

**Факултет инжењерских наука
Универзитета у Крагујевцу**



Назив студијског програма: Машинско инжењерство

Ниво студија: Мастер академске студије

Модул: Друмски саобраћај

Предмет: Ергономија моторних возила

Број индекса: 306/2016

Бојана М. Бошковић

Преносне функције тела возача

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:

- прикаже утицај вибрација на здравље, радне способности и удобност возача
- анализира преносне функције човечијег тела
- прикаже методе за њихово одређивање
- одреди преносну функцију седиште глава
- извршити анализу добијених резултата

Препоручена литература:

- [1] Лукић Ј: Комплексна удобност возила, Машински факултет у Крагујевцу, 2011
- [2] Griffin M. J.: Handbook of human vibration, Academic press, 1990
- [3] Релевантни радови

Крагујевац, 02.03.2018

ментор:

Др Јованка Лукић, проф.

*"Ако желиш да разумеш Универзум,
размишљај о енергији, фреквенцији и вибрацији."*

~ Никола Тесла

Резиме:

Возачи путничких аутомобила су изложени нискофреквентним вибрацијама које могу изазвати неудобност, бол у леђима па чак и повреде кичме. Возачи тешких теретних возила су изложени дуготрајним високофреквентним вибрацијама. Управо из овог разлога, познавање утицаја вибрација на возача је од великог значаја приликом пројектовања возила. Једна од објективних метода истраживања је одређивање преносних функција човечијег тела. У раду је истраживана преносна функција седиште-глава. Мерењем у лабораторији на електрехидрауличком пулзатору одређена је преносна функција седиште-глава. Испитаник је био изложен случајној побуди равног спектра у фреквентном опсегу $1 \div 31$ Hz, ефективних вредности амплитуда побуде 1 ms^{-2} r.m.s, 1.43 ms^{-2} r.m.s и 2 ms^{-2} r.m.s. Утврђено је да се тело понаша као нелинеарни систем под утицајем једнокомпонентних случајних вертикалних вибрација како у правцу осе X (напред-назад) тако и у правцу осе Z.

Кључне речи: возач, утицај вибрација, једнокомпонентна случајна вибрација, преносна функција седиште-глава

Abstract:

Car drivers are exposed to low-frequency vibrations that can cause discomfort, back pain and even spinal injuries. Heavy machinery drivers are exposed to long-lasting high-frequency vibrations. For this reason, knowledge of the impact of vibration on the driver is of great importance when designing a vehicle. One of the objective methods of research is the determination of the transmissibility functions of the human body. This paper examines seat to head transmissibility function. By measuring in a laboratory on an electro-hydraulic simulator, the seat to head transmissibility (STHT) function is determined. The subject was exposed to a random flat-thrust spectrum in the frequency range $1 \div 31$ Hz, the effective values of the excitation amplitudes were 1 ms^{-2} r.m.s, 1.43 ms^{-2} r.m.s and 2 ms^{-2} r.m.s. It was found that the human body behaves as a nonlinear system under the influence of one-directional random vertical vibrations both in the direction of axis X (fore-aft) and in the direction of axis Z.

Key words: driver, vibration influence, one-directional random vibration, STHT function

Садржај:

Увод.....	1
1. Уопштено о вибрацијама	3
2. Осцилаторна удобност	4
3. Утицај вибрација на човека	6
4. Мере динамичког одзива човечијег тела на вибрације	10
5. Методе оцене утицаја вибрација на замор човека	12
6. Међународни и домаћи стандарди који се односе на преношење вибрација кроз тело	14
6.1. Међународни стандард ИСО 2631- Вредновање дејства вибрација на цело тело.....	14
6.2. Међународни стандард ИСО 7962: Вибрације и удар - Механичка преносивост људског тела.....	16
6.3. Међународни стандард ИСО 5982: Вибрације и удар - Механичка импеданса покретне тачке људског тела	17
7. Преношење вибрација кроз тело човека.....	19
7.1. Мерење динамичког одговора	20
7.2. Преношење вибрација кроз цело тело	21
7.2.1. Преношење вертикалних вибрација седиште – глава	21
7.2.2. Преношење хоризонталних и угаоних вибрација седиште-глава	29
7.2.3. Утицај седења на преношење вибрација кроз тело	30
7.2.4. Нелинеарно преношење вибрација	31
8. Оцена осцилаторне удобности	33
9. Експериментално одређивање преносне функције седиште-глава.....	39
9.1. Мерна инсталација.....	40
9.2. Опис експеримента	42
9.3. Резултати мерења.....	43
9.4. Анализа резултата	58
Закључак	60
Литература.....	61

Увод

Вибрације су појава са којом се човек свакодневно сусреће при раду, током транспорта или у кући, при чему се, најчешће, јављају као нежељена последица неког корисног процеса. Са развојем технике, региструје се сталан пораст нивоа вибрација у човековој радној и животној средини. Може се рећи да је у периоду најбржег успона технике (задњих 50 до 100 година), укупан ниво вибрација и буке забележио највећи пораст. Истраживања основних фактора „загађивања” околине у развијеним индустријским земљама, показују да бука и вибрације заузимају треће место, одмах иза загађења ваздуха и воде [1].

Вибрације се, најчешће, дефинишу као осцилаторна кретања механичких система око положаја равнотеже, при чему су померања тачака система значајно мања у односу на геометријске величине система, а период осциловања знатно мањи од времена у коме се кретање посматра.

Практично сви механички системи, чију структуру чине покретни елементи, у нормалним условима експлоатације, генеришу динамичке силе које су последица постојећих толеранција, зазора, котрљајућих и клизних контаката између елемената машина, дебаланса код машина са ротирајућим кретањем, као и процеса који се одвијају у склоповима и механизмима машина услед судара елемената. Као резултат дејства динамичких сила, јављају се вибрације.

Основни узроци појаве вибрација могу се сврстати у неколико група:

- конструкциони параметри (дизајн-облик, материјал, кинематика, динамика итд.),
- технологија производње (толеранције, квалитет површина, уравнотежење, пригушења итд.),
- радни процес (режими, алати, материјали итд.) и
- технологија одржавања (оштећења, зазори, дебаланс, подмазивање итд.).

Често се дешава да врло мале и у почетку безначајне вибрације побуде резонанцу неких других делова структуре, што може довести до њиховог повећања до те мере да постану главни и врло озбиљан извор нараслих вибрација.

Настале вибрације могу деловати на два начина:

- деловање на технолошку опрему,
- медицинска деловања (биолошка дејства на човека и живе организме).

Вибрације изазивају замор и хабање технолошке опреме и често су одговорне за отказ који се може десити некој машини. Дејства вибрација на опрему изучавају се у различитим областима технике као што су механика, машински елементи, електроника, техничка

дијагностика, поузданост, пројектовање машина и технолошких процеса итд. Оваква дејства захтевају озбиљна истраживања са циљем изналажења оптималних решења у развоју машина због заштите самих машина и људи од неповољног дејства вибрација.

Са друге стране, људи су константно, током својих свакодневних активности у радној и животној средини, изложени дејству вибрација. Вибрације које делују на људски организам (енг. *human vibration*), слично звуку, могу бити пријатне или непријатне за онога ко их прима. У литератури се вибрације, које су непријатне по примаоца и које имају штетно дејство по његово здравље, често називају и лоше вибрације.

Дејства вибрација на људско тело су бројна, али до данас нису потпуно и комплексно проучена. Веза између деловања механичких вибрација, насталих при раду машина, уређаја и алата и неких професионалних обољења и болести радника, уочена је још шесдесетих година прошлог века. Ипак, активније изучавање негативних ефеката по здравље радника, услед дејства вибрација, постало је изражено тек последњих 20 до 30 година.

Због удружености вибрација са другим опасностима и штетностима при раду, не може се, увек и потпуно јасно, успоставити узрочно-последична веза између дејства вибрација и оштећења здравља возача. Ипак, бројне студије и истраживања показују да чак и краткотрајна, константна изложеност високим нивоима вибрација доноси здравствене проблеме, као што су мучнина и вртоглавица, док дуготрајна и константна изложеност вибрацијама, по правилу, доводи до поремећаја читавих физиолошких система (као нпр. скелетног, мишићног, ендокриног, нервног или васкуларног). Озбиљност ових поремећаја зависи од многобројнијих фактора, при чему су најзначајнији физичке карактеристике вибрација (фреквенција, интензитет убрзања, правац и смер осциловања), као и дужине изложености, мада не треба заборавити и индивидуалне карактеристике организма. Вибрације које неповољно утичу на организам човека, најчешће се јављају при теренским радовима који укључују коришћење снажних машина и возила, као и тешких алата. Тако су критичне делатности, у погледу изложености радника дејству ових вибрација, грађевинарство, пољопривреда, рударство, шумарство, транспорт и индустрија, а критична занимања возачи и оператери тешке пољопривредне и грађевинске механизације (скрејпери, грејдери, багери, булдожери, дампера, компактори, финишери, виљушкар и др.), возачи хеликоптера, локомотива и камиона, као и руковаоци тешким алатима (пнеуматски чекићи, вибронабијачи, ланчане тестере и др.). Већина ових возача је, током рада, изложена високим вредностима вибрација, при чему се тим дејствима посвећује доста пажње, како у техничкој, тако и у медицинској литератури [2].

1. Уопштено о вибрацијама

Брзина кретања путничких возила није ограничена само снагом мотора или интензитетом вибрација, с обзиром на карактеристике подлоге, већ и вибрацијама возила које су у тесној вези са карактеристикама осцилаторних параметара. При великим брзинама кретања, због осцилаторних побуда од пута, мотора, неуравнотежености точкова и других ротирајућих маса, јављају се повећане вибрације, које су праћене повишеним нивоом буке, чиме је угрожена удобност возила. Пројектанти овај проблем решавају оптималним избором карактеристика осцилаторних параметара возила, а возачи смањењем брзине кретања.

При пројектовању осцилаторних система моторних возила полази се од услова минимизирања замора корисника моторних возила изложених дејству вибрација. Вибрације којима је корисник путничких моторних возила изложен, сврставају се у две групе:

- глобалне – вибрације које се преносе преко седишта или пода на цело тело и
- локалне – вибрације које делују на руке или ноге у току процеса вожње.

Истраживања одзива човека на вибрације могу бити усмерена на проучавање понашања човека као механичког система или на одређивање нивоа оптерећења, зависно од предмета истраживања. У првом случају ради се о биодинамичком истраживању, а у другом аспекти истраживања могу бити различити: заштита здравља, заштита радне способности, заштита удобности и спречавање појаве морске болести.

Биодинамичка истраживања су углавном усмерена на проучавање динамичког понашања целог тела човека или пак појединих делова тела преко одговарајућих модела. 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 новог оптерећења појединих делова човечијег тела у вибрационим и ударним окружењима.

Интереси инжењерске динамике могу довести до претпоставки да се сви негативни ефекти вибрација могу предвидети из мерења вибрација пренетих на тело (преко мерења механичке импедансе) или вибрација пренетих кроз тело (преко мерења преносних функција). Самим тим може се закључити да сила која делује на тело или убрзања на појединим местима на телу, дефинишу релативан значај побудних учестаности. Велики значај имају тзв. биодинамичка мерења, јер могу да омогуће увид у механичке ефекте вибрација. Они су погодна алатка за истраживање утицаја многих параметара (положаја, тежине тела, висине, међу субјективне променљивости итд.) на ефекте вибрација у критичним деловима тела као што су глава или шака. Ова мерења представљају основу за анализу утицаја вибрација која омогућава биодинамичко моделирање човека [3].

2. Осцилаторна удобност

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 се могу реализовати преко раличитих модела. Сложеност модела зависи од карактера и циља задатка који треба решити и од степена сложености механичког система. Осциловање елемената система на возилу изазивају неравнине пута, агрегати на возилу (мотор, систем за пренос снаге) и возач (нагле промене правца и слично).

Истраживања одзива човека на вибрације могу бити 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. Различити аспекти истраживања одзива човека на вибрације захтевају примену различитих метода и услова испитивања што даје различите резултате. Човечије тело посматрано као механички систем изузетно је 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 омогућују моделирање осцилаторног система човек-возило и оптимизацију параметара ослањања система возила са циљем повећања осцилаторне удобности.



Слика 1. Утицај осцилаторних побуда на возило и човека [4]

Возило је динамички систем који осцилује под утицајем одговарајућих побуда, а одзив возила на дејство вибрација приказан је на слици 1 [4].

При пројектовању система за ослањање возила, систем за ослањање погонске групе, кабине и седишта, полазни услов је минималан замор возача услед узлагању вибрацијама. Вибрације којима је возач изложен су [5]:

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

Утицај вибрација на човека се истражује у експлоатационим и лабораторијским условима. При томе се већа пажња посвећује лабораторијским истраживањима, јер се тиме обезбеђује стабилност параметара микро-окружења (бука, топлотна оптерећења) и поновљивост резултата.

У пракси се истраживање утицаја вибрација на човека врши са аспекта:

- здравља (замор, осцилаторна удобност, појава професионалних обољења и сл.), и
- механичког преноса вибрација кроз човечије тело (биодинамика).

Постоје два основна прилаза истраживању утицаја вибрација на човека и то:

- објективни (медицински, психолошки, физиолошки), код којих се прате промене параметара тела (урин, крв, ...) и реакција човека на светлосне и звучне надражаје, након подвргавања дејству вибрација. Ови поступци нису довели до дефинисања критеријума за оцену времена које човек може издржати под дејством вибрација и
- субјективни (инжењерски) који дефинишу криве једнаког опажања вибрација (замора) у зависности од типа, амплитуде, учестаности, правца деловања, времена излагања и услова окружења.

За реализацију описаних испитивања у лабораторијама се користе пулзатори. Постоје две методе испитивања [4, 6]:

1. Испитивања са пливајућим, рефернтним учестаностима и
2. Испитивања процене времена до појаве замора, која даје поузданије резултате и налази ширу примену у пракси.

Поред поменутих, у пракси се користе и методе засноване на проучавању понашања човека током вршења свакодневних – уобичајених активности, посебно процеса пешачења. Ове методе омогућавају анализу, како појаве замора, тако и вибрација кроз човечије тело, а налазе се између објективних и субјективних метода.

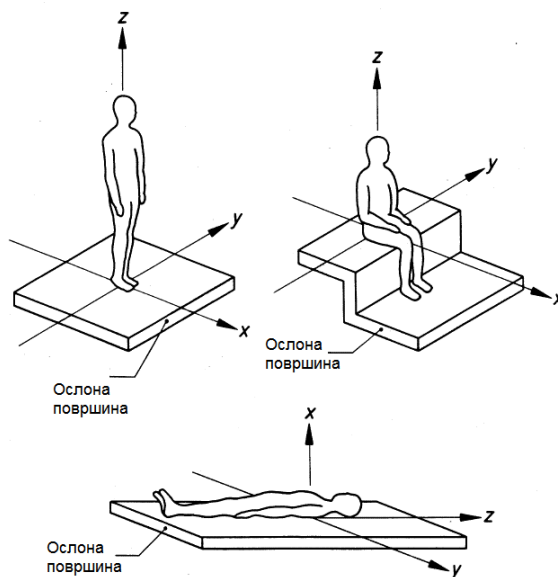
Проучавање проблема утицаја вибрација на човека је веома сложено, а савремена наука до данас није дала задовољавајуће одговоре на питање како се човек, у најопштијем случају, понаша под дејством поједних врста вибрација и у окружењу термичких и звучних оптерећења [3].

3. Утицај вибрација на човека

Међународни стандард ИСО 2631/1, који ће касније бити објашњен, као и сва његова предходна издања дефинишу нивое и начине вредновања вибрационих оптерећења човека. Исти критеријум према овом стандарду важи и за путничка, теретна возила, механизацију, радне машине и слично, што је потпуно неприхватљиво. Предходно издање овог стандарда из 1985. године има чак два сегмента кривих једнаке удобности. Једна крива важи за излагање вибрацијама испод 1 Hz, за такозване „*болести кретања*“, док се друга крива примењује за учестаности побуде изнад 1 Hz. Препоруке формиране у овом стандарду добијене су на основу експерименталних, лабораторијских истраживања за хармониску побуду. Ове препоруке су претрпеле озбиљне ревизије али нису прилагођене примени за оцену осцилаторне удобности аутомобила [6].

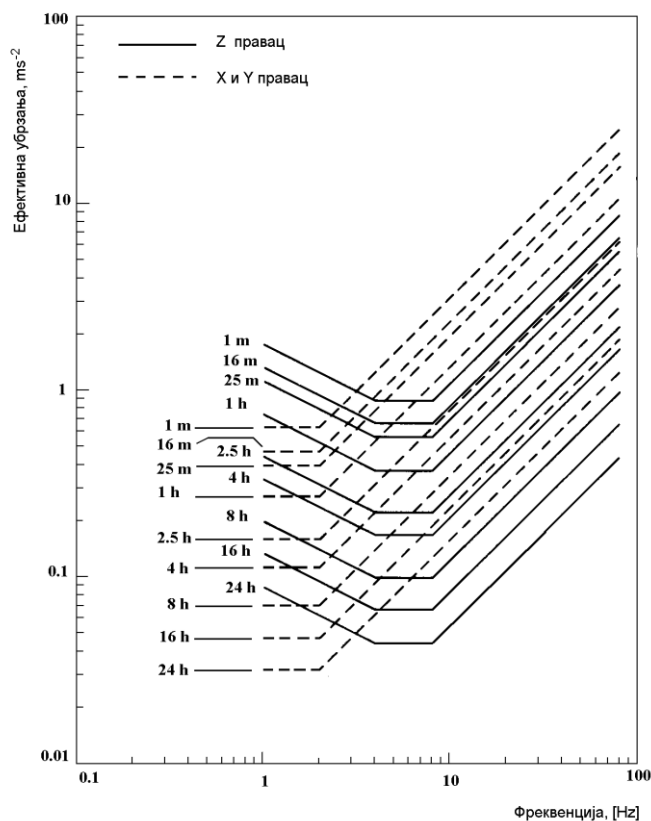
Криве једнаког опажања вертикалних вибрација, које је дефинисао Симић, добијене су испитивањем човека на симулатору под дејством хармонијских вибрација. Адаптацијом кривих Симића, уз коришћење резултата добијених истраживањем процеса пешачења и преносних функција човечијег тела, аутор [4] је предложио криве једнаког опажања које важе за квазислучајне вибрације. Човек је осетљив и на вибрације чија је учестаност нижа од 1 Hz, што се може објаснити физиолошким факторима.

У истраживању утицаја вибрација на замор човека значајну улогу има „процес пешачења“ тј. хипотеза коју је поставио Ротенберг. Међутим, како у тема овог рада вибрације изнад 1 Hz, о овоме даље неће бити речи.



