کمترین سرعت کنترل هواپیما و همچنین تغییر سمت هواپیما در کمترین زمان، در حال افزایش ارتفاع می‌باشد. این مانور با بالا آوردن دماغه همراه با گردش به نحوی انجام می‌شود تا در 30 تا 45 درجه از گردش، هواپیما دارای 60 درجه غلت باشد. غلت 60 درجه تا 135 درجه از گردش ثابت نگه داشته می‌شود. در این نقطه دماغه هواپیما در بیشترین مقدار خود بالای افق می‌باشد و سپس به تدریج غلت هواپیما کاهش داده می‌شود تا جایی که در 180 درجه از گردش هواپیما به حالت پرواز مستقیم درآورده می‌شود.

شکل 4 روند تغییرات شتاب  $g$  را در مانورهای مختلف پروازی انجام شده نشان می‌دهد. این نمودارها با استفاده از دستگاه ثبت اطلاعات پروازی (تجربی) نصب شده بر روی هواپیما طی چندین پرواز توسط یگان پروازی به دست آمده است که در ادامه به معرفی این دستگاه پرداخته می‌شود. این دستگاه مجهز به یک پردازنده قدرتمند است که با دارا بودن 8 کانال ورودی و تا 16 کانال خروجی و همچنین با قابلیت ثبت شتاب تا  $g$  18 و ولتاژ ورودی 6/5 تا 15 ولت و جریان 550 میلی آمپر در ولتاژ 8 ولت، قادر به ثبت اطلاعات تا فرکانس 100 هرتز می‌باشد. این دستگاه قابلیت‌های نشان دادن سرعت واقعی هواپیما، دور موتور و یا دمای موتور و غیره را به



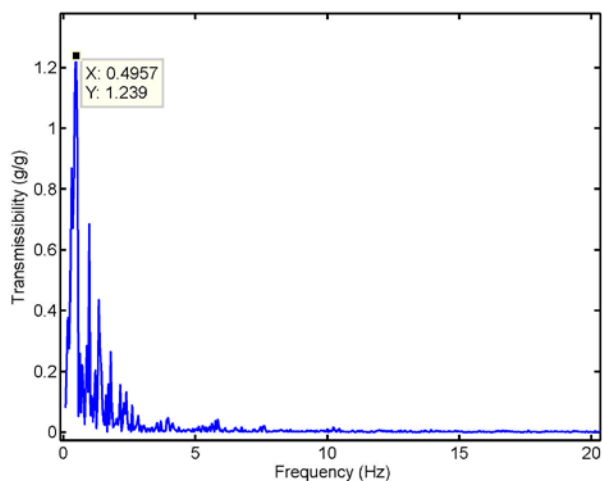


شکل 5 - مقایسه بین خروجی برنامه کنونی با مرجع [20]

ورودی مورد نظر برای صحت سنجی، یک جابجایی هارمونیک (سینوسی) با دامنه واحد و بقیه پارامترها نیز مطابق مرجع مذکور انتخاب شده است. قابلیت انتقال پذیری صندلی به سر به عنوان پاسخ به ورودی مزبور در نظر گرفته شده است. در شکل 5 نتیجه تحقیق حاضر با مرجع مذکور آورده شده که همخوانی خوبی را نشان می‌دهد.

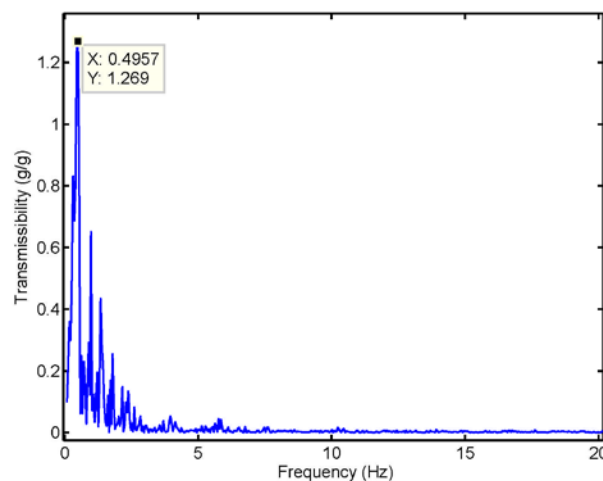
جدول 2- خروجی مدل 4 درجه آزادی ون در مانورهای مختلف

