

Универзитет у Крагујевцу
Факултет инжењерских наука

Драгана, Т. Костић

**Анализа развијених биодинамичких модела
човека изложеног вертикалним
вибрацијама**

мастер рад

Крагујевац, 2014.

Универзитет у Крагујевцу
Факултет инжењерских наука



Назив студијског програма: Машинско инжењерство

Ниво студија: Мастер академске студије

Модул: Друмски саобраћај

Предмет: Ергономија моторних возила

Број индекса: 343/2012

Драгана, Т. Костић

**Анализа развијених биодинамичких модела
човека изложеног вертикалним
вибрацијама
мастер рад**

Комисија за преглед и одбрану:

1. Др Јованка Лукић, проф. - ментор
2. _____
3. _____

Датум одбране: _____

Оцена: _____

У оквиру овог мастер рада кандидат треба да:

- анализира развијене биодинамичке моделе човека у седећем положају изложене вертикалним вибрацијама
- анализира примењене преносне функције и њихов степен значајности

Препоручена литература:

- [1] Cho-Chung Liang, Chi-Feng Chiang., A study on biodynamic models of seated human subjects exposed to vertical vibration, International Journal of Industrial Ergonomics 36 (2006) pp. 869–890
- [2] S. Rakheja, R.G. Dong, S. Patra, P.-É. Boileau, P. Marcotte, C. Warren, Biodynamics of the human body under whole-body vibration: Synthesis of the reported data, International Journal of Industrial Ergonomics 40 (2010) pp. 710-732

Крагујевац, 27.02.2014

ментор:

Др Јованка Лукић, проф.

Садржај

Увод	2
1. Утицај вибрација на човека	4
2. Биодинамички модели човека	9
2.1 Мерења и математички модели човека у седећем положају	9
2.1.1 Преносне функције коришћене за описивање модела човека	10
2.2 Основне претпоставке експерименталних података	11
3. Линијски модели	13
3.1 Класификација биодинамичких модела у седећем положају	13
3.2 Математички модели човека у седећем положају	16
4. Аналитичко проучавање људи у седећем положају под дејством вертикалних вибрација	30
4.1. Извођење система диференцијалних једначина	30
4.2. Методе за решавање система диференцијалних једначина	31
5. Биодинамичка оцена модела човека у седећем положају	33
5.1. Симулације математичких модела људи у седећем положају	33
5.2 Закључна разматрања и дискусија	52
6. Равански модели	54
7. Просторни (дигитални) модели	60
7.1 Рамзисов дигитални модел	61
7.2 Сименсов дигитални модел човека, Цек	65
Закључак	69
Литература	71

Summary

In this paper, the analysis of developed biodynamic model of man seated exposed to vertical vibration is presented as well as the analysis of the applied transfer functions and its level of significance. Analyzed models are line, plane and spatial. The paper includes: an analytical study of human in a sitting position, classification of biodynamic models and biodynamic assesment. Finally concluding remarks are given.

Key words: vibration, biodynamic human models, transfer functions.

Резиме

У овом раду је извршена анализа развијених биодинамичких модела човека у седећем положају који су изложени вертикалним вибрацијама као и анализа примењене преносне функције и њихов степен значајности. Анализирани су линијски, равански и просторни модели. Рад обухвата и аналитичко проучавање човека у седећем положају, дата је класификација биодинамичких модела, као и биодинамичка оцена истих. На крају су дата закључна разматрања.

Кључне речи: вибрације, биодинамички модели човека, преносне функције.

Увод

Човек је најосетљивији на вибрације целог тела у седећем положају. Као резултат тога, биодинамички модел човека у седећем положају је тема интересовања током година, а формирани су и бројни математички модели. Иако су извршена многа истраживања на развоју специфичних биодинамичких модела, темељна истрага истих још није достигла жељени ниво [1].

Биодинамичка истраживања човека датирају још од 1918. године, када је Хамилтон истраживао ефекте вибрације на раднике запослене у каменоломима креча. Многи експериментални докази су показали да човечије тело, изложено вибрацијама, може имати нежељене здравствене ефекте. Поред тога, пренос вибрација са точкова на каросерију а самим тим и на човечије тело, може смањити удобност при вожњи. Истраживање о ефектима вибрација на путнике у седећем положају указује да нежељени ефекти могу бити веома штетни а у неким случајевима могу довести до трајних повреда. Неки резултати су доказали да бол у доњем делу леђа проистиче из сталне изложености вибрацијама. Што дуже траје вожња, то је човек дуже изложен вибрацијама, која настају као последица интеракције тла и точка [2].

Сходно томе, у последњих неколико година човек је постао забринут због вибрација и њиховог утицаја на здравље те је поставо тежак задатак аутомобилској индустрији, да обезбеди што удобније окружење аутомобила.

Биодинамичка истраживања могу да дају добар увид у механизме и ефекте деловања вибрација на човека (глава или руке).

Генерално говорећи, биодинамичка истраживања човека се могу поделити на теоријске и експерименталне методе. Према различитом тесту човек, експериментална истраживања могу се даље категоризовати у две групе, путна и лабораторијска истраживања.

Човечије тело је веома софистициран динамички систем чија механичка својства варирају од тренутка до тренутка и од једног до другог појединца.

Осцилаторна удобност моторних возила је сложен проблем на који утичу брзина кретања возила, карактеристике пута и механичке карактеристике возила. Истраживања утицаја појединих параметара возила на осцилаторну удобност

најједноставније и најјефтиније могу се реализовати преко различитих модела. Сложеност модела зависи од карактера и циља задатка који треба решити и од степена сложености механичког система.

Истраживања одзива човека на вибрације могу да буду усмерена на дефинисање граничних нивоа и оптерећења и на проучавање понашања човека као механичког система. У првом случају аспекти истраживања могу да буду: заштита здравља, радне способности и удобности а у другом биодинамичка истраживања. Различити аспекти истраживања одзива човека на вибрације захтевају примену различитих метода и услова испитивања, што даје различите резултате. Човечије тело посматрано као механички систем је изузетно сложено и компликовано. Поред тога, постоји мало података о понашању човечијег тела изложеног вибрацијама, а постоје и проблеми који се јављају у раду са испитаницима. Савремени правци истраживања у овој области огледају се у тежњи да се у оквиру овог проблема посматрају и биодинамичке карактеристике човечијег тела.

Биодинамичка истраживања осцилаторних особина човечијег тела су од изузетног значаја за пројектовање моторних возила. Она омогућавају моделирање осцилаторног система човек-возило и оптимизацију параметара ослањања система возила са циљем повећања осцилаторне удобности.

Возило је динамички систем који осцилује под утицајем одговарајућих побуда. Одзив возила на дејство вибрација приказан је на слици 1.



Слика 1 - Утицај осцилаторних побуда на возило и човека [3]

При пројектовању система за ослањање возила, система за ослањање погонске групе, кабине и седишта, полазни услов је минималан замор возача услед излагања вибрацијама.

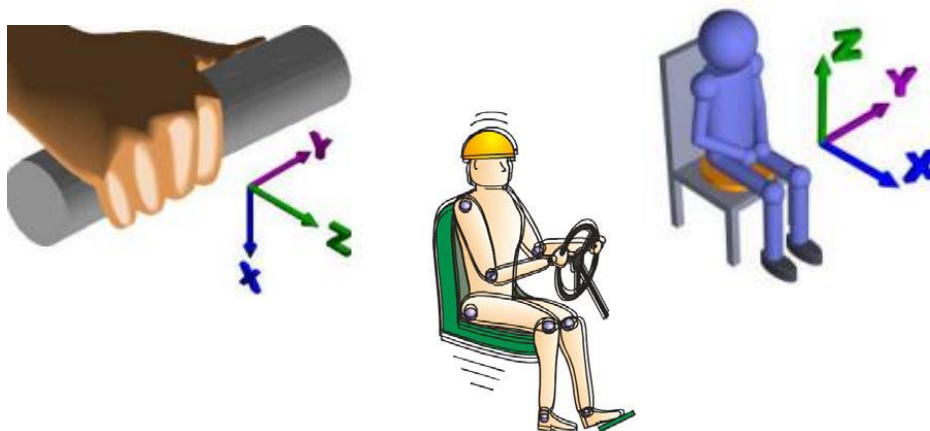
1. Утицај вибрација на човека

Међународни стандард ISO 2631/1 [3], као и сва његова претходна издања дефинишу нивое и начине вредновања вибрационих оптерећења човека. Исти критеријум према овом стандарду важи за путничка и теретна возила, механизацију, радне машине и сл, што је потпуно неприхватљиво. Претходно издање овог стандарда из 1985. године има чак два сегмента кривих једнаке удобности. Једна крива важи за излагања вибрацијама испод 1 Hz, за тзв. "болести кретања", док се друга крива примењује за учестаности побуде више од 1 Hz. Препоруке формиране у овом стандарду добијене су на основу експерименталних, лабораторијских истраживања за хармонијску побуду. Ове препоруке су претрпеле озбиљне ревизије али нису прилагођене примени за оцену осцилаторне удобности аутомобила [3].

Човечанство је одувек имало жељу да гради, ствара и истражује. Свака од ових активности захтева изложеност вибрацијама. Реакција на излагање вибрацијама зависи од фреквенције, амплитуде и трајања излагања. Остали фактори могу да обухвате правац побудних вибрација, положај и масу различитих сегмената тела, ниво умора и присуство спољашних утицаја.

Вибрације којима је возач изложен (слика 2) су:

- вибрације које се преко седишта или пода преносе на цело тело и
- локалне вибрације, које делују на руке у току вожње [3].



Слика 2 - Вибрације којима је човек изложен, [4]

Човечија реакција на вибрације може бити механичка и психолошка.

При дејству механичких вибрација, у професионалним условима, познати су бројни штетни утицаји на људско здравље. Наиме, човечије тело представља сложен систем, у коме се, одговарајућом апроксимацијом, могу прихватити фреквенције вертикалног осциловања појединих делова људског тела, [5].

Поремећаји који се јављају у људском телу зависе од:

- физичких карактеристика вибрација (фреквенције, амплитуде, брзине и убрзања),
- правца ширења вибрација (вертикалног, хоризонталног, ротационог),
- места непосредног контакта и преношења кроз ткиво (локално и опште),
- индивидуалних карактеристика организма.

Због удружености вибрација са другим професионалним опасностима и штетностима, не може се успоставити потпуна узрочно - последична веза између дејства вибрација и оштећења здравља возача.

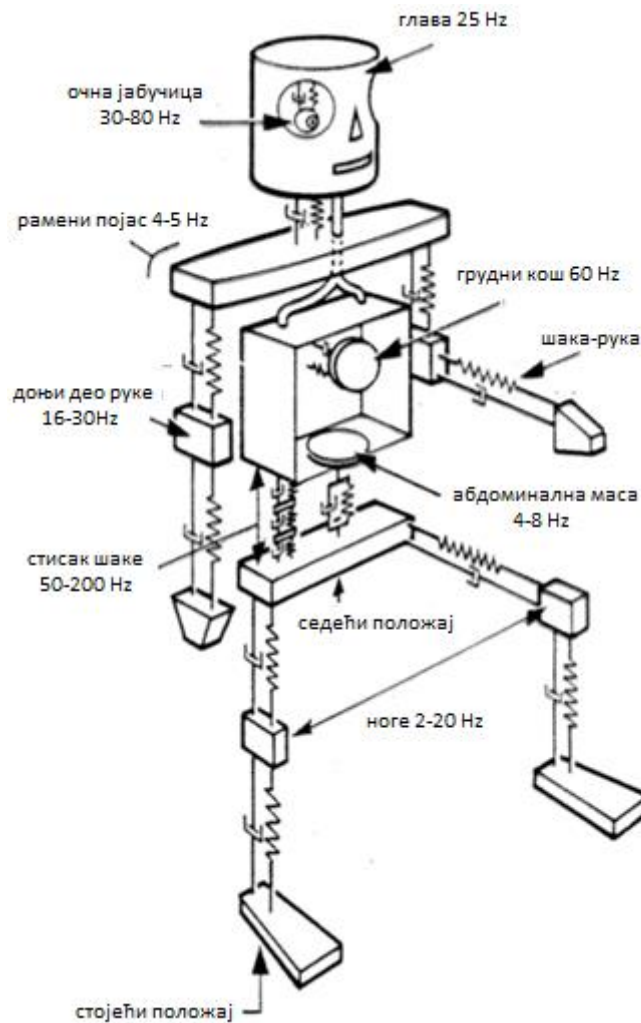
Ипак бројне научне студије, биодинамички модели и знања о људском телу, указују на следеће утицаје вибрација целог тела на здравље човека:

- обољење кичме је вероватно најчешће обољење које се јавља при дуготрајној изложености вибрацијама целог тела, при чему је нарочито осетљив доњи (лумбални) део кичме при фреквенцији вибрација од 4-12 Hz, јер тада долази до резонансе.
- обољење дигестивног система се често примећује код особа које су изложене вибрацијама целог тела у дужем временском периоду, при чему је, због појаве резонансе, критична фреквенција вибрација између 4 и 5 Hz.
- кардиоваскуларни проблеми настали при изложености вибрацијама са фреквенцијама испод 20 Hz (убрзан рад срца, хипервентиљација...) [5].

Изложеност вертикалним вибрацијама у опсегу од 5-10 Hz углавном узрокује резонанцу у грудном кошу, од 20-30 Hz у глави, врату и раменима, а од 30-80 Hz узрокује резонанцу очне јабучице док од 100-200 Hz доње вилице. У делу тела између кукова и рамена, при фреквенцијама од 3-6 Hz, настају јасне резонантне појаве.

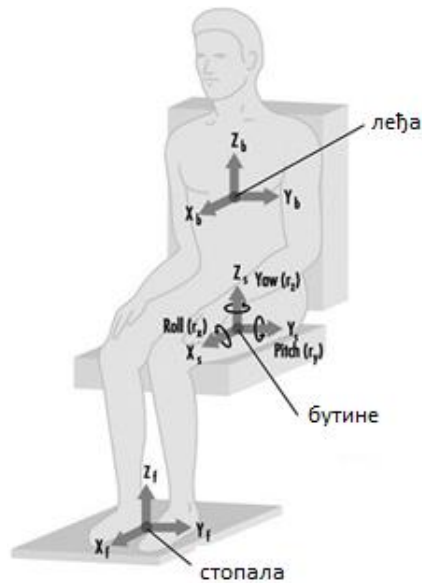
Човечије тело је снажан пригушен систем. Људска вибрација се дефинише као ефекат механичких вибрација на човечије тело. Човечије тело није једнако осетљиво на све фреквенције вибрација. Оно се може посматрати као механички систем чија је еквивалентна шема приказана на слици 3, заједно са сопственим фреквенцијама појединих делова људског тела.

На истој је приказан знатно поједностављен механички модел човека.



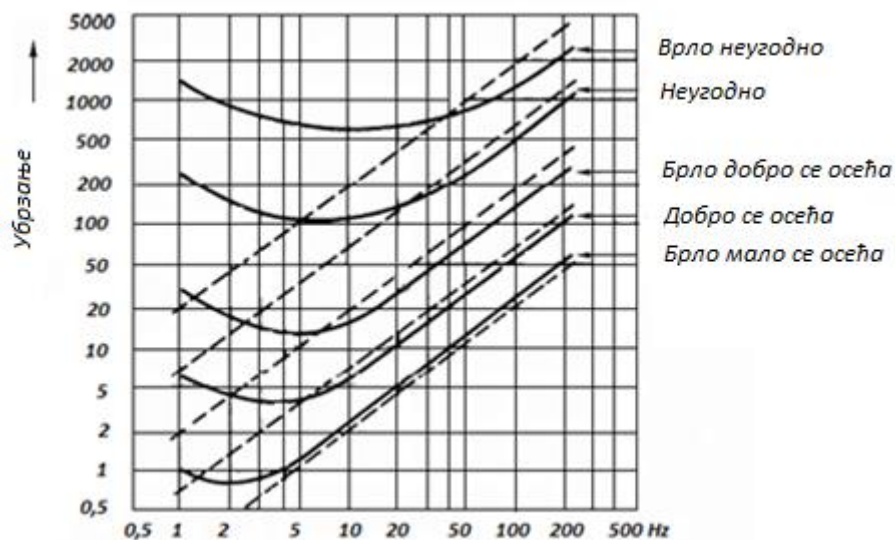
Слика 3 – Утицај вибрације на човечије тело, [6]

Када је тело побуђено вибрацијама, различити делови тела вибрирају различитим амплитудама у зависности од сопствене фреквенције. Отуда, дејство вибрација на човека, може да има већи значај уколико се побудна фреквенција поклопи са неком од сопствених фреквенција. Један од најважнијих делова човечијег тела је стомак који има сопствену фреквенцију од 0.8 до 8 Hz.



Слика 4 - Осе за мерење вибрације тела у седећем положају, [7]

Вибрације се мере на седишту леђа (између наслона и леђа), као и на ногама и рукама (слика 4).



Слика 5 – Фреквенцијске карактеристике једнаке осетљивости човека на вибрације, [4]

Вибрације доводе до ненамерних контракција мишића, а могу да изазову локални замор истих, нарочито када су у питању високе амплитуде. Осим тога, могу изазвати рефлексне контракције, које ће смањити способности моторике. На слици 5 је приказано како вибрације утичу на човека при убрзању.

Вибрације су пратећи чинилац готово сваког динамичког процеса. Оне се, уз буку, као физичка штетност, налазе међу водећим факторима који угрожавају радну, а самим тим и животну средину. Зато се овај фактор мора детаљно испитати на основу чега би се могле спроводити што ефикасније мере заштите.

Пројекти заштите изводе се, у ширем смислу, уз коришћење свих знања и искустава, полазећи од истраживања, преко развоја до извођења и верификације решења, са циљем да се задовоље постављени захтеви и законски прописи. [8]

2. Биодинамички модели човека

2.1 Мерења и математички модели човека у седећем положају

Многи математички модели у проучавању биодинамичних реакција човека у седећем положају, објављени су на основу индивидуалних података са тестирања током протеклих година. Постоји значајна разлика између различитих података. Таква варијација може бити делимично приписана разликама повезаним са методологијом, експерименталним условима или предметом популације, коришћеним од стране различитих истраживача.

Као део овог проучавања, основне претпоставке анализе човека у седећем положају, подвргнутих вертикалној вибрацији, ће бити најпре идентификоване.

Модели са концентрисаним масама, са један до једанаест степени слободе, ће такође бити приказани у овом раду. [1]

Избор оптималног концепта биодинамичког модела човека у седећем положају, је битан за решавање проблема осцилаторне удобности. Избор једноставног модела омогућује лакшу анализу утицаја појединих елемената на ефекте решавања постављеног проблема. Међутим, једноставан модел може да занемари неке битне, утицајне параметре. Сложени модели са друге стране могу да узму у обзир већи број утицајних параметара. Усложавање модела има смисла док се резултати симулације побољшавају.

Моделима се настоји да се објасни понашање и пратеће појаве код човечијег тела при излагању вибрацијама или ударним оптерећењима. Човек у систему човек-возило се замењује одговарајућим механичко-математичким моделом, у циљу проучавања система и предвидивости понашања човека и нивоа оптерећења појединих делова човечијег тела у вибрацијама и ударним оптерећењима.

Биодинамичка мерења су погодна алатка за истраживање утицаја многих параметара (положаја, тежине, висине тела, међусубјективне променљивости), на ефекте вибрација у критичним деловима тела (глава, шака). Ова мерења представљају основу за анализу утицаја вибрација која омогућава биодинамичко моделирање човека.

Биодинамички модели могу да се користе за:

- предвиђање кретања или сила изазваних ситуацијама које су опасне за лабораторијске услове,
- предвиђање померања или сила изазваних бројним и променљивим експерименталним истраживањима,
- разумевање природе кретања тела,
- обезбеђење информација које су неопходне за оптимизацију изолационих система и динамике система спрегнутих са телом,
- одређивање стандардних услова импедансе за вибрациона тестирања система које користи човек,
- предвиђање утицаја променљивих величина које делују на биодинамичке одзиве. [3]

Биодинамички модели могу се поделити на:

- Линијске,
- Раванске и
- Просторне.

Анализа концепта модела је изведена почев од најједноставнијег ка сложенијем. Поступак анализе се завршавао када сложенији модел није више давао побољшање резултата симулације.

Наредна истраживања имају задатак да изврше избор оптималног концепта биодинамичког модела човека, за истраживање система возач-возило са аспекта осцилаторне удобности.

2.1.2 Преносне функције коришћене за описивање модела човека

Мере динамичког одзива човечијег тела на побудне вибрације представљају се преносним функцијама. Оне се могу поделити у две групе:

- Функције које су одређене на основу мерења у различитим тачкама тела и
- Функције које су одређене на основу мерења у једној тачки.

Прва група се односи на мерења преносних функција које представљају односе кретања једног дела тела у односу на друго (на пример, преносна функција седиште-глава и механичка импеданса система). Другу групу најчешће чине односи сила/брзина на улазу у тело (на пример, механичка импеданса у тачки и динамичка маса). Код мерења обе врсте одзива резултати истраживања дају везу између два сигнала, што се

односи на одређивања амплитудно фреквентне и фазно фреквентне карактеристике. Преносна функција може се описати преко две величине, функције увећања и фазе или у комплексном облику. Функција увећања указује на односе релативног кретања, док фазна карактеристика указује на временско кашњење између два мерна сигнала.