Слика 2. ИСО координатни систем [3]

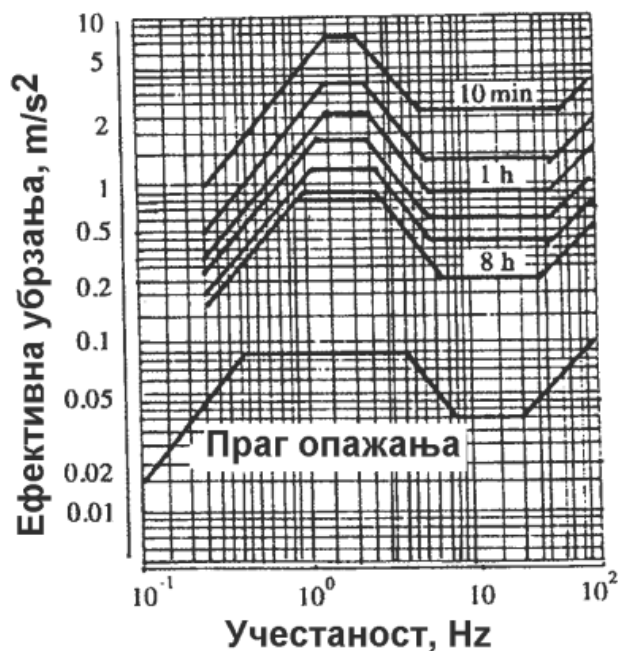
Већа осетљивост човека на учестаности ($4 \div 8$ Hz), (приближно $3 \div 25$ Hz) и (приближно $6 \div 16$ Hz), објашњава се чињеницом да се у тој области налазе главне резонантне учестаности човечијег тела које су дефинисане стандарном ИСО 5982.



Слика 3. Утицај вертикалних вибрација на човека према ИСО 2631 [7]

При оптимизацији карактеристика система за ослањање, ослањања погонске групе и седишта, често се користе тзв. „нормиране вибрације“ које представљају производ спектра ефективних вредности вибрација посматраног система аутомобила и фактора осетљивости човека на одговарајуће вибрације.

Фактор осетљивости на вертикалне вибрације дефинише се као реципрочна вредност једне од кривих једнаког опажања (слике 3 и 4.). Понекад се уводи и додатно ограничење да је његова вредност највише једнака јединици. На слици 5. приказан је фактор осетљивости на вертикалне вибрације израчунат на основу једне криве ИСО 2631. Са слике је очигледно да је човек најосетљивији на вертикалне вибрације учестаности $4 \div 8$ Hz, јер је вредност фактора осетљивости у тој области највећа.



Слика 4. Утицај вертикалних вибрација на замор човека [4]

Код путничких аутомобила, после вертикалних вибрација највећи утицај на човека имају подужне вибрације. Стандард ИСО 2631 даје исти значај подужним и бочним вибрацијама, што није случај у реалним условима вожње. Човек је најосетљивији на учестаности до 2 Hz. На слици 6. је приказан фактор осетљивости на бочне вибрације који је дефинисан на основу једне од кривих једнаког опажања бочних вибрација.



Слика 5. Фактор осетљивости човека на вертикалне вибрације израчунат на основу ИСО 2631 [3]

Утицај локалних вибрација на руке дефинише ИСО 5349 [8]. Замор руку зависи од времена излагања вибрацијама, интензитета и учестаности вибрација.



Слика 6. Фактор осетљивости на бочне вибрације [3]

4. Мере динамичког одзива човечијег тела на вибрације

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 на
- функције које су одређене на основу мерења у истој 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 чине најчешће односи сила/брзина на улазу у тело. На пример механичка импеданса у тачки и динамичка маса.

Код обе врсте одзива резултати истраживања дају везу између два сигнала што се односи на одређивање амплитудно фреквентне и фазно фреквентне карактеристике. Преносна функција се може 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 мерена сигнала [9].

Експериментална истраживања понашања човечијег тела под утицајем вибрација могу да се изведу на више различитих начина. Први начин је побуђивање дискретним фреквенцијама (хармонијска или случајна побуда) тзв. ускопојасна побуда или пак тзв. широкопојасна побуда (хармонисјка или случајна).

Динамички одзиви човека могу се одредити коришћењем транзијентних, случајних или хармонисјких побуда. Тачно дефинисани поступак се мења и генерално обухвата: аквизицију сигнала, одређивање ауто и крос спектра снаге улазног и излазног сигнала и на крају одређивање преносних функција.

Преносна функција у комплексном облику одређује се као однос:

$$H(j\omega) = \frac{G_{io}(j\omega)}{G_{ii}(j\omega)} \quad (1)$$

Где је:

$G_{io}(j\omega)$ - крос спектар,

$G_{ii}(j\omega)$ – ауто спектар улаза.

Преносна функција се може изразити и преко функције увећања:

$$|H(f)| = [(R_e[H(j\omega)])^2 + (I_m[H(j\omega)])^2]^{\frac{1}{2}} \quad (2)$$

, и преко фазне карактеристике:

$$\varphi(\omega) = \arctg \left\{ \frac{I_m[H(j\omega)]}{(R_e[H(j\omega)])} \right\} \quad (3)$$

Ове две величине нису довољне за потпуно дефинисање преносне функције, ако да се као саставни део преносне функције уводи и функција кохеренце:

$$\gamma_{io}^2(f) = \frac{|G_{io}(f)|^2}{G_{ii}(f) \cdot G_{oo}(f)} \quad (4)$$

Где су:

$G_{io}(f)$ – Крос спектар,

$G_{ii}(f)$ – Ауто спектар улаза и

$G_{oo}(f)$ – Аутоспектар излаза.

Израз (4) представља дефинисање просте кохеренце када систем има један улаз и један излаз. Међутим, код система са више улаза и излаза потребно је узети у обзир и парцијане и спрегнуте кохеренце [5]. Ниже вредности функције кохеренце указују да излазно кретање није у линераној спрези са излазним сигналом или да постоји шум или пак значајна амплитудна промена зависно од учестаности.

Биодинамички одзиви човека у седећем положају могу се описати помоћу четири функције одзива. Две од њих се користе да опишу везе између силе и брзине у функцији учестаности на месту контакта човека и седишта – механичке импедансе. То су механичка импеданса у тачки (уколико се сила и брзина мере у истој тачки) и механичка имеданса система (уколико се сила и брзина не мере на истом месту). Друге две преносне функције користе се да опишу „преношење вибрација кроз тело“. То су динамичка маса (однос силе и убрзања) и преносна функција седиште-глава (однос убрзања главе и убрзања седишта).

Описане преносне фукције се дефинишу и посматрају у фреквентном домену, а параметри који их у потпуности дефинишу (функција увећања, фазна карактеристика и функција кохеренце) описани су једначинама (2) и (4).

У великом броју објављених радова истраживане су различите преносне функције човечијег тела. Најмање коришћена је преносна функција која анализира однос вибрација између седишта и резултујућег кретања главе. Интерес за главу постоји, јер је она витални део тела, што с једне стране одражава неудобност, а са друге стране ефекти вибрација директно утичу на видљивост [3].

5. Методе оцене утицаја вибрација на замор човека

Методе за оцену утицаја вибрација на замор човека могу се класификовати на више начина у зависности од тога да ли су намењене за проучавање човека као механичког система или за одређивање нивоа оптерећења. Оне се могу класификовати на биодинамичка истраживања или истраживања заштите здравља, радне способности и удобности од штетног утицаја вибрација [5, 7]. Поред разлика које постоје између методе за анализу утицаја вибрација на замор човека постоје и разлике у класификацији метода.

Једна од класификација метода испитивања јесте подела на:

- Апсолутне методе и
- Релативне методе.

Апсолутне методе имају неколико предности у односу на релативне: лако их је извести у реалним окружењима и могуће је вршити испитивања на више субјеката истовремено. Међутим, њихов главни недостатак је тај што се резултати не могу квантификовати и постоји велико расипање због међу субјективне променљивости, и због различитог схватања предложене скале.

Релативне технике су углавном ограничене на лабораторије са оценом само једног субјекта. Један од разлога за ширу примену релативних метода искључиво у лабораторијама је тај, што се у односу на реална окружења искључују спољашњи утицаји.

Методе које се односе на истраживања одзива човека на вибрације могу се класификовати у две основне групе:

- објективне и
- субјективне методе.

Субјективне методе испитивања утицаја вибрација на човека остварују се у лабораторијским условима на специјалним нискофреквентним вибрационим столовима. Осим тога, могуће је извршити и одређена испитивања у реалним експлоатационим условима, али се том приликом јавља проблем како издвојити остале утицаје окружења.

Објективне методе обухватају различита медицинска истраживања. Овим методама анализира се утицај вибрација на здравље човека што се огледа у промењеном ставу материја у течностима у организму, промењеном крвном притиску, ЕКГ итд.

Поред ових метода постоје и физиолошке методе које су засноване на процесу пешачења [3]. Како то није тема овог рада, ове методе биће само укратко објашњене.

Метода унакрсног процењивања се базира на два побудна сигнала (случајни и хармонијски) који се саопштавају испитанику и од њега се захтева да одреди сигнал једнаког опажања стохастичког сигнала са референтним стандардним синусним сигналом.

Метод унакрсног модалног процењивања од субјекта захтева да процени и упореди нивое опажања за два разнородна надражаја, нпр. буке или светла са интензитетом утицаја општих вибрација на човека.

Метод оцењивања једнаких спектралних компонената где се од испитаника тражи да упамти одређено вибрационо оптерећење као референтно а затим се при некој другој учестаности, амплитуда се повећава од нуле до одређеног нивоа оптерећења који испитаник оцењује да је једнако неудобан, као и претходни упамћени референтни сигнал.

Метод предвиђања нивоа, од испитаника захтева да процени дати сигнал и дато вибрационо оптерећење, при одређеној учестаности, које може да издржи одређено време без икаквих тешкоћа, при чему се испитанику даје могућност да сам повећава амплитуду осциловања од нуле до неке одређене вредности коју сматра да издржава одређено време.

Метода променљивог стандарда, користи се за упоређивање субјективног ефекта на субјекте који седе и изложени су синусним вибрацијама у опсегу од 1 Hz до 10 Hz са онима које изазивају ускопојасне случајне вибрације, центриране на истим учестаностима, при чему се од испитаника тражи да подеси ниво тзв. тест вибрација, док се не постигне општа осетљивост једнака оној изазваној стандардима.

Један од главних недостатака предходно поменутих метода, као и већине светских стандарда који се односе на ову област истраживања је одсуство разматрања утицаја вибрација ниских учестаности (испод 1 Hz) на замор човека [3].

6. Међународни и домаћи стандарди који се односе на преношење вибрација кроз тело

6.1. Међународни стандард ИСО 2631- Вредновање дејства вибрација на цело тело

Међународни стандард ИСО 2631, прописује методе за мерење, квантификовање и вредновање дејства случајних и ударних вибрација на тело човека.

За анализу утицаја дејства случајних вибрација користе се две верзије овог стандарда:

- ИСО 2631 (1997) и
- ИСО 2631 (1985).

За анализу утицаја дејства ударних вибрација на здравље користи се: ИСО 2631-5.

Стандард ИСО 2631 (1997) дефинише методе за квантификовање вибрација целог тела човека и процену дејства вибрација на здравље, комфор, перцепцију и појаву морске болести код човека. Стандард прописује укупну вредност средњих ефективних вреднованих убрзања као основну величину за процену утицаја вибрација на комфор и здравље.

$$a_{total} = \left((k_x \cdot a_{(rms,w)})^2 + (k_y \cdot a_{(rms,w)})^2 + (k_z \cdot a_{(rms,w)})^2 \right)^{\frac{1}{2}} \quad (5)$$

, где су:

a_{total} - укупна вредност средњег ефективног убрзања (m/s^2);

$a_{x(rms,w)}$, $a_{y(rms,w)}$, $a_{z(rms,w)}$ - RMS вредности вреднованог убрзања за правце x, y, z - оса (m/s^2);

k_x , k_y , k_z - фактори за вредновање RMS убрзања за правце x, y, z - оса.

Вредности фактора k_x , k_y , k_z за процену утицаја вибрација на комфор, једнаки су јединици.

RMS вредности вреднованог убрзања за правце x, y, z - оса одређују се према:

$$a_{x(rms,w)} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T a_{x(w)}^2(t) dt} \quad (6)$$

$$a_{y(rms,w)} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T a_{y(w)}^2(t) dt} \quad (7)$$

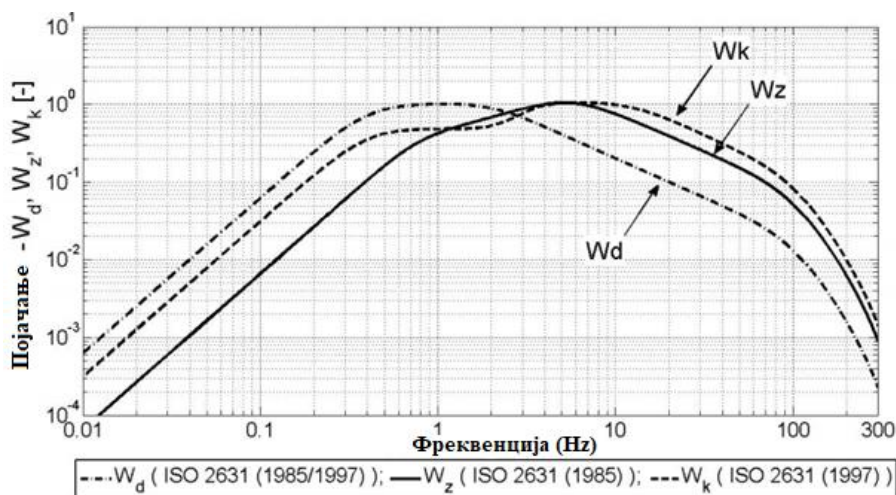
$$a_{z(rms,w)} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T a_{z(w)}^2(t) dt} \quad (8)$$

Где су:

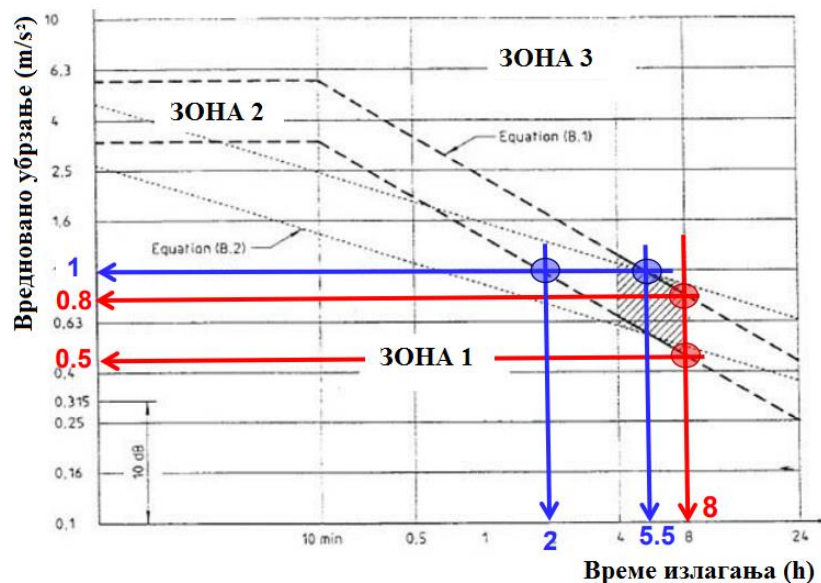
$a_{x(w)(t)}$, $a_{y(w)(t)}$, $a_{z(w)(t)}$ - вреднована убрзања за правце x, y и z - оса у функцији времена (m/s^2);

T - разматрани временски период (s).

Тело човека није подједнако осетљиво на вибрације истих амплитуда, а различитих фреквенција. Због тога стандард ИСО 2631 препоручује употребу филтера за вредновање убрзања. За оцену утицаја вибрација на комфор, радну способност и здравље за вибрације које се преко седишта преносе на тело корисника користе се филтери W_k и W_d . Филтер W_k користи се за вредновање убрзања у вертикалном правцу, а филтер W_d за вредновање хоризонталних убрзања (убрзања за правце x и y оса).



Слика 7. Филтери W_k и W_d за вредновање убрзања у вертикалном и хоризонталном правцу [7]



Слика 8. Зоне ризика по здравље човека - ИСО 2631 (1997) [7]

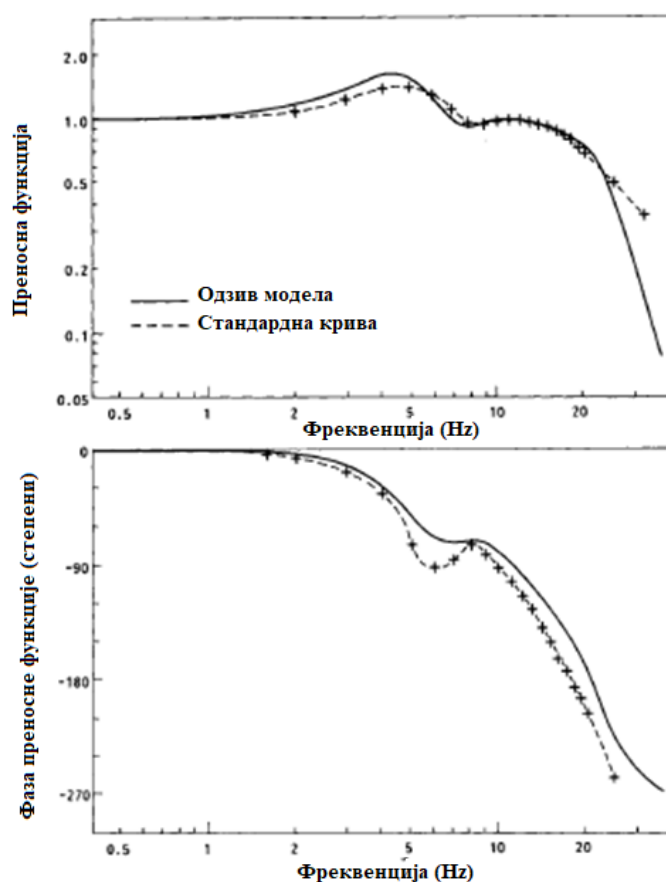
За познато време излагања вибрацијама одређује се дозвољена вредност убрзања. Такође, за познату вредност убрзања дефинише се време излагања. Према графику, за дневно време изложености од 8 часова, убрзања до $0.5 m/s^2$ немају утицај на здравље, за убрзања од $0.5 m/s^2$ до $0.8 m/s^2$ постоји ризик по здравље, а убрзања изнад $0.8 m/s^2$ угрожавају здравље.

Вредновано убрзање од 1.0 m/s^2 , за период дневне изложености мање од 2 h нема утицај на здравље, од 2 h до 5.5 h постоји ризик по здравље, а изнад 5.5 h вибрације угрожавају здравље.

Наш стандард SRPS ИСО 2631-1, из 2014. године представља превод међународног стандарда ИСО 2631-1 са изменама из 2004. године [7].

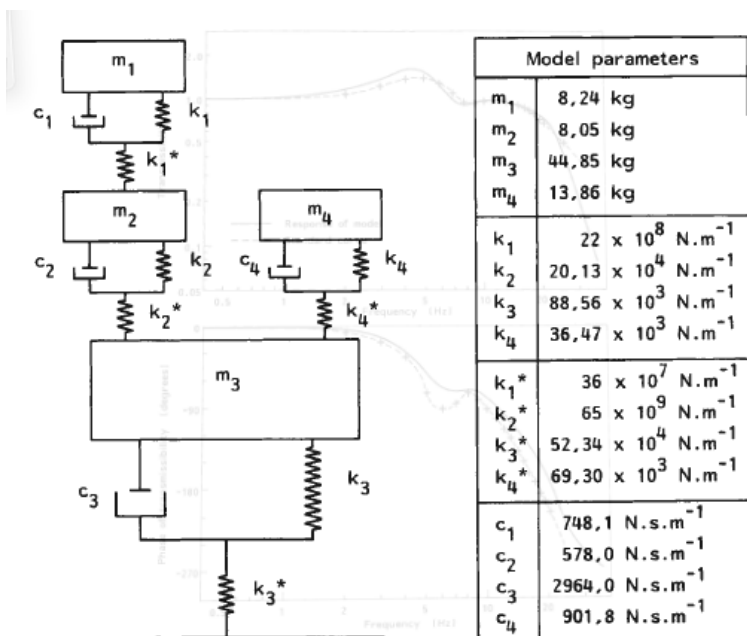
6.2. Међународни стандард ИСО 7962: Вибрације и удар - Механичка преносивост људског тела

Међународни стандард ИСО 7962 (Међународна организација за стандардизацију, 1987) дефинише стандардни вертикалну преносивост седишта и стојећег људског тела у фреквенцијском опсегу до 31.5 Hz. Вредности преноса су приказане на слици 9, а модел који је предложен у стандарду је приказан на слици 10. Модел је само намењен да „направи“ математичко израчунавање покрета главе z-осе и није анатомски исправан.