Maneuver Number	1		2		3		4		5		6		7	
	TR	F (Hz)	TR	F (Hz)	TR	F (Hz)	TR	F (Hz)	TR	F (Hz)	TR	F (Hz)	TR	F (Hz)
Head	0/736	0/56	1/269	0/5	2/227	0/59	2/313	0/28	2/503	0/35	0/205	0/23	0/211	0/99
Upper Torso	0/738	0/56	1/262	0/5	2/222	0/59	2/306	0/28	2/501	0/35	0/213	0/23	0/211	0/99
Lower Torso	0/741	0/56	1/283	0/5	2/243	0/59	2/339	0/28	2/509	0/35	0/201	0/23	0/213	0/99
Pelvis	0/742	0/56	1/239	0/5	2/202	0/59	2/281	0/28	2/492	0/35	0/238	0/23	0/214	0/99



(ب)

شکل 6 - پاسخ ارتعاشی مدل ون: (الف) ناحیه سر و گردن در مانور 2، (ب) ناحیه لگن در مانور 2.



(الف)

به این ترتیب با اطمینان از مدل و برنامه نوشته شده می‌توان شتاب‌های حاصل از مانورهای مختلف را به مدل ارتعاشی بدن خلبان و صندلی اعمال کرده و پاسخ قسمت‌های مختلف بدن با این مدل را مورد بررسی قرار داد.

183000(N/m)	$k_2$
4750(N.s/m)	$c_2$
8/62(kg)	$m_3$
162800(N/m)	$k_3$
4585(N.s/m)	$c_3$
12/78(kg)	$m_4$
90000(N/m)	$k_4$
2064(N.s/m)	$c_4$

در این حالت نیز قبل از اعمال ورودی حاصل از مانورهای مختلف به این مدل، صحت سنجی مدل، مورد بررسی قرار می‌گیرد. در اینجا نیز نتایج این تحقیق با مرجع [20] مقایسه گردیده است. مانند مدل قبلی، ورودی مورد نظر برای صحت سنجی، جابجایی سینوسی با دامنه واحد است. قابلیت انتقال صندلی به سر به عنوان پاسخ به ورودی مزبور در نظر گرفته شده است. شکل 7 نتیجه حاصل از صحت سنجی بین برنامه نوشته برای تحقیق کنونی و مرجع [20] را نشان می‌دهد، که بیانگر تطابق خوب بین دو نتیجه به دست آمده است.

پاسخ اعضای مختلف بدن خلبان با مدل ون به شتاب  $g$  ورودی حاصل از مانورهای مختلف در جدول 2 داده شده است. همچنین شکل‌های 6 الف و 6 ب به ترتیب قابلیت انتقال سر و لگن را در مانورهای مربوطه به عنوان نمونه و تایید نتایج جدول 2 نشان می‌دهند.

همانطور که از نتایج به دست در جدول مذکور دیده می‌شود، قفسه سینه (ناحیه پایین) بیشترین اثر شتاب  $g$  را در مانورهای مختلف (چهار مانور) دریافت می‌کند. در ردیف بعدی ناحیه لگن (سه مانور) قرار دارد. با توجه به اینکه قابلیت انتقال ارتعاشات به بدن یکی از معیارهای سنجش احساس راحتی سرنشین بر روی صندلی [24،25] است، پس با مدل ون بیشترین احساس ناراحتی در ناحیه قفسه سینه می‌باشد.

در بخش دوم از شبیه‌سازی، مدل بوالیو بررسی می‌گردد. مقادیر عددی پارامترهای این مدل در جدول 3 داده شده است.