Преносне функције које се користе за одређивање нивоа пренетих вибрација кроз тело су:

- механичка импеданса (импеданса у тачки и импеданса система),
- динамичка маса и
- преносна функција седиште-глава. [3]

2.2 Основне претпоставке експерименталних података

Биодинамичке карактеристике испитаника у седећем положају, изложене вертикалним вибрацијама, су биле процењене на основу преносних функција: Седиште-глава, (Sead to Head, у даљем тексту СТХ) , Механичка импеданса у тачки, (Driving Point Mechanical impedance, у даљем тексту ДПМ) и Динамичка маса (Apparent mass у даљем тексту АП). Прва функција се односи на пренос покрета кроз тело, док остале две повезују снагу и покрет са гледишта вибрације која се налази у телу.

Различитост података са тестирања употребљених за дефинисање ових преносних функција, добијене су уз помоћ великог броја поновљених мерења.

Ово је резултирало неслагањем података.

Да би се избегла ова неслагања, постигнут је прелиминарни закључак, да сваки покушај дефинисања општих вредности можда неће бити одговарајући, осим ако не буде посебно дефинисан за одређену намену или између ограниченог и добро дефинисаног броја ситуација. Из прегледа литературе, скупови података који испуњавају следећа очекивања су изабрани за синтезу биодинамичних карактеристика човека у седећем положају:

- Модел човека би требао да седи право, без помоћи наслона, независно од положаја руку;
- Телесна маса је ограничена између 49 и 94 kg;
- Стопала су ослоњена и изложена вибрацијама;
- Анализе су ограничене на вертикалан правац;

- Опсег побуде вибрације је испод 5 m/s^2 , при чему је тип побуде синусоидан или случајан,
- Опсег побудних учестаности побуда је $0.5\text{-}20 \text{ Hz}$. [1]

Са овим претпоставкама, експериментални подаци су сумирани у Табели 1.

Табела 1 - Преглед експерименталних података човека у седећем положају изложен вертикалним вибрацијама, [1]

Фреквенција (Hz)	Преносна функција СТХ			ДПМ импеданса (N-s/m)			Маса (kg)		
	Доња граница	Средња граница	Горња граница	Доња граница	Средња граница	Горња граница	Доња граница	Средња граница	Горња граница
0.5	1.00	1.01	1.02	148	254	400	58.7	61.2	65.9
0.63	1.00	1.01	1.02	218	304	425	58.0	61.4	65.8
0.8	1.00	1.01	1.02	266	359	471	53.8	60.6	65.6
1.0	1.01	1.02	1.03	310	424	539	49.8	59.6	56.2
1.25	1.02	1.03	1.06	356	493	607	46.9	59.2	65.2
1.6	1.02	1.06	1.14	490	627	703	48.5	60.0	66.7
2.0	1.03	1.08	1.16	614	768	893	49.0	60.8	70.6
2.50	1.04	1.10	1.15	758	947	1141	51.2	62.6	75.2
3.16	1.11	1.16	1.22	1131	1429	1732	56.0	70.0	85.6
4.0	1.16	1.29	1.36	1541	2002	2389	61.0	79.3	94.6
5.0	1.28	1.45	1.56	1663	2346	2908	52.8	74.5	92.3
6.3	0.99	1.23	1.44	1635	2065	2404	49.1	53.2	61.9
8.0	0.87	1.01	1.28	1605	1939	2393	31.9	38.5	47.4
10.0	0.86	0.96	1.08	1756	1983	2273	27.8	31.5	36.1
12.5	0.74	0.86	0.99	1828	2023	2327	23.4	25.9	29.8
16.0	0.55	0.71	0.89	1710	1750	1791	17.0	17.4	17.8
20.0	0.40	0.63	0.84	1552	1755	2099	12.5	14.1	16.9

3. Линијски модели

3.1 Класификација биодинамичких модела у седећем положају

Највећи број развијених модела је линијског типа, јер је увек разматран утицај само најдоминантније, вертикалне побуде као најутицајније.

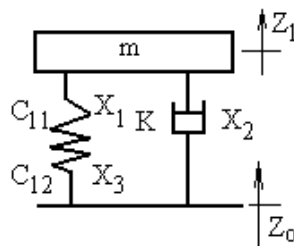
Развијен је и одређен број раванских и просторних модела човека који су по концепту доста сложени. Међутим, код ових модела, иако су детаљни, уведено је доста претпоставки и сви су верификовани на основу експерименталних резултата добијених за вертикалну побуду. Како и међународни стандарди, који дефинишу биодинамичке моделе човека предлажу два разлучита модела за исти механички систем, у овом раду је најпре урађена идентификација линијских модела за вертикалну случајну побуду.

У циљу дефинисања оптималног, биодинамичког модела човека анализирали су најпре линијски модели линеарног типа, а затим линијски модели нелинеарног типа.

Анализа концепта модела је изведена почев од најједноставнијег ка сложенијем. Поступак анализе се завршавао када сложенији модел није више давао побољшање резултата симулације. Укупна маса човека у седећем положају је узета као 73.6 % од укупне масе човека у стојећем положају.

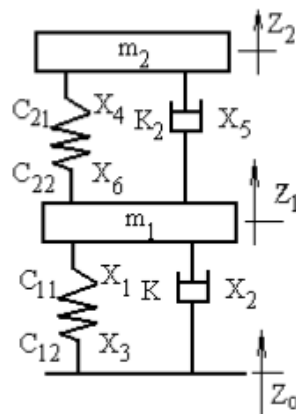
Линијски двопараметарски модели приказани су на следећим сликама.

На слици 6 приказан је линијски модел са једном масом. Као познати, полазни параметар усвојена је маса испитаника у седећем положају. Овај модел није показао добро слагање са експерименталним резултатима. Постоји само једна резонанца. Код линеарног типа слагање у погледу амплитуде функције увећања постоји, док код нелинеарног типа то није случај. Овај модел се не може користити за биодинамичко моделирање возача у седећем положају. [9]



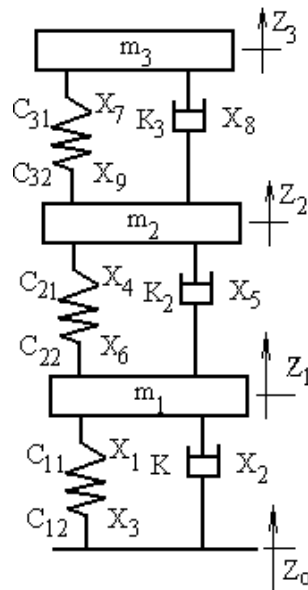
Слика 6 – Линијски модел са једном масом, [9]

Линијски модел са две масе приказан је на слици 7. Усвојени полазни параметри су масе m_1 и m_2 . Маса m_2 представља масу главе и врата и представља 8.4 % укупне масе испитаника у седећем положају. Маса m_1 обухвата масу бутина и тупа. Пригушења K_1 и K_2 су линеарног типа. У једном случају опруге су линеарне ($C_{12}=0$ и $C_{22}=0$), а у другом нелинеарне. Модел са две масе је идентификован на основу експерименталних резултата. Идентификовани, линеарни модел је дао одступања у односу на положај резонантних места, као и одступања у погледу амплитуде функције увећања. Боље слагање са резултатима експеримента показао је нелинеарни модел са две масе. Може се уочити боље слагање резонантних учестаности али је значајније одступање амплитуде функције увећања код друге резонанце.



Слика 7 – Линејски модел са две масе, [9]

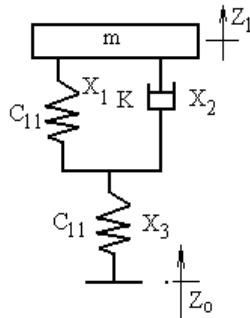
Линијски модел са три масе приказан је на слици 8. Маса m_1 представља масу седалног дела и бутина и износи 20 % од укупне масе испитаника у седећем положају. Маса m_2 представља масу тупа, и маса m_3 представља масу главе и врата.



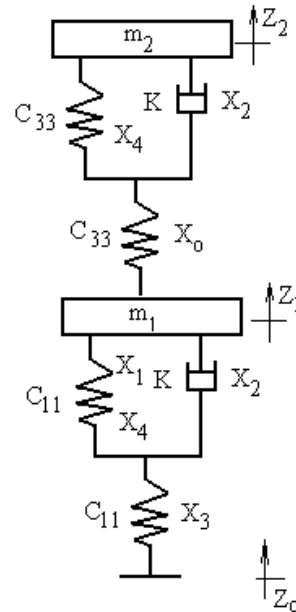
Слика 8 – Линејски модел са три масе, [9]

Биодинамички модел са три масе линеарног типа показао је добро слагање са резултатима експеримента, у погледу положаја резонантних учестаности и одступања величине амплитуде функције увећања. Нелинеарни модел дао је добро слагање резултата моделирања и експерименталних резултата. Одступања су највећа при другој резонантној учестаности.

Такође, идентификовани су и тропараметарски модели са једном и две масе (слика 9 и 10) и то линеарног и нелинеарног типа. Модел са једном масом не може се користити за анализу понашања возача, под дејством случајних вертикалних вибрација, преко преносне функције седиште-глава. Овај модел даје само једну резонанцу која одговара главној резонанци човечијег тела. [9]



Слика 9



Слика 10

Слика 9 и 10 - Тропараметарски модели са једном и две масе, [9]

Без обзира да ли се радило о моделима двопараметарског или тропараметарског типа, модел са једном масом није одговарајући за оваква биодинамичка истраживања. Тропараметарски модел са две масе, који је приказан на слици 10, показао је добро слагање са експерименталним резултатима али је дао и одступања у величини функције увећања, при другој резонантној учестаности. [9]

3.2 Математички модели човека у седећем положају

Човечије тело се састоји од скелета, меких унутрашњих органа и течности. Људски скелет је повезан чврстим влакнастим лигаментима који су учвршћени у добро организовану масу везивног ткива и мишића.

Меки органи (мозак, срце, стомак и други) и течности (крв, вода и друге) могу бити груписане у меко ткиво. Комбинација меког ткива и кости у структури човечијег тела може бити описан, за многе намене, као концентрисан параметар на ниским фреквенцијама (испод 100 Hz), (Harris).

С повећањем дужине вожње, возач је више изложен вибрацијама ниске фреквенције које углавном проистичу из интеракције подлоге и точка.

Због тога је урађен опсежни експериментални посао и модели концентрисаних параметра са варирајућим степенима сложености су формулисани сходно томе, да предвиде биодинамичке реакције човека у седећем положају.

Модел концентрисаних параметра посматра човечије тело као неколико концентрисаних маса спојених опругама и амортизерима, линераног и нелинераног типа. Број степени слободе (Degrees of Freedom, у даљем тексту ДОФ) система зависи од циља анализе [1].

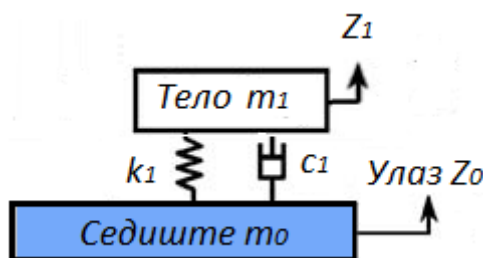
Након прегледа литературе, ови модели су сумирани у Табели 2 и 3 модел са једаним и два ДОФ-а, у табели 4 модел са три ДОФ-а, у табели 5 модел са четири ДОФ-а, табела 6 са шест и седам ДОФ-а и Табела 7 са једанаест ДОФ-а. У свакој табели је представљено у колонама: степени слободе, аутори, биомеханички параметри (укључујући масе, коефицијенте пригушења и крутости опруга), објашњење а дат је и шематски приказ сваког модела, понаособ.

1) Модели са једним степеном слободе

Ово су најједноставнији модели који се користе за испитивање биодинамичких карактеристика човека у седећем положају. Сматра се да ови модели неће бити у могућности да адекватно симулирају људске реакције, с обзиром на њихов ограничени број масених сегмената. Изабрана су следећа два модела:

1) Коерманов модел, (Coermann)

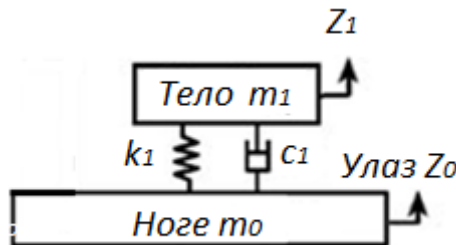
Тело, које је у седећем положају, код овог модела, је састављено од масеног сегмента тежине 56.8 kg. Спој модела човека и седишта је састављен од скупа опруга и амортизера како би се представила физичка суштина човека у седећем положају. Шематски приказ овог модела је приказан на слици 11.



Слика 11 – Шематски приказ модела са једним степеном слободе – Коерманов модел [1]

II) Веиев и Грифинов модел, (Wei and Griffin)

Код Виевог модела, тело, које је у седећем положају, састављено је од два одвојена масена сегмента. Укупна маса модела је 51.2 kg. У анализама, масени сегмент обележен са "Ноге m_0 " би требао да се повеже са скупом опруга из седишта и амортизером директно, са занемареном масом седишта искљученом из система човек-седиште. Како би се јасније предвиделе биодинамичне реакције човека, маса m_0 мора бити стављена под претпоставком да ће доћи у крути контакт са седиштем. Према томе, само један скуп опруга и амортизера је коришћен у симулирању физичких особина људског тела [1].



Слика 12– Шематски приказ модела са једним степеном слободе – Веиев и Грифинов модел, [1]

Под овом хипотезом, преносна функција СТХ овде може бити замењена односом амплитуде $m_1 - m_0$. Шематски приказ овог модела дат је на слици 12, а биомеханички параметри оба модела су наведени у Табели 2.

Табела 2 - Карактеристике модела са једним степеном слободе, [1]:

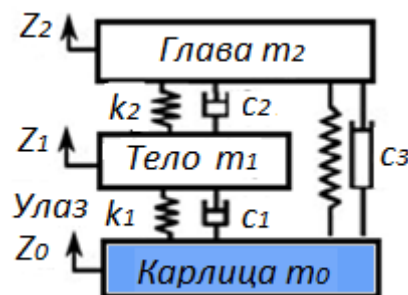
Модел са 1 - DOF	Биодинамички параметри			Примедбе
	Маса (kg)	Пригушење (N-s/m)	Крутост (N/m)	
Coermann (1962)	$m_1 = 56.879.4$	$c_1 = 3840 \pm 1007$	$k_1 = 75\,500 \pm 28\,300$	-Модел са једним степеном слободе -Укупна маса: 56,8 kg -Побуде: $Z_0 = 5 \sin \omega t$
Wei and Griffin (1998)	$m_1 = 43.4$ $m_0 = 7.8$	$c_1 = 1485.0$ -	$k_1 = 44\,130.0$ -	-Модел са једним степеном слободе -Укупна маса: 51,2 kg -Побуде: $Z_0 = 5 \sin \omega t$ - m_0 крута веза са седиштем

2) Модели са два степена слободe

У овом изучавању ће бити представљена три модела (један нелинеарни и два линеарна) на следећи начин:

I) Муксианов и Нашов модел, (Muksian and Nash)

Тело Муксиановог модела, које је у седећем положају, је састављено од три одвојена масена сегмента, са укупном масом од 79.83 kg. Све опруге и амортизери су линеарни, нелинеарни део (c'_1) је одређен експериментално и износи $c'_1 = 1729f_0^2$ где је $f_0 > 10$ Hz а представља учесталост укрућености прикључака. Поред тога, с обзиром да су физичке особине карлице симулиране да би биле додате опругама (k^2) и амортизерима (c^2) пршљенова, контакт између људског тела (карлице) и седишта мора бити фиксиран по својој прилици с циљем да се процене биодинамичке реакције људског тела, као на пример преносна функција СТХ. Шематски приказ овог модела дат је на слици 13 [1].

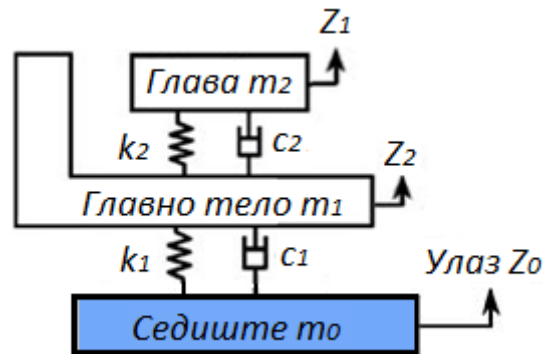


Слика 13 - Шематски приказ модела са два степена слободe – Муксианов и Нашов модел [1]

II) Аленов модел, (Allen)

Тело овог модела са два ДОФ-а је састављено од два одвојена масена сегмента, са укупном масом од 56.8 kg. Овај линеарни модел су изабрали Чо и Јун (Cho and Yoon, 2001) да оцене квалитет вожње возила у поређењу са два модела концентрисаних параметра и једним крутим телом. У њиховим анализама, маса седишта није била урачуната у систему човек-седиште. Опруга (k_1) и амортизер (c_1) главног тела m_1 , повезани су серијски са скупом опруга и амортизера седишта.

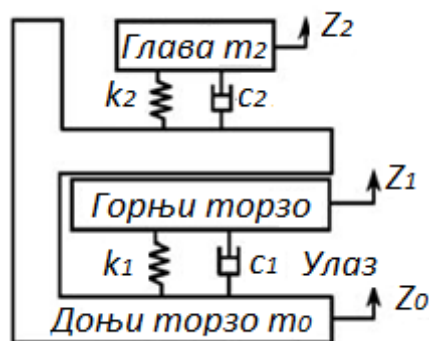
У оцењивању биодинамичких карактеристика човека, маса седишта мора бити укључена у систему човек-седиште и требало би да буде додата крутост седишта. Шематски приказ овог модела дат је на слици 14.



Слика 14 - Шематски приказ модела са два степена слободe – Аленов модел [1]

III) Веиев и Грифинов модел, (Wei and Griffin)

Код Веиевог и Грифиновог модела, тело је састављено од три одвојена масена сегмента, са укупном масом од 50.8 kg. Слично њиховом моделу са једним ДОФ-ом, крутост седишта преузета је од масе означене као "Ноге m_0 ". Шематски приказ овог модела дат је на слици 15, а карактеристике сва три модела наведене су у Табели 3.



Слика 15 - Шематски приказ модела са два степена слободe - Веиев и Грифинов модел [1]

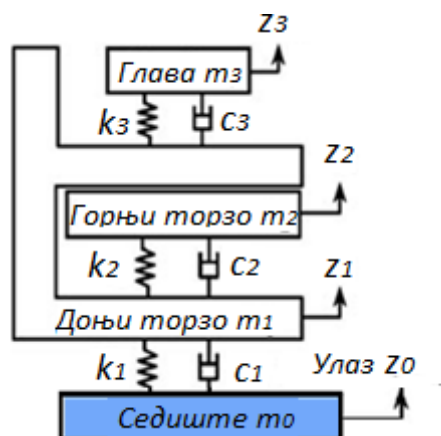
Табела 3 – Карактеристике модела са два степена слободе, [1]

Модел са 2 - DOF	Биодинамички параметри			Примедбе
	Маса (kg)	Пригушење (N-s/m)	Крутост (N/m)	
Muksian and Nash (1976)	$m_2 = 5.44$ $m_1 = 47.17$ $m_0 = 27.22$	$c_2 = 686.0$ $c_1 = 467.0$ $c_0 = 1780.0$	$k_1 = 63\,318.0$ - $k_0 = 27\,158.0$	-Нелинерани модел са два степена слободе -Укупна маса: 79,83 kg -Побуде: $Z_0 = 5 \sin \omega t$ - m_0 крута веза са седиштем
Allen (1978)	$m_2 = 5.570.9$ $m_1 = 51.378.5$	$c_2 = 318.0 \pm 161.0$ $c_1 = 2807.0 \pm 1007.$	$k_2 = 41\,000.0 \pm 24\,100.0$ $k_1 = 74\,300.0 \pm 17\,400.0$	-Линерани модел са два степена слободе -Укупна маса: 56,8 kg -Побуде $Z_0 = 5 \sin \omega t$
Wei and Griffin (1998)	$m_2 = 10.7$ $m_1 = 33.4$ $m_0 = 6.7$	$c_2 = 458.0$ $c_1 = 761.0$ -	$k_2 = 38\,37$ $k_1 = 35\,776.0$ -	-Линерани модел са два степена слободе -Укупна маса: 50,8 kg -Побуде: $Z_0 = 5 \sin \omega t$ - m_0 крута веза са седиштем

3) Модел са три степена слободе

1) Сугсов модел, (Suggs et al.)

Тело овог модела је састављено од три одвојена масена сегмената, са укупном тежином од 56.8 kg. Овај линеарни модел су изабрали Чо и Јун (Cho and Yoon) за оцењивање квалитета вожње. Шематски приказ овог модела дат је на слици 16 а карактеристике истог су наведене у Табели 4 [1].