Слика 9. Преносна функција људског тела у вертикалној оси према међународном стандарду ИСО 7962 (Међународна организација за стандардизацију, 1987). Вредности су за преношење вибрација на главу код особа које стоје и седе усправно [7]

Подаци дати у стандарду су нека врста просека врло разноликог скупа података у којима су коришћене различите комбинације држања, наслона, подножја за ноге и позиција мерења главе. Документ признаје да многи такви фактори имају велике ефекте, али не квантификују њихову величину или степен варијабилности међу субјектима. Модел наглашава да је динамички одговор тела комплексан са више од једне резонанце.



Слика 10. Модел са четири степена слободe за израчунавање преношења вибрација људског тела са седишта на главу и сталним позицијама као што је наведено у Међународном стандарду 7962 [7]

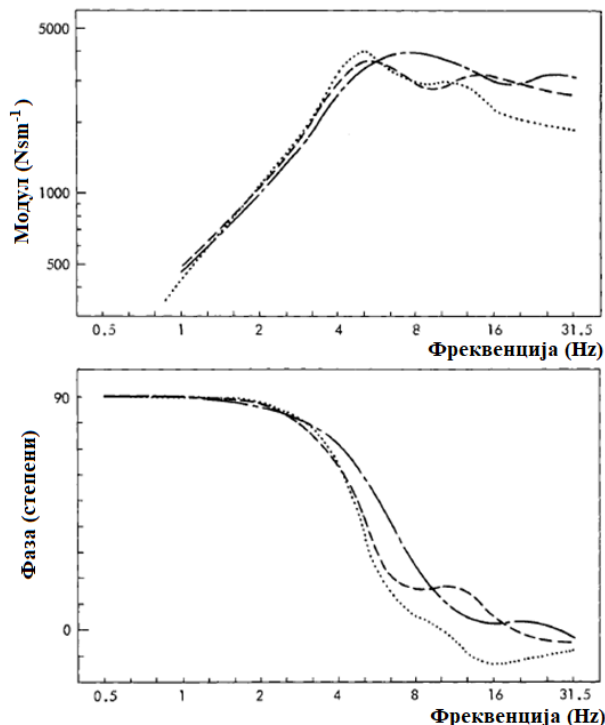
Овај стандард служи како би се резимирали постојећи подаци о преносној функцији седиште-глава у сврху практичних примена. У возилима, вертикално померање седишта је понекад доминантно и начин и степен последичних кретања главе може бити од великог значаја приликом коришћења моторних возила. Међутим, вертикално кретање седишта може изазвати померање главе у више оса, што може имати утицај на вид возача. Положај наслона седишта, наслона за главу као и сама конфигурација седишта могу знатно утицати на кретање главе, што је такође дефинисано овим стандардом. Променљиве, дакле, обично варирају у зависности од положаја главе. Када се узму у обзир променљиве унутар субјекта и варијабилност између субјекта, пронађена је још већа варијација.

6.3. Међународни стандард ИСО 5982: Вибрације и удар - Механичка импеданса покретне тачке људског тела

Информације о механичкој импеданси представљене у Међународном стандарду ИСО5982 (Међународна организација за стандардизацију, 1981) су приказане на слици 11. (стандард представља механичку импедансу и неочитну масу.) Криве представљају неки

просек вредности пронађених из раније литературе (од само 39 седишта, 5 стојећих и 12 лежећих субјеката); три модела су дефинисана тако да имају карактеристике импедансе тачке сличне вредностима приказаним кривама. Може се видети да у све три позиције тела стандард указује на то да је одговор крутом масом на фреквенцијама до најмање 2 Hz. Постоји резонанца у опсегу од 5 Hz где је сила $1.5 \div 2$ пута већа од оне која би се појавила са крутом масом. На вишим фреквенцијама сила је нижа, али постоји једна или више резонанци.

Иако линије приказане у Међународном стандарду могу се сматрати добрим апроксимацијама просека неких објављених података које неће бити примењиве на све појединце, све положаје или све услове седења. За седишта, стандард се углавном заснива на истраживању тежих људи који седе с усправно. Не постоји индикација о типу или обиму различитих извора варијабилности и, с расположивим подацима, мало је оправдања за одабир три различита модела са три степена слободе у односу на један модел са једним степеном слободе.



Слика 11. Механичка импеданса у правцу осе z на телу на три позиције према Међународном стандарду ИСО 5982 (Међународна организација за стандардизацију, 1981) [10]

7. Преношење вибрација кроз тело човека

Разумевање начина на који се вибрације преносе кроз тело је предуслов за потпуно разумевање како вибрације утичу на удобност, учинак и здравље људи. Неопходно је и за правилно разматрање заштитних мера које укључују изолацију тела како би се смањило преношења вибрација кроз тело. Потребно је да се утицај вибрација на месту где изазивају неугодност, сведе на минимум. Ово се може постићи смањењем убрзања, померања, силе и брзине, управо на тим критичним местима.

Може се претпоставити да се сви нежељени ефекти вибрација могу предвидети из мерења вибрација пренетих на тело (преко мерења импедансе) или вибрација која се преносе кроз тело (преко мерења преносне функције). Закључује се да или сила која делује на тело, или убрзање које се јавља у тачки у телу, дефинише релативну важност различитих фреквенција вибрација. На пример, предложено је да је одређивање преношења вибрација кроз тело алтернатива за одређивање еквивалентних кривих комфора. (Претпоставке о удобности се претпостављају као инверзне криве преноса, јер где је преносна функција највећа претпоставља се да је толеранција на вибрације најмања.) Криве комфора немају исти облик као инверзне криве преносне функције иако постоје корелације између преношења и субјективног одговора, не може се претпоставити да се релативне осетљивости субјекта на различитим фреквенцијама могу предвидети из односа преношења између седишта и главе на тим фреквенцијама. Осећаји који настају услед дејства вибрација на површини тела, болест узрокована нискофреквентном осцилацијом тела, смањење оштрине вида произведене вибрацијама главе и повредама изазваним померањем пршљенова, нису лако предвидиви.

Без обзира на потенцијал за употребу биодинамичких мерења, она могу пружити непроцењив увид у механизме ефеката вибрација. Веома погодни алати за истраживање утицаја многих променљивих (нпр. држања, величине тела, варијабилности међу субјектима) о вероватном ефекту вибрација на некој критичној локацији (нпр. глава или рука). Ова мерења отварају врата техникама вибрационих теорија и анализа која, заузврат, доводе до биодинамичког моделирања, потребе за прецизном дефиницијом претпоставки и потреба за даљим и прецизнијим подацима. Иако постоји ризик да такве студије могу постати опширне и да се заборави првобитна примена или да се учини превише једноставних мерења, несумњиво постоји општа потреба за истраживањем теорије вибрација у проучавању одговора тела човека на вибрације.

У неким литературама постоји тенденција да се „биодинамика“ и „резонанца тела“ користе као синоними. Објашњено је да вибрације углавном настају као резонанца. Таква објашњења могу сакрити више него што откривају. Човеково тело има изузетно сложен динамички одговор и то може укључити многе резонанце. Високо пригушење повезано са

многим фреквенцијама резонанције чини дефиницију појединачне резонантне фреквенције донекле погрешном.

Појединци могу имати максималан одзив при 5 Hz или 7 Hz, али ће вероватно имати велики одзив и на фреквенцијама од 4 Hz, 6 Hz и 8 Hz, а друга лица могу имати велики одзив у много ширем опсегу фреквенција. За све резонанце које су повезане са малим пригушењем, очекује се да ће појединачна променљивост масе и крутости довести до разлика у резонантним фреквенцијама између испитаника.

Иако истраживачи често схватају концепт резонанце као објашњење њихових налаза, израз је ретко пажљиво дефинисан или објашњен у контексту сложености правих вишесечних динамичких одговора тела. На пример, често се претпоставља да је максимална преносна функција вертикалних вибрација на главу на 5 Hz и показује да на овој фреквенцији постоји спинална резонанца. Максимум се може назвати резонанцом, али може бити узрокован комбинованим интерактивним покретима неколико делова тела (кретање главе, кретање трупа, кретање кичме итд.). Резонанца од 5 Hz за кичму, може превише лако довести до закључака да кичма увек у великој мери смањује веће фреквенције и да само вибрације са ниским фреквенцијама имају утицај на људске реакције. Иако је истраживање резонанце занимљиво, динамички одговор тела мора се сматрати континуираном функцијом у читавом распону фреквенција од интереса [11].

7.1. Мерење динамичког одговора

Мере динамичких одговора тела представљене су преносним функцијама. Могу се поделити у две групе: оне у којима се добијају две мере у различитим тачкама и оне у којима се на истој тачки добијају два различита мерења. Први случај се односи на мере преноса у којима је одређен однос покрета од једне до друге тачке. Друга категорија најчешће укључује одређивање односа силе и, рецимо, брзине на улазу у тело (тј. механичка импеданса тачке).

За обе врсте одзива, резултати изражавају однос између два сигнала и дозвољавају релативну величину и релативну фазу. Преносна функција на било којој фреквенцији може, стога, бити изражена као два броја (амплитуда и фаза) или као један „комплексни број“. У случају мерења преносне функције, она може представљати, на пример, однос величине кретања главе и величине кретања седишта на одређеној фреквенцији. Фаза везана за преносну функцију може се сматрати да представља временско кашњење између две мерне позиције. Са мерењима импедансе, величина и фаза могу указивати на то да ли систем има масовни, пригушивачки или опружни одговор и тиме обезбеђује потребне податке како би утврдило како ће то деловати с другим системом познате импедансе. Мерења импедансе се такође могу користити за одређивање енергије коју апсорбује систем.

Ако систем има линеарни одговор, најважније карактеристике побуђеног покрета су то што ствара вибрације које прелазе у „шум“ у систему мерења и анализе, и да то није штетно за

особу која је томе изложена. (У овом контексту се сматра да је линеарни систем онај у ком је одговор пропорционалан побуди.) У већини студија о динамичком одговору тела претпостављена је линеарност у односу на побуду (нпр. дискретни синус, случајно или симулирано кретање возила) [11].

7.2. Преношење вибрација кроз цело тело

Већина истраживања о преношењу вибрација кроз тело човека испитала је однос између вертикалних вибрација седишта и вертикалних вибрација главе. Интересовање за одређивање утицаја вибрација на главу је велико зато што је она виталан део тела, који је повезан са неугодношћу (на неким фреквенцијама) или да њени покрети утичу на вид. Било је неколико покушаја да се подаци о преношењу вертикалних вибрација између седишта и главе искористе за дефинисање нелагодности, поремећаја активности или ефеката на здравље. Досадашње студије показале су само слабу корелацију између вертикалних покрета главе и нелагодности. Покрети главе у другим осама (нарочито покрети напред-назад) могу бити важнији и свака веза између покрета главе и његових ефеката на вид су комплексне. Према томе, подаци о вертикалном преношењу вибрација између седишта и главе могу се сматрати као полазна тачка за мерење. Они указују на неке опште трендове и могу помоћи при формулацији хипотеза објашњавајући неке ефекте вибрација.

Већина студија преношења вибрација кроз тело човека изведена је у лабораторијским условима са једнокомпонентном побудом. Неколико мерења покретљивости главе или преносне функције седиште-глава обављено је у транспортним окружењима: у возу, хеликоптеру, тенку и током превоза болесника.

Преносна функција целог тела обично се одређује између површине седишта (сматра се улазом) и главе (која се сматра излазом). Мерења на другим локацијама на телу човека могу бити у: куку, раменима, грудном кошу и вратним пршљеновима. Померање услед дејства вибрација је праћено помоћу одређених рендгенских техника и имплантације давача убрзања или пина на који су осигурани давачи убрзања, који се постављају у пршљенима „лутки“ и људима [11].

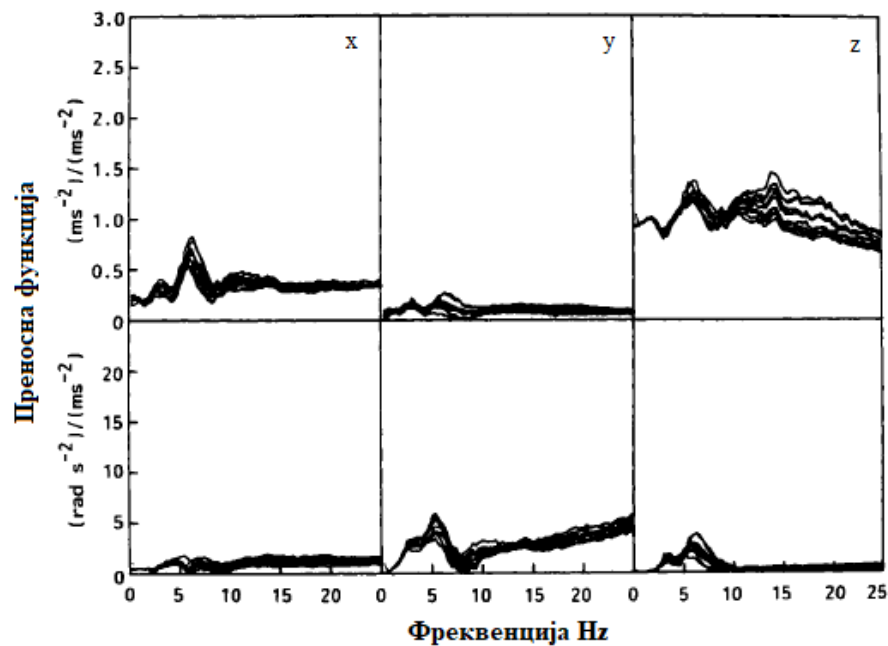
7.2.1. Преношење вертикалних вибрација седиште – глава

Слика 12. приказује, варијације у преношењу вертикалних вибрација седиште-глава једног субјекта за дванаест посебних мерења. Слика 13. показује исте мере добијене од дванаест различитих мушкараца. У оба случаја субјекти су гледали право испред себе док су седели у удобном усправном положају на равном крутом седишту без наслона и са покретним наслоним за ноге док су били изложени 1.75 ms^{-2} r.m.s. широкопојасне случајне вибрације у опсегу $0.2 \div 31.5 \text{ Hz}$ за 60 s. Преносна функција одређена је коришћењем метода унакрсне спектралне густине и кохерентности која је била висока на свим фреквенцијама

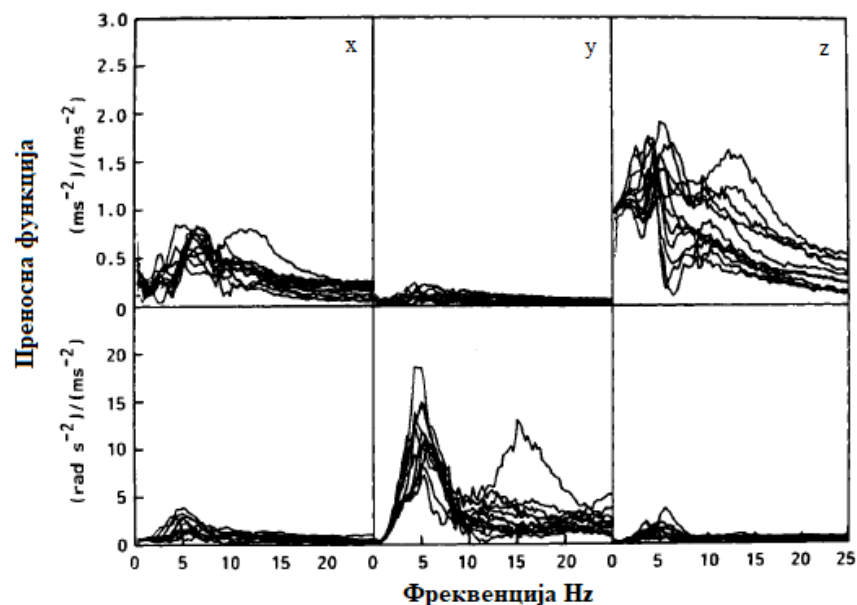
где је преносна функција била висока. Може се приметити да су варијације између испитаника знатно веће од варијација унутар једног субјекта.

Преносна функција седиште-глава је највећа у правцу осе z , осе x и осе главе (тј. средња сагитална раван), иако се кретање од највећег значаја може десити у било којој од шест оса и на било којој фреквенцији зависно од услова. Померање главе може бити значајније од убрзања главе у неким случајевима. Померање главе под дејством убрзања на седишту може се израчунати из криве преноса приказане дељењем за $(2\pi f)^2$. Највећа померања главе тада се јављају на ниским фреквенцијама, док је карактеристични максимум у покрету главе на око 5 Hz мање евидентан. Криве преноса се не смеју користити за идентификацију фреквенција или оса од највеће важности, без узимања у обзир ефекат.

Средњи и међураспон одзива има знатно заобљенији облик од одзива било ког појединца: одзови појединаца показују неколико максимума, али, пошто амплитуде и фреквенције максимума варирају између испитаника, просечан одговор има једноставнији облик. Обично постоји појачање при ниским фреквенцијама и слабљење на високим фреквенцијама. Разлике су узроковане променљивошћу између различитих субјеката.



Слика 12. Унутар субјективна променљивост при преношењу вертикалних вибрација кроз систем седиште-глава за 12 мерења. Услови: удобно усправно држање на крутом седишту без наслона; 60 s изложености на 1.75 ms^{-2} случајне вибрације [11]



Слика 13. Међу субјективна променљивост при преношењу вертикалних вибрација кроз систем седиште-глава за 12 субјеката. Услови: удобно усправно држање на крутом седишту без наслона; случајне вибрације амплитуде 1.75 ms^{-2} у трајању од 60 s [11]

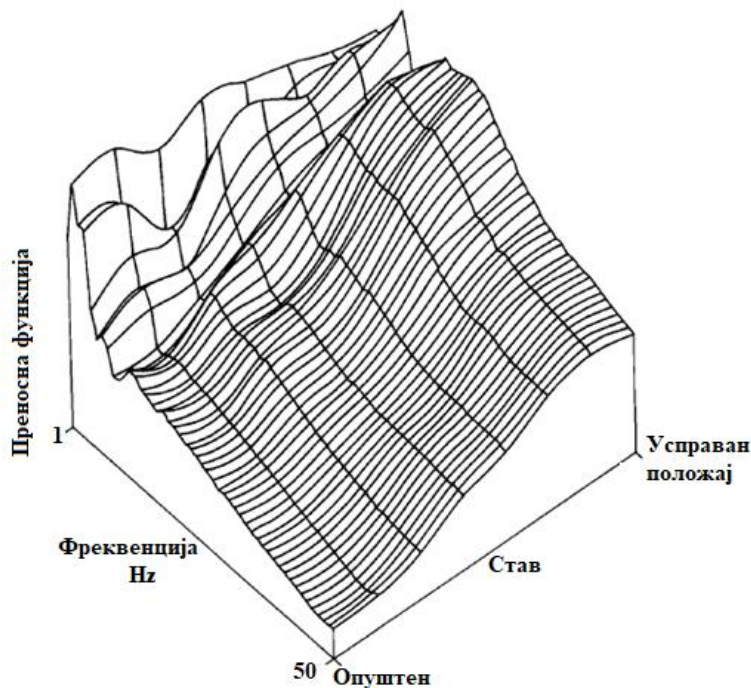
Варијабилност унутар субјекта

Варијације преносне функције седиште-глава углавном су узроковане променом положаја тела, главе и удова. Сlike 14. и 15. показују како се преносна функција седиште-глава под утицајем вертикалних вибрација разликовала у једном субјекту, пошто је положај промењен од „опуштен“ на „усправан“ и како се преносна функција променила када је субјекат гледао доле и гледао горе, за угао од 50° . За поређење, слика 16. показује врло мале утицаје на исте мере преносне функције код истог субјекта када се одређује у распону вибрација од 7 до 1 Hz без промене положаја. За сва три сета података резолуција фреквенције је 1 Hz. Приликом промене положаја тела главна уочљива промена била је у лумбалној регији. Глава је била мало подигнута.