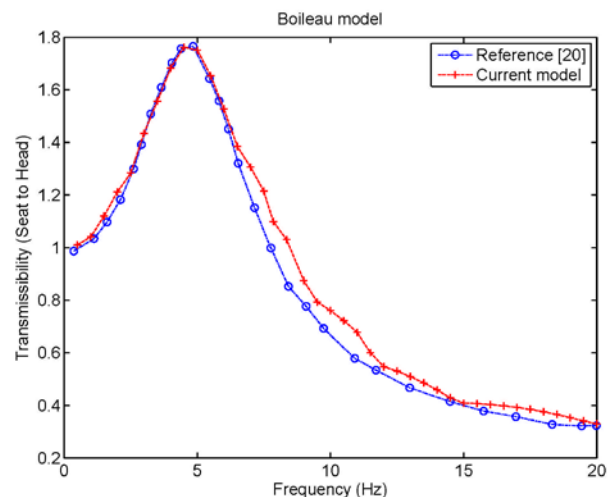
جدول 3- مقادیر پارامترهای مدل بوالیو [20]

پارامتر	مقدار
$m_1$	5/31(kg)
$k_1$	310000(N/m)
$c_1$	400(N.s/m)
$m_2$	28/49(kg)

جدول 4- خروجی مدل 4 درجه آزادی بوالیو در مانورهای مختلف

Maneuver Number	1		2		3		4		5		6		7	
	TR	F (Hz)	TR	F (Hz)	TR	F (Hz)	TR	F (Hz)	TR	F (Hz)	TR	F (Hz)	TR	F (Hz)
Head	0/983	0/56	0/426	0/99	1/629	0/59	1/918	0/23	3/056	0/4	0/136	0/54	0/147	0/44
Upper Torso	0/983	0/56	0/426	0/99	1/630	0/59	1/919	0/23	3/057	0/4	0/135	0/54	0/148	0/44
Lower Torso	0/973	0/56	0/409	0/99	1/633	0/59	1/935	0/23	3/071	0/4	0/132	0/54	0/152	0/44
Pelvis	0/960	0/56	0/388	0/99	1/637	0/59	1/955	0/23	3/091	0/4	0/129	0/54	0/159	0/44

در ادامه پاسخ اعضای مختلف بدن خلبان با مدل بوالیو به شتاب  $g$  ورودی حاصل از مانورهای مختلف بررسی و نتایج حاصل در جدول 4 داده شده است. همچنین شکل‌های 8 الف و 8 ب به ترتیب قابلیت انتقال سر و لگن را در مانورهای مربوطه در این مدل نشان می‌دهند. همانطور که از نتایج مشخص است، در مانور 2 با این مدل نیز ناحیه سر و گردن سهم بالاتری از شتاب  $g$  را نسبت به ناحیه لگن دریافت می‌کنند. با توجه به نتایج جدول 4 در مانورهای مختلف پروازی مشاهده می‌شود که با این مدل بیشترین قابلیت انتقال پذیری در ناحیه لگن (در چهار مانور) و پس از آن ناحیه قفسه سینه با

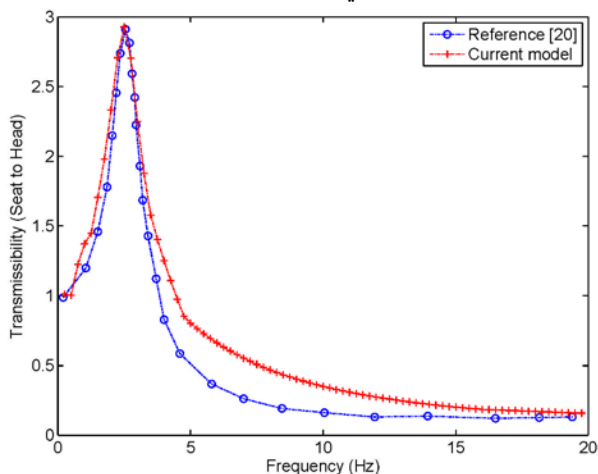


شکل 7 - مقایسه بین خروجی برنامه کنونی با مرجع [20]