Слика 16- Модел са три степена слободе – Сугсов модел [1]

Табела 4 - Карактеристике модела са три степена слободе, [1]

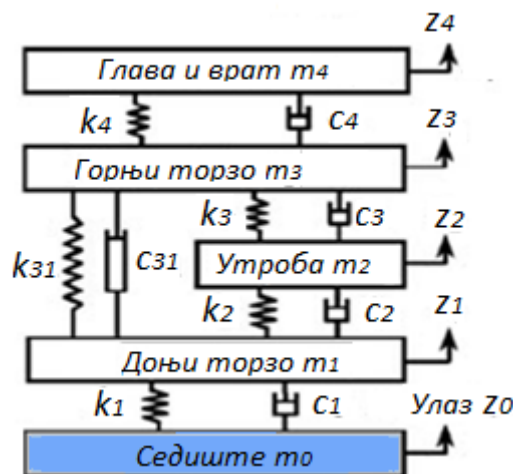
Модел са 3 - DOF	Биодинамички параметри			Примедбе
	Маса (kg)	Пригушење (N-s/m)	Крутост (N/m)	
Suggs et al. (1969)	$m_1 = 55 \pm 0.9$ $m_2 = 36 \pm 6.0$ $m_3 = 15.3 \pm 2.5$	$c_1 = 3180. \pm 42.0$ $c_2 = \infty$ $c_3 = 2806.0 \pm 1000.0$	$k_1 = 74\,300 \pm 17\,400$ $= \infty$ $K_3 = 40\,900 \pm 22\,700$	-Модел са три степена слободе -Укупна маса: 56,8 kg -Масе m_1 и m_2 су круто повезане, јер c_2 и k_2 теже ∞ -Побуде: $Z_0 = 5 \sin \omega t$

4) Модели са четири степена слободе

Из истраживања модела са концентрисаним параметрима, један нелинеаран и два линеарна модела су пронађена у литератури а то су:

1) Ванов и Шимелсов модел, (Wan and Schimmels)

Тело овог модела, које је у седећем положају, је састављено од четири различита масена сегмента, који су међусобно повезани са пет скупова опруга и амортизера, са укупном тежином човека од 60.67 kg. Овај линеарни модел је детаљније испитиван од стране Вагнера и Лиуа (Wagner and Liu) за оцењивање квалитета вожње. Шематски приказ овог модела дат је на слици 17.

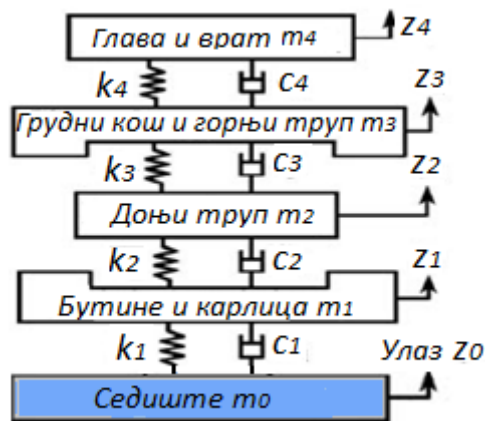


Слика 17 - Шематски приказ модела са четири степена слободе - Ванов и Шимелсов модел [1]

II) Боилеов и Ракеов модел, (Boileau and Rakheja)

Према експерименталним резултатима са људима направљен је линеарни модел. Овај модел се састоји од четири масена сегмента који су међусобно повезани са четири скупа опруга и амортизера, са укупном тежином од 55.2 kg. Модел са идентификованим параметрима дао је добро слагање с обзиром на механичку импедансу у тачки и велика одступања у погледу преносне функције седиште-глава.

Шематски приказ овог модела дат је на слици 18.

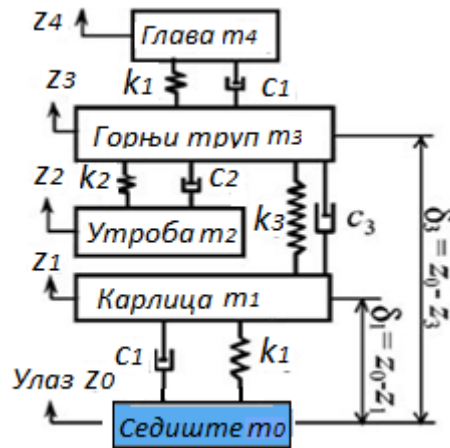


Слика 18 - Шематски приказ модела са четири степена слободе - Боилеов и Ракеов модел, [1]

III) Лијев модел, (Liu et al.)

На основу динамичког теста растегљивости, установљен је нелинеарни модел човека. Овај модел се састоји од четири масена сегмента који су међусобно повезани са четири скупа опруга и амортизера и унутрашњим органима m_2 , који висе на горњем делу тела m_3 , чија је укупна тежина 55.2 kg. Поред тога, опруге и амортизери између горњег дела тела и карлице и између карлице и седишта су нелинеарно зависна од релативног померања спојених маса. Треба напоменути да, повезаност карлице и седишта би требала да буде слободна, када је релативно померање веће од нуле.

Модел је детаљније проверен тестовима код човека (Zong and Lam) коришћеним за оцењивање биодинамичких реакција човека који седе на броду подвргнути кретањем под дејством ударних побуда. Шематски приказ овог модела дат је на слици 19 а карактеристике сва три модела наведене су у Табели 5 [1].



Слика 19 - Шематски приказ модела са четири степена слободe - Лијев модел, [1]

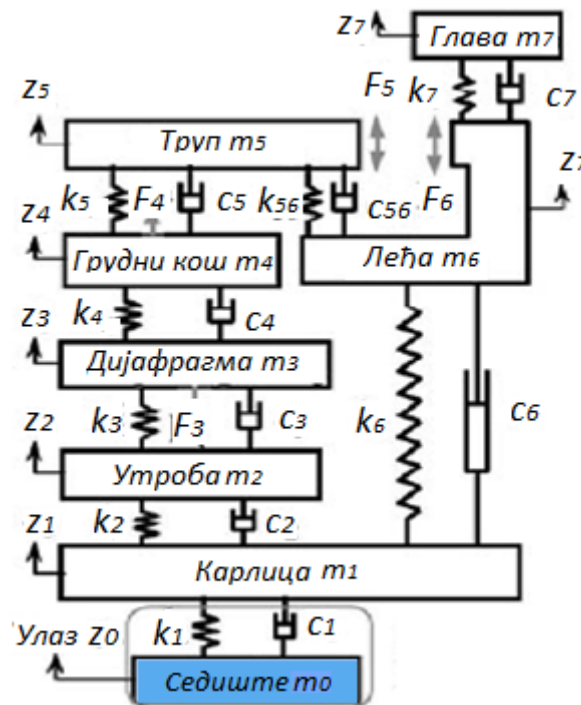
Табела 5 - Карактеристике модела са четири степена слободe, [1]

Модел са 4 - DOF	Биодинамички параметри			Примедбе
	Маса (kg)	Пригушење (N-s/m)	Крутост (N/m)	
Wan and Schimmels (1995)	$m_4 = 4.17$ $m_3 = 15.00$ $m_2 = 5.5$ $m_1 = 3.6$	$c_4 = 250.0$ $c_3 = 200.0$ $c_{31} = 909.1$ $c_2 = 330.0$ $c_1 = 2475.0$	$k_4 = 134.440.0$ $k_3 = 10.000.0$ $k_{31} = 192.000.0$ $k_2 = 20.000.0$ $k_1 = 49.340.0$	-Линерани модел са четири степена слободe -Побуде: $Z_0 = 5 \sin \omega t$ -Модел се користи у аутомобилу како би предвидео биодинамичке реакције човека у седећем положају
Boileau and Rakheja (1998)	$m_4 = 5.13$ $m_3 = 28.49$ $m_2 = 8.62$ $m_1 = 12.78$	$c_4 = 400.0$ $c_3 = 47500.0$ $c_2 = 4585.0$ $c_1 = 2064.0$	$k_4 = 310.000.0$ $k_3 = 183.000.0$ $k_2 = 162.800.0$ $k_1 = 90.000.0$	-Линерани модел са четири степена слободe -Побуде: $Z_0 = 5 \sin \omega t$ - Сви параметри m_i 's, c_i 's и k_i 's су добијени из поступка оптимизације на основу антропометријских података људског тела и резултата испитивања
Liu et al. (1998)	$m_4 = 5.5$ $m_3 = 24.8$ $m_2 = 6.8$ $m_1 = 29.0$	$c_4 = 210.96$ $c_3 = 0.22$ $c_2 = 138.77$ $c_1 = 0.50$	$k_4 = 202.290.0$ $k_3 = \text{Напомена}$ $k_2 = 2831.8$ $k_1 = \text{Напомена}$	-Линерани модел са четири степена слободe -Укупна маса: 63,1 kg -Побуде: $Z_0 = 5 \sin \omega t$ - $k_1 = 1.6215 \times 10^8 \delta_1^2$, $\delta_1 \geq 0$ $k_1 = 0$, $\delta_1 < 0$ - $k_3 = 3720.6 + (1.09 \delta_3 - 2.69 \delta_3^2) \times 10^7$, $\delta_3 \leq 0.4$

5) Модели са шест степени слобode

1) Муксианов и Нашов модел, (Muksian and Nash)

Из анатомског описивања човечијег тела у седећем положају, формулисан је модел са шест ДОФ-а, са укупном тежином од 80 kg. Написани су различити системи диференцијалних једначина (Equation of motion, у даљем тексту ЕОМ-и) за одвојене масе, за нелинеарне опруге и амортизере, представљајући еластичност и амортизовање људског тела, утврђеним редом. Шематски приказ модела дат је на слици 20 а карактеристике истог су наведене у Табели 6 [1].



Слика 20 - Шематски приказ модела са шест степени слобode - Муксианов и Нашов модел [1]

6) Модели са седам степени слобode

1) Патилов модел, (Patil et al.)

На основу Муксиановог модела са шест ДОФ-а, направљен је нелинеарни модел са седам ДОФ-а, са занемареним унутрашњим силама. Поред тога, скуп опруга (k_1) и амортизера (c_1), који је био неопходан за придруживање k_6 и c_6 у Муксиановом моделу са шест ДОФ-а, додат је између карлице и седишта, чија је укупна тежина 80 kg.

Овај модел је, такође, сједињен са моделом трактора да би се проучило понашање система човек-седиште-трактор и да се процене различити концепти ослањања и особине седишта под утицајем дејства вибрација (Patil and all.; Patil and Palanichamy). Карактеристике модела наведене су у Табели 6.

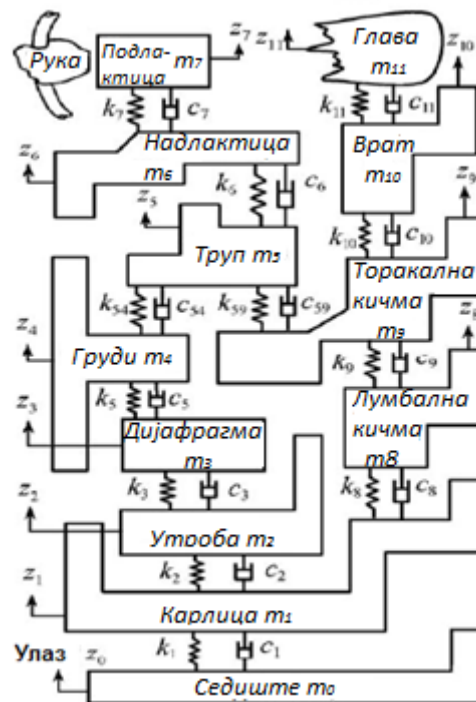
Табела 6 - Карактеристике модела са шест и седам степени слободe, [1]

Модел са 6 и 7 - DOF	Биодинамички параметри			Примедбе
	Маса (kg)	Пригушење (N-s/m)	Крутост (N/m)	
Muksian and Nash (1974)	$m_7 = 5.450$ $m_6 = 6.820$ $m_5 = 32.762$ $m_4 = 1.362$ $m_3 = 0.455$ $m_2 = 5.921$ $m_1 = 27.230$	$c_7 = 3580.0$ $c_6 = 3580.0$ $c_{56} = 3580.0^*$ $c_5 = 292.0^*$ $c_4 = 292.0^*$ $c_3 = 292.0^*$ $c_2 = 292.0^*$ $c_1 = 292.0^*0$	$k_7 = 52600.00$ $k_6 = 52600.00$ $k_{56} = 52600.00^+$ $k_5 = 877.0^+$ $k_4 = 877.0^+$ $k_3 = 877.0^+$ $k_2 = 877.0^+$ $k_1 = -$	-Нелинеарни модел са шест степени слободe -Укупна маса: 80.0 kg -Побуде: $\ddot{Z}_0 = 5 \sin \omega t$ - m_1 - крут контакт са седиштем $-F_6 = 321 \times \sin(\dot{Z}_5 - \dot{Z}_6)$ $-F_5 = -F_6$ - * Пригушење силе између две повезане масе = Коефицијент пригушења $\times$ [Рел. брзина + (рел. брзина) ³] - + Сила опруге између две повезане масе = константа опруге $\times$ [Рел. померање + (рел. померање) ³]
Patil et al. (1977)	$m_1 = 27.230$	$c_1 = 371.0$	$k_1 = 25500.0$	-Нелинеарни модел са седам степеном слободe -Побуде: $\ddot{Z}_0 = 5 \sin \omega t$ - Скуп опруга и амортизера k_1 и c_1 је додат између карлице и седишта

7) Модели са једанаест степени слободe

1) Касемов модел, (Qassem et al.)

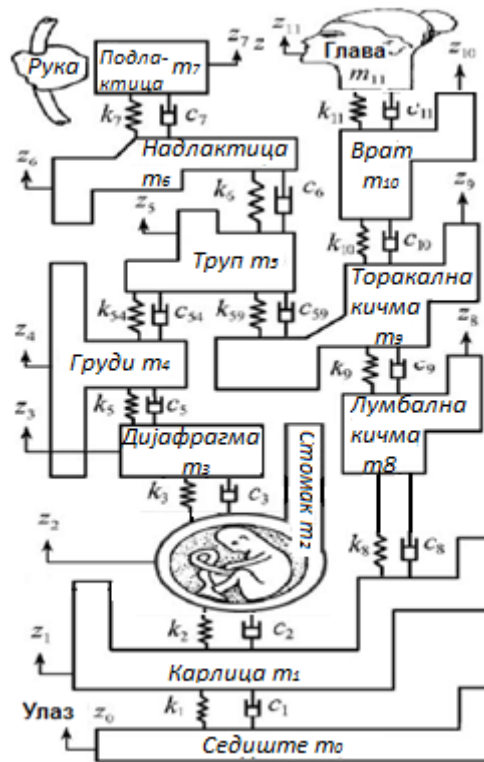
На основу човекове структуре Патиловог модела, установљен је мушки модел са једанаест ДОФ-а, са укупном тежином од 91.7 kg. За разлику од хипотеза коришћених у Патиловом моделу, све опруге и амортизери би требало да буду линеарни. Леђа су подељена на вратни, грудни и лумбални део кичме са истом константом опруге и коефицијентом пригушења. Такође, моделу је додат систем руку и шака да процени утицај крутости побудних јединица из шака. Шематски приказ овог модела дат је на слици 21.



Слика 21 - Шематски приказ модела са једанаест степени слободе – Касемов модел [1]

II) Касемов и Охменов модел, (Qassem and Othman)

Претходни модел је детаљније модификован за проучавање биодинамичких карактеристика, пре свега, женских субјеката, одузимањем тежине сваком сегменту да постане 60% од мушког модела. Физичка својства (константе опруга и коефицијенти пригушења) су остали исти. Додавањем тежине у просеку од 10.35-12.15 kg, може се узети у обзир и трудноћа, тако да постоје и модели за трудне особе. Шематски приказ овог модела дат је на слици 22, а карактеристике оба модела наведене су у Табели 7.



Слика 22 - Шематски приказ женског модела са једанаест степени слободе - Касемов и Охменов модел, [1]

Табела 7 - Карактеристике модела са једанаест степени слободе, [1]

Модел са 11 - DOF	Биодинамички параметри			Примедбе
	Маса (kg)	Пригушење (N-s/m)	Кругост (N/m)	
Qassem et al. (1994)	$m_{11} = 5.440$ $m_{10} = 1.084$ $m_9 = 4.806$ $m_8 = 2.002$ $m_7 = 5.297$ $m_6 = 5.470$ $m_5 = 32.697$ $m_4 = 1.362$ $m_3 = 0.454$ $m_2 = 5.906$ $m_1 = 27.23$	$c_{11} = 3581.6$ $c_{10} = 3581.6$ $c_9 = 3581.6$ $c_8 = 3581.6$ $c_7 = 3581.6$ $c_6 = 3580.6$ $c_{59} = 3581.6$ $c_{54} = 292.3$ $c_4 = 292.3$ $c_3 = 292.3$ $c_2 = 292.3$ $c_1 = 370.8$	$k_{11} = 52621.0$ $k_{10} = 52621.0$ $k_9 = 52621.0$ $k_8 = 52621.0$ $k_7 = 67\,542.0$ $k_6 = 67\,542.0$ $k_{54} = 52621.0$ $k_{59} = 877.0$ $k_4 = 877.0$ $k_3 = 877.0$ $k_2 = 877.0$ $k_1 = 25016$	-Линеарни модел са једанаест степени слободе -Укупна маса: 91,7 kg -Побуде: $\ddot{Z}_0 = 5 \sin \omega t$
Qassem and Othman (1996)	$m_{11} = 3.267$ $m_{10} = 0.650$ $m_9 = 2.884$ $m_8 = 1.201$ $m_7 = 3.178$ $m_6 = 3.282$ $m_5 = 19.628$ $m_4 = 0.817$ $m_3 = 0.272$ $m_2 = 3.544$ $m_1 = 16.304$	$c_{11} = 3581.6$ $c_{10} = 3581.6$ $c_9 = 3581.6$ $c_8 = 3581.6$ $c_7 = 3581.6$ $c_6 = 3580.6$ $c_{59} = 3581.6$ $c_{54} = 292.3$ $c_4 = 292.3$ $c_3 = 292.3$ $c_2 = 292.3$ $c_1 = 370.8$	$k_1 = 52621.0$ $k_{10} = 52621.0$ $k_9 = 52621.0$ $k_8 = 52621.0$ $k_7 = 67\,542.0$ $k_6 = 67\,542.0$ $k_{54} = 52621.0$ $k_{59} = 877.0$ $k_4 = 877.0$ $k_3 = 877.0$ $k_2 = 877.0$ $k_1 = 25016$	-Линеарни женски модел са једанаест степени слободе -Укупна маса: 55 kg -Побуде: $\ddot{Z}_0 = 5 \sin \omega t$

4. Аналитичко проучавање човека у седећем положају под дејством вертикалних вибрација

Као што је наведено раније, експериментално проучавање биодинамике човека у седећем положају који су изложени вертикалним вибрацијама је било добро процењено помоћу преносних функција СТХ, ДПМ и АП. Ове функције ће бити дефинисане одабиром једног од модела са концентрисаним параметрима као репрезентативног узорка. [1]

4.1 Извођење система диференцијалних једначина

Извођење система једначина кретања модела са концентрисаним параметрима, наведених у претходним табелама, је веома једноставно. Међутим, код сложенијих раванских и просторних модела са већим бројем степени слободе, јавља се проблем генерисања диференцијалних једначина кретања.

Посматра се модел човека у седећем положају предложеног од стране Патила (Patil et al.) као узорак. Овај модел је нелинеарни модел са седам ДОФ-а и укупном тежином од 80 kg. Човечије тело се састоји од седам сегмената, укључујући главу, леђа, торзо, дијафрагму, грудни кош, трбух и карлицу. Насупрот неких модела наведених у овом проучавању, као што је Муксианов модел, скуп опруга и амортизера је додат међуповршини карлице и седишта да би представио биомеханичке особине међуповршине. Иако је додавање опруга и амортизера главни разлог за лошије поклапање са експерименталним резултатима у следећем примеру, овај модел је ближи реалности и може бити обједињен са моделом возило-седиште да би се оценио квалитет вожње возила. Такође, одговарајућа комплексност омогућава моделу да проучи динамичке реакције трудница у седећем положају са одговарајућим биомеханичким параметрима. [1]

У наставку, овај модел је такође веома специфичан нелинеарни систем код кога ЕОМ-и могу бити подељени на линеарне и нелинеарне услове. Ово ће помоћи да се објасне функције биодинамичких реакција представљених у овом истраживању. За случај слободног тела, систем ЕОМ-а може бити приказан у следећој матричној форми:

$$[M]\{\ddot{z}\} + [C]\{\dot{z}\} + [K]\{z\} + \{\Phi\} = \{f_z\} \quad (1)$$

У једначини (M) представља масу, (C) је амортизовање (пригушење) и (K) је крутост; $(\ddot{z}, \dot{z})$ и (z) су убрзање, брзина и вектори померања система, (Φ) је нелинеарни вектор, док је (f_z) вектор силе услед спољне побуде.

Нелинеарни вектор (Φ) је посебно важан за Мускианове и Патилове моделе, с обзиром да силе опруга (амортизера) између спојених сегмената масе су константе опруга (коэффицијенти пригушења), множећи суму релативних померања (релативних брзина) и њихових кубних израза.