„Усправна“ позиција тела повећала је преносне функције на свим фреквенцијама изнад 3 Hz у опсегу од 15-25 Hz, док је преносна функција када је испитаник седео у „опуштеном“ положају пала испод 3 Hz. Промене у положају главе произвеле су највеће промене на око 16 Hz где је било осам пута више вертикалних покрета главе када је гледано горе него када је гледано доле.

Промена положаја једног дела тела углавном мења положај целог тела. Купер (1986) истражио је утицај угла главе на преносну функцију седиште-глава до 30 Hz док је контролисан положај кичме. То истраживање је открило да подизање или спуштање главе повећава вибрацију главе. Подизање Франкфортове равни главе 20° изнад хоризонтале повећало је вертикалну вибрацију главе, поготово код 5 Hz, док спуштање главе смањује

преношење трансляционих вибрација на главу. Касније студије су показале да нагиб карлице доводи до смањења преношења вибрација око 4 Hz, али је повећано преношење вертикалних вибрација на главу на фреквенцијама изнад 6 Hz. Ова промена положаја изазвала је сродне промене на кичми која су можда биле делом одговорне за повећано преношење вибрација на главу.



Слика 14. Утицај положаја седења на преношење вертикалних вибрација са седишта на главу. Вредности унутар субјективне преносне функције за осам положаја седења који су описани између "опуштен" и "усправан": синусног убрзања на 1.0 ms^{-2} ; Фреквенција резолуције 1 Hz [11]

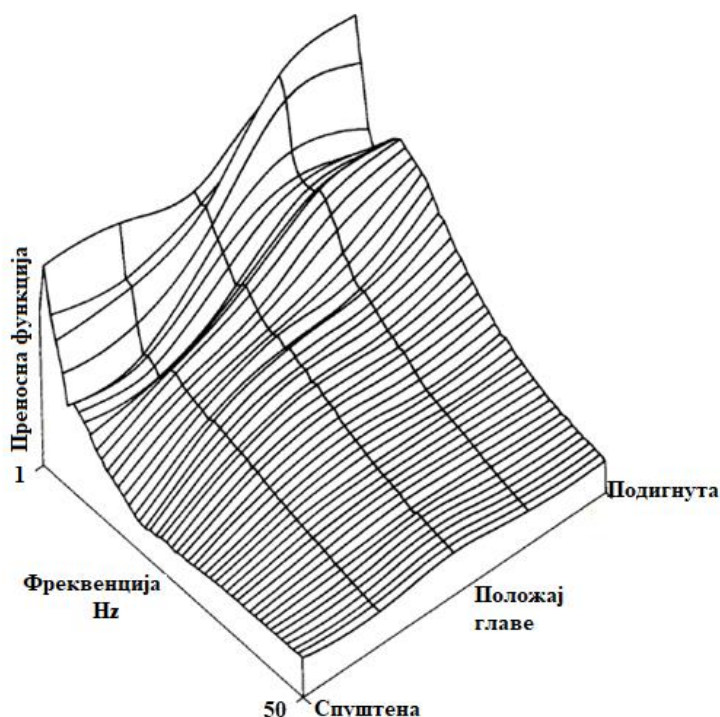
Месенцер и Грифин су спровели неколико истраживања у којима су систематски истраживани ефекти угла главе, угла карлице и леђа на преносну функцију седиште-глава. Утврђено је да је приликом усправног седења без наслона, смањено преношење вибрација са седишта на главу на фреквенцијама изнад 6 Hz, било повезано са задњим нагибом карлице, изравнавањем лумбалног дела и нагињањем горњег дела леђа уназад, односно нагињање предњег дела карлице и нагиба читавих леђа. На фреквенцијама испод 6 Hz преносна функција се смањивала са исправљањем леђа.

Слични резултати су добијени приликом седења на седиштима са наслоном. Закључено је да би „анатомски исправан положај седења“ тежио да повећа преношење вибрација на главу на вишим фреквенцијама, али да минимизира преношење на ниским фреквенцијама.

Кичма може имати велики утицај на нискофреквентне вибрације. Када су леђа закривљена (опуштен положај) може се очекивати повећање ниских фреквенција, али се смањује преношење високих фреквенција. Усправан седећи положај има тенденцију да смањује

кретање главе на ниским фреквенцијама, али преноси много више вибрација на високим фреквенцијама.

Обично није очигледно како би се положаји експерименталних субјеката требали контролисати или пратити. Мале промене могу имати велике ефекте, а приликом лабораторијских испитивања субјекте треба поставити у исте положаје као и оне са којима се сусрећу у нормалним окружењима. Међутим, није увек тако. Преносне функције мерене у лабораторији често се разликују од оних на терену. Као последица тога увек мора да постоји сумња у то да ли ће унети вибрациони параметри на терену имати исти утицај на удобност, перформансе и здравље као они који су одређени у лабораторији.

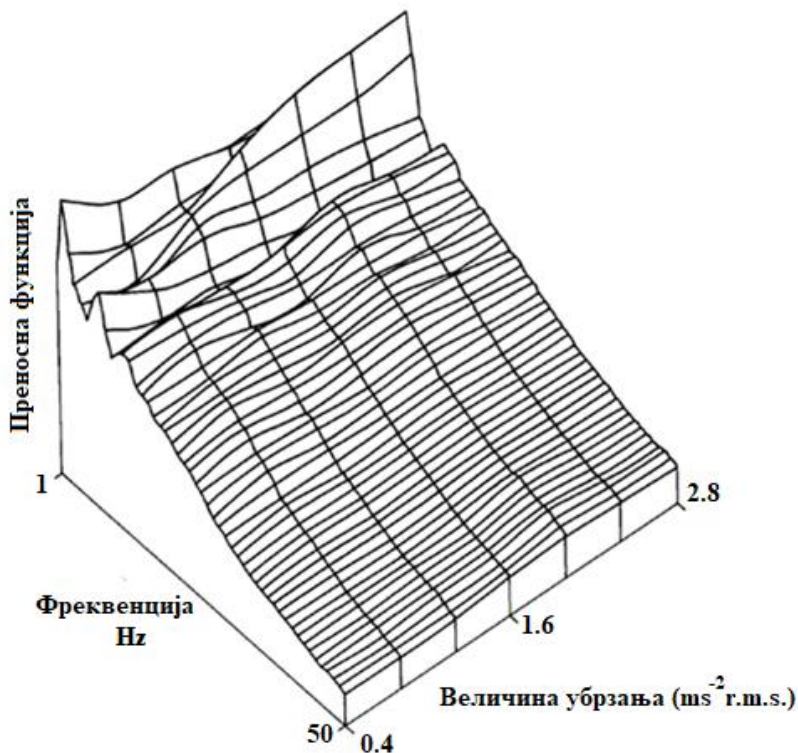


Слика 15. Утицај нагиба главе на преношење вертикалних вибрација са седишта на главу. Вредности су за један субјект који седи са пет положаја главе: приближно 50° и 25° доле, хоризонтално, и 25° и 50° горе; синусно убрзање на 1.0 ms^{-2} , 1 Hz фреквенције [11]

Значај ослоња за ноге често је занемарен у проучавању људског одговора на вибрације. Постоје неки докази да промене у положају стопала мењају преносну функцију седиште - глава. Може се очекивати да ће брзе промене положаја руке или било који други фактор који узрокује општу постуралну промену такође утицати на преносну функцију. Падан и Грифин су истраживали утицај крутог наслона на преносну функцију седиште-глава.

Утврдили су да контакт са наслоном смањује варијабилност, али повећава преношење вибрација, посебно у правцу X-осе и Z-осе у опсегу од 5÷10 Hz. Вероватно је да је неко повећање било повезано са различитим положајима главе и врата приликом седења уз

наслон. Било каква промена облика или положаја седишта може да промени положај тела и да обезбеди додатне вибрације за тело.

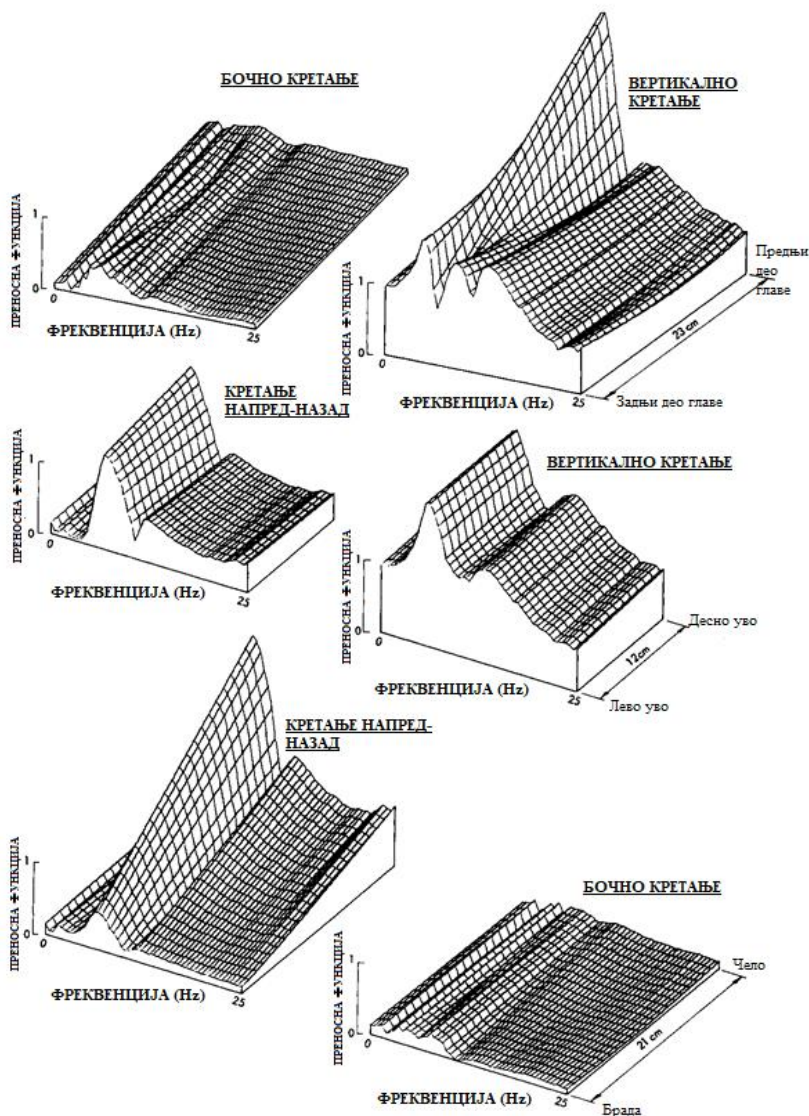


Слика 16. Утицај величине убрзања на преношење вертикалних вибрација са седишта на главу. Вредности су за један субјект изложен на седам вибрација величине: 0.4, 0.8, 1.2, 1.6, 2.0, 2.4 и 2.8 ms^{-2} [11]

Мишићна напетост често се узима као могући узрок промене преносне функције. Сви ефекти напетости мишића ће зависити од укључених мишића и варирати између појединаца. Иако се не могу лако разликовати одвојени ефекти држања тела и мишића, чини се да постуралне промене често имају већи утицај на преносну функцију седиште-глава.

Заблуда је да су велики ефекти постуралних промена под добровољном контролом појединаца и често нису очигледни посматрачу. Од људи који су изложени вибрацијама може се очекивати да покушају да сведу на најмању могућу меру све негативне ефекте вибрација. Једна студија показала је да су субјекти који су имали задатак да седе у „нормалном положају“ током излагања дискретним фреквенцијама синусоидних вибрација имају преносну функцију сличну онима који седе у „усправном положају“. Да ли ће субјекти усвојити став за минимално преношење, зависиће од упутстава која су им дата, осећаја произведених вибрацијама, степена до ког је минимална осетљивост одзива, фреквентни садржај покрета и његова предвидљивост. Геометрија седишта и други фактори такође ће поставити ограничења на постуралне варијације: „најбољи положаји“ у односу на ергономију седења и најмањи потенцијал за повреду кичме због вибрација нису нужно

ставови који резултирају преношењем најмањих вибрација на главу. Не може се претпоставити да ли ће људи имати исти положај на различитим фреквенцијама или величинама вибрација. Дакле, како се амплитуда повећава, човек ће, као интелигентно биће, свесно или несвесно покушати да смањи нелагодност изазвану вибрацијама, тако што ће мењати положај тела.

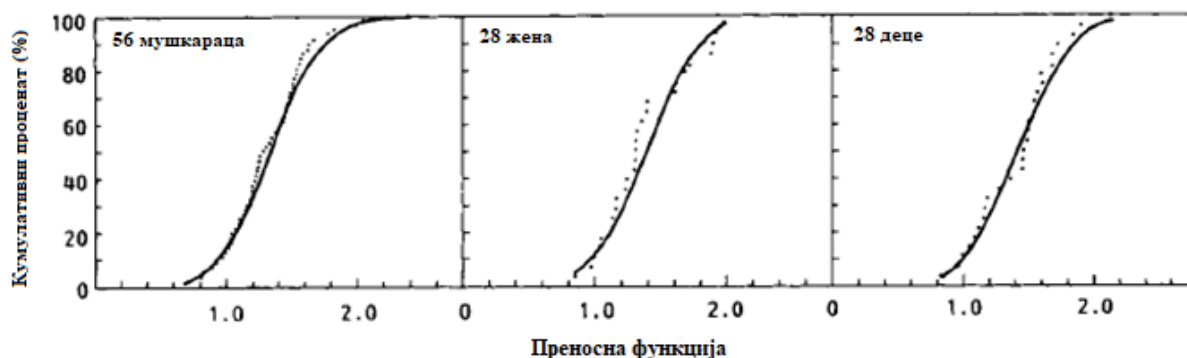


Слика 17. Варијације у транслационим вибрацијама главе једне особе током излагања вертикалним вибрацијама седишта, фреквенције 0.25 Hz [11]

Као што је раније поменуто, транслаторне вибрације главе варирају у зависности од локација на којима се налазе давачи убрзања. Може се приметити да постоје велике промене у покрету главе које су повезане са положајем тела и да фреквенција највећег вертикалног покрета главе зависи од њеног положаја. Оба ефекта су узрокована кретањем главе које се јавља под дејством вертикалних вибрација седишта.

Међу субјективна варијабилност

Разлике у положају се јављају између људи, као и унутар једне особе у одређеном временском периоду. Сви извори варијабилности унутар субјеката су такође извори варијабилности међу субјектима. Додатни узроци биодинамичких разлика између појединаца односе се углавном на њихове физичке карактеристике (нпр. старост, тежину и пол).



Слика 18. Кумулативне расподеле преношења вертикалних вибрација са седишта на главе 56 мушкараца, 28 жена и 28 деце на 4 Hz. Коришћена је вибрација седишта од 2 ms^{-2} [11]

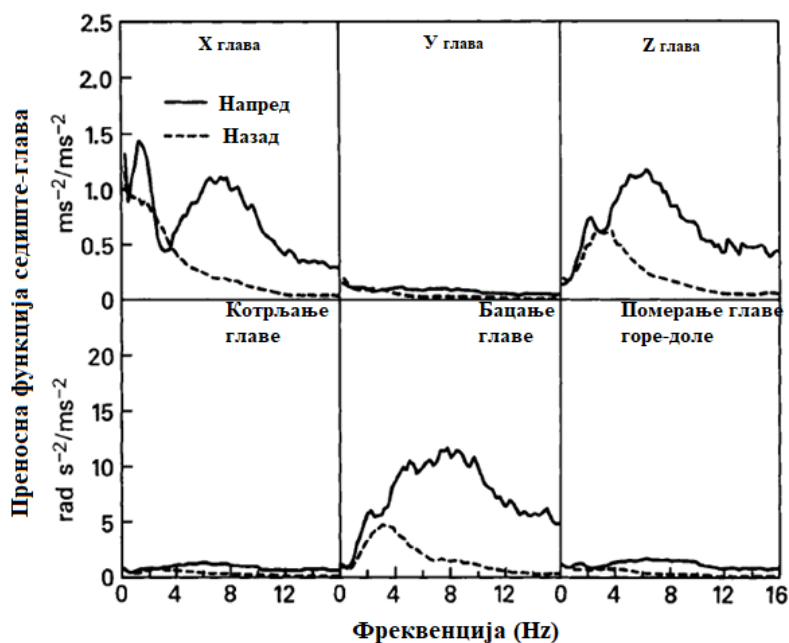
Старост и пол испитаника. Преносне функције седиште-глава код 56 мушкараца, 28 жена и 28 деце одређене су под утицајем вертикалних синусних вибрација на 4 Hz и 16 Hz. Утврђено је да није било значајних разлика између три популације. Слика 18. приказује податке и нормалне расподеле за вибрације од 4 Hz. У засебној студији групе од 18 мушкараца и 18 жена у фреквенцијском опсегу од $1 \div 100$ Hz утврђено је да, иако су преносне функције имале исти општи облик, жене су имале значајно мање вертикалних покрета главе на 2.5 Hz и знатно веће вертикално покретање главе при 40 Hz, 50 Hz и 63 Hz. Други резултати указују на то да је преносна функција у вертикаланом правцу код дечака значајно нижа од оне код мушкараца у фреквенцијском опсегу $10 \div 100$ Hz. Ниједна од ових студија није показала значајну корелацију између преносних функција и старости унутар хомогене групе испитаника.

Величина испитаника. Уочено је неколико корелација између преносне функције седиште-глава и физичких карактеристика испитаника. Из експеримента који је спроведен закључено је да повећана телесна тежина резултира смањеном преносном функцијом при 16 Hz и да је постојала негативна корелација између субјекта приликом преношења вибрација на 4 Hz. У студији коју је објавио Грифин са сарадницима (1982) закључено је да је увећана телесна тежина повезана са смањеном преносном функцијом седиште-глава у z-оси у опсегу од 1 до 100 Hz [11].

7.2.2. Преношење хоризонталних и угаоних вибрација седиште-глава

Вибрација главе није изазвана само вертикалним вибрацијама седишта већ хоризонталним и попречним вибрацијама седишта, наслона и других делова који су у контакту са телом. Просечна преносна функција 12 мушкараца изложених вибрацијама предњег и задњег дела леђа који су седели на крутом седишту и били у контакту са чврстим равним вертикалним наслонима који се креће са седиштем, приказана је на слици 20. Транслаторна померања главе приказана на слици 19. мерена су на угризној траци. Када су испитаници били у контакту са наслоним, било је знатних кретања главе и појаве максимума. Када је уклоњен наслон за главу, кретање главе је знатно смањено; субјекти су имали тенденцију да стабилизују своје главе у простору док се седиште и њихови доњи делови тела померају напред и назад. Вибрација седишта у бочном правцу првенствено је проузроковала кретање главе у бочним, вертикалним правцима као и угаоно померање главе, док је наслон за леђа имао мањи утицај.