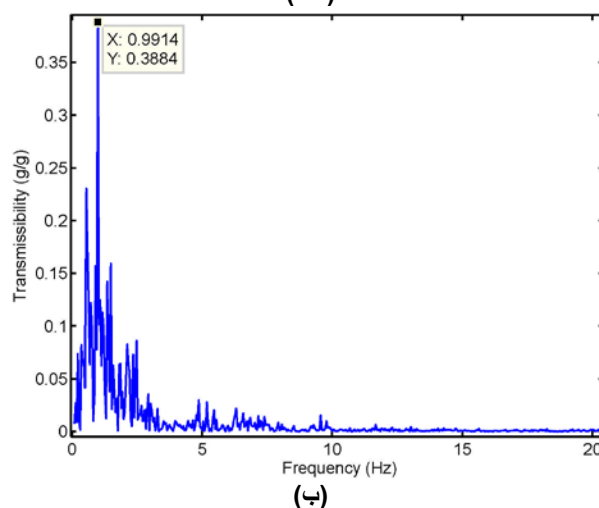
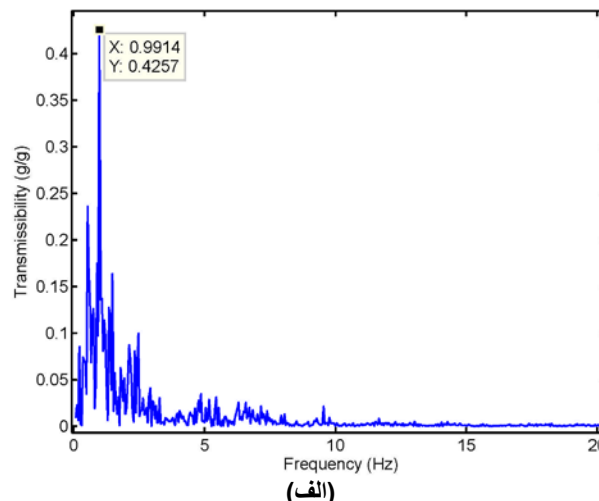


8941(N/m)	$k_3$
298(N.s/m)	$c_3$
1/389(kg)	$m_4$
845(N/m)	$k_4$
298(N.s/m)	$c_4$
0/4629(kg)	$m_5$
8941(N/m)	$k_5$
298(N.s/m)	$c_5$
6/02(kg)	$m_6$
8941(N/m)	$k_6$
298(N.s/m)	$c_6$
27/7(kg)	$m_7$
53640(N/m)	$k_7$
3651(N.s/m)	$c_7$
25500(N/m)	$k_8$
378(N.s/m)	$c_8$

در این حالت نیز قبل از اعمال ورودی حاصل از مانورهای مختلف به این مدل، صحت سنجی مدل مورد بررسی قرار گرفته است. در اینجا نیز نتایج این تحقیق با مرجع [20] مقایسه شده است. مانند مدل قبلی، ورودی مورد نظر برای صحت سنجی، جابجایی سینوسی با دامنه واحد است. قابلیت انتقال صندلی به سر به عنوان پاسخ به ورودی مزبور در نظر گرفته شده است. شکل 9 نتیجه حاصل از صحت سنجی بین برنامه نوشته در این تحقیق با مرجع [20] را نشان می‌دهد، که بیانگر تطابق خوب بین دو نتیجه به دست آمده می‌باشد.



شکل 9 - مقایسه بین خروجی برنامه کنونی با مرجع [20]



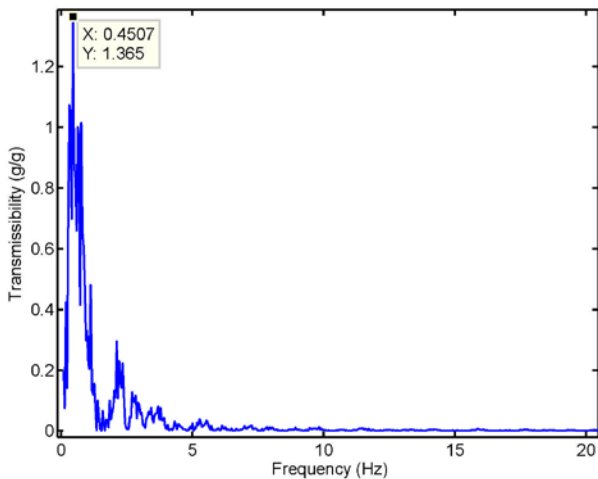
شکل 8 - پاسخ ارتعاشی مدل بوالیو: (الف) ناحیه سر و گردن در مانور 2، (ب) ناحیه لگن در مانور 2.

دو مانور قرار دارند. به این ترتیب در این مدل نیز خلبان در ناحیه لگن و قفسه سینه احساس ناراحتی بیشتری را در انجام مانورهای پروازی مختلف تجربه می‌کند. در مقایسه دو مدل ون و بوالیو، وجود اختلاف در مقادیر انتقال پذیری و فرکانس‌ها را می‌توان در عدم اعمال سختی و میرایی بین بالا تنه و لگن در مدل ون دانست.