4.2 Методе за решавање система диференцијалних једначина

Модел са концентрисаним параметрима наведени у овом проучавању укључују и линеарне и нелинеарне системе. За решавање система диференцијалних једначина (Equation of motion, EOM) одабране су две методе за сваки модел. С обзиром да су функције одзива добијене експериментом дате у фреквентном домену приказаном у Табели 1, због једноставности модел је симулиран у фреквентном домену. С друге стране, с обзиром да се нелинеарни системи могу користити за предвиђања само у временском домену потребно је упоређење и у фреквентном домену.

Методе решавања, коришћене у овом проучавању су илустроване укратко на следећи начин:

- **Метод фреквентног домена (ФД метод)**

Метод фреквентног домена (Frequency-domain method, у даљем тексту ФД метод) је погодан за линеарне системе са хармонијском побудом. Решења добијена овом методом могу се применити за одзиве стационарних стања. На пример, занемаривање нелинеарног члана (Φ) и применом Фуријеове трансформације, може се формирати следећа матрична једначина:

$$\{Z(j\omega)\} = [K - \omega^2[M] - j\omega[C]]^{-1}\{F_z(j\omega)\} \quad (2)$$

У формули $Z(j\omega)$ и $F_z(j\omega)$ су комплексни вектори Фуријеове трансформације, а ω је побудна фреквенција. Правац $Z(j\omega)$ садржи комплексне реакције премештања сегмената масе n као функцију ω .

- **Метод временског домена (ТД метод)**

Метод временског домена (Time-domain method, у даљем тексту ТД метод) обухвата резултате симулације у функцији текућег времена и погодан је и за линеарне и за нелинеарне системе.

Решење обухвата краткотрајне реакције и реакције стационарног стања система. У овом проучавању, ТД метод је примењен само у анализама нелинеарних модела. Обично, ТД анализе користе Рунге-Кута метод четвртог реда да реше систем ЕОМ-а, који обухвата систем диференцијалних једначина другог реда. [1]

5. Биодинамичка оцена модела човека у седећем положају

Биодинамички одзиви човека у седећем положају, који је изложен вертикалим вибрацијама, су оцењиване помоћу преносних функција СТХ, ДПМ и АП.

Током година, многи математички модели са различитим степенима сложености су развијани зависно од задатка. Такође, многи подаци су добијени од стране различитих истраживача да би се окарактерисале ове функција одзива, користећи широко променљиве експерименталне услове. Ти подаци су сумирани адекватније уз помоћ симулације математичким моделима наведених у овом раду, под добро дефинисаним опсегом претпоставки.

Анализа ових тринаест модела са концентрисаним параметрима је приказана на следећим сликама. Да би се видело у којој мери сваки модел има боље карактеристике биодинамичких реакција човека у седећем положају, нумеричке симулације ће бити уведене у овом делу проучавања. Добијени резултати ће тада бити проверени са експерименталним подацима наведеним у Табели 1. На крају, модели са довољном прецизношћу предвиђања ће бити препоручени.

5.1 Симулације математичких модела човека у седећем положају

Да би нумерички симулирали сваки модел, систем ЕОМ-а мора бити најпре изведен. Две технике решавања, ФД и ТД методе, ће бити изабране за решавање ових једначина, односећи се на системске особине сваког модела. У овом проучавању, ФД метод је изабран за линеарне системе, док је ТД метод изабран за нелинеарне. Базирано на претходним дефиницијама функција биодинамичких реакција, сваки модел ће бити представљен и проверен. Резултати представљања и упоређивања са експерименталним подацима су сумирани на следећим Сликама. На сликама су, такође, представљени аутори, ДОФ-ови, као и упоређивања преносних функција СТХ, ДПМ импедансе и АП масе, појединачно.

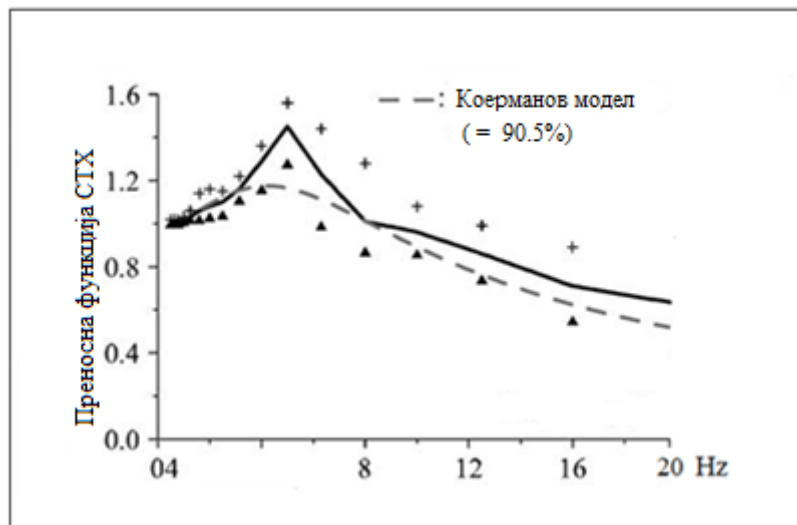
Поред тога, симболи "+" и "▼" на истим представљају горње и доње границе експерименталних података. Пуна линија сваке фигуре је циљна вредност коју треба проверити, док је испрекидана црта или, понекад, линија-тачка-цртица, предвиђени резултат сваког модела.

Резултати су илустровани на следећи начин:

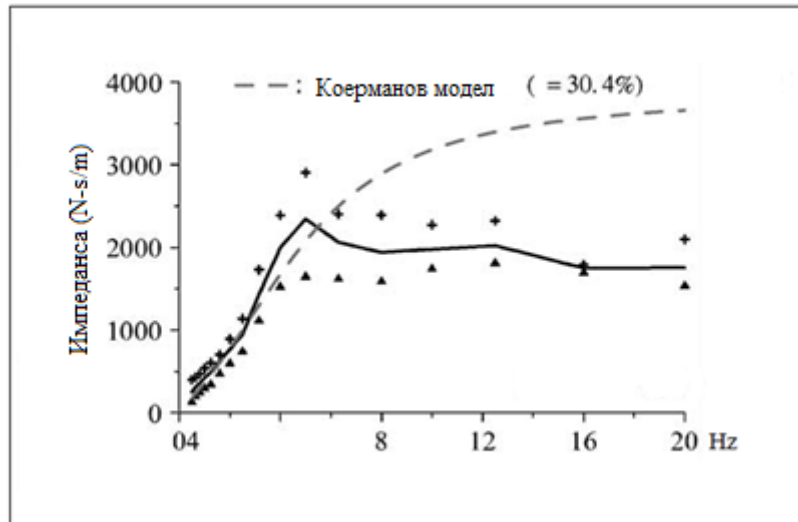
(1) Коерманов модел са једним ДОФ-ом, (Coertmann)

С обзиром да је линеарни систем са једним ДОФ-ом, ЕОМ-и укључују само једну просту диференцијалну једначину другог реда. ФД метод је изабран као метод за решавање овог проблема. Синусоидно убрзавање побуда улазних јединица је узето од седишта m_0 са максималном амплитудом од 5.0 m/s^2 . Резултати са експерименталним подацима су приказани на сликама 23, 24 и 25. На истим се види да се највише тачке циљних вредности појављују на 5.1 Hz за преносну функцију СТХ, 4.8 Hz за ДПМ импедансу и 4.4 Hz за АП масу.

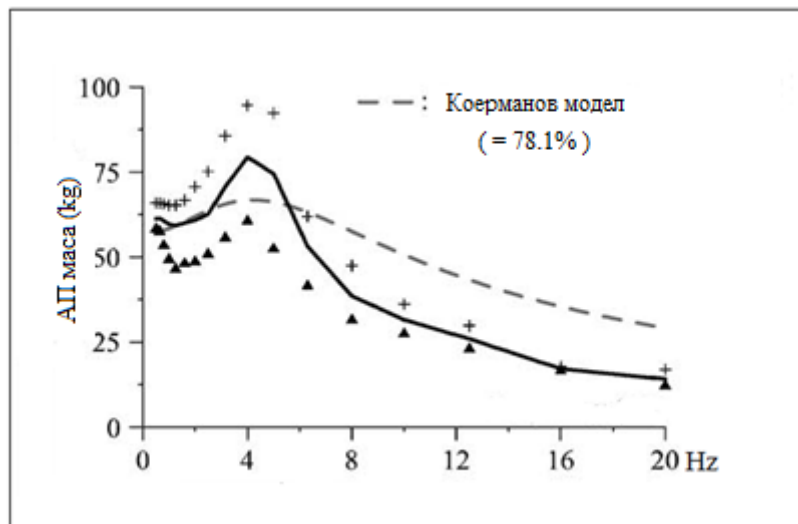
С друге стране, највеће вредности из Коермановог модела се појављују на 4.25 Hz и за преносну функцију СТХ и АП масу, и до бесконачности за ДПМ импедансу, појединачно. Поред тога, слагање (ϵ) за модел је 90.5% за преносну функцију СТХ, 30.4% за ДПМ импедансу, и 78.1% за АП масу, такође појединачно.



Слика 23 – Коерманов модел са једним степеном слободе – Преносна функција СТХ, [1]



Слика 24 – Коерманов модел са једним степеном слободе – ДМП импеданса, [1]

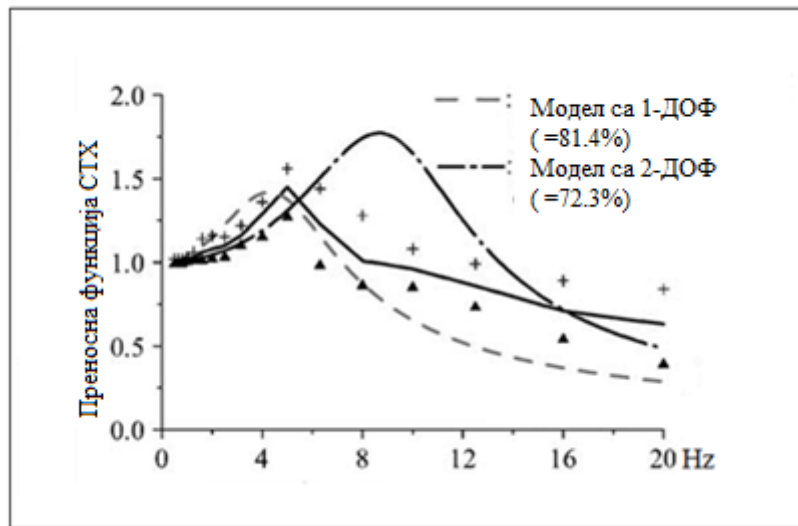


Слика 25 – Коерманов модел са једним степеном слободе – АП маса, [1]

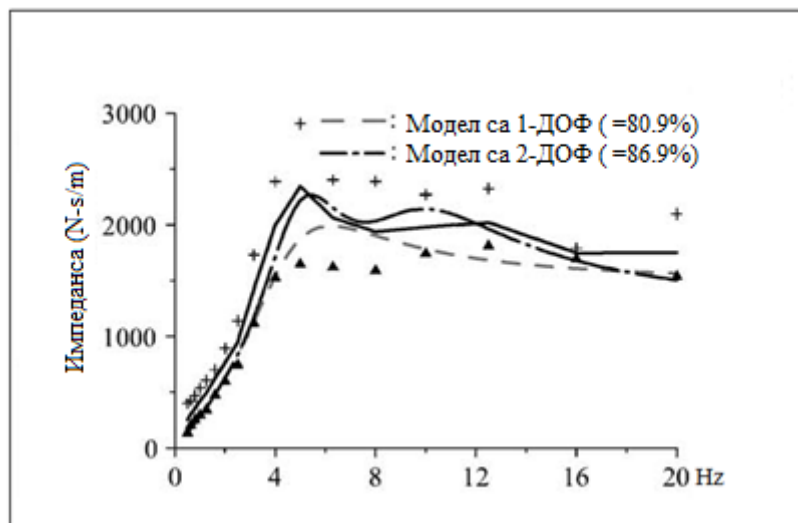
(2) Веиеви и Грифинови модели са једним и два ДОФ-а, (Wei and Griffin)

С обзиром да су оба модела линеарна, ФД метод је изабран за решавање проблема. Треба напоменути да се претпоставља да би човечије тело требало да буде у чврстом седећем положају, док је синусоидно убрзавање побуда улазних јединица узето од ногу m_0 са максималном амплитудом од 5.0 m/s^2 . Резултати су наведени на сликама 26, 27 и 28. Приказано је да се модел са једним ДОФ-ом боље уклапа са циљним вредностима него модел са два ДОФ-а, са слагањем за преносну функцију СТХ од 81.4%, упоређено са 72.3% за модел са два ДОФ-а. С друге стране, модел са два ДОФ-а

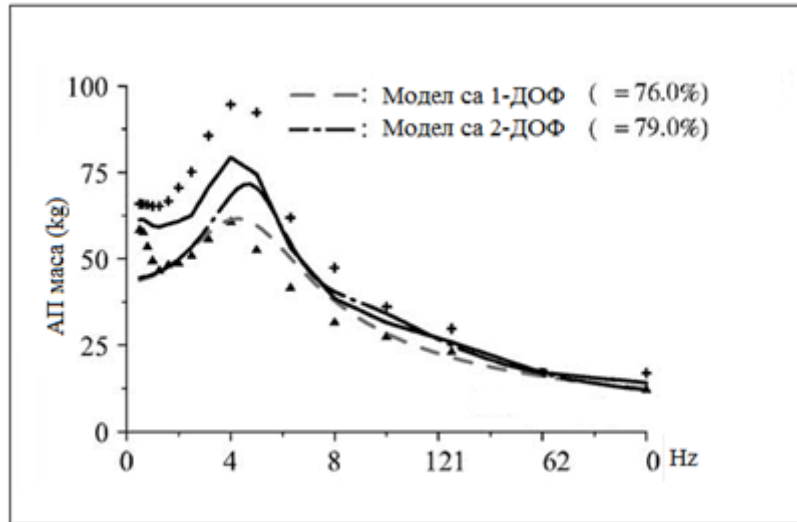
се боље поклапа са циљним вредностима са слагањем од 86.9% за ДПМ импедансу и 79% за АП масу, упоређено са 80.9% и 76%, појединачно, за модел са једним ДОФ-ом. Највише вредности модела са једним ДОФ-ом се појављују на 4.25 Hz за преносну функцију СТХ и АП масу, и 6.25 Hz за ДПМ импедансу, док се за модел са два ДОФ-а, појављују на 8.75 Hz, 4.75 Hz и 5.5 Hz, понаособ.



Слика 26 – Веиев и Грифинов модел са једним и два степена слобде – Преносна функција СТХ, [1]



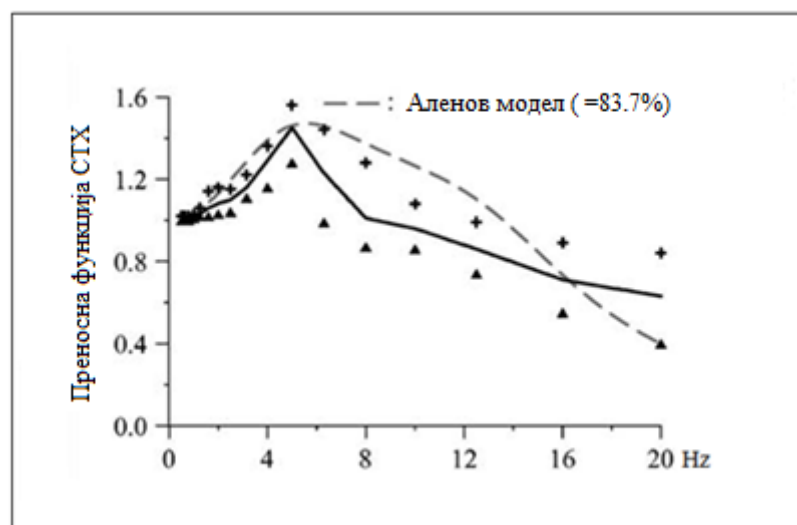
Слика 27 – Веиев и Грифинов модел са једним и два степена слобде – ДМП импеданса, [1]



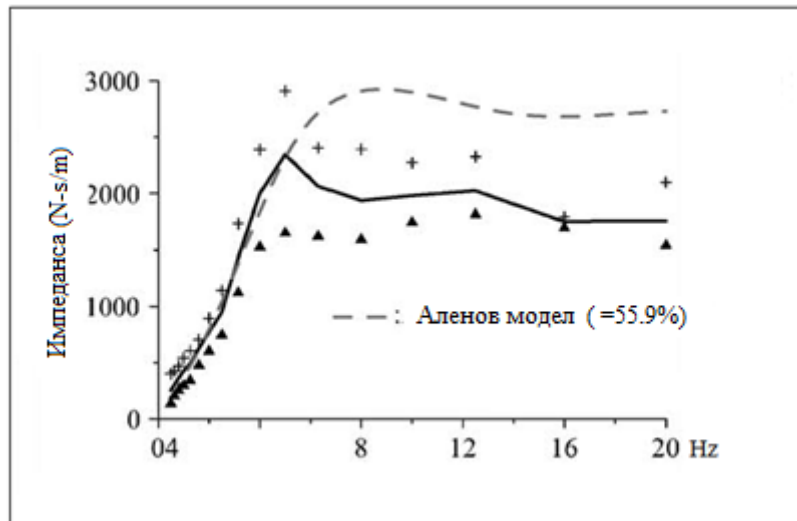
Слика 28 – Виев и Грифинов модел са једним и два степена слободe – АП маса, [1]

(3) Аленив модел са два ДОФ-а, (Allen)

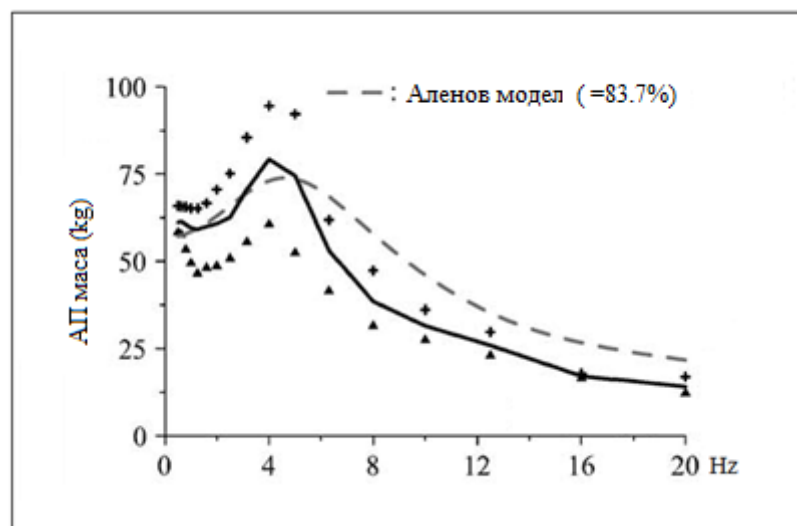
С обзиром да је овај модел линеаран, ФД метод је узет за решавање проблема. Синусоидно убрзавање побуда улазних јединица је узето од седишта m_0 са максималном амплитудом од 5.0 m/s^2 . Резултати испитивања су наведени на сликама 29, 30 и 31. Приказано је да је слагање за модел 83.7% за преносну функцију СТХ, 55.9% за ДПМ импедансу и 83.2% за АП масу, док се највише вредности појављују приближно на 5.5, 8.75 и 4.5 Hz, понаособ.