Вибрација врата производи вибрације главе у све три осе ротације. Барнс и Ране (1974) су пронашли максимални одзив при 2 Hz кад су субјекти били неконтролисани, са брзим порастом пригушења на фреквенцијама изнад 4 Hz. Могуће је очекивати да ће величина вибрација главе која се ствара вибрацијом на врховима и угаоним померањима у великој мери зависити од локације центра ротације. Барнс и Ране (1975) су утврдили да је ротирањем око горњих лумбалних пршљенова дошло до појачања вибрација у распону од 2-8 Hz. Ово се приписује транслационим вибрацијама произведеним на врату изазваних угаоним померањем тела [6].

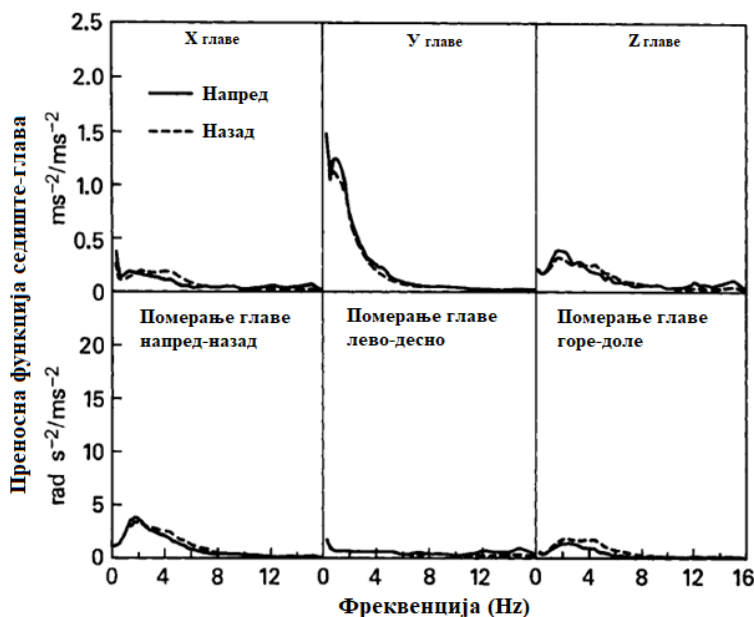


Слика 19. Преносна функција при контакту 12 субјеката са тврдим равним седиштем током излагања вибрацијама напред-назад, фреквенције 0.25 Hz [11]

7.2.3. Утицај седења на преношење вибрација кроз тело

Осећај који стварају вибрације може се променити када се леђа налазе у контакту са наслон седишта. Наслон може да обезбеди ограничење којим се смањују велики покрети тела у односу на средину, која произлази из резонанце или покрета при веома ниским фреквенцијама. Наслон за леђа пружа додатни улаз за тело и доводи до повећања вибрација. Стога, док леђа треба да обезбеде корисну постуралну подршку у статичким условима, њихов утицај на одговор човека на вибрације може бити или корисан или штетан.

Ефекти услова седења на преношење вибрација кроз тело показали су да на ниским фреквенцијама, наслон може бити од помоћи у смањењу релативног кретања између седишта и тела, иако то узрокује повећање амплитуде покрета главе. На пример, у затвореној кабини са вибрацијама у хоризонталном правцу испод 1 Hz, можда би било пожељно да се глава, кичма и карлица крећу заједно, а не да глава остане непокретна у простору док карлица вибрира и кичма се савија. Наслони седишта могу допринети да се повећа преношење вертикалних вибрација са седишта на главу. Међутим, код преношења вибрација у хоризонталном правцу (напред-назад) то је много израженије (слика 20). Додатно повећање преношења вибрација може уследити уколико наслон седишта има резонанцу која може бити побуђена том вибрацијом. Седишта која пружају постуралну подршку у лумбалној регији, али не контактирају тело изнад струка, могу смањити преношење хоризонталних (напред-назад) вибрација високих фреквенција и самим тим смањити кретање тела напред-назад.



Слика 20. Преносна функција 12 испитаника при контакту са тврдим равним седиштем током излагања бочним вибрацијама седишта, фреквенције 0.25 Hz [11]

Како се наслон седишта налази под углом од 90° , х-оса тела прима компоненту од вертикалне вибрације. Код већих углова нагиба седишта, глава можда треба да буде наслонена на наслон за главу који вибрира.

Због тога, велики углови нагиба седишта могу бити непожељни када постоје знатне вертикалне вибрације: заваљена седишта за пилоте могу повећати толеранцију на убрзање током маневара, али док се ова толеранција повећава са косинусом угла нагиба (врло приближно), штетни ефекти вертикалне вибрације се могу повећавати (чак и много више) са синусом угла.

Како се показало да варирање положаја (укључујући нагиб главе) у великој мери утиче на преношење вибрација кроз тело, може се закључити да седишта намењена вибрационим окружењима морају имати карактеристике које дају најмању функцију увећања. Положај који даје минимално преношење вибрација од седишта до главе није увек онај који поставља кичму у најкомфорнију и најздравију позицију [11].

7.2.4. Нелинеарно преношење вибрација

Док је неколико истраживача закључило да се динамички одговор тела мења под утицајем великих вибрација, нелинеарност преноса је често мала у поређењу са разликама које се јављају између и унутар појединачних субјеката. При већим вибрацијама мења се положај, како би се смањила нелагодност. Стога се може закључити да је преношење вибрација на главу приближно линеарно ако нема добровољне контроле динамичког одговора тела. На нискофреквентним вибрацијама могућа је појава неколико врста нелинеарности.

Током излагања синусоидној побуди целог тела глава се креће и на основној фреквенцији и на хармоницима. На пример, вибрације седишта од 3 Hz могу произвести вибрације главе на 3 Hz и 6 Hz. Када је тело изложено побудама великих амплитуда ниских фреквенција, оно ће напустити седиште када је вршно убрзање веће од 1 g.

Под утицајем вибрација, посебно оних у хоризонталном правцу услед којих се тело креће напред-назад, долази до сударања леђа са наслонем седишта (енг. „*Blackslap*“). Од великих релативних померања тела у било којој оси се може очекивати да уведу нелинеарно спајање између тела, седишта и наслона. Покрети велике јачине ће такође узроковати да седишта (посебно амортизована седишта) дају одзив на нелинеаран начин.

Нелинеаран одзив је добијен експериментом у коме су комбиноване вибрације при чему је убрзање било константно. Уочено је да, с обзиром да се амплитуда трајног убрзања повећава, фреквенција максималне преносне функције се такође повећава. Узрок повећања преносне функције могла је бити и постурална промена. Насупрот томе, механичка импеданса тела опада са повећаном величином вибрације. Свака нелинеарна нежељена промена у преносној функцији која се јавља приликом изложености високим величинама

вибрација може често бити мање значајна од добровољних промена у преношењу које су урађене како би се смањила неугодност и од промена у преношењу седишта, повезаних са нелинеарностима у импеданси тела и суспензијом седишта.

У којој мери се ове промене јављају, да ли због добровољних или нехотичних постуралних промена или модификација динамичких карактеристика структуре тела услед дејства вибрација још увек није јасно. Многа истраживања о линеарности тела су користиле технике линеарне анализе. Посматрањем великих нелинеарности долази се до закључка да оне нису осетљиве и не пружају увид у узроке било каквих промена. Ако су нелинеарности интересантне, пожељно је разумети њихове облике, тј. да ли настају због промене пасивног одговора или из неког активног присилног укључивања мишића [11].

8. Оцена осцилаторне удобности

За пројектовање аутомобила потребно је познавати и преношење вибрација кроз човечије тело. Испитивања се обично изводе на симулаторима који, уз коришћење мерне опреме омогућују идентификацију преносних карактеристика човечијег тела [3].

Међународни стандард ИСО 2631/1 као и сва његова претходна издања, дефинишу нивое и начине вредновања вибрационих оптерећења човека. Исти критеријум према овом стандарду важи и за путника, теретна возила, механизацију, радне машине и сл. што је потпуно неприхватљиво. Претходно издање овог стандарда из 1985. године има чак и два сегмента кривих једнаке удобности. Једна крива важи за излагања вибрацијама испод 1 Hz за „болести кретања“, док се друга крива примењује за учестаности побуде више од 1 Hz. Препоруке формиране у овом стандарду добијене су на основу експерименталних, лабораторисјких истраживања за хармонијску побуду.

Препоруке дате за оцену осцилаторне удобности, дате у поменутих стандардима, формиране су на основу субјективних оцена испитаника, на основу којих су формиране криве једнаког замора. Код примене тзв. субјективних метода постоји проблем мотивације, заинтересованости као и обучености испитаника за овакву врсту испитивања. Стога, постоји могућност појаве великог расипања резултата.

Инжењерске методе полазе од претпоставки да се сви негативни ефекти вибрација могу предвидети из мерења вибрација пренетих на тело (помоћу импедансе) или преко мерења вибрација пренетих кроз тело (преко преносних функција). Без обзира на то да ли се мерила сила које делује на тело, или убрзање, оваквим истраживањима дефинише се релативан значај појединих фреквенција. Биодинамичка истраживања могу да дају добар увид у механизме и ефекте деловања вибрација на човека (глава или руке). Оваква истраживања погодна су за биодинамичко моделирање човечијег тела и примену у пројектовању путничких моторних возила [4].

Поред сложености система, главни проблем у моделирању одзива човечијег тела су разлике које се јављају између и унутар самог испитаника (међу субјективна и унутар субјективна променљивост). Једна крива импедансе или динамичке масе обезбеђује коректну полазну тачку за формирање модела али модел ће свакако представљати апроксимацију једног одзива испитаника.

Средњи одзив групе испитаника може бити од већег интереса али средње вредности могу да сакрију одзиве појединаца и могу да буду сличне одзиву малог броја особа. Боље полазно становиште је рангирање појединачних података добијених разноврсним истраживањима (различити положаји тела, различити нивои побуде и варирање услова који могу да мењају одзиве испитаника).

Досадашња истраживања из ове области базирала су се углавном на истраживању одзива човечијег тела на хармонијске и случајне вертикалне побуде. Знатно мањи број радова је анализирао утицај подужне побуде на понашање човечијег тела. Корисници путничких моторних возила изложени су случајни вибрацијама. Угаоне вибрације и њихови ефекти на понашање човека истраживане су у малом броју радова. Утицај двокомпонентних вибрација на човека је једино анализиран у [9, 12, 13, 14, 15].

Експериментална истраживања изведена у [9, 12, 13, 14, 15] искоришћена су за формирање и идентификацију биодинамичког модела човека. Идентификовани су и линијски и просторни модели. Међутим, сви модели су дефинисани на основу резултата добијених под утицајем само једнокомпонентне побуде. Код усвојених линијских модела није могуће узети у обзир утицај положаја седења на понашање човечијег тела. Просторни модели могу да реше овај проблем али су и они параметарски идентификовани и верификовани само на бази вертикалне побуде.

Истраживачи су користили механичке импедансе (импедансу у тачки и импедансу система), динамичку масу и преносну функцију седиште-глава да одреде ниво пренетих вибрација кроз тело. Пре почетка истраживања постоји дилема, коју од четири преносне функције користити. Одлука је ограничена аспектима и циљем истраживања.

Три биодинамичке функције: механичка импеданса система у тачки, динамичка маса и преносна функција седиште глава анализирани су у [9], како би се извели њихови релевантни доприноси код описивања биодинамичких одзива понашања човека. Веза између ове три функције је анализирана преко четири различита аналитичка биодинамичка модела, како би се утврдиле међусобне разлике и сличности. Мада су ове функције повезане по дефиницији, механичка импеданса у тачки даје више резонантне учестаности него динамичка маса. Нормализована динамичка маса показала је слично понашање као преносна функција седиште-глава у погледу главне резонантне учестаности, амплитуде и фазног одзива, иако ове две функције нису у вези према дефиницији. Разлика између механичке импедансе у тачки и динамичке масе је представљена кроз анализу измерених података и анализу четири биодинамичка модела. Резултати ове студије сугеришу, да измерени биодинамички одзиви, када се дају у функцији динамичке масе, дају садржајније резултате за интерпретацију основних учестаности, него што то омогућује механичка импеданса у тачки. Приказани резултати указују на предности коришћења динамичке масе и преносне функције седиште-глава у односу на механичку импедансу у тачки.

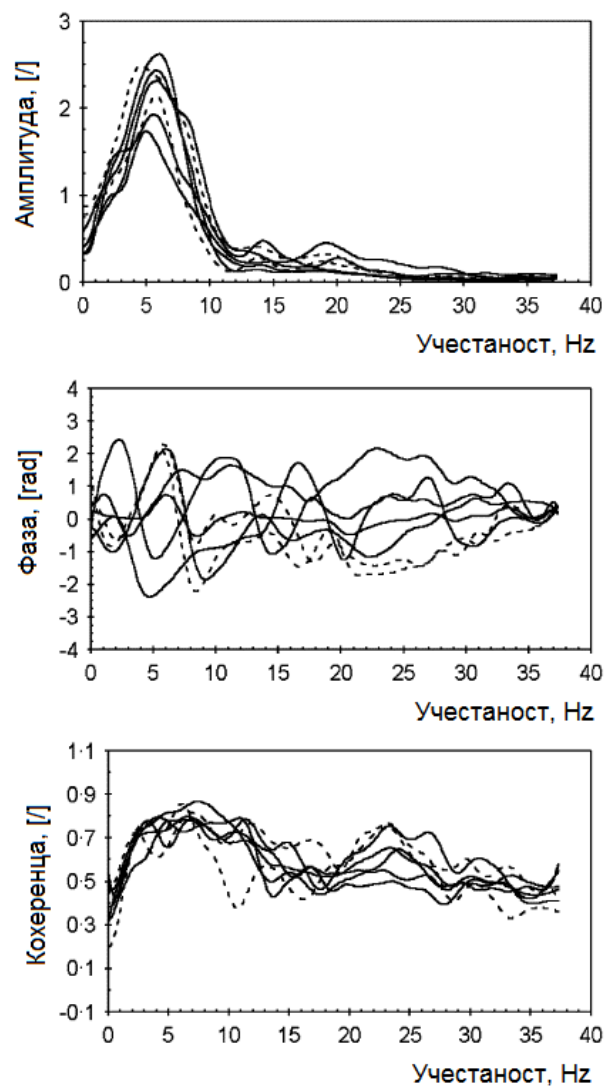
Са друге стране проблем формирања и идентификације одговарајућег биодинамичког модела човека скопчан је и са захтевом да исти треба да на што бољи начин репрезентује резултате експерименталних истраживања. Идентификација параметара модела тежи да минималном циљном функцијом обезбеди добро слагање експерименталних резултата и резултата симулације посматране преносне функције. Како је највећи број истраживања извршен за вертикални правац побуде [9], што је разумљиво, јер су у том правцу оптерећења

највећа, покушано је да се глобално реши проблем формирања биодинамичког модела човека.

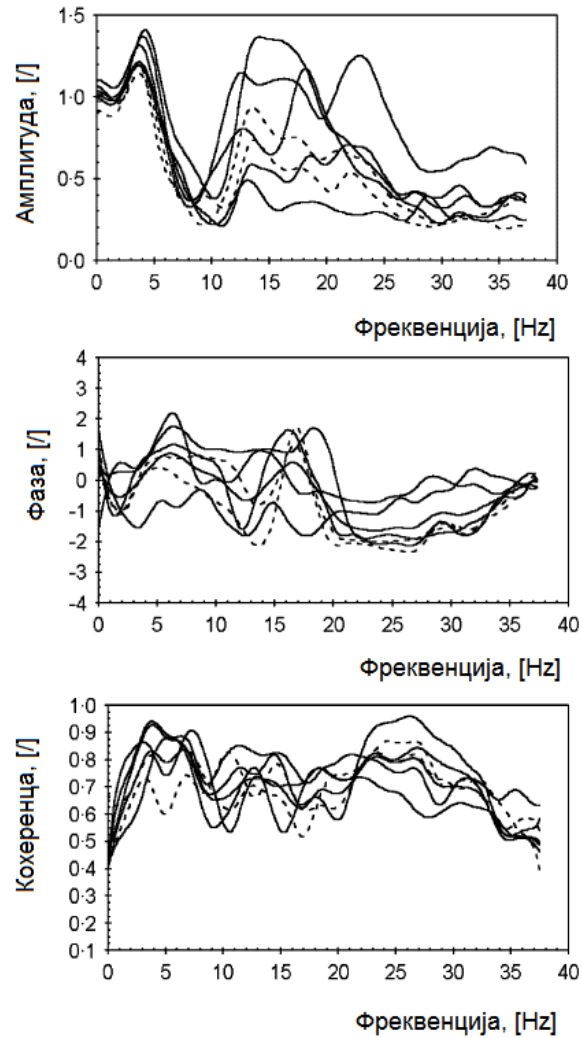
Преношење случајних, вертикалних вибрација на главу, анализирано је преко преносне функције седиште-глава у три трансляторна и три угаона правца [9]. Глава је имала померања у вертикалном и подужном правцу и галопирање. Наслон седишта је имао утицаја на померање главе, док је међу субјективна променљивост била мала у односу на унутар субјективну. Највећа расипања резултата су у резонантним областима. Друга фаза ових истраживања обухватала је утицај подужних и бочних случајних побуда на кретање главе [9]. Положај наслона седишта има утицај на померање главе при подужној побуди и изазива појаву друге резонанце тела, док при бочној побуди нема утицаја на померање главе.

Група од 24 испитаника излагана је широкопојанским, вертикалним случајним вибрацијама равног спектра. Одређивана је динамичка маса, како би се анализирао утицај положаја руку, маса испитаника, амплитуда и врста побуде, као и положај стопала на понашање човека. Утврђивани су тзв. типични положаји у процесу вожње: руке на точку управљача (возач) и руке спуштене поред тела (сувозач). Резултати испитивања показали су вишу резонанцу целог тела (6.5-8.6 Hz), него што је добијено у ранијим испитивањима. Утврђена је строга корелација између масе тела и положаја руку и динамичке масе у процесу вожње. Утицај положаја стопала оцењен је као занемарљив на динамичку масу.

Метода апсорбоване снаге може се користити за оцену штетних ефеката вибрација на човека. Анализа је рађена за сва три правца и упоређена са вреднованим сигнаlima према ИСО 2631/1. Ова метода је развијена, јер методе које користе преносне функције, не узимају у обзир енергију вибрација која се директно преноси на тело, што је показало да је боља мера оцене стреса које тело доживљава под утицајем вибрација. Фреквенцијска вредновања предложена у [7] потцењују утицај вибрација у опсегу од 1 Hz до 3 Hz и прецењују могућности ризика изнад 5 Hz. За вертикалну побуду вредновање по ИСО 2631/1 прецењује ефекте вибрација за учестаности веће од 6 Hz. Ова метода представља једну од објективних метода за оцену утицаја вибрација и формирање препоруке за границе излагања. Највећа апсорбована енергија јавља се при главној резонанци тела.