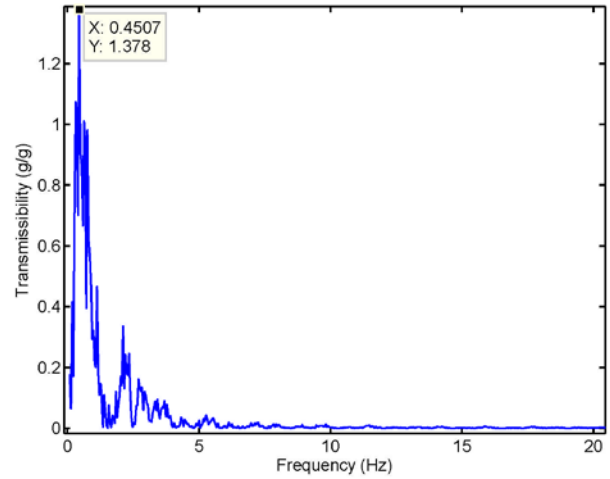
در بخش سوم از شبیه‌سازی، مدل پاتیل بررسی می‌گردد. مقادیر عددی پارامترهای این مدل در جدول 5 داده شده است.

جدول 5- مقادیر پارامترهای مدل پاتیل [20]

مقدار	پارامتر
5/55(kg)	$m_1$
53640(N/m)	$k_1$
3561(N.s/m)	$c_1$
6/94(kg)	$m_2$
53640(N/m)	$k_2$
3651(N.s/m)	$c_2$
33/33(kg)	$m_3$



(ب)



(الف)

شکل 10 - پاسخ ارتعاشی مدل پاتیل: (الف) ناحیه سر و گردن در مانور 2، (ب) ناحیه لگن در مانور 2.

یکی از ویژگی‌های مدل پاتیل، تعداد درجات آزادی بالا و در نتیجه امکان تحلیل ارتعاشی سیستم اعضای بدن به صورت جزئی تر است. پاسخ اعضای مختلف بدن خلبان با مدل پاتیل در برابر شتاب  $g$  ورودی حاصل از مانورهای مختلف بررسی و نتایج حاصل از آن در جدول 6 داده شده است.

جدول 6- خروجی مدل 7 درجه آزادی پاتیل در مانورهای مختلف

Maneuver Number	1		2		3		4		5		6		7	
	TR	F (Hz)	TR	F (Hz)	TR	F (Hz)	TR	F (Hz)	TR	F (Hz)	TR	F (Hz)	TR	F (Hz)
Head	1/323	0/58	1/378	0/45	1/20	0/35	2/399	0/5	2/734	0/37	0/189	2/45	0/130	2/74
Back	1/335	0/58	1/386	0/45	1/201	0/35	2/454	0/5	2/798	0/37	0/216	2/45	0/151	2/74
Torso	1/32	0/58	1/377	0/45	1/201	0/35	2/384	0/5	2/720	0/37	0/184	2/45	0/126	2/74
Thorax	1/339	0/58	1/386	0/45	1/20	0/35	2/462	0/5	2/811	0/37	0/221	2/45	0/155	2/74
Diaphragm	1/336	0/58	1/384	0/45	1/20	0/35	2/446	0/5	2/795	0/37	0/214	2/45	0/150	2/74
Abdomen	1/332	0/58	1/380	0/45	1/199	0/35	2/422	0/5	2/769	0/37	0/203	2/45	0/142	2/74
Pelvis	1/302	0/58	1/365	0/45	1/202	0/35	2/301	0/5	2/613	0/37	0/147	2/45	0/098	2/74

همچنین مطابق نتایج جدول 6، در این مدل، ناحیه قفسه سینه دارای بالاترین سهم از انتقال پذیری ارتعاشات (در شش مانور) می باشد، که بیانگر بیشترین احساس ناراحتی خلبان در این ناحیه از بدن است. در این مدل لگن در مرحله بعدی انتقال پذیری قرار دارد.