Слика 29 – Аленив модел са два степена слободe – Преносна функција СТХ, [1]



Слика 30 – Аленов модел са два степена слободе – ДПМ импеданса, [1]

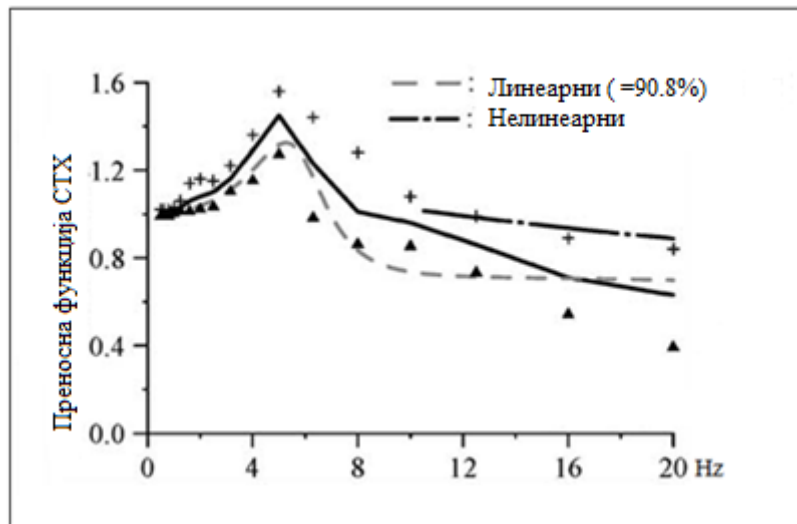


Слика 31 – Аленов модел са два степена слободе – АП маса, [1]

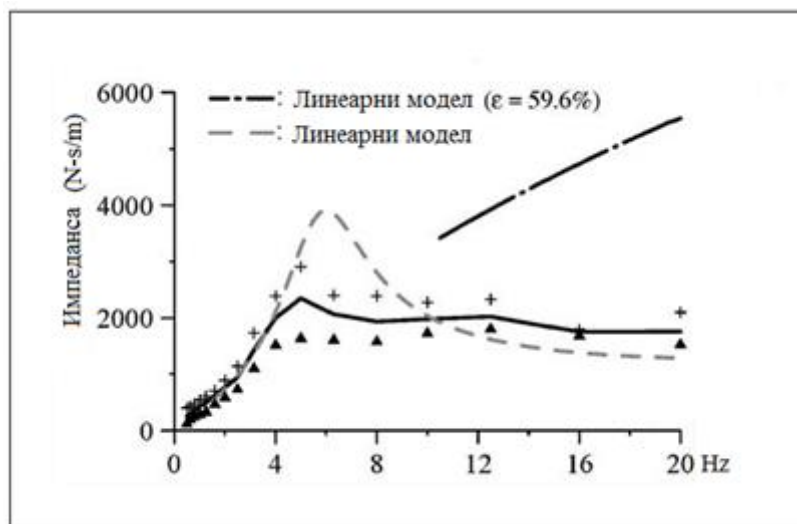
(4) Муксианов и Нашов модел са два ДОФ-а, (Muksian and Nash)

Из описа модела поменутог раније, пригушено кретање тела садржи нелинеаран карактер када је учесталост побуца испод 10 Hz. ТД метод је при томе, предложен за добијање резултата из временског домена. Слично Веиевим моделима, човечије тело би требало да буде у чврстом седећем положају и синусоидно убрзање побуца улазних јединица је узето од карлице са максималном амплитудом од 5.0 m/s^2 . Резултати испитивања су наведени на сликама 32, 33 и 34. Приказано је да се линеарни модел

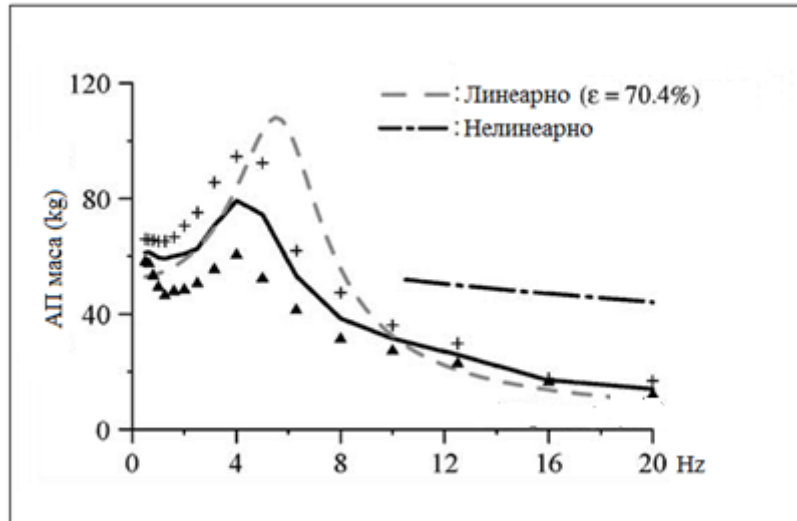
изгледа боље поклапа са циљним вредностима и препоручен је за коришћење. Слагање је 90.8% за преносну функцију СТХ, 50.8% за ДПМ импедансу, и 70.4% за АП масу, док се највише вредности појављују око 5.25, 6.0, и 5.5 Hz.



Слика 32 – Муксианов и Нашов модел са два степена слободе – Преносна функција СТХ, [1]



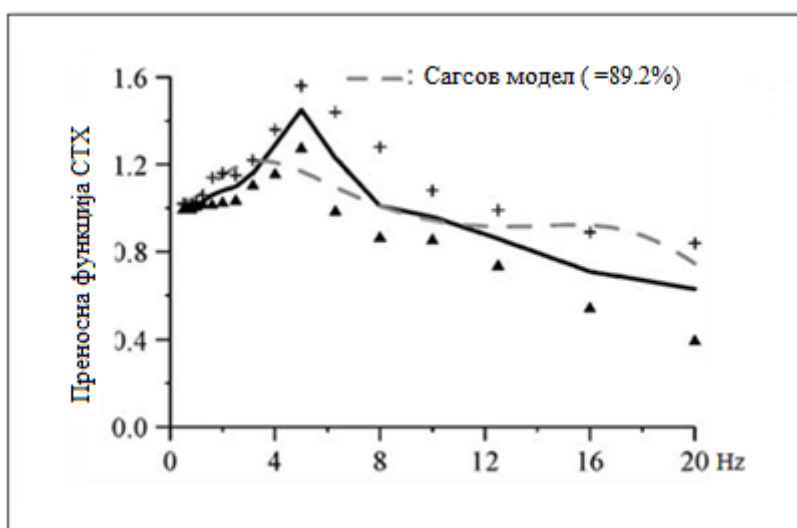
Слика 33 – Муксианов и Нашов модел са два степена слободе – ДПМ импеданса, [1]



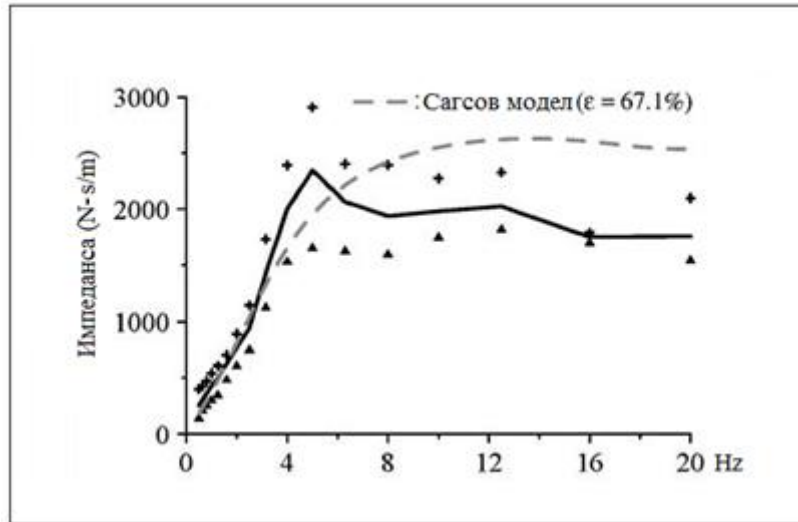
Слика 34 – Муксианов и Нашов модел са два степена слобода – АП маса, [1]

(5) Сагсов модел са три ДОФ-а, (Suggs et al.)

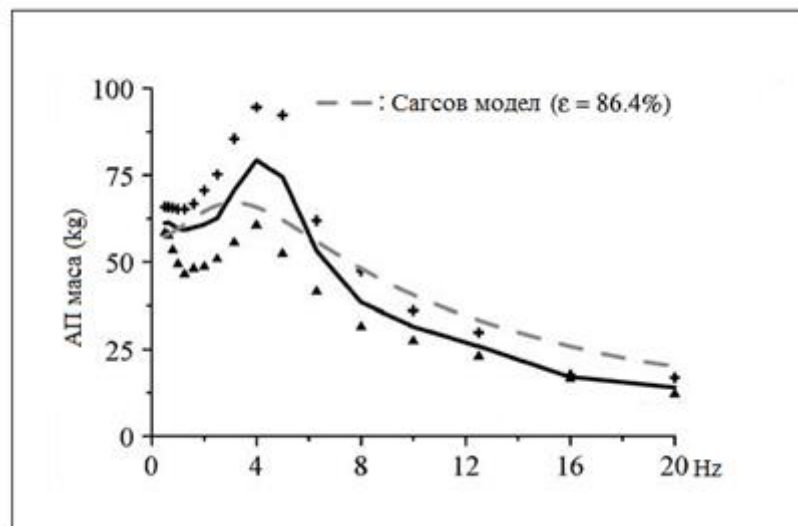
ФД метод је коришћен за решавање овог линеарног система. Синусоидно убрзање побуда улазних јединица је узето од седишта m_0 , са максималном амплитудом од 5.0 m/s^2 . Добијени резултати су наведени на сликама 35, 36 и 37. Из приказаних података, слагање је 89.2% за преносну функцију СТХ, 67.1% за ДПМ импедансу и 86.4% за АП масу, док се највише вредности појављују око 3.5 , 13.75 и 3.25 Hz , понаособ.



Слика 35– Сагсов модел са три степена слобода – Преносна функција СТХ, [1]



Слика 36 – Сагсов модел са три степена слободe – ДПМ импеданса, [1]

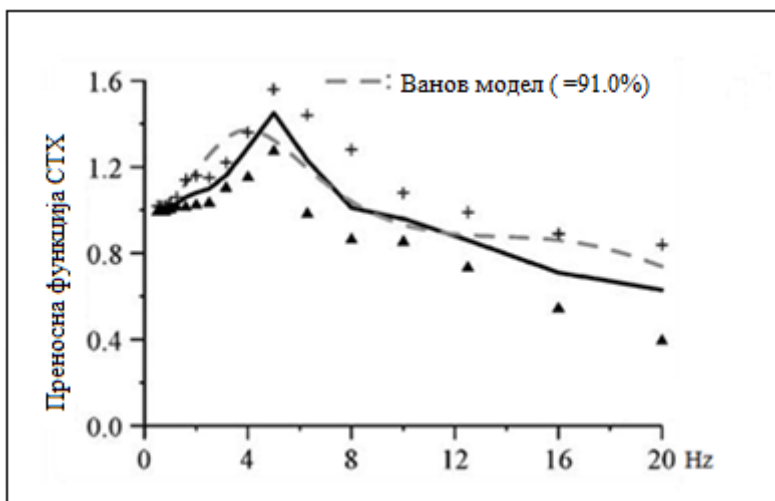


Слика 37 – Сагсов модел са три степена слободe – АП маса, [1]

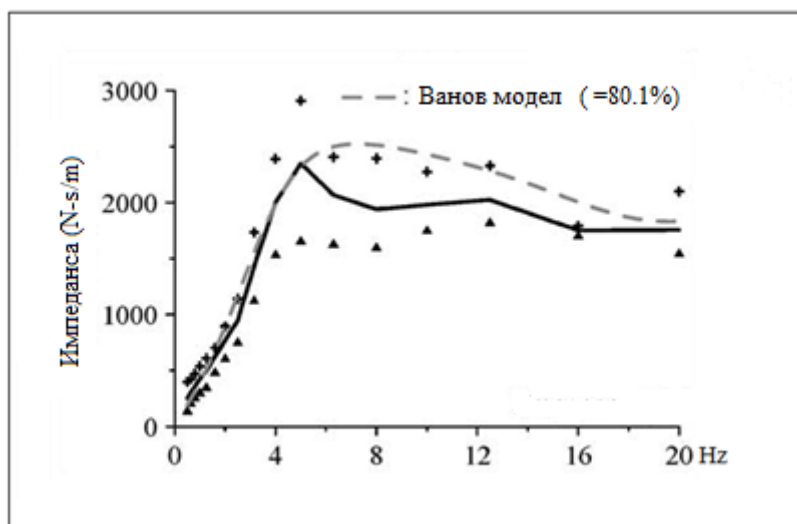
(6) Ванов и Шимелсов модел са четири ДОФ-а, (Wan and Schimmels)

ФД метод је коришћен за решавање овог линеарног система. Синусоидно убрзање побуда улазних јединица је узето од седишта m_0 , са максималном амплитудом од 5.0 m/s^2 . Резултати испитивања су наведени на сликама 38, 39 и 40.

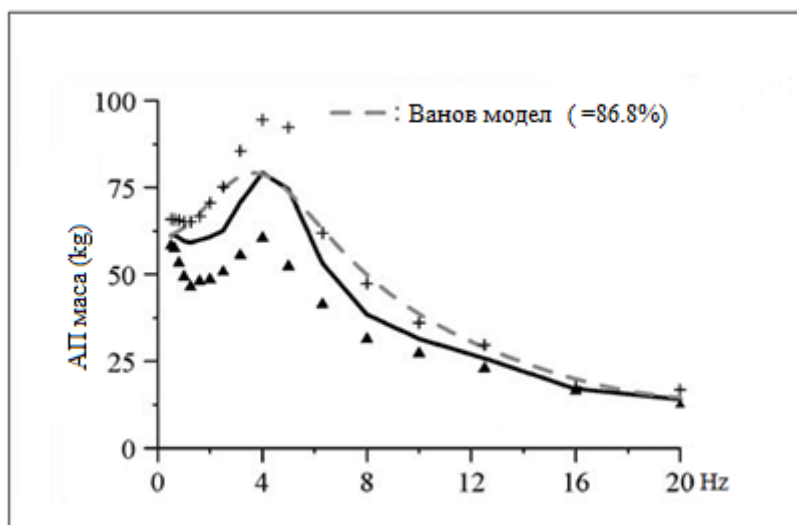
Слагање је 91% за преносну функцију СТХ, 80.1% за ДПМ импедансу и 86.8% за АП масу, док се највише вредности јављају око 4.0, 7.2 и 3.7 Hz. Као резултат, овај модел је вероватно најбољи за предвиђање горе наведених биодинамичких функција.



Слика 38 – Ванов и модел са четири степена слобode – Преносна функција СТХ, [1]



Слика 39– Ванов и Шимелсов модел са четири степена слобode – ДПМ импеданса, [1]

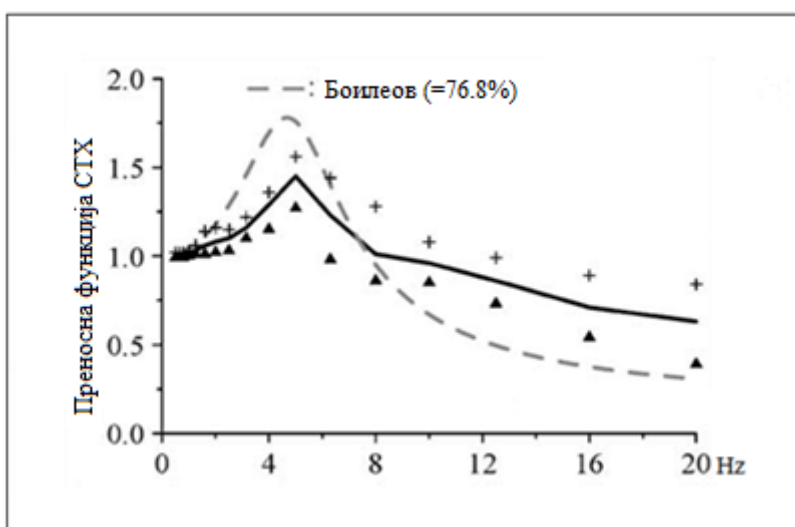


Слика 40 – Ванов и Шимелсов модел са четири степена слобode – АП маса, [1]

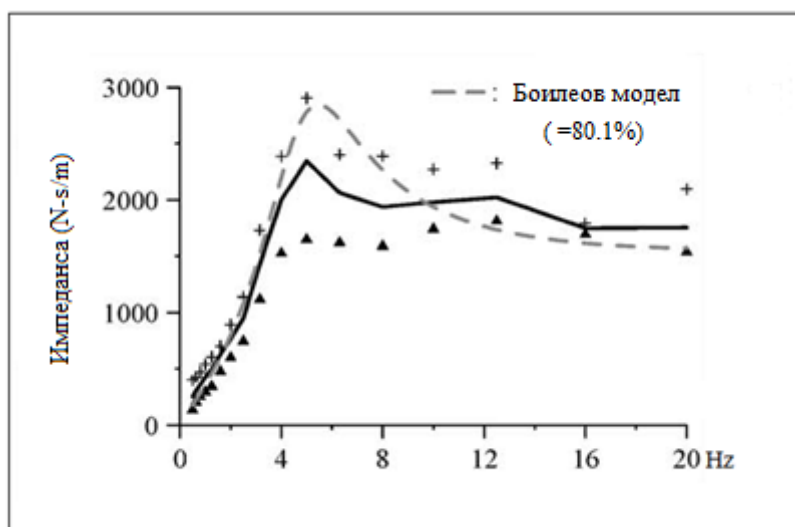
(7) Боилеов и Ракеов модел са четири ДОФ-а, (Boileau and Rakheja)

С обзиром да и овај модел припада линеарном систему, ФД метод је коришћен у његовом решавању. Синусоидно убрзање побуда улазних јединица је узето од седишта m_0 , са максималном амплитудом од 5.0 m/s^2 . Резултати испитивања овог модела су наведени на сликама 41, 42 и 43.

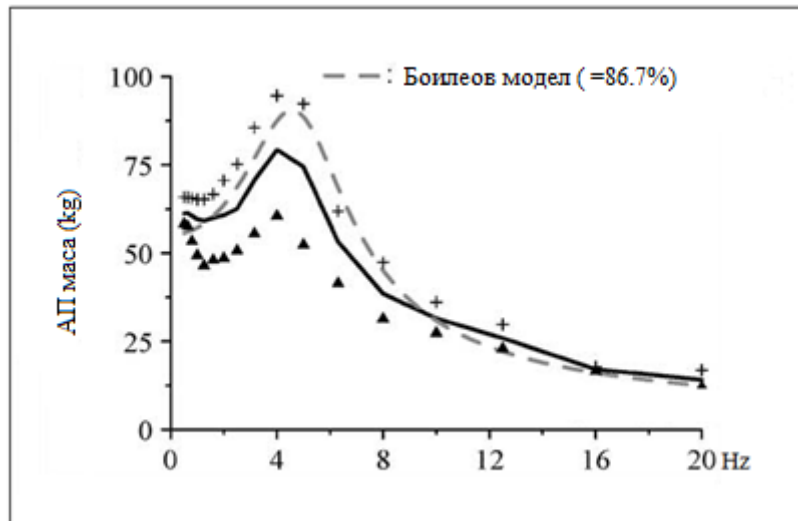
Треба напоменути да је слагање 76.8% за преносну функцију СТХ, 80.1% за ДПМ импедансу и 86.7% за АП масу, док се највише вредности јављају приближно око 4.7, 5.5, и 4.6 Hz, респективно.



Слика 41 – Боилеов и Ракеов модел са четири степена слободе – Преносна функција СТХ, [1]



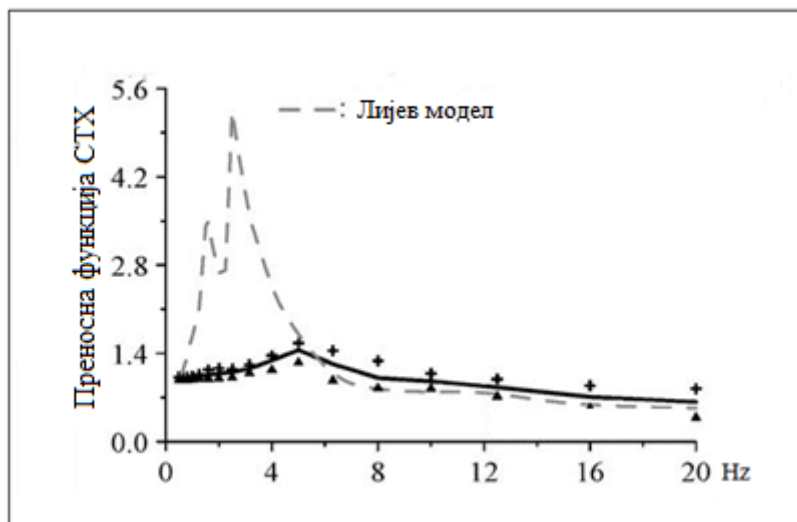
Слика 42 – Боилеов и Ракеов модел са четири степена слободе – ДПМ импеданса, [1]



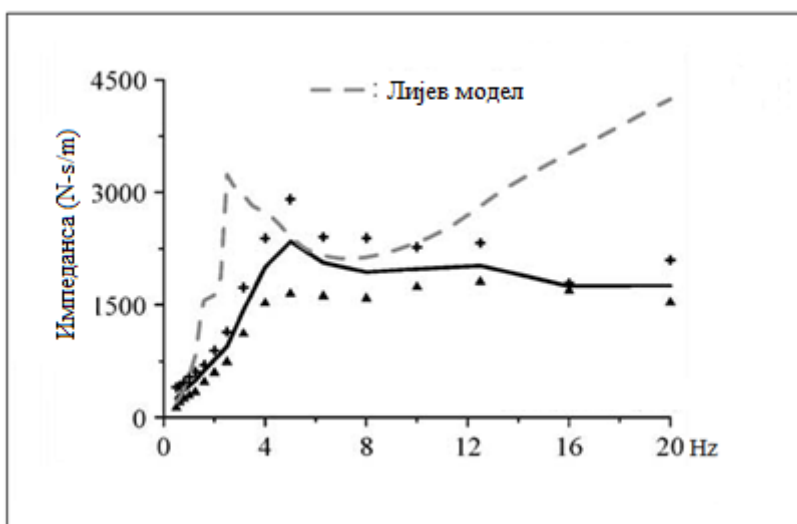
Слика 43 – Боилеов и Ракеов модел са четири степена слободе – АП маса, [1]

(8) Лиуев модел са четири ДОФ-а, (Liu et al.)