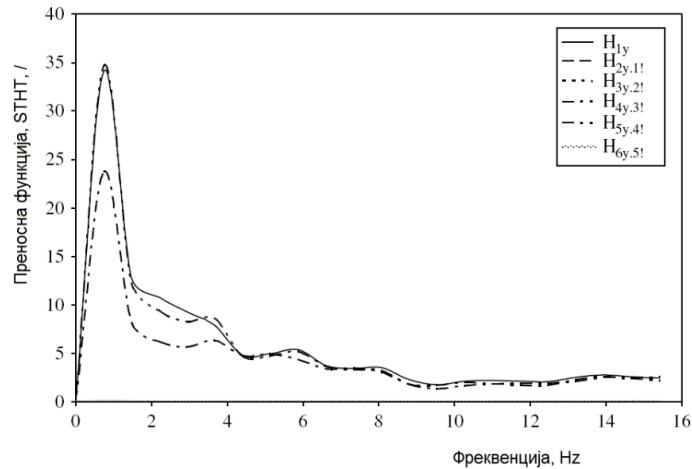


Слика 21. Понашање човечијег тела под дејством двокомпонентних вибрација, Преносна функција STHT у подужном правцу, за групу од 7 испитаника [9]

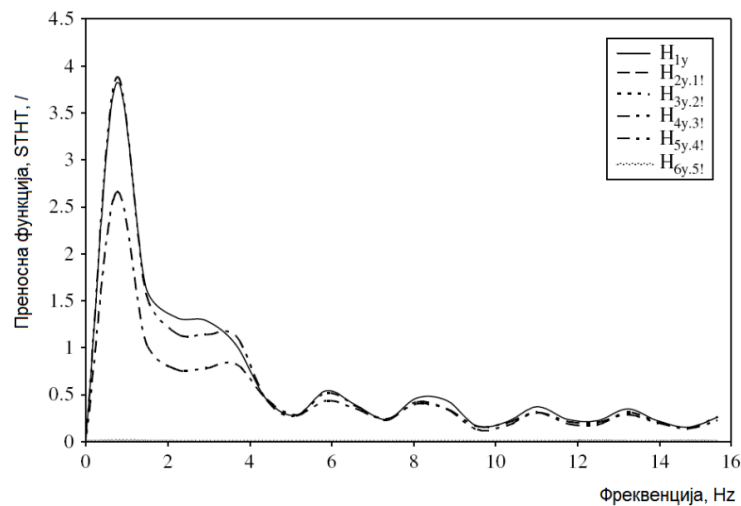


Слика 22. Понашање човечијег тела под дејством двокомпонентних вибрација, Преносна функција *STHT* у вертикалном правцу, за групу од 7 испитаника [3]

Истраживања су показала да положај наслона седишта утиче на ниво пренетих вибрација кроз човека у седећем положају, као и на резонантне учестаности. Вибрације које се преносе са точка управљача не утичу на преносну функцију седиште-глава (*Seat To Head Transmissibility, STHT*) па се код биодинамичког моделирања не морају у обзир и може се посматрати као модел сувозача.



Слика 23. Преносна функција STHT у подужном правцу, за положај седишта под углом од 90° и побуду напред-назад, $2,25 \text{ ms}^{-2} \text{ rms}$



Слика 24. Преносна функција STHT у ветикалном правцу, за положај седишта под углом од 90° и побуду напред-назад, $2,25 \text{ ms}^{-2} \text{ rms}$ [3]

Пошто је субјективни осећај вертикалних вибрација јачи него подужних од испитаника се тражило да подеси ниво подужних вибрација да се добије осећај једнаких побуда. Са тако подешеним нивоима подужних убрзања поновљена је претходна анализа.

9. Експериментално одређивање преносне функције седиште-глава

За пројектовање аутомобила са становишта осцилаторне удобности од значаја су познавање преношења вибрација кроз човечије тело и њихов утицај на психофизичке карактеристике човека. Данас се утицај вибрација на човека истражује како у експлоатационим тако и у лабораторијским условима. При томе се далеко већа пажња поклања лабораторијским истраживањима јер се тиме обезбеђује стабилност параметара микро-окружења (бука, термичка оптерећења и сл.) и поновљивост резултата. У практичним случајевима се истраживање утицаја вибрација на човека врши са два аспекта:

- здравља (замор, осцилаторна удобност, појава професионалних обољења и сл.) и
- механичког преноса вибрација кроз човечије тело (биодинамика).

У савременој литератури се најчешће посматра утицај вертикалних вибрација на човека и то најпре хармонијских, а затим и случајних. Обично је у тим случајевима од интереса фреквентни опсег од 1 Hz÷30 Hz. Поред овога, досадашња истраживања у овој области су показала да је човек јако осетљив и на учестаности ниже од 1 Hz, као што су 0.1 Hz па чак и мање (до приближно 0.05 Hz). При поменутих истраживањима, на производним линијама аутомобилских индустрија на линијама за тестирање користе механичке направе-вибрациони побуђивачи или пулзатори. Њих у великој мери користе војне лабораторије у којима се проучава утицај различитих облика вибрација на војнике. Обично су реализовани као хидрауличка платформа са могућношћу побуђивања по два независна управна правца (дво-осни) или по једном линијском правцу (једно-осни), а у ређем броју случајева се захтева истовремена побуда по две осе односно сложено кретање. Управљачки систем пулзатора је тако конципиран да задовољи захтеве континуалног подешавања амплитуде и учестаности вибрација по оба или по једном правцу. Врло често се захтева генерисање различитих таласних облика (синус, траоугао, парабола), при некој задатој учестаности или чак генерисање најсложенијих стохастичких сигнала [16].

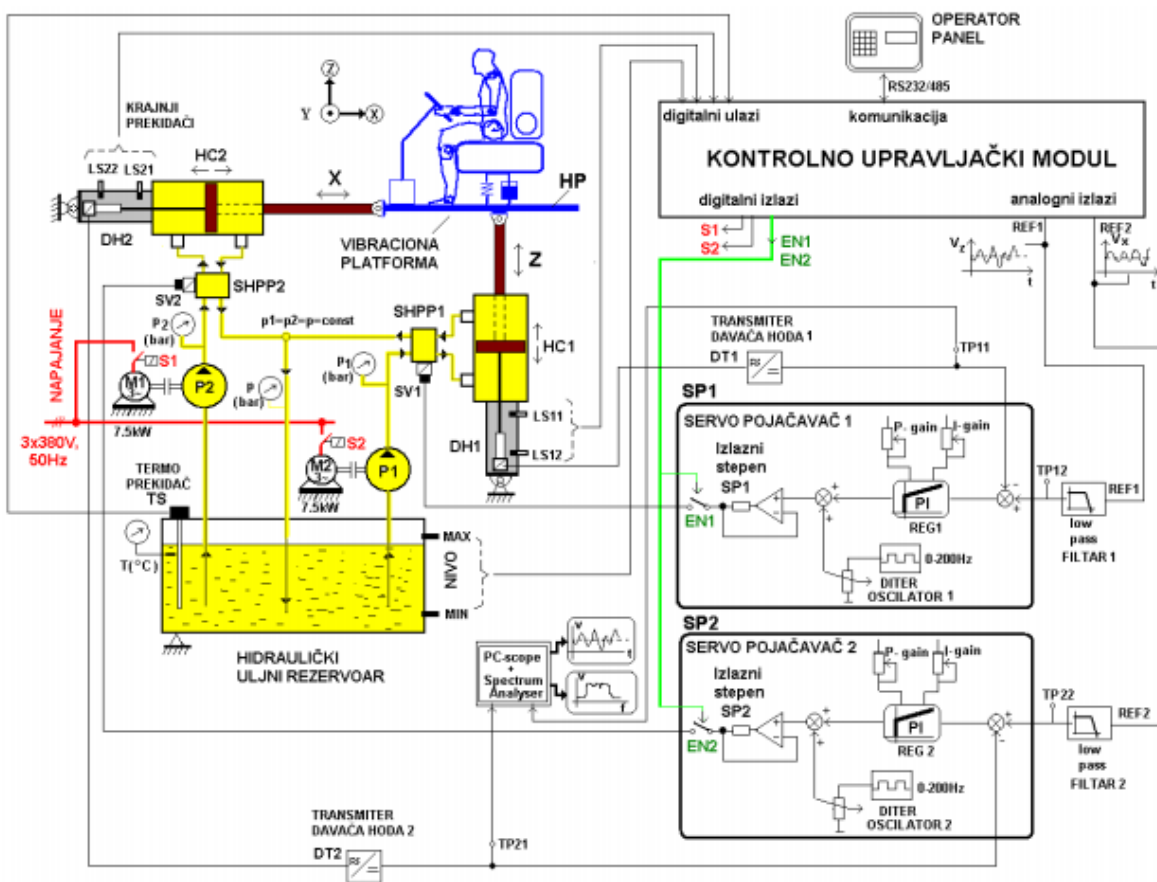
Људи, посебно, путници и возачи су изложени вибрацијама целог тела. Генерално, вибрације се одвијају истовремено у свих шест оса. Променљиве као што су тип возила, брзина возила, површина пута и врста маневра могу мењати величину и фреквенцију вибрација у сваком од шест праваца. Нека возила, као што су трактори и камиони често показују већу вибрацију у смеру кретања (напред-назад) него у вертикалном правцу. Експериментална истраживања и анализа података која је спроведена у путничким возилима показала су да су највећа оптерећења путника у вертикалном правцу, а најмања у бочном правцу, као што је случај у извештајима Грифина, Холмлунда и Симића.

Описивање одговора људског тела у седећем положају изложеног вибрацијама може се извршити помоћу преносне функције седиште-глава (STHT, енг. *Seat To Head Transmissibility*). Она представља фреквентно зависну везу између убрзања главе и убрзања на површини седишта. Поред STHT, привидна маса и механичка импеданса могу се користити за предвиђање човековог понашања под утицајем вибрација. У овом раду је

експериментално анализиран утицај једнокомпонентних случајних вибрација на испитаника помоћу преносне функције СТНТ. Побуда је случајна равног спектра у фреквентном опсегу од 1 до 31 Hz. Том приликом анализиран је утицај амплитуде побуде на преносну функцију седиште-глава у правцу осе X (напред-назад) и у правцу осе Z.

9.1. Мерна инсталација

У експерименту је коришћен електрохидраулични симулатор у Лабораторији за моторна возила, Факултета инжењерских наука. Симулатор је пројектован да обезбеди побуду у фреквентном опсегу од 0.1 до 31 Hz са укупном оптерећењем од 200 kg. Могуће је обезбедити једнокомпонентну и двокомпонентну побуду. Могуће је остварити различите типове побуда: случајна, хармонијска, импулсна итд. [16].



Слика 25. Принципска шема електрохидрауличке контроле хидродинамичког пулзатора [16]

Сигнали убрзања су мерени помоћу давача убрзања **AC102-1A** монтираних на постоље (слика 26 десно) које се налази на седишту између бутина испитаника и давача убрзања монтираних на кациги (слика 26 лево) коју испитаник носи на глави причвршћеној помоћу

каишева. Мерена су убрзања у правцу осе X (напред-назад) и вибрације у правцу осе Z, преко мерно-појачивачког моста **NetdB PRO-132**. Аквиизиција је урађена помоћу програмског пакета **dBFA Pro**. Измерени подаци се складиште у рачунар.



Слика 26. Давачи убрзања монтирани на кацигу (лево) и постоље (десно)

За снимање одзива вибрација коришћени су давачи убрзања AC102-1A, тежине 90 g са осетљивошћу 100 mV/g, пропусног опсега од 0.5÷15.000 Hz, у температурном рангу од -50°C÷121°C, који су приказани на слици 27.



Слика 27. Давачи убрзања AC102-1A

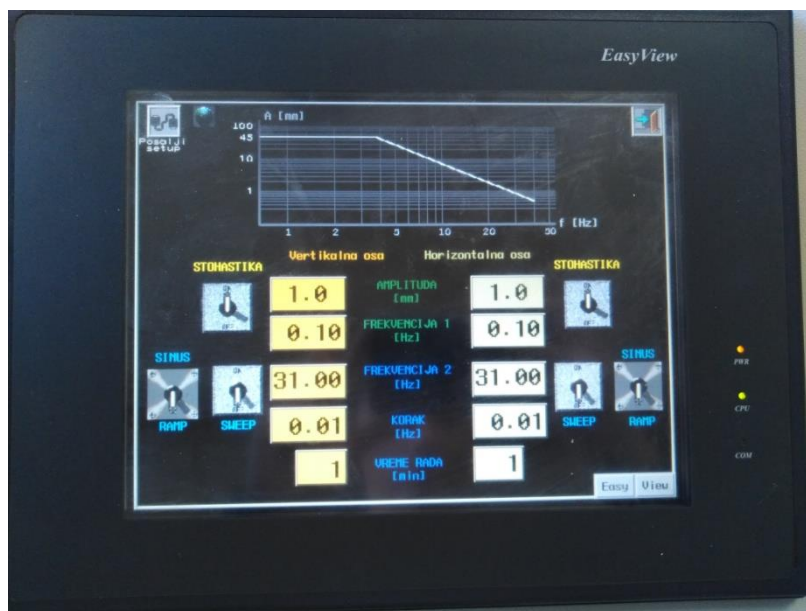
Сигнали убрзања, даље се воде у дигитално мерно појачало **NetdB PRO-132** које представља 12-о каналну хардверску платформу, која служи за снимање, анализирање, пост-процесирање и праћење добијених података у реалном времену, приказану на слици 28. Добијени подаци шаљу даље у **dBFA Pro** софтвер који омогућава кориснику да истовремено прикупља и анализира податке. Након тога се добијени подаци складиштени су у персонални рачунар.



Слика 28. Дигитално мерно појачало NetdB PRO-132

9.2. Опис експеримента

У експерименту, испитаник је био изложен једнокомпонентним случајним вибрацијама у вертикалном правцу, у опсегу од $1 \div 31$ Hz при чему је одзив мерен за хоризонталну осу (X-оса; кретање напред-назад) и вертикалну осу (Z-оса; кретање горе-доле). Испитаник је седео у усправном положају на седишту из серијске производње у позицији са рукама поред тела, слика 30. Ноге нису биле наслоњене на платформу. Том приликом извршена су три мерења при чему је испитаник био изложен случајним вибрацијама са различитим вредностима амплитудама, $1 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s.}$, $1.43 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s.}$ и $2 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s.}$.



Слика 29. Приказ фреквентног опсега пулзатора који је коришћен у експерименту
Испитаник је особа женског пола, старости 26 година, висине 168 cm и телесне масе 43 kg.



Слика 30. Приказ положаја испитаника и постављених давача приликом експеримента

Да би се одредила преносна функција, убрзање је мерено у контакту седишта и седалног дела испитаника, где су давачи били постављени на метални део који се налазио између испитаникових бутина, што представља „улаз“, а остала три давача убрзања, налазила су се на кациги коју је испитаник носио на глави, и које је била причвршћена за главу уз помоћ кожног каиша, који су представљали „излаз“.

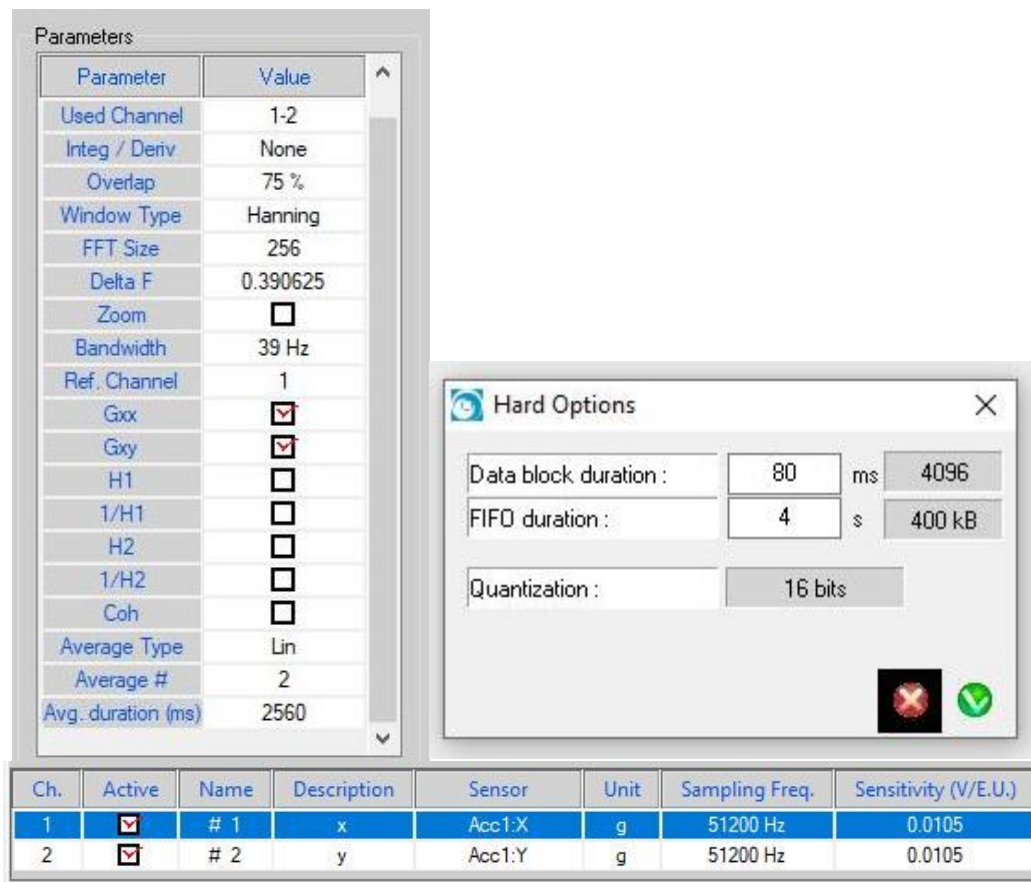
Вршена је обрада података у временском и фреквентном домену.

9.3. Резултати мерења

Мерење је обављено док је испитаник седео усправно, при чему је био изложен једнокомпонентним случајним вибрацијама у вертикалном правцу у опсегу од $1 \div 31$ Hz, док су ефективне вредности побуде биле $1 \text{ ms}^{-2} \text{ g.m.s}$, $1.43 \text{ ms}^{-2} \text{ g.m.s}$ и $2 \text{ ms}^{-2} \text{ g.m.s}$. Добијене су преносне функције седиште-глава за правац осе X (напред-назад) и правац осе Z за све три вредности амплитуде.

Параметри експеримента су: брзина узорковања 51.200 Hz, време трајања блока 80 ms, број узорака 4.096, при чему је број осредњавања 2, корак узорковања $\Delta t = 0.0195 \text{ ms}$. Преклапање сигнала је 75%. Корак фреквенције $\Delta f = 0.390625 \text{ Hz}$, а пропусни опсег износи $B = 39 \text{ Hz}$.

Никвистов критеријум учестаности је задовољен, јер је фреквенција узорака већа од двоструке брзине узорковања. На слици 31. приказани су улазни параметри који су коришћени приликом експеримента.



Слика 31. Параметри експеримента

У табели 1, табели 2 и табели 3 дате су статистичке карактеристике сигнала које су мерене за ефективне вредности амплитуде 1 ms^{-2} r.m.s. (табела 1), 1.43 ms^{-2} r.m.s. (табела 2) и 2 ms^{-2} r.m.s. (табела 3).