شکل‌های 10 الف و 10 ب به ترتیب قابلیت انتقال سر و لگن را در مانورهای مربوطه در این مدل نشان می‌دهند. همانطور که نتایج نشان می‌دهد، در مانور 2 با این مدل نیز ناحیه سر و گردن سهم بالاتری از شتاب  $g$  را نسبت به ناحیه لگن دریافت می‌کند، که بیانگر قابلیت انتقال ارتعاشات بالاتر و در نتیجه احساس ناراحتی بیشتر خلبان در ناحیه فوق است.

جدول 7- اولویت بندی مانورها بر اساس ماکزیمم دامنه خروجی و TR

شماره مانور	ماکزیمم شتاب (g)	مدل ون		مدل پوالیو		مدل پاتیل		اولویت
		ماکزیمم TR	ماکزیمم دامنه خروجی	ماکزیمم TR	ماکزیمم دامنه خروجی	ماکزیمم TR	ماکزیمم دامنه خروجی	
1	3/25	0/742	2/4	0/983	3/19	1/339	4/35	5
2	4/05	1/283	5/2	0/426	1/7	1/386	5/6	4
3	6/7	2/243	15/03	1/637	10/97	1/202	8/1	2

4	3/98	2/339	9/4	1/955	7/8	2/462	9/9	3
5	5/99	2/509	15/05	3/091	18/5	2/811	16/7	1
6	6/2	0/238	1/48	0/136	0/84	0/221	1/37	6
7	2/65	0/214	0/57	0/159	0/42	0/155	0/41	7

1- با مقایسه مدل‌های ون، بوالیو و پاتیل در این تحقیق می‌توان نتیجه گرفت که بیشترین سهم انتقال پذیری در ناحیه قفسه سینه (بالا و پایین) با 12 مورد از مانورهای سه مدل و پس از آن در ناحیه لگن با 7 مورد از مانورهای سه مدل قرار دارد. بنابراین بیشترین احساس ناراحتی بدن خلبان در مانورهای انجام گرفته را می‌توان در این نواحی در نظر گرفت.

2- با توجه به نتایج مرجع 20 که در آن مدل ون به دلیل داشتن بیشترین انطباق با نتایج تجربی به عنوان بهترین مدل انتخاب شده است، ناحیه قفسه سینه (بالا و پایین) با داشتن 4 مورد ماکزیم انتقال پذیری و پس از آن ناحیه لگن با 3 مورد ماکزیم انتقال پذیری در ردیف بعدی ایجاد احساس ناراحتی برای بدن خلبان در مانورهای انجام گرفته قرار دارد.

3- با توجه به مقادیر میزان قابلیت انتقال پذیری و ماکزیم شتاب g در مانور و به این ترتیب ماکزیم دامنه خروجی، مانورها بر مبنای بیشترین مقدار احساس ناراحتی اولویت بندی شدند. به ترتیب، مانورهای 5، 3، 4، 2، 1، 6 و 7 در اولویت بیشترین میزان ایجاد ناراحتی برای خلبان قرار دارند.

4- بررسی تغییرات شتاب در مانورهای مختلف نشان داد که اثر آهنگ تغییر شتاب g در هر مانور بر قابلیت انتقال پذیری و در نتیجه ایجاد احساس ناراحتی، بیش از میزان دامنه (ماکزیم شتاب به دست آمده در هر مانور است).

به طور کلی با مقایسه سه مدل مطالعه شده می‌توان نتیجه گرفت که بیشترین سهم انتقال پذیری در ناحیه قفسه سینه (بالا و پایین) و پس از آن در ناحیه لگن قرار دارد. البته در مقادیر به دست آمده در مدل‌های مختلف مقداری تفاوت دیده می‌شود که می‌تواند به دلیل تفاوت ساختاری مدل‌ها و مقادیر پارامتری آنها باشد. ولی نتیجه مهمی که این مطالعه نشان می‌دهد آن است که علاوه بر شناسایی اثر تغییرات شتاب g بر نواحی مختلف بدن، می‌توان مانورها را بر اساس دو پارامتر قابلیت انتقال و حداکثر شتاب g و به این ترتیب احساس ناراحتی خلبان نیز اولویت بندی کرد. جدول 7 نتایج این اولویت بندی را نشان می‌دهد. با توجه به اینکه میزان انتقال پذیری از نسبت دامنه پاسخ به دامنه ورودی به دست می‌آید، ماکزیم دامنه خروجی، حاصل ضرب ماکزیم دامنه شتاب ورودی در ماکزیم TR است. به این ترتیب ستون آخر از جدول 7 نشان می‌دهد که مانور 5 در اولویت یک از نظر میزان انتقال پذیری و در نتیجه ایجاد احساس ناراحتی برای خلبان را دارد. این در حالی است که ماکزیم شتاب g در این مانور نسبت به مانورهای 3 و 6 کمتر است. به این ترتیب این نتایج نشان می‌دهد که با توجه به الگوی مانور مورد نظر، آهنگ تغییر شتاب در این مورد نقش قابل توجهی می‌تواند داشته باشد. این مورد را می‌توان با مراجعه به شکل 4 نیز مشاهده کرد که در آن آهنگ تغییر شتاب و رسیدن به ماکزیم شتاب در مانور 5 بسیار بیشتر از مانور 7 و یا مانورهای دیگر است.