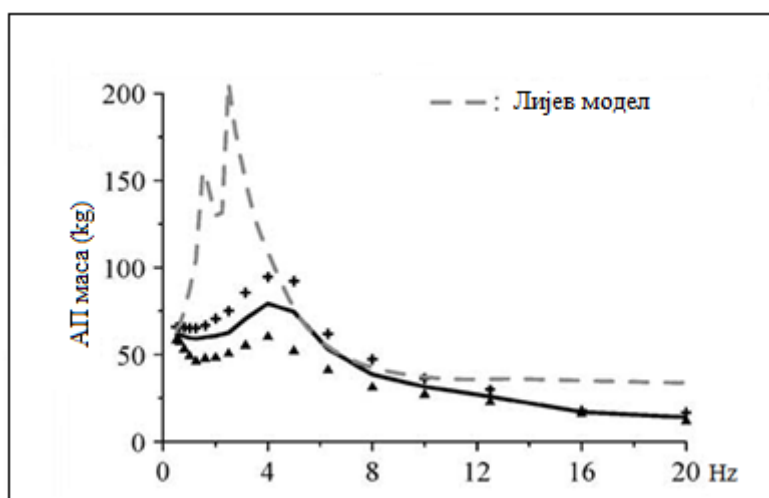
Овај модел је најсложенији нелинеарни систем у овом проучавању. За разлику од других модела, опруге карлице и амортизера нису фиксиране у случају када дође до контакта са сегментом масе седишта. То значи да силе отпора постоје само када су опруге карлице и амортизер под притиском. У оваквом случају, ефекат гравитације мора бити узет у обзир у изводима система ЕОМ-а. Са синусоидним побудама улазних јединица од седишта и максималном амплитудом од 5.0 m/s^2 , опсег убрзања стационарног стања за сваки сегмент масе близак седишту није једнак опсегу премештања, нити је разлика између њих једнака повећању учесталости побуда улазних јединица. Резултати овог модела су приказани на сликама 44, 45 и 46, приказано је и веома слабо поклапање са вредностима из експерименталних података.



Слика 44 – Лијев модел са четири степена слобode – Пrenосна функција СТХ, [1]



Слика 45 – Лијев модел са четири степена слобode – ДПМ импеданса, [1]

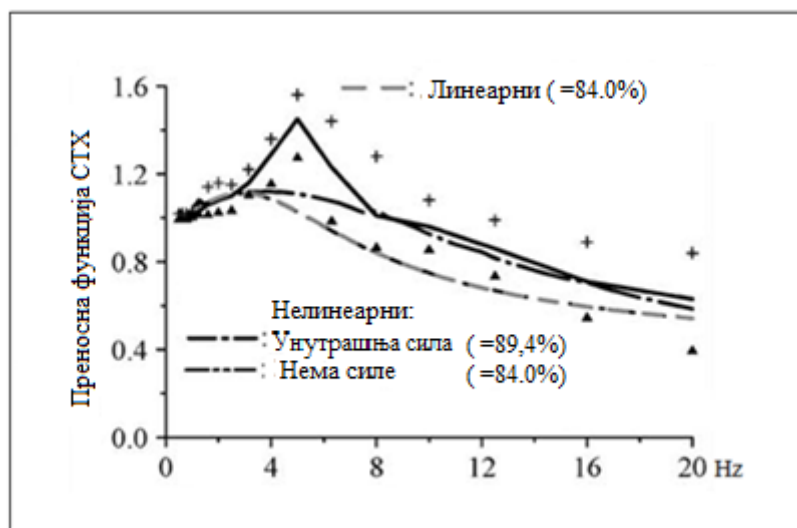


Слика 46 – Лијев модел са четири степена слобode – АП маса, [1]

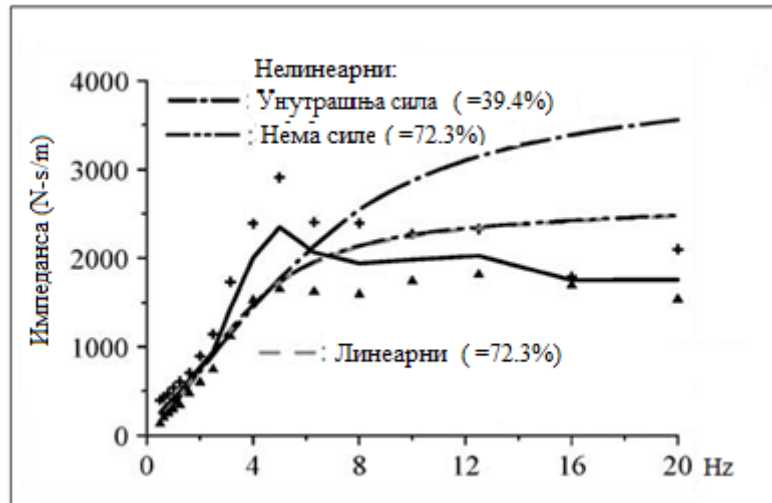
(9) Муксианов и Нашов модел са шест ДОФ-а, (Muksian and Nash)

Овај модел се односи на нелинеарни систем и ТД метод је укључен у решавању проблема. Коришћен је временски поступак да би се добили резултати са довољном прецизношћу. С тим, преносна функција СТХ, која је приказана на слици 47, показује да даје добру приближну вредност циљне вредности са слагањем од 89.4%, ДПМ импеданса има лоше поклапање са вредношћу од само 39.4%. Шта више, опсези убрзања других сегмената масе ће имати веће вредности, што није уобичајен случај код других модела. Као што је поменуто раније код Патиловог модела, унутрашње силе су симулиране да би се видео утицај на функције биодинамичних реакција. Наведено је да се прецизност предвиђања у малој мери смањује код преносне функције СТХ али се побољшава у великој мери код ДПМ импедансе и више поклапа са циљним вредностима. Вредности поклапања за модификован нелинеарни модел је 83.4%, 72.3%, и 82%, респективно. Поред тога, модел концентрисаних параметара је усвојен као линеаран са мањом учесталостју. Нелинеарност Муксиановог модела је отуда занемарена и резултати су упоређени са резултатима претходна два модела. Наведено је да су резултати Муксиановог линеарног модела скоро исти као они нелинеарни без унутрашњих сила.

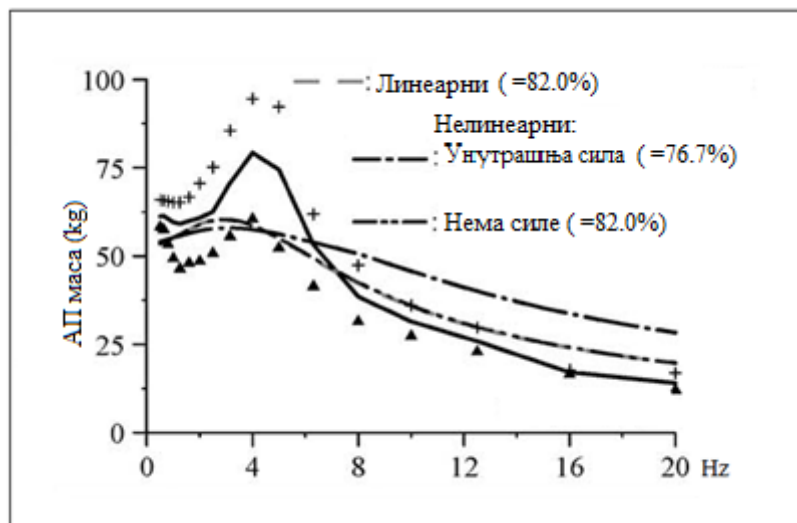
Муксианов модификован линеарни модел се препоручује у случајевима где су сегменти масе, као што су грудни кош, трбух, итд. неопходни у анализама, нпр. у случају труднице. Резултати овог испитивања приказани су на сликама 47, 48 и 49.



Слика 47 – Муксианов и Нашов модел са шест степени слободe – Преносна функција СТХ, [1]



Слика 48 – Муксианов и Нашов модел са шест степени слободе – ДПМ импеданса, [1]

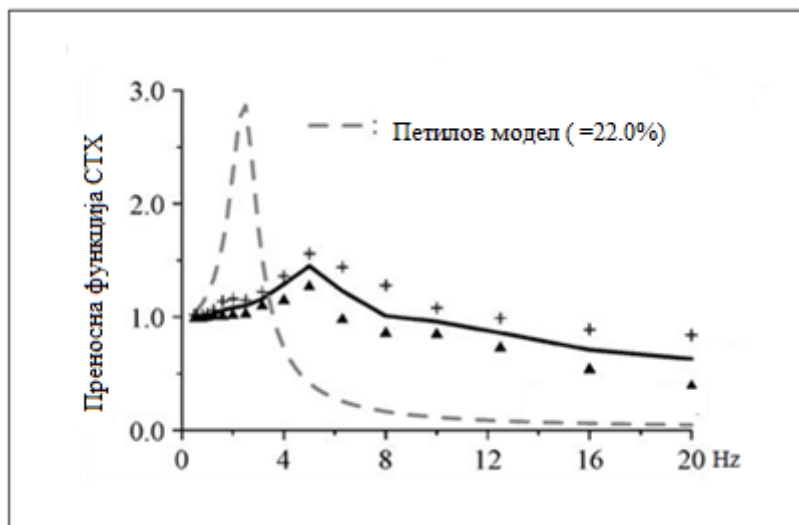


Слика 49 – Муксианов и Нашов модел са шест степени слободе – АП маса, [1]

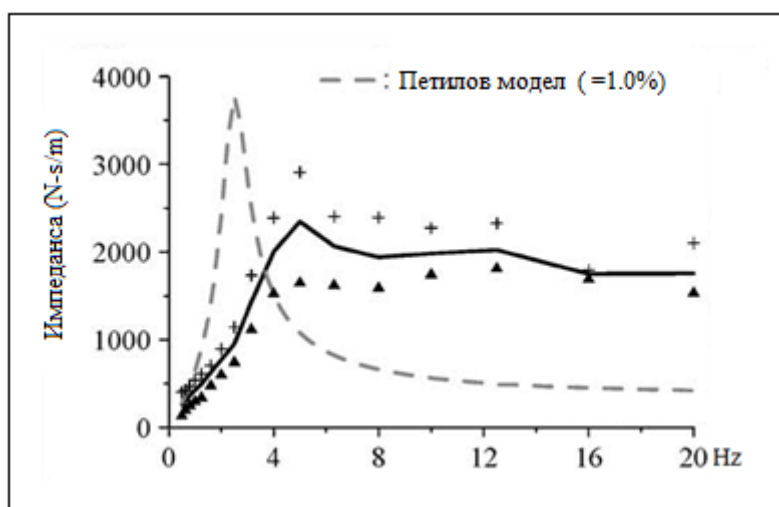
(10) Патилов модел са седам ДОФ-а, (Patil et al.)

Овај модел представља надградњу Муксиановог модела. Систем је нелинеарни и ТД метод је коришћен за решавање динамичког проблема. Резултати испитивања су наведени на сликама 50, 51 и 52. Наведено је да резултати нису чак ни близу циљним вредностима. Разлог томе је крутост карлице која је већ била укључена у позадину Муксиановог модела, па њено поновно коришћење није потребно. Додатне опруге имају улогу да промене динамичко понашање оригиналног људског модела, док

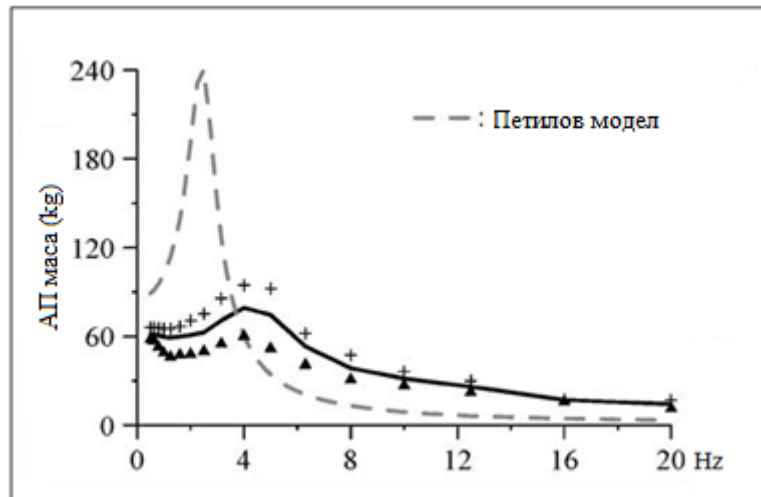
припојени амортизер тежи ка томе да смањи предвиђене амплитуде након резонантне учесталости од 2.5 Hz.



Слика 50 – Петитов модел са седам степени слободе – Преносна функција СТХ, [1]



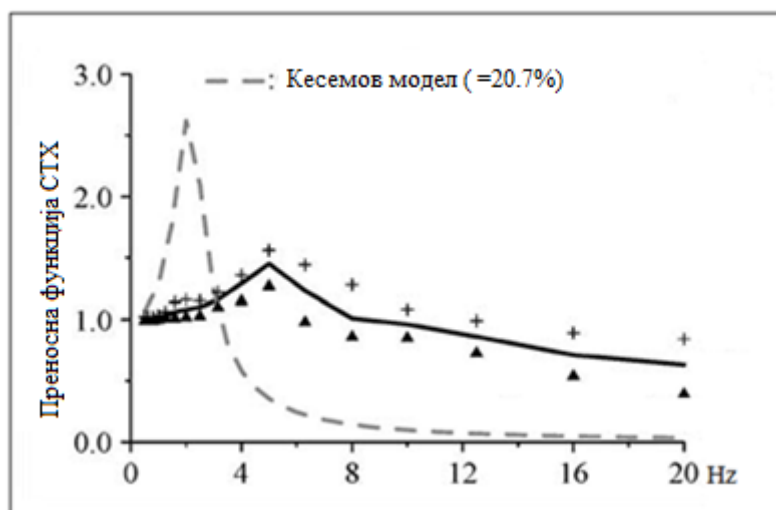
Слика 51 – Петитов модел са седам степени слободе – ДПМ импеданса, [1]



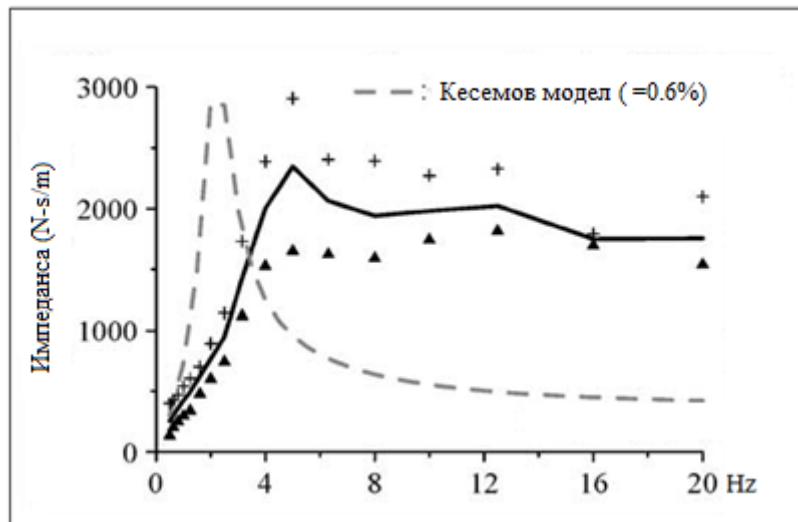
Слика 52 – Петилов модел са седам степени слободe – АП маса, [1]

(11) Касемови модели са једанаест ДОФ-а, (Qassem et al.; Qassem and Othman)

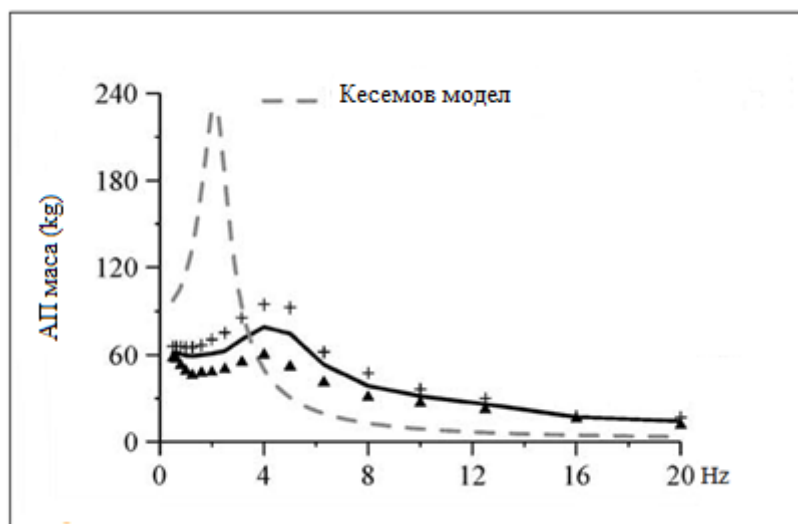
Као што је наведено раније, Касемови модели се заснивају на Патиловом моделу. ФД метод је при томе коришћен за решавање проблема. Услед неоправданог припајања крутости карлице као у Патиловом моделу, сви Касемови модели дају неповољне циљне вредности за све три преносне функције, као што је приказано на сликама 53, 54, 55, 56, 57 и 58.



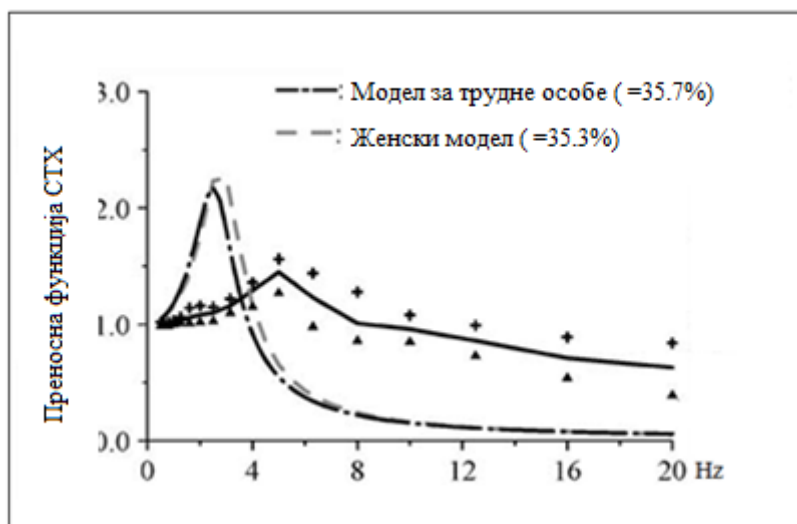
Слика 53 – Касемов модел са једанаест степени слободe – Преносна функција CTX, [1]



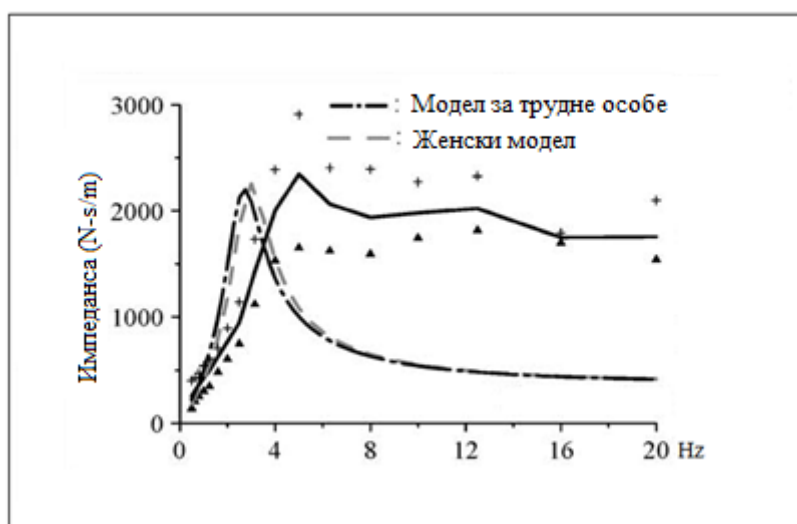
Слика 54 – Кесемов модел са једанаест степени слободe - ДПМ импеданса, [1]



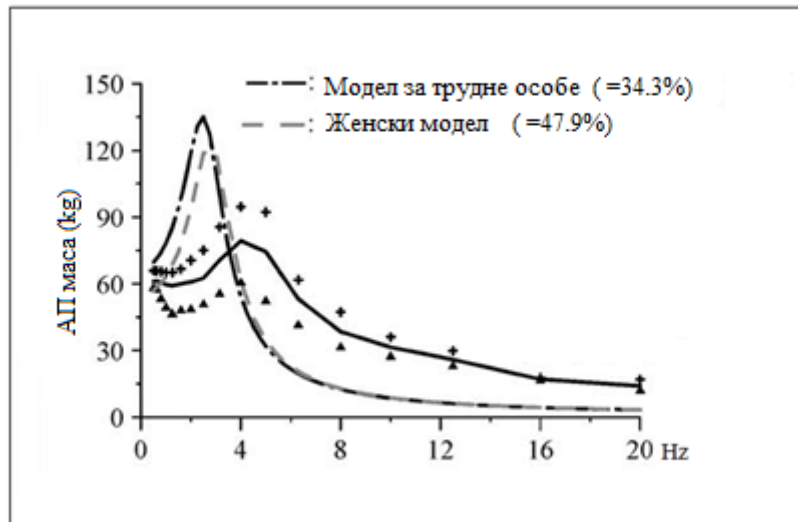
Слика 55 – Кесемов модел са једанаест степени слободe - АП маса, [1]



Слика 56 – Кесемов женски модел и модел за трудне особе са једанаест степени слободе – Преносна функција CTX , [1]



Слика 57– Кесемов женски модел и модел за трудне особе са једанаест степени слободе – ДПМ импеданса, [1]



Слика 58 – Кесемов женски модел и модел за трудне особе са једанаест степени слободе – АП маса, [1]

5.2 Закључна разматрања и дискусија

Симулациони модели концентрисаних параметара наведених у овом проучавању за људе у седећем положају изложених вертикалним вибрацијама су сумирани у табели 8. Приказано је да модел са четири ДОФ-а осмишљен од стране Вана и Шимелса (Van and Schimmels) може дати најбољу процену о преносној функцији СТХ и АП масе са слагањем вредности од 91.0% и 86.8%. Одговарајућа вредност од 80.1% на ДПМ импедансу је нешто нижа у односу на ону добијену Веиевим моделом са два ДОФ-а (Wei and Griffin). С тим, овај модел се препоручује за проучавање биодинамичке реакције човека у седећем положају изложеног вертикалним вибрацијама целог тела.