Табела 1. Статистичке карактеристике сигнала за ефективну вредност апмплитуде 1 ms^{-2} r.m.s. (значење индекса: s-седиште, g-глава)

	Минимална вредност (m/s^2)	Локални минимум (s)	Максимална вредност (m/s^2)	Локални максимум (s)	Средња вредност (m/s^2)	Стандардна девијација (m/s^2)	Ефективна вредност (m/s^2)	Асиметричност (m/s^2)	Спљошгеност
Xs	-0.1010	8.6855	0.0994	27.6099	0.0022	0.0277	0.0277	-0.1718	2.8003
Ys	-0.7578	23.7331	0.6514	21.8491	0.0107	0.2197	0.2200	-0.0298	2.7071
Zs	-0.5795	27.7361	0.5806	27.7584	0.0058	0.1727	0.1728	-0.0092	2.8239
Xg	-0.0832	21.4216	0.0763	26.2341	0.0012	0.0135	0.0136	-0.2771	7.0957
Yg	-0.1605	21.2928	0.1589	3.5087	0.0061	0.0285	0.0292	0.0511	3.8409
Zg	0.0236	29.2881	0.0258	3.8041	0.0248	0.0002	0.0248	-0.1887	3.1139

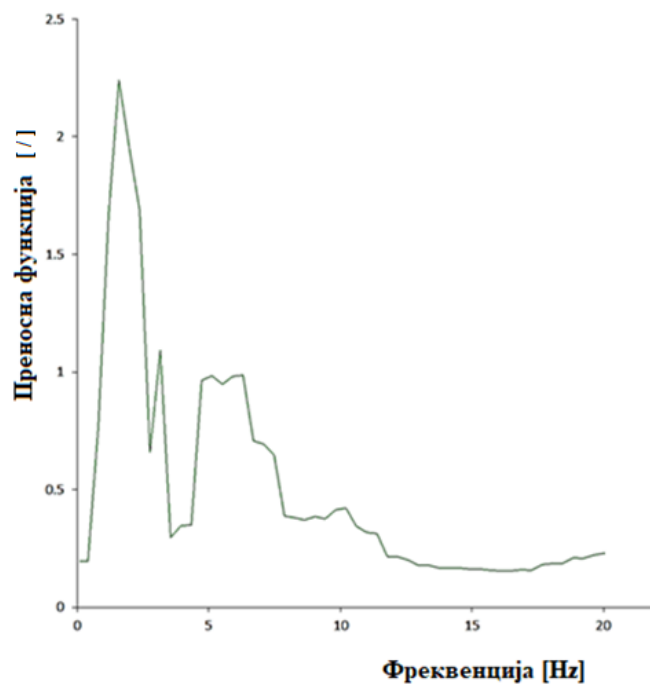
Табела 2. Статистичке карактеристике сигнала за ефективну вредност амплитуде 1.43 ms^{-2} г.м.с. (значење индекса: s-седиште, g-глава)

	Минимална вредност (m/s^2)	Локални минимум (s)	Максимална вредност (m/s^2)	Локални максимум (s)	Средња вредност (m/s^2)	Стандардна девијација (m/s^2)	Ефективна вредност (m/s^2)	Асиметричност (m/s^2)	Спљошгеност
Xs	-0.1782	12.4290	0.1725	23.4246	0.0021	0.0482	0.0483	0.0082	2.9434
Ys	-1.4219	7.3177	1.3439	10.5656	0.0088	0.4180	0.4181	-0.1001	2.7761
Zs	-1.3835	2.7778	1.4407	3.4064	0.0045	0.5115	0.5116	-0.0296	2.2334
Xg	-0.0435	6.1718	0.0513	5.4093	0.0007	0.0139	0.0140	0.0415	2.5812
Yg	-0.1390	17.7033	0.1342	11.6573	0.0042	0.0326	0.0329	0.0155	2.8550
Zg	0.0235	5.5517	0.0256	21.1640	0.0247	0.0002	0.0247	-0.1856	3.0997

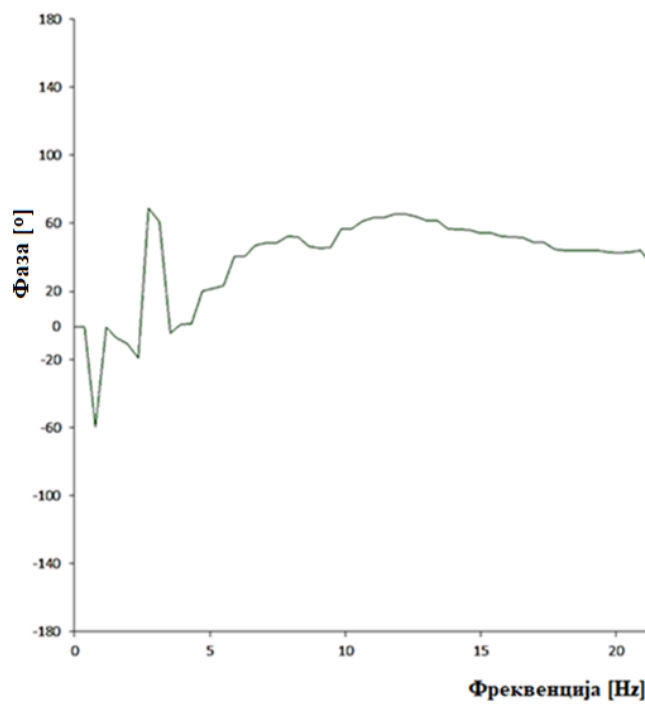
Табела 3. Статистичке карактеристике сигнала за ефективну вредност амплитуде 2 ms^{-2} г.м.с. (значење индекса: s-седиште, g-глава)

	Минимална вредност (m/s^2)	Локални минимум (s)	Максимална вредност (m/s^2)	Локални максимум (s)	Средња вредност (m/s^2)	Стандардна девијација (m/s^2)	Ефективна вредност (m/s^2)	Асиметричност (m/s^2)	Спљошгеност
Xs	-0.2280	13.3434	0.2405	21.6194	0.0020	0.0622	0.0622	0.1571	2.6923
Ys	-1.6173	28.1091	1.5013	9.0635	0.0090	0.5019	0.5020	-0.1063	2.7430
Zs	-2.0431	22.9398	1.8405	7.0652	0.0044	0.6955	0.6956	-0.0842	2.3701
Xg	-0.0886	14.5483	0.0675	29.1714	0.0005	0.0215	0.0215	-0.0116	2.7026
Yg	-0.1700	15.8489	0.2164	28.0950	0.0041	0.0471	0.0472	0.0410	3.3026
Zg	0.0234	29.1451	0.0256	4.7337	0.0246	0.0002	0.0246	-0.1999	3.1158

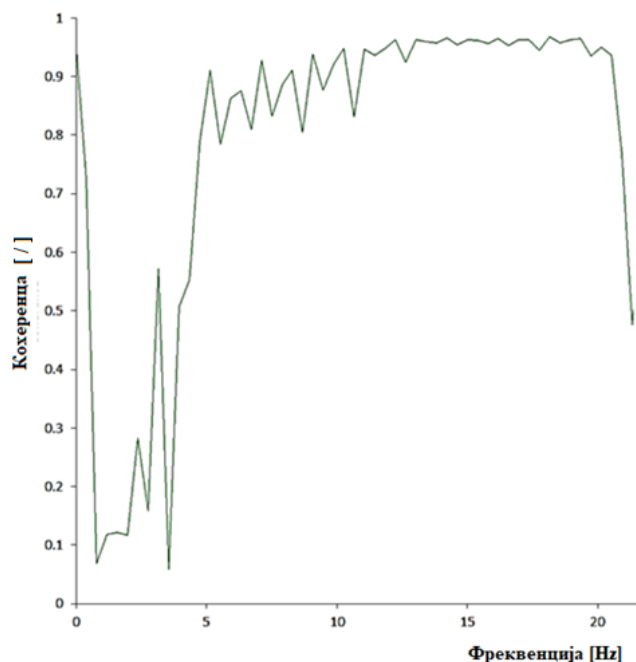
Приликом првог мерења испитаник је био изложен једнокомпонентним случајним вибрацијама у вертикалном правцу, у опсегу од $1 \div 31 \text{ Hz}$, при чему је мерен одзив у правцу осе X (напред-назад) и у правцу осе Z, за ефективну вредност амплитуде 1 ms^{-2} г.м.с., и добијени су резултати који су приказани на слици 32 (за осу X) и на слици 33 (за осу Z). Анализа је рађена за опсег од $1 \div 20 \text{ Hz}$ јер су претходно спроведена истраживања [17] показала да фреквентни опсег изнад 20 Hz није од великог значаја за осцилаторну удобност возила.



а)



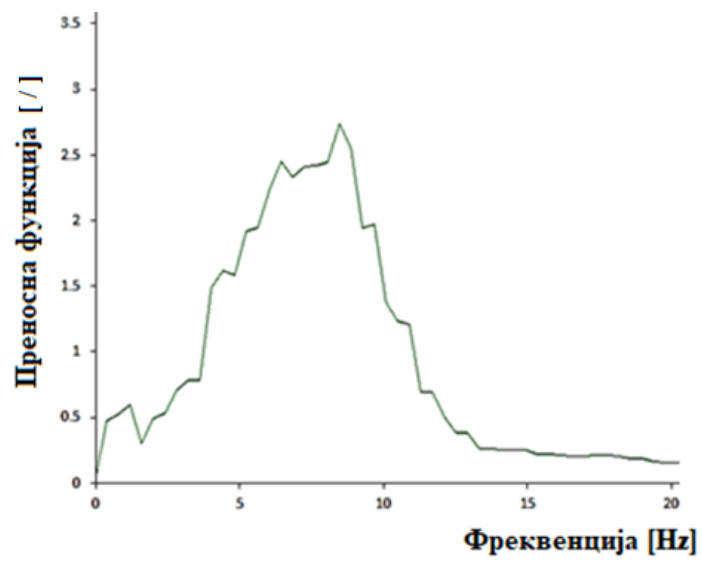
б)



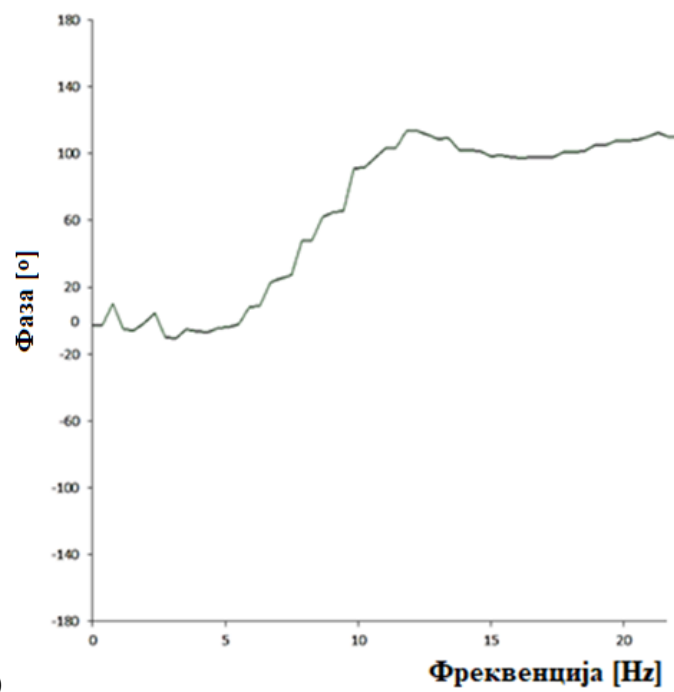
в)

Слика 32. Преносна функција седиште-глава: а) функција увећања, б) фазна карактеристика и в) функција кохеренце за једнокомпонентну вертикалну побуду у правцу осе X (напред-назад) ефективне амплитуде $1 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s}$

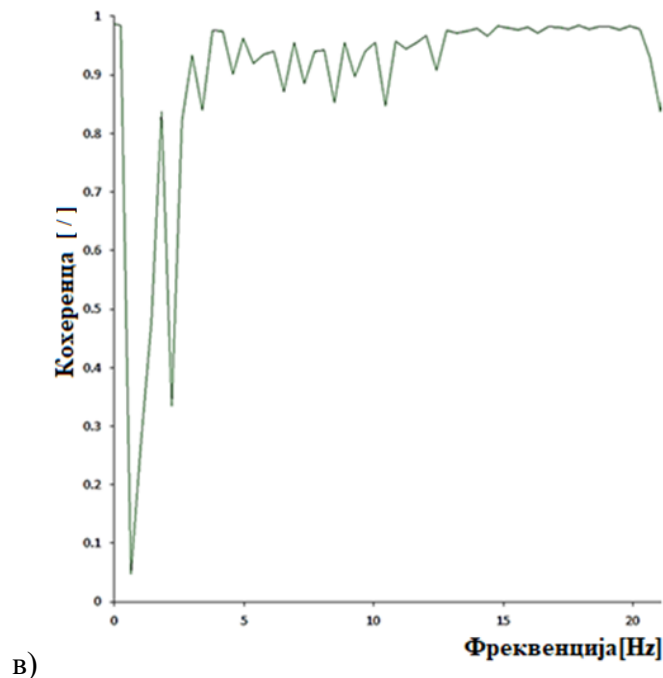
Са слике 32 се може уочити да се максимум јавља на око 2 Hz, што представља резонантну учестаност човековог тела у правцу осе X (напред-назад) за функцију увећања. У опсегу од 5÷20 Hz, функција кохеренце је веома блиска вредности 1, што значи да у овом опсегу постоји велика повезаност између побудног и одзивног сигнала, док се у опсегу 0÷5 Hz може уочити нагли пад функције кохеренце, што указује на супротно тј. да је у том опсегу повезаност између побудног и одзивног сигнала веома мала. До промена вредности фазе долази у опсегу од 2÷4 Hz.



a)



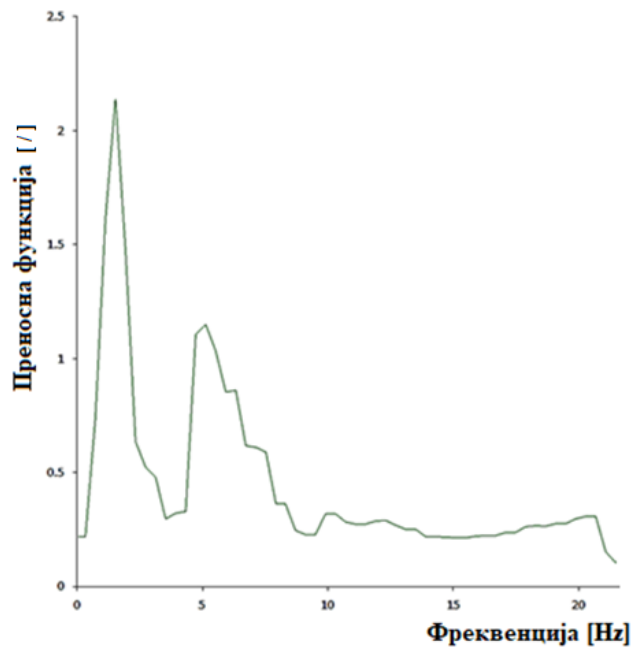
б)



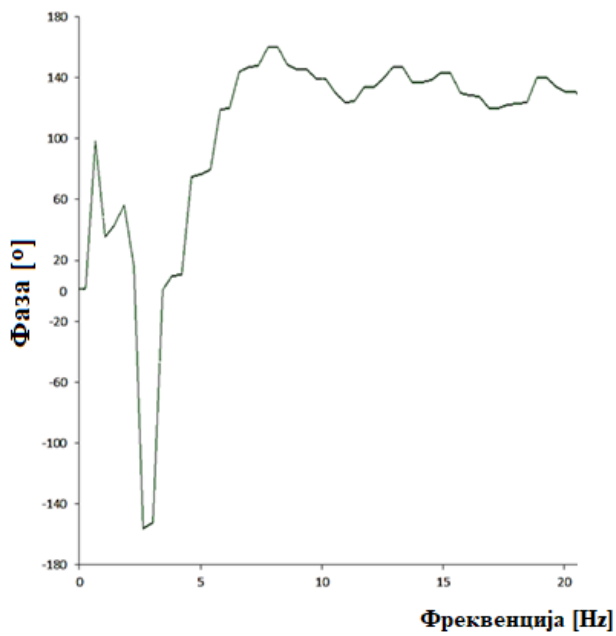
Слика 33. Преносна фунцкија седиште-глава: а) функција увећања, б) фазна карактеристика и в) функција кохеренце за једнокомпонентну вертикалну побуду у правцу осе Z, ефективне амплитуде $1 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s}$

На слици 33 се може уочити да функција увећања постепено расте у опсегу од $4 \div 8 \text{ Hz}$, што представља резонантну учестаност човековог тела када се она одређује у вертикалном правцу. Вредности фазе до 6 Hz су готово константне и мало одступају од нуле, док се изнад 6 Hz уочава нагли пораст фазне карактеристике до неких 15 Hz након чега достиже вредност 100° и остаје готово непромењена. У опсегу од $4 \div 20 \text{ Hz}$, функција кохеренце је веома блиска вредности 1 и у овом опсегу постоји велика повезаност између побудног и одзивног сигнала, док се у опсегу $0 \div 4 \text{ Hz}$ може уочити нагли пад функције кохеренце, што указује да је у том опсегу повезаност између побудног и одзивног сигнала веома мала.

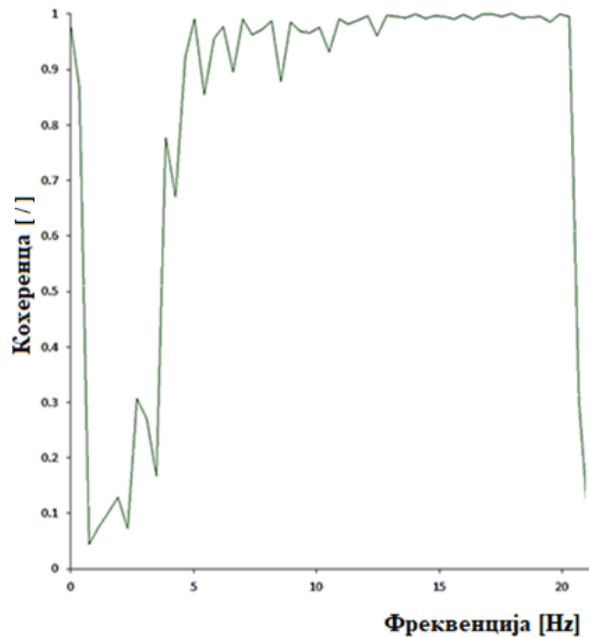
Приликом другог мерења испитаник је био изложен једнокомпонентним случајним вибрацијама у вертикалном правцу, у опсегу од $1 \div 31 \text{ Hz}$ за ефективну вредност амплитуде $1.43 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s.}$, и добијени су резултати који су приказани на слици 34 (одзив у правцу осе X (напред-назад)) и слици 35 (за одзив у правцу осе Z), док је испитаник седео у усправном положају, а наслон седишта се налазио под углом од 90° .