#### پی‌نوشت‌ها

- 1 Wan and Schimmel
- 2 Boileau and Rakheja
- 3 Patil and Palanichamy
- 4 Transmissibility
- 5 Immelman
- 6 Spilit S
- 7 Chandelle

#### منابع و مراجع

- [1]. Seidel, H., Bastek, R., Brauer, D., Buchholz, C.H., Meister, A., Metz, A.M., Rothe, R., "On human response to prolonged repeated whole-body vibration". Ergonomics, Vol. 23, Issue 3, pp. 191-211, 1980.
- [2]. Backman, A.L., "Health survey of professional drivers". Journal of Work, Environment & Health, Vol. 9, Issue 1, pp. 30-35, 1983.
- [3]. Bovenzi, M., Pinto, I., Stacchini, N., "Low back pain in port machinery operators".

#### نتیجه‌گیری

در این مقاله، به بررسی پاسخ ارتعاشی مدل‌های مختلف بدن خلبان در انجام مانورهای پروازی پرداخته شد. از مدل‌های گسسته رایج شامل مدل‌های 4 درجه آزادی و مدل 7 درجه آزادی برای انجام تحلیل‌ها استفاده گردید. معادلات دینامیکی حاکم بر حرکت مدل‌های مورد نظر با استفاده از روش نیوتن به دست آمده و با روش عددی رانگ-کوتا در نرم افزار متلب حل گردید. صحت سنجی هر یک از مدل‌ها با استفاده از نتایج تحقیقات منتشر شده قبلی انجام گرفت که بیانگر تطابق خوب بین نتایج تحقیق کنونی با مرجع مورد نظر بود. تغییرات شتاب g ثبت شده در تست تجربی پروازهای مختلف که شامل هفت مانور پروازی بود به مدل‌های ارتعاشی مختلف به عنوان ورودی مدل (به صورت تحریک پایه) اعمال گردید. از قابلیت انتقال پایه صندلی نسبت به هر یک از اعضای بدن خلبان به عنوان معیار مورد نظر برای تحلیل استفاده شد. از مهمترین نتایج به دست آمده می‌توان به موارد زیر اشاره کرد:

- [12]. Muksian, R., Nash, C.D., "A Model for the Response of Seated Humans to Sinusoidal Displacements of the Seat". Journal of Biomechanics, Vol. 7, No. 3, pp.209-215, 1974.
- [13]. Patil, M.K., Palanichamy, M.S. and Dhanjoo, N.G., "Minimization of the Vertical Vibrations Sustained by a Tractor Operator, By Provision of a Standard-Type Tractor Seat Suspension". ANNALS of Biomedical Engineering, Vol. 6, pp. 138-153, 1978.
- [14]. Liang, C.C., Chiang, C.F., "A Study on Biodynamic Models of Seated Human Subjects Exposed to Vertical Vibration". International Journal of Industrial Ergonomics, Vol. 36, No. 10, pp. 869-890, 2006.
- [15]. Baumal, A.E., McPhee, J.J., and Calamai, P.H., "Application of Genetic Algorithms to the Design Optimization of an Active Vehicle Suspension System". Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, Vol. 163, No.1, pp. 87-94, 1998.
- [16]. Andrade, Y.N., "An Ergonomic Evaluation of Aircraft Pilot Seat". Thesis, Embry-Riddle Aeronautical University Daytona Beach, Florida, 2013.
- [17]. Ilic, Z., Rasuo, B., Jovanovic, M., Pekmezovic, S., Bengin, A., Dinulovic, M., "Potential connections of cockpit floor - seat on passive vibration reduction at a piston propelled airplane". Tehnički vjesnik, Vol. 21, Issue 3, 471-478, 2014.
- [18]. White, N.A., Danelson, K.A., F., Gayzik, F.S., Stitzel, J.D., "Head and Neck Response of a Finite Element Anthropomorphic Test Device and Human Body Model During a Simulated Rotary-Wing Aircraft Impact", Journal of Biomechanical Engineering, 2014, Vol. 136, Issue 11, pp.111001-1-8.
- [19]. Ilic, Z., Rasuo, B., Jovanovic, M., Jovicic, S., Tomic, L., Jankovic, M., Petrašinovic, D., "The efficiency of passive vibration damping on the pilot seat of piston propeller aircraft", Measurement, Vol. 95, pp. 21-32, 2017.
- Journal of Sound and Vibration, Vol. 253, Issue 1, pp. 3-20, 2002.
- [4]. Rehn, B., Bergdahl, I.A., "Lundström, R., Ahlgren, C., From, C., Järholm, B., Lundström, R., Nilsson, T., Sundelin, G., "Musculoskeletal symptoms among drivers of all-terrain vehicles". Journal of Sound and Vibration, Vol. 253, Issue 1, pp. 21-29, 2002.
- [5]. Coermann, R.R., "The Mechanical Impedance of the Human Body in Sitting and Standing Position at Low Frequencies". Human Factors, pp. 227-253, 1962.
- [6]. Suggs, C.W., Abrams C.F., and Stikeleather, L.F., "Application of a Damped Spring-Mass Human Vibration Simulator in Vibration Testing of Vehicle Seats". Ergonomics, Vol. 12, No. 1, pp. 79-90, 1969.
- [7]. Wei, L., Griffin, M.J., "The prediction of seat transmissibility from measures of seat impedance". Journal of Sound and Vibration, Vol. 212, pp. 855-874, 1998.
- [8]. Tewari, V.K., Prasad, N., "Three-DOF Modelling of Tractor Seat-Operator System". Journal of Terramechanics, Vol. 36, No. 4, pp. 207-219, 1999.
- [9]. Boileau, P.E., Rakheja, S., "Whole-Body Vertical Biodynamic Response Characteristics of the Seated Vehicle Driver: Measurement and Model Development", International Journal of Industrial Ergonomics, Vol. 22, Issue 6, pp. 449-472, 1998.
- [10]. Zong, Z., Lam, K.Y., "Biodynamic Response of Shipboard Sitting Subject to Ship Shock Motion". Journal of Biomechanics, Vol. 35, No. 1, pp. 35-43, 2002.
- [11]. Liu, X.X., Shi, J., Li, G.H., "Biodynamic Response and Injury Estimation of Ship Personnel to Ship Shock Motion Induced by Underwater Explosion". Proceeding of 69<sup>th</sup> Shock and Vibration Symposium, Vol. 18, Paul, pp. 1-18, 1998.

- [23]. IRIAF, "Phase Manual Course F-5".
- [24]. Marzbanrad, J., Afkar, A., "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(04), pp.1350053, 2013.
- [25]. Marzbanrad, J., Jamali Shakhilavi, S., "A biomechanical modeling of an automotive passenger body to investigate the vertical vibration in various road profiles using transmissibility analysis". International Journal of Automotive Engineering, Vol. 4(1), pp. 2332-2349, 2017.
- [20]. Abbas W., Abouelatta O.B., El-Azab M., Elsaidy M., Megahed A.A., "Optimization of Biodynamic Seated Human Models Using Genetic Algorithms". Scientific Research Engineering, Vol. 2, pp. 710-719, 2010.
- [21]. Pranesh A., Rakheja S., Demont R. "A Multi-Body Dynamic Biomechanical Model of a Seated Human Exposed to Whole-Body Vibration" Concordia University, Montréal, Québec, Canada.
- [22]. Atia A., "Parameter Identification of Biomechanical Model Using Measured Vibration Response to Walking Generated Excitations with Optimization" Thesis Master of Science, Concordia University, Montréal, Québec, Canada, 2013.