Под одређеним околностима, сложенији систем ће бити потребан да би се формирао модел човека у седећем положају, на пример, труднице. У том случају, линеарни модел са шест ДОФ-а формиран модификацијом нелинеарног модела Муксиана и Неша (Muksian and Nash) је предложен у симулацији. [1]

Табела 8 – Сумирани експериментални подаци човека у седећем положају који је изложен вертикалним вибрацијама, [1]

Назив модела	Степени слободе	Преносна функција СТХ		ДПМ импеданса (N-s/m)		Маса (kg)	
		Фреквенција (Hz)	Примереност	Фреквенција (Hz)	Примереност	Фреквенција (Hz)	Примереност
*Коерманов модел	Један	4.25	90.5	-	30.4	4.25	78.1
* Веиев модел		4.25	81.4	6.25	80.9	4.25	76.0
* Аленов модел	Два	5.50	83.7	8.75	55.9	4.50	83.2
*Муксианов модел		5.25	90.8	6.00	50.8	5.50	70.4
*Вијев модел		8.75	72.3	5.50	86.9	4.75	79.0
*Сагсов модел	Три	3.50	89.2	13.75	67.1	3.25	86.4
*Ванов модел	Четири	4.00	91.0	7.20	80.1	3.70	86.8
*Боилеов модел		4.70	76.8	5.50	80.1	4.60	86.7
*Лијев модел		6.50	-	6.50	-	6.50	-
*Муксианов модел	Шест	3.75	89.4	-	39.4	76.7	3.75
-w - унутрашња сила		-	-	-	-	-	-
-w/o - унутрашња сила		3.00	84.0	-	72.3	3.00	83.0
-Линеарни модел		3.00	84.0	-	72.3	3.00	83.0
*Патилов модел	Седм	2.50	22.02	2.50	1.0	2.50	-
*Кесимов модел	Једанаест						
-Мушкарац		2.00	20.7	2.25	1.0	2.00	
-Жена		2.75	35.3	3.00	21.7	2.75	47.9
-Трудница		2.50	35.7	2.75	18.3	2.50	34.3
Циљне вредности		5.10	-	4.80	-	4.40	-

6. Равански модели

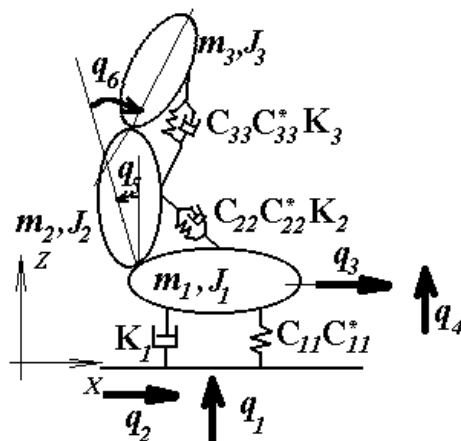
С обзиром да су се линијски модели показали као неадекватни за коректну симулацију реалних услова вожње, то је био разлог да се приликом избора оптималног биодинамичког модела путника пође од становишта да модел треба да буде довољно сложен, да узме у обзир реалне услове експлоатације али да не буде сувише сложен како не би бројним апроксимацијама занемарио поједине битне ефекте. С тога се у даљој анализи пошло од раванских модела.

У раду су анализирани и идентификовани равански, линеарни и нелинеарни модели путника изложени двокомпонентним случајним вибрацијама. Равански модели човека у седећем положају приказани су на следећим сликама. Сва три модела (слика 59, 60 и 61) као полазне и познате параметре узимају масе и моменте инерције. Маса m_1 са моментом инерције J_1 представља седални део и бутине, маса m_2 са моментом инерције J_2 описује инерционе карактеристике тела 2, које представља труп и маса m_3 са моментом инерције J_3 описује инерционе карактеристике тела 3, које представља главу са вратом.

Модели су анализирани као линеарни, при чему се узима у обзир само крутост типа C_{11} , и као нелинеарни, преко коефицијената уз кубни члан померања C^*_{11} . Пригушење је линеарно. Оваква означавања важила су и у случајевима када су коришћени линијски и торзиони еласто-пригушни елементи. Генералисане координате q_1 и q_2 представљају побуду у вертикалном и подужном правцу респективно.

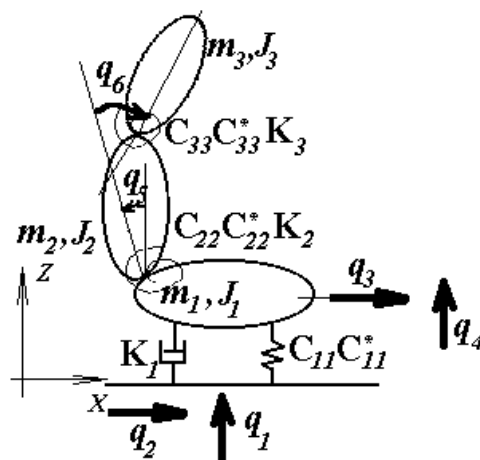
Најпре је идентификован равански модел (слика 59) дефинисан преко три крута тела инерционо-геометријских карактеристика.

Еласто-пригушни елементи су линијског, нелинеарног типа, (мека опруга и линеарно пригушење). Добијени резултати параметарске идентификације показали су добро слагање резултата добијених моделирањем и експерименталних резултата нарочито у подужном правцу. Међутим, одступања се јављају код функције увећања у вертикалном правцу. [9]



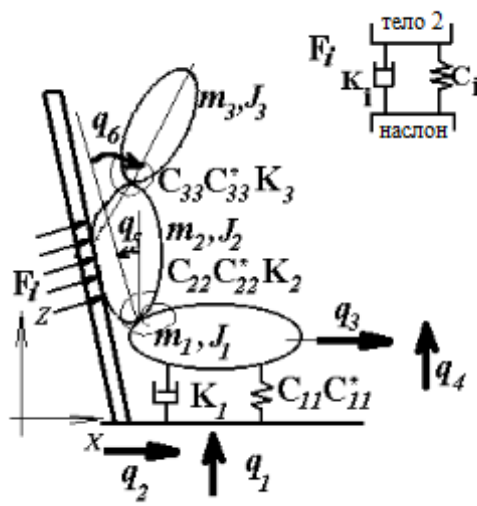
Слика 59 – Равански модел са три крута тела, [9]

Модел истих инерционих карактеристика са торзионим, линеарним и нелинеарним, еласто-пригушним елементима (опруге меке, пригушење линеарно) приказан је на слици 60. Одступања у вертикалном правцу су већа у погледу положаја резонанци и погледу величине амплитуде увећања у области друге резонанце. Овај модел обухватио је утицај положаја и карактеристика наслона седишта. Силе које се јављају у контакту наслона седишта и леђа испитаника моделиране су као континуално оптерећење издељено на елементе дате су као детаљ на слици модела. У резултатима се уочава добро слагање у погледу положаја прве резонанце, док се код друге резонанце јављају одступања у вертикалном правцу. У подужном правцу дошло је до доброг слагања положаја друге резонанце, док су очигледна одступања код положаја и величине функције увећања при првој резонантној учестаности.



Слика 60 – Равански модел човека у седећем положају, [9]

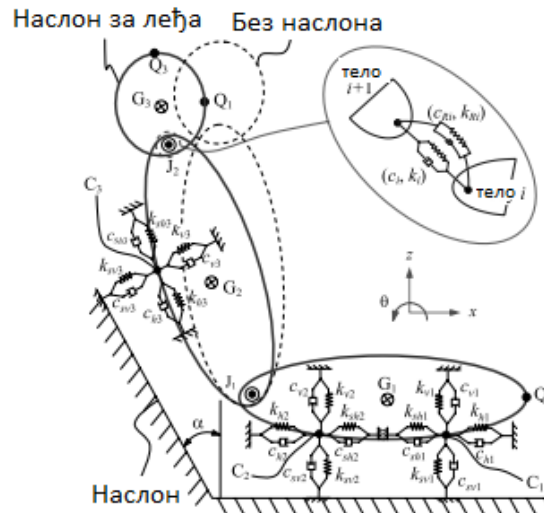
Најбоље слагање експерименталних резултата и резултата моделирања дао је нелинеарни равански модел, са торзионим, опружним елементима и дефинисаним наслонем седишта, који је приказан на слици 61.



Слика 61- Нелинеарни равански модел, [9]

Усвојен је равански модел са крутим телима, јер су експерименталним истраживањима добијена два резонантна екстрема у вертикалном правцу и једна резонанца у подужном правцу, тако да су одзиви релативно једноставни у оба правца. Модели развијени на бази методе коначних елемената који анализирају и еластична тела, изложени вишекомпонентној побуди, представљају циљ даљих истраживања у овој области. [9]

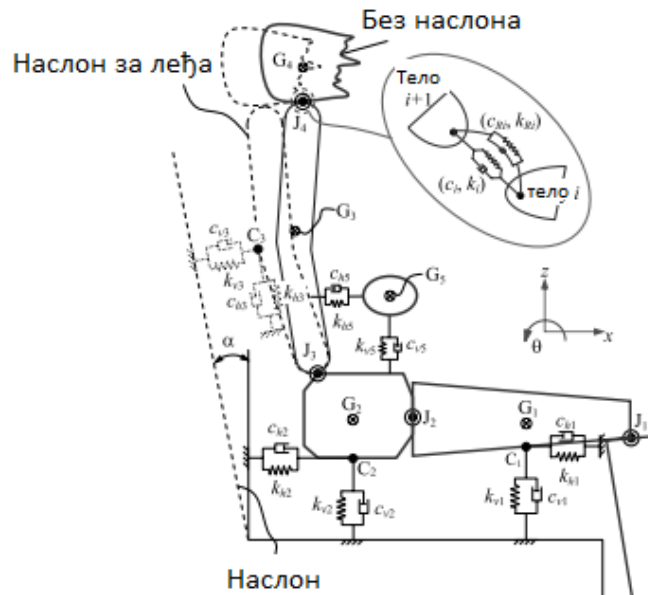
Модел развијен од стране Чуа са наслонем седишта је састављен од 3 крута сегмента са масом 56,8 кг. Маса тела m_1 представља леђа и ноге, маса тела m_2 обухвата труп и руке, а маса m_3 означава главу. Код овог модела, наслон за стопало се занемарује, јер је улаз вибрација кроз исти веома мали. Модел је линеаран са 9 ДОФ-а. Маса и инерцијалне особине су добијени из антропометријских података. Шематски приказ модела је илустрован на слици 62.



Слика 62- Линеарни равански модел са 9 ДОФ-а, [10]

Модел развијен од стране Кима је састављен од 5 крутих сегмената, који су међусобно повезани скуповима амортизера, са укупном масом од 71.32 кг. Маса m_5 представља стомак, маса m_2 означава карлицу док маса m_3 торзо.

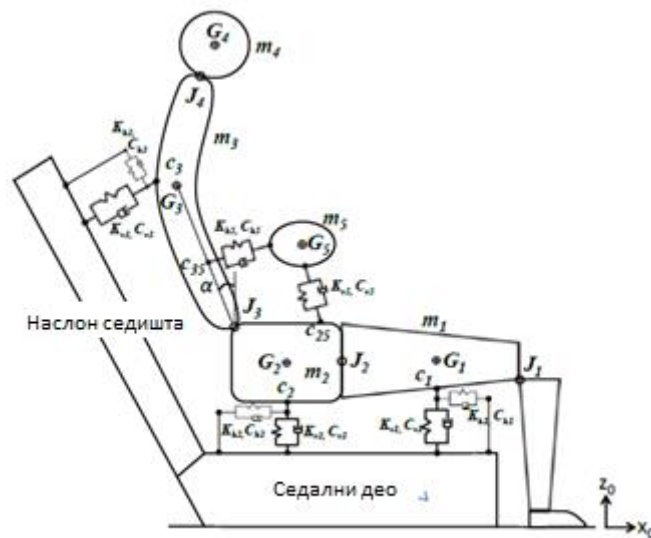
Опруге и амортизери испод m_1 (бутине) и m_2 представљају деформабилна својства истих. Маса и инерцијалне особине су добијени из антропометријских података. Модел има 14 ДОФ-а и приказан је на слици 63. [10]



Слика 63-Равански модел са 14 ДОФ-а, [10]

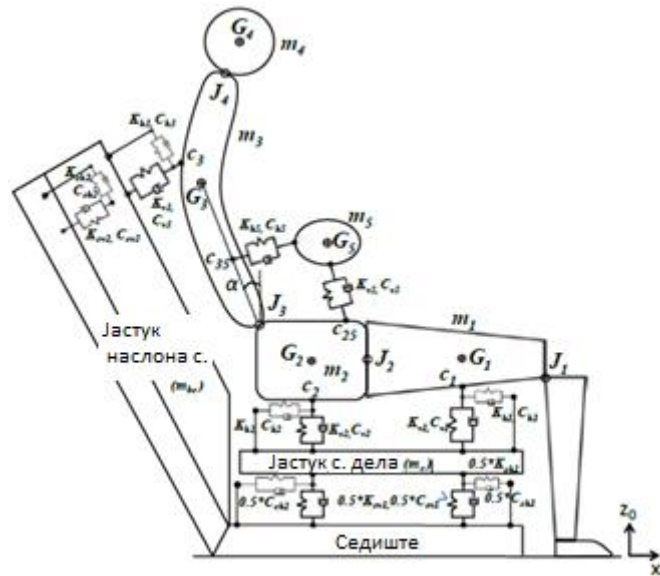
У даљем истраживању, на следећим сликам, приказана су три случаја раванских модела. [11]

Први је модел који предлаже Линг. Модел је прилагођен за анализирање понашања човечијег тела у седећем положају. Ово је такође линеарни равански модел, који је приказан на слици 64. Код овог модела тело је директно изложено вибрацијама, односно све вибрације директно се преносе на човечије тело. Пошто седиште директно прима улазе вибрација из пода, систем (модел човека заједно са моделом седишта) има укупно 14 ДОФ-а.

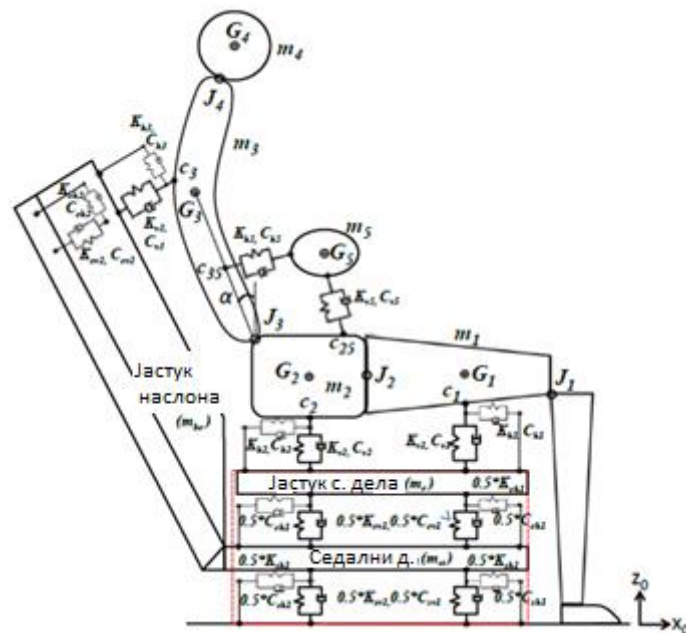


Слика 64- Линеарни равански модел са 14 ДОФ-а, [11]

На слици 65 имамо приказан модел човека код кога се неке вибрације изолују захваљујући јастуцима на наслону седишта и на седалном делу. Код овог модела m_c је маса јастука на седалном делу седишта, а m_{bc} је маса јастука на наслону седишта. K_{sh1} и C_{sh1} представљају хоризонталну крутост, а K_{sv2} и C_{sv2} представљају вертикалну крутост седишта. Ово је модел са 18 ДОФ-а.



Слика 65- Равански модел са 18 ДОФ-а, [11]



Слика 66- Равански модел са 20 ДОФ-а, [11]

На слици 66 имамо приказан модел човека који је сличан моделу на слици 64. Оба модела имају јастуке на седалном делу и на наслону седишта, с тим што овај модел има изоловано седиште као што је приказано на слици. Дакле, узимајући у обзир 2 ДОФ-а на седишту, 2 ДОФ-а на сваком јастуку, а 14 ДОФ-а модела човека, ово је модел са 20 ДОФ-а. [11]

7. Просторни (дигитални) модели

Дигитално људско моделирање омогућава инжењерима у развоју производа да одговоре на питања везана за ергономију и људски фактор у почетној фази процеса развоја производа.

Дигитални модели у путничком простору у аутомобилу развијени су како би се помогло инжењерима у аутомобилској индустрији у оцени и одабиру параметара приликом дизајнирања возила како би се оптимизирала људска удобност.

Верује се да реч манекен потиче из холандског језика “Маннекен” и представља малог човека, кепеца. Број развијених манекена је у сталном порасту. Сваки нови пример представља значајно побољшање у односу на претходни модел. Немачка ауто индустрија признаје да су ергономски алати доступни 1980. године, били недовољни јер су били дводимензионални, а не као данашњи усавршени и интегрисани у 3D CAD алатима. Немачко Истраживачко Удружење за Аутомобилтехнику (*Forschungsverein für Automobiltechnik, FAT*) иницирало је развој новог алата, који ће немачки аутомобилски инжењери направити као тродимензионалну репрезентацију људског тела пребачену у њихово CAD окружење. [12]

Најважнија компонента нашег истраживања ергономије је развој осцилаторне удобности возача и путника у возилу (утицај вибрација) и предвиђања која утичу на возача и путнике у возилу.

Да би се смањили трошкови, испитивање се врши на људским дигиталним моделима, који су повезани са рачунаром. Као излазни резултат добијају се слике које показују осцилације путника у возилу. Ти потреси морају бити што мањи због удобности путника, а поготово морају бити смањени на седишту возача. За оцену осцилаторне удобности се узимају: систем еластичног ослањања, притисак ваздуха у пнеуматичима, квалитет подлоге којом се возило креће.

Дигитални модели човека пружају тродимензионални CAD приказ људског облика. Ови модели су такође важни као и део истраживања и оптимизације возила. Најразвијенији модели који се баве овом темом су Рамзис и Сименс.

7.1 Рамзисов дигитални модел

Да би се обезбедила адекватна удобност и ниво безбедности, неопходно је да произвођачи систематски возило подвргну ергономском и сигурносном процесу пројектовања. Данас велики део тог процеса пројектовања се обавља дигитално. Један од најзаступљенијих 3D CAD модела је Рамзис (слика 67), који се бави проучавањем и сигурношћу возача и путника. Рамзис је развио модел човека са различитим конституцијама, диманзијама и самим тим различитим положајима. Стандардизовано човечије тело, које је у широкој употреби, је SAE J826, које представља шаблон и описује човечије тело у пуној сложености.

Технички универзитет у Минхену је спровео потребна истраживања и имплементацију софтвера.

Модел човека РАМСИС се састоји од спољашњег модела коже који му даје реалан изглед и чини површину тела као и од унутрашњег модела-костура. Унутрашњи модел одређује функцију оквира и симултано је носач кинематичког модела а такође и извршава кретање модела. Ово је једини начин да се дефинише број степени слободе. Наравно, кинематика појединачних зглобова је узета у обзир.

Уско повезивање спољашњих и унутрашњих модела је одрађено коришћењем такозваних контролних тачака. Полазећи од ових тачака, генератор се користи за креирање коже модела. Коришћење контролних тачака за дефинисање коже има другу предност. Кроз избор различитих генератора се може осмислити кожа на раличитим нивоима квалитета. Ова чињеница има предности, зато што калкулисање коже захтева доста времена. Перформансе РАМСИС-а много зависе од избора модела коже. [13]



Слика 67 - Модели дигиталног човека произвођача Рамзис, [14]

Једна од примена биомеханичких модела је његова употреба у процени коришћење ручних производа са ергономске тачке гледишта. Да би се постао тај циљ, модел има да укључи реалан модел коже са визуелног аспекта. Напредак у компјутерској анимацији омогућио је развој коже модела.

Површина коже је тродимензионална полигонална мрежица. Геометрија модела коже је дефинисана само на једном отвореном положају. Темена модификоване коже крећу са костима.

Кретање модела - Конвенционални дигитални модели човека обично захтевају дуготрајано понављање поступака, где корисник мора субјективно да одреди положај тела, тако што ће унети угао за сваки зглоб помоћу тастатуре. Овај процес је непоуздан, као и дуготрајан и с тога је непогодан за редовну и интензивну употребу.

То је разлог зашто Рамсис користи фундаментално нове начине за одговарајуће руковање модела, као што је поступак позиционирања.

Прилагођавање положаја модела врши се аутоматски. Корисник само треба да опише дати задатак. Поред тога, уведене су нове могућности за ручно подешавање положаја. Један од њих је интерактивно графичко превлачење повезаних ланаца уз помоћ миша. Ова директна оптичка контрола омогућава знатну једноставност рада и убрзава процес позиционирања. [13]

Анализа функције - Кроз повезивање аутоматског домета зависног позиционирања са могућношћу уметања различитих антропометријских скупова података, мноштво ергономских задатака може бити анализирано врло ефектно. Поред тога, Рамсис пружа неколико других функција као одговор на питања о специфичним анализама. У овом повезивању симулација приказа је важан пример. Корисник може видети сцену кроз очи модела. Замрачивање може бити детаљно анализирано. Још једна корисна функција је симулација огледала, која су битна у процесу конструисања, као и у одређивању замрачивања. Друге битне функције анализирају површине доступности и удаљености до геометријских објеката. Површине доступности могу се учинити видљивим за корисника одређеним произвољним ланцима зглобова. Прорачунавање се заснива на кинематици модела и није сачувано, нпр као елипсоидне површине. Због тога је Рамсис у могућности да визуелно представи прецизне граничне површине које могу имати удубљења и морају се слагати са теоретским разматрањима.

Карактеристике Рамсиса

Структурне карактеристике:

- Модуларна структура модела,
- Контура, пригушено представљање и представљање површине,
- Кинематички покрет зглоба,
- X тачка и угао горњег дела (SAE J826),
- Тачке коже и тачке препоруке наведеног корисника,
- Модели ципеле,
- Начини приказивања лутке: Контура, површина, представљање.

Антропометријска база података:

- 90 статички поузданих антропометријских врсти (одрасли),
- Различите базе података,
- Типологија према висини тела и пропорцији,
- Подаци за децу (различити узрасти),
- Индивидуалне репродукције особа,
- Антропометријски коректор,
- Анализе телесних димензија и телесне масе.

Стандардна анимација:

- Нумеричко и интерактивно превођење и ротирање,
- Нумеричка и интерактивна анимација зглоба,
- Брза аутоматска анимација са циљним објектима за одредљиве спојиве ланце,
- Интерактивно растезање спојивих ланаца,
- Анализе углова положаја,
- Претходно дефинисани положаји руку.

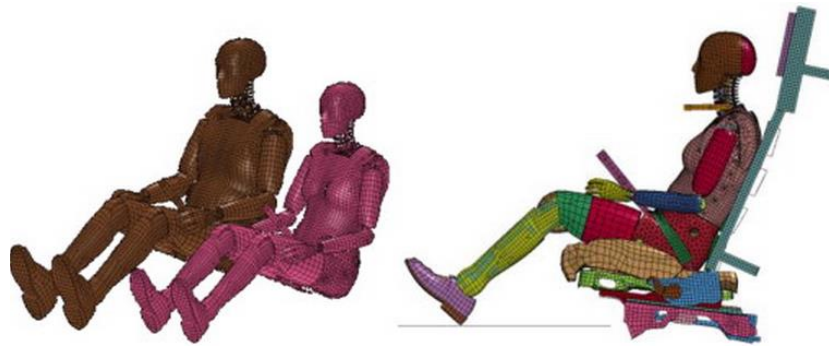
Симулација положаја преносног задатка:

- Предвиђање положаја засновано на вероватноћи,
- Интерактивно дефинисање задатака,
- Поново употребљиве дефиниције задатака,
- Велика разноликост врсти задатака,
- Провера сопственог сукоба,
- Објашњива телесна тачка за поновно прилагођавање положаја,
- Анализе X 30 и тачка приказа,
- Одређивање положаја у анимацији путање преноса. [13]

Ова алатка је скраћено названа Рамзис (*Rechnergestütztes Anthropometrisches*

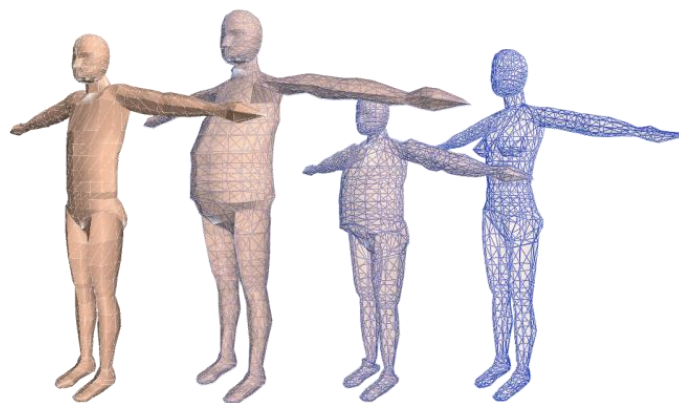
Mathematisches System zur Insassensimulation) што у преводу значи: „Компјутеризовани антропометриски систем за симулацију возила и путника”. [14]

Ramsis се већ користи код више од 70% произвођача возила широм света за ергономски дизајн и анализе путничких кабина и радних места возача, као што је приказано на слици 68.



Слика 68 - Дигитални модел Рамзиса – положај седења у возилу, [14]

Ramsis помаже произвођачима и пружаоцима инжењерских услуга да изврше значајне анализе дизајна у току фазе дизајнирања. Основне функције овог софтвера су реално приказивање интернационалних антропометријских података и ефикасна анализа битних ергономских питања као што су видљивост, максимална снага, удобност и сл. [15]



Слика 69 - Неки од модела дигиталног човека произвођача Рамзис, [15]

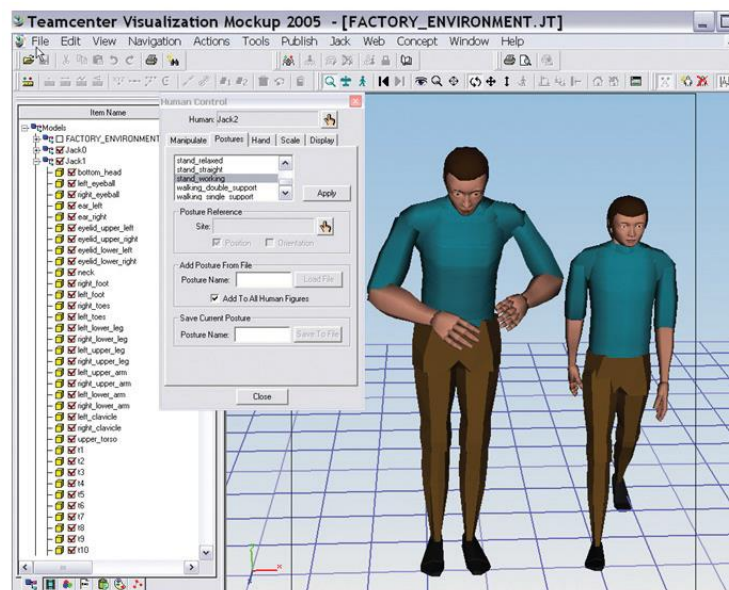
Коришћењем Рамзисовог модела (слика 69) за побољшање ергономских карактеристика није се много одступило од традиционалних дводимензионалних

модела, смерница, таблица и шаблона, али се у многоне добило на времену и брзини израде, цени и прецизности модела као једне од најбитнијих ставки, јер је човечије тело веома комплексно и постоји велика разноврсност комбинација телесних маса које Рамзис подржава. [16]

7.2 Сименсов дигитални модел човека, Џек

Џек, дигитални модел човека за симулације је развијен у Центру за људско моделовање и симулацију на Универзитету у Пенсилванији од 1980. до 1990.

Замишљен је као ергономски модел за Насин прототип свемирског шатла. Убрзо почиње са применом у америчкој морнарици и ваздухопловству. Америчке власти су 1996. овај софтвер пустили у продају као ергономски симулациони алат назван Техноматикс Џек (Technomatrix Jack) за кога је Siemens преузео лиценцу. На слици 70 је приказан изглед Џека.



Слика 70 - Приказ модела Џек у софтверском програму, [17]

Истраживање и развој Џека довели су до нових стандарда, као H-anim и MPG4 параметарске анимације тела. Корени већине модерних људских анимација инверзне кинематике система могу се пратити на истраживањима и развоју Џека. Неки од ових анимација система укључују оне интегрисане са програмима Autodesk, 3D MAX.

Такође има честу примену у програмима који се баве уређењем ентеријера како пословног тако и стамбеног простора. Џек је дигитални модел човека и симулациони алат, који вам омогућава да се побољша ергономија вашег дизајна, производа и да се придржава индустријских и стандардних захтева.

Џек и његов оптимални комплет алата, пружа људима дизајн алата за обављање ергономских анализа виртуелних производа и виртуелног радног окружења. Џек омогућава да се људска димензија модела подудара са радничком популацијом, као и да тестира своје дизајне за више фактора, укључујући повреде, ризик, корисничку удобност, енергију расхода, замор, ограничења и друге важне људске параметре. Коришћењем Џека олакшава се процес производње, смањују се трошкови, штеди се време, а притом омогућава да се побољша квалитет производа и процес изводљивости животног циклуса производа. Како су унапређивали мушки модел Џек, Сименс је радио и на развоју женског модела Џил, који је има све женске карактеристике и способности (слика 71).



Слика 71 - Неки од модела дигиталног човека произвођача Сименс, [18]

Корени већине модерних људских анимација инверзне кинематике система могу се пратити на истраживањима и развоју Џека. Неки од ових анимација система укључују оне интегрисане са програмима Autodesk, 3D MAX.

Такође има честу примену у програмима који се баве уређењем ентеријера како пословног тако и стамбеног простора.

Симулација модела - Технике људског позирања, који омогућавају да вам брзо и прецизно дају положај модела човека са минималним улазним подацима су велика предност овог софтвера. Џек има неке од највиших софистицираних метода за израду фигуре, њену манипулацију и давање података доступним на тржишту данас, укључујући и способност да предвиди положај на основу ручне силе напора (слика 72).



Слика 72 - Алати који се могу користити при задавању задатака, [19]

Глатка кожа модела човека која има деформабилну мрежу представља технолошки визуелно и антропрометриски прецизни облик људског модела човека. Напредно моделирање, која пружа решење за задате примере представља везу између антропометрије, функције моделирања и прилагођавање способностима, што укључују лако приступање програму као и креирање анализе која је додатак и може да прошири могућности Џека. Коришћењем алата за анализу ергономије, могу се анализирати људске перформансе и утврдити да ли ће становништво моћи да заврши сваки задатак или активност. Постоје и алати помоћу којих се може утврдити интеракција човека са дизајном возила, да ли ће му одговарати по габаритима и какви ће бити његов комфор и удобност. Све у зависности од тога којом се делатношћу и врстом посла бави корисник и какви му крајњи резултати требају.

Виртуелна стварност код Сименовог Џека обезбеђује преко покрета возача у широком спектру снимања на специјалним уређајима, укључујући реално време, цело тело и податаке које тело емитује са назначених места помоћу сензоре. Ова могућност омогућава да се доживи дизајн возила из прве руке, да брзо идентификује факторе људских питања, и да открије алтернативне процесе и дизајн који ће побољшати производ и његову производњу. [19]

Предности Џека:

- Обезбеђује комплетно окружење са становишта ергономије и људских фактора, нудећи свеобухватан пакет анализа могућности,
- Омогућава унапређивање људских перформанси и изводљивости у организационом процесу, омогућавајући велику уштеду а малу инвестицију,

- Омогућава да се побољша ергономија дизајна производа и да се придржава индустријских и стандардних захтева,
- Џек и његов оптимални комплет алата, пружа људима дизајн алата за обављање ергономских анализа виртуелних производа и виртуелног радног окружења,
- Омогућава да се људска димензија модела подудара са радничком популацијом, као и да тестира своје дизајне за више фактора, укључујући повреде, ризик, корисничку удобност, енергију расхода, замор, ограничења и друге важне људске параметре,
- Коришћењем Џека олакшава се процес производње, смањују се трошкови, штеди се време, а притом омогућава побољшање квалитета производа и процес изводљивости животног циклуса производа,
- Омогућава да се неприметно интегришу људски фактори и ергономија у планирање, пројектовање и заједничке фазе животног циклуса производа
- Џек помаже да процени људски елемент у циклусу производње,
- Џек обезбеђује комплетно окружење са становишта ергономије и људских фактора, нудећи свеобухватан пакет анализа могућности,
- Џек омогућава да се унапреде људске перформансе и изводљивости у организационом процесу, омогућавајући велику уштеду а малу инвестицију. [17]

Закључак

У раду је приказана анализа биодинамичних модела човека у седећем положају изложених вертикалним вибрацијама.

Модел концентрисаних параметара из литературе су такође анализирани и проверени полазећи од преносне функције СТХ, ДПМ импедансе и АП масе синтезом раличитих експерименталих података..

Имајући у виду карактеристике модела са једном масом, исти се може користити само у одређеним ситуацијама: када постоји само једна главна резонанца, када одзив тела не зависи од учестаности побуде, при учестаностима нижим од половине резонантне учестаности и ако је релевантан одзив само у једном правцу. Линеарни модел са две масе је дао одступања у односу на положај резонантних места, као и одступања у погледу амплитуде функције увећања. Боље слагање са резултатима експеримента показао је нелинеарни модел са две масе. Може се уочити боље слагање резонантних учестаности али је значајније одступање амплитуде функције увећања код друге резонанце.

Биодинамички модел са три масе линеарног типа показао је добро слагање са резултатима експеримента, у погледу положаја резонантних учестаности и одступања величине амплитуде функције увећања. Нелинеарни модел дао је добро слагање резултата моделирања и експерименталних резултата.

Из анализа и провере ваљаности, могу се извести следећи закључци:

1. Модел концентрисаних параметара су ограничени на једнодимензионалне анализе. С тим, човечије тело у овом проучавању је посматрано у седећем усправном положају без наслона, без обзира на позицију руку, док су стопала ослоњена и изложена вибрацијама. Ови математички модели укључују линеарне и нелинеарне системе са променљивим степеном сложености зависно од предмета анализе.

2. Техника решења коришћена за линеарне моделе се назива метод фреквентног домена, а за нелинеарне метод временског домена. Да би био објективан, само реакција стационарног стања је изабрана у оцењивању трију горе наведених функција биодинамичких реакција. Из симулација свих модела концентрисаних параметара наведених у овом проучавању, онај предложен од стране Вана се највише слаже са експерименталним подацима.

У неким случајевима, као што су проучавање трудница, сегменти масе грудног коша, трбуха, итд, су неопходни у систему, а линеарни модел са шест степени слободе из модификације нелинеарног модела предложеног од стране Муксиана је препоручен за коришћење. Верује се да овај пројекат истраживања обезбеђује темељно разумевање биодинамичких реакција човека у седећем положају изложених вертикалним вибрацијама, и целокупно истраживање људских модела са концентрисаним параметрима. [1]

Будућа проучавања могу бити проширена на следећа поља истраживања:

1) Коришћење процедуре оптимизације да би се установили модели концентрисаних параметара са потребном сложености у односу на захтеве анализа. Функције објекта су горе наведене биодинамичке функције са антропометријским подацима људског тела као ограничења.

2) Са сједињавањем модела возила, систем возила и путника може бити процењен како би се добиле реакције на вертикалне вибрације или квалитет вожње у ситуацијама вожњи. Такође, дизајн седишта може бити дубље оцењен с намером да се смањи утицај вибрација на путнике које потичу из интеракције између профила пута и возила. [1]

Да би се обезбедила адекватна удобност и ниво безбедности, неопходно је да произвођачи систематски возило подвргну ергономском и сигурносном процесу пројектовања. Данас велики део тог процеса пројектовања се обавља дигитално. Једни од најзаступљенијих 3D CAD модела су Рамзис и Џек.

Ramsis се већ користи код више од 70% произвођача возила широм света за ергономски дизајн и анализе путничких кабина и радних места возача. *Ramsis* помаже произвођачима и пружаоцима инжењерских услуга да изврше значајне анализе дизајна у току фазе дизајнирања. Основне функције овог софтвера су реално приказивање интернационалних антропометријских података

Истраживање и развој Џека довели су до нових стандарда, као H-anim и MPG4 параметарске анимације тела. Корени већине модерних људских анимација инверзне кинематике система могу се пратити на истраживањима и развоју Џека. Неки од ових анимација система укључују оне интегрисане са програмима Autodesk, 3D MAX. Џек омогућава да се људска димензија модела подудара са радничком популацијом, као и да тестира своје дизајне за више фактора, укључујући повреде, ризик, корисничку удобност, енергију расхода, замор, ограничења и друге важне људске параметре.

Литература

- [1] Cho-Chung Liang, Chi-Feng Chiang, A study on biodynamic models of seated human subjects exposed to vertical vibration, International Journal of Industrial Ergonomics, Volume 36, Issue 10, October 2006, Pages 869-890, ISSN 0169-8141, <http://dx.doi.org/10.1016/j.ergon.2006.06.008>.
- [2] S. Rakheja, R.G. Dong, S. Patra, P.-É. Boileau, P. Marcotte, C. Warren, Biodynamics of the human body under whole-body vibration: Synthesis of the reported data, International Journal of Industrial Ergonomics 40 (2010) 710-732 [doi:10.1016/j.ergon.2010.06.005](http://dx.doi.org/10.1016/j.ergon.2010.06.005)
- [3] Јованка Лукић, Комплексна удобност возила, Универзитет у Крагујевцу, Машински факултет, Крагујевац 2011
- [4] Јернеј Јанко, Лука Братец, Елвин Беширевић, Вибрације на радном месту и процена ризика - <http://uznr.me/Buka%20i%20vibracije/Vibracije%20na%20radnom%20mjestu%20TW%20MN%2001.pdf> , приступљено 02.04.2014. год.
- [5] Милош Ристић, Александра Борић, Биљана Милутиновић, Бобан Цветановић, Дејан Благојевић, Наташа Богдановић, Ивона Ћирић, Безбедност на раду, Темпус књига-Општи део, Висока техничка школа струковних студија у Нишу, 2013
- [6] Druga C, Barbu D, Lache S, Vibration and the human body, ANNALS of the ORADEA UNIVERSITY, Fascicle of Management and Technological Engineering, Volume VI (XVI), 2007, 168-173
- [7] Griffin, Michael J., Seidel, Helmut, Whole-Body vibration, Gin 50. Editor, Encyclopedia of Occupational Health and Safety, Jeanne Mager Stellman, Editor-in-Chief. International Labor Organization, Geneva, 2011.
- [8] Драган Цветковић, Мерење, оцена и ефекти вибрација – <http://www.znrfak.ni.ac.rs/SERBIAN/010-STUDIJE/OAS-3-2/PREDMETI/II%20GODINA/203-FIZICKI%20PARAMETRI%20RIZS/PREDAVANJA/Merenje,%20ocena%20i%20efekti%20vibracija%20FP%20Predavanja%20DC.pdf> , приступљено 10.03.2014. год.
- [9] Лукић Ј.: Идентификација параметара осцилаторне удобности путничких моторних возила, Докторска дисертација, Машински факултет у Крагујевцу, 2001.

- [10] Cho-Chung LIANG and Chi-Feng CHIANG, Modeling of a Seated Human Body Exposed to Vertical Vibrations in Various Automotive Postures, Dayeh University, 112 Shanjiau Rd., Datsuen, Changhua, Taiwan 515, R.O.C. Industrial Health 2008, 46, 125–137
- [11] James Yang, Ph.D., Peijun Xu, Ph.D., Simulation-Based Virtual Driver Fatigue Prediction and Determination of Optimal Vehicle Seat Dynamic Parameters, Texas Tech University, Prasad Kumbhar, August 2013
- [12] <https://www.google.rs/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=10&cad=rja&ved=0CHgQFj> приступљено 07.04.2014. год.
- [13] Human Solutions: Ramsis 3.8 in Catia V4, User Guide, 2005.
- [14] <http://www.lfe.mw.tum.de/en/research/methods-and-lab-equipment/ramsis-3d-human-model-for-cad-applications/> - приступљено 17.06.2014.год.
- [15] Ramsis – The Leading Cad Tool for Ergonomic Analysis of Vehicles Peter van der Meulen and Andreas Seidl.
- [16] http://www.abex.it/download/doc_view/15ramsisautomotiveflyerenhsi?tmpl=component&format=raw приступљено 13.04.2014. год.
- [17] http://m.plm.automation.siemens.com/en_us/about_us/success/case_study.cfm?Component=74032&ComponentTemplate=1481 - приступљено 06.05.2014. год.
- [18] <http://blog.industrysoftware.automation.siemens.com/blog/tag/jack/> - приступљено 02.06.2014. год.
- [19] <http://www.xsens.com/products/mvn-biomech/> - приступљено 12.06.2014.год.