а)



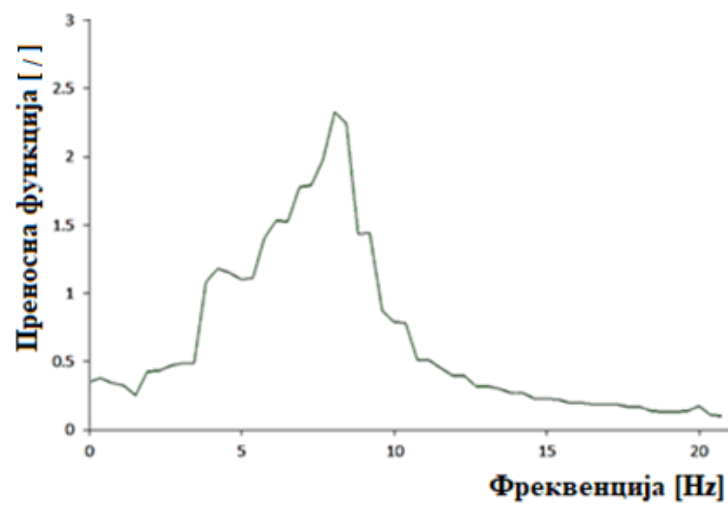
б)



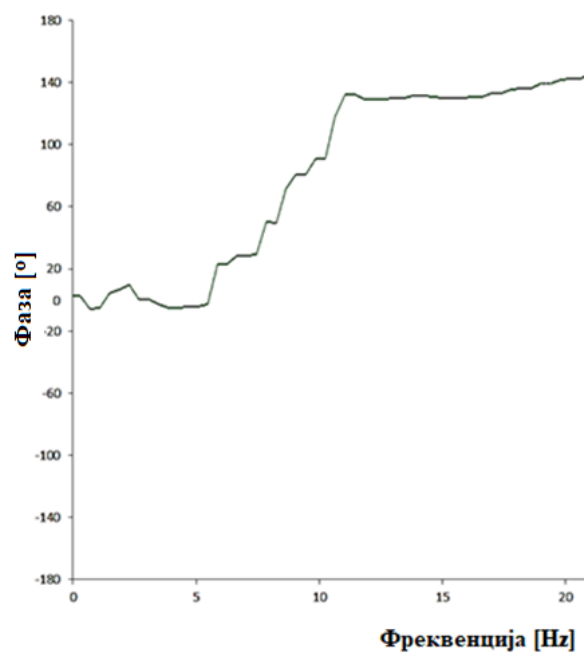
в)

Слика 34. Преносна функција седиште-глава: а) функција увећања, б) фазна карактеристика и в) функција кохеренце за једнокомпонентну вертикалну побуду у правцу осе X (напред-назад) ефективне амплитуде $1.43 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s}$

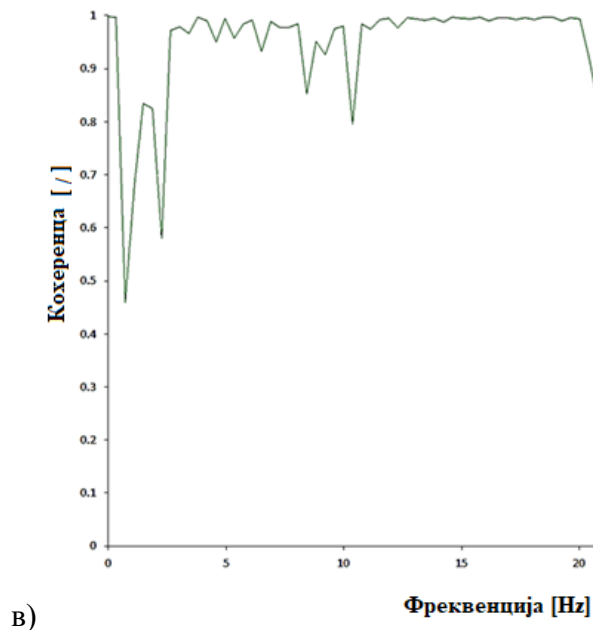
Са слике 34 се може уочити да се код функције увећања јављају два максимума и то око 2 Hz и 6 Hz. За фазну карактеристику може се уочити пораст на око 1 Hz и нагли пад на 3 Hz, након чега нагло расте и има мало одступање од 140° . У опсегу од 4÷20 Hz, функција кохеренце је веома блиска вредности 1, што показује да је у овом опсегу постоји велика повезаност између побудног и одзивног сигнала, као и у претходном случају када је вредност амплитуде била $1 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s}$. док се у опсегу 1÷4 Hz може уочити нагли пад функције кохеренце, што указује да је у том опсегу повезаност између побудног и одзивног сигнала веома мала.



а)



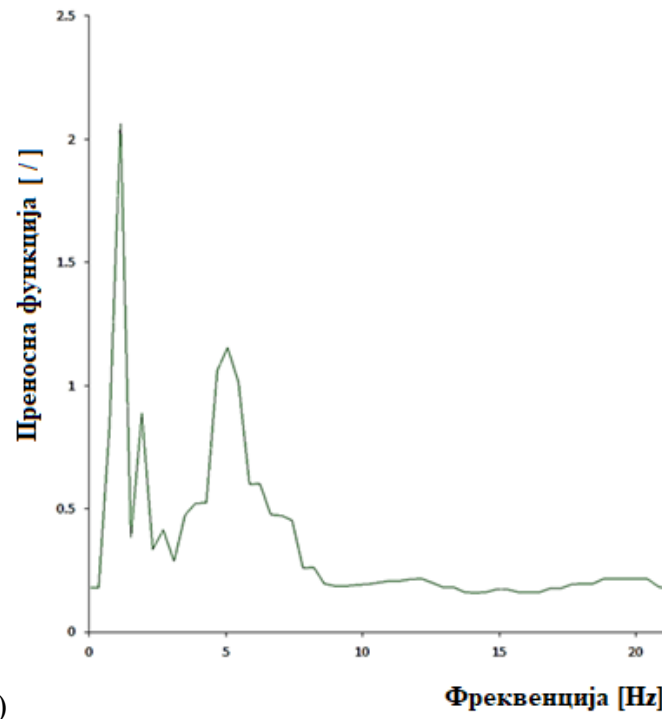
б)



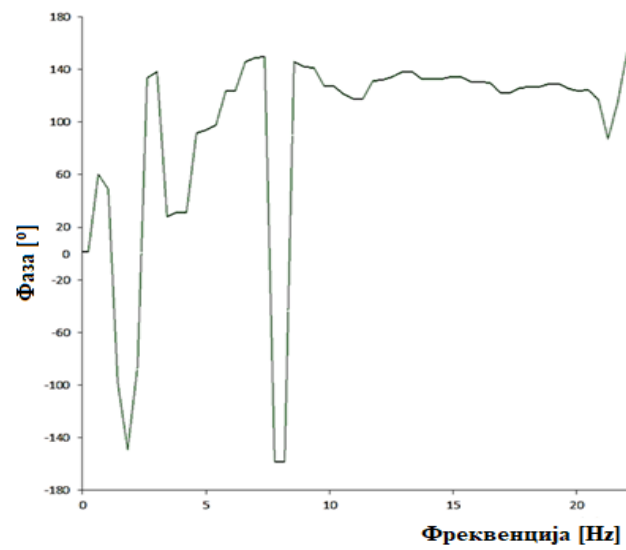
Слика 35. Преносна функција седиште-глава: а) функција увећања, б) фазна карактеристика и в) функција кохеренце за једнокомпонентну вертикалну побуду у правцу осе Z, ефективне амплитуде $1.43 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s}$

На слици 35 се може уочити да функција увећања постепено расте у опсегу од 4÷8 Hz, при чему се јавља карактеристичан максимум на 8 Hz. Фазна карактеристика има вредности које незнатно одступају од нуле, а након фреквенције од 6 Hz она нагло расте до 140° и ту вредност задржава све до краја. У опсегу од 4÷20 Hz, функција кохеренце је веома блиска вредности 1, као и у претходним случајевима, што показује да је у овом опсегу постоји велика повезаност између побудног и одзивног сигнала, међутим у опсегу 0÷4 Hz може уочити благи пад функције кохеренце испод вредности 1, што указује да је у том опсегу повезаност између побудног и одзивног сигнала нешто мања. На фреквенцији од 1 Hz функција кохеренце износи 5.

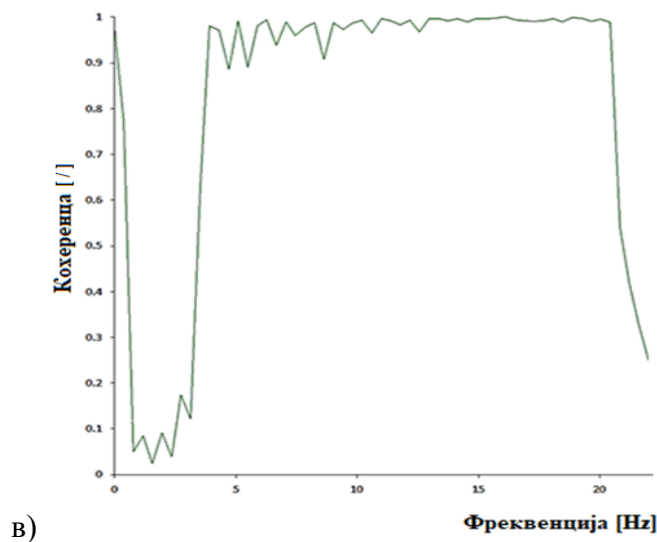
Приликом трећег мерења испитаник је био изложен случајним вибрацијама у опсегу 1÷31 Hz ефективне вредности амплитуде $2 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s.}$, са побудом у вертикалном правцу и добијени су резултати који су приказани на слици 36 (одзив за правац осе X) и слици 37 (одзив за правац осе Z). Испитаник седео у усправном положају, а наслон седишта се налазио под углом од 90° у односу на осцилирајућу платформу.



а)

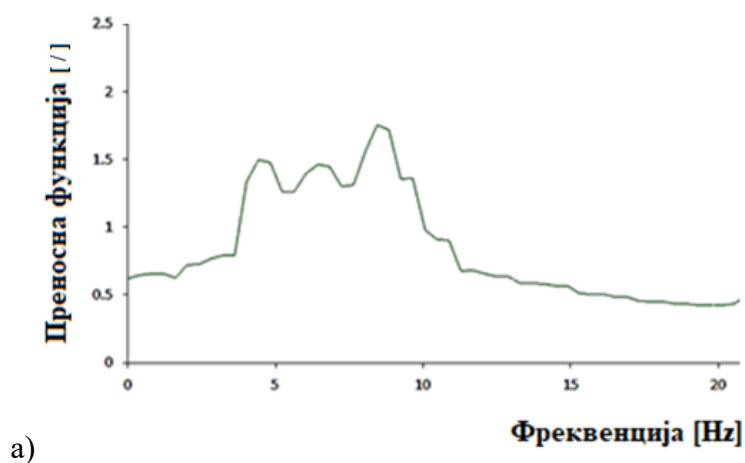


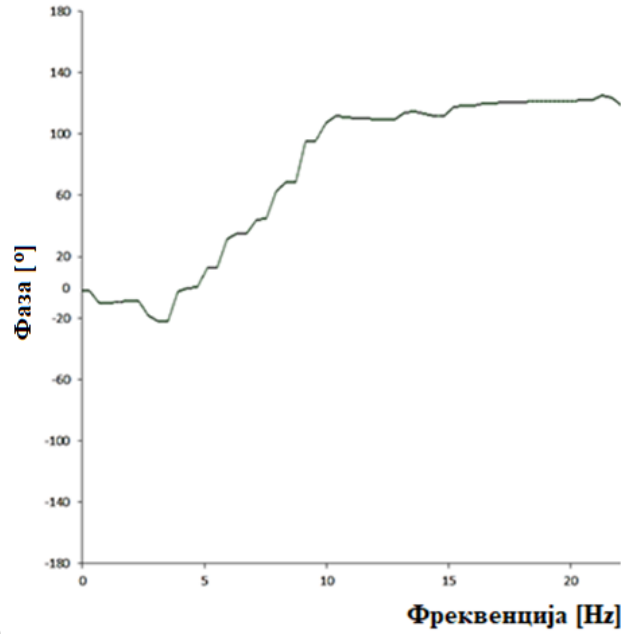
б)



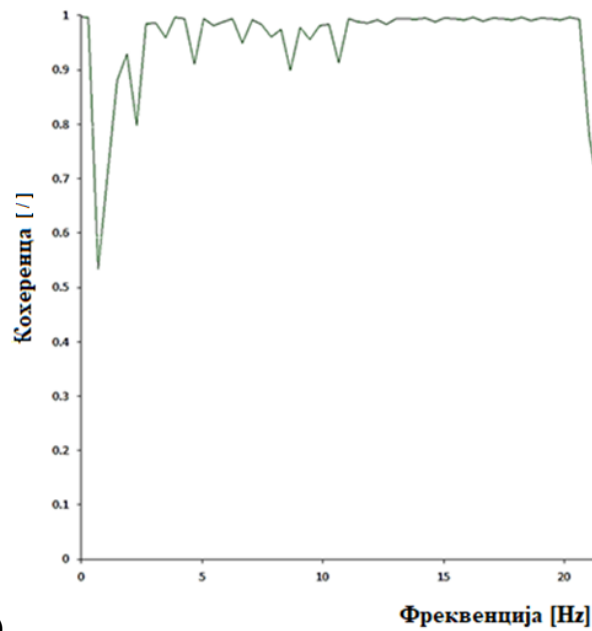
Слика 36. Преносна функција седиште-глава: а) функција увећања, б) фазна карактеристика и в) функција кохеренце за једнокомпонентну вертикалну побуду у правцу осе X (напред-назад), ефективне амплитуде $2 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s}$

Са слике 36 се може уочити да се код функције увећања јављају два максимума и то на 2 Hz и 6 Hz, као што је био случај када је ефективна вредност амплитуде износила $1.43 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s}$. Фазна карактеристика за вредност амплитуде од $2 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s}$ сада има два нагла пада и то на 2 Hz и на 8 Hz. У опсегу од 4÷20 Hz, функција кохеренце је веома блиска вредности 1, што показује да је у овом опсегу велика повезаност између побудног и одзивног сигнала, док се у опсегу 1÷4 Hz може уочити нагли пад функције кохеренце, што указује да је у том опсегу повезаност између побудног и одзивног сигнала веома мала.





б)



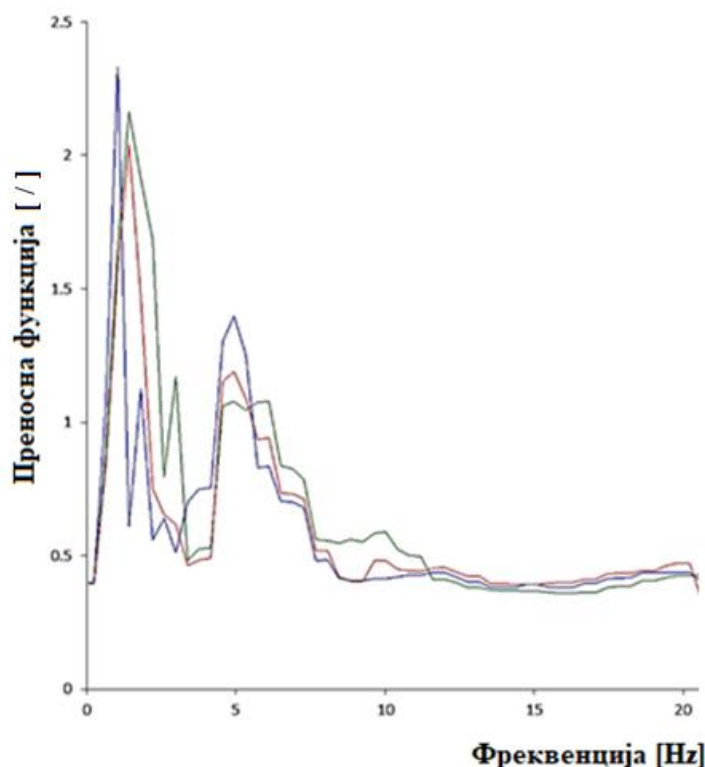
в)

Слика 37. Преносна функција седиште-глава: а) функција увећања, б) фазна карактеристика и в) функција кохеренце за једнокомпонентну вертикалну побуду у правцу осе Z, ефективне амплитуде $2 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s}$

На слици 37 се може уочити да функција увећања у опсегу 4 Hz÷8 Hz има карактеристичних максимума као у претходним случајевима за исту осу (за ефективне вредности амплитуда $1 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s}$ и $1.43 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s}$). Фазна карактеристика од 3 Hz до 10 Hz расте, након чега задржава вредност око 120° . За све вредности између 1 Hz и 20 Hz функција кохеренце је

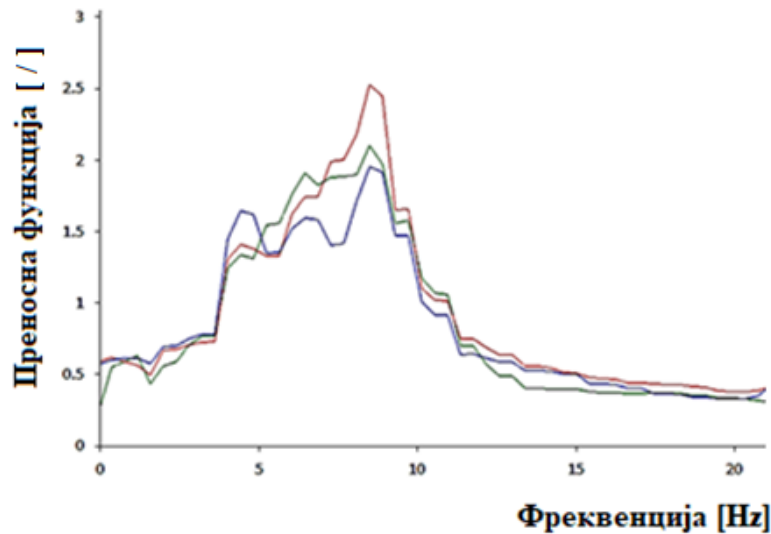
веома блиска вредности 1, и може се закључити показује да постоји велика повезаност између побудног и одзивног сигнала.

Дат је упоредни приказ преносних функција једнокомпонентне побуде у вертикалном правцу, за одзив у правцу осе X, за ефективне вредности $1 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s}$ (зелена линија), $1.43 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s}$ (црвена линија), $2 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s}$ (плава линија) за случајне вибрације у распону од 1-20 Hz, (слика 38) и упоредни приказ преносних функција једнокомпонентне побуде у вертикалном правцу, за одзив у правцу осе Z за ефективне вредности $1 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s}$ (зелена линија), $1.43 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s}$ (црвена линија), $2 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s}$ (плава линија) за случајне вибрације у распону од 1-20 Hz (слика 39).



Слика 38. Упоредни приказ функција увећања за једнокомпонентну побуду у вертикалном правцу, за одзив у правцу осе X, за ефективне вредности амплитуде $1 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s}$ (зелена линија), $1.43 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s}$ (црвена линија), $2 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s}$ (плава линија) за случајне вибрације у распону од 1-20 Hz, при чему је испитаник седео у усправном положају

Са слике 38 може се закључити да се без обзира на ефективну вредност амплитуде јављају карактеристични максимуми на 2 Hz и 5 Hz, међутим они су померени један у односу на други што указује на нелинеарност система. Такође, на фреквенцији од 5 Hz се види да са порастом амплитуде расте и вредност функције увећања, што на фреквенцији од 2 Hz није случај. На фреквенцији од 3 Hz за најмању ефективну вредност амплитуде од $1 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s}$ се не јавља максимум, док се за ефективне вредности амплитуде $1.43 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s}$ и $2 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s}$ јављају максимуми који су померени један у односу на други, што такође указује на нелинеарност.



Слика 39. Упоредни приказ функција увећања једнокомпонентне побуде у вертикалном правцу, за одзив у правцу осе Z, за ефективне вредности амплитуде 1 ms^{-2} r.m.s (зелена линија), 1.43 ms^{-2} r.m.s (црвена линија), 2 ms^{-2} r.m.s (плава линија) за случајне вибрације у распону од 1-20 Hz, при чему је испитаник седео у усправном положају

На слици 39 дат је упоредни приказ преносних функција једнокомпонентне побуде у вертикалном правцу, за одзив у правцу осе Z, за ефективне вредности амплитуде 1 ms^{-2} r.m.s (зелена линија), 1.43 ms^{-2} r.m.s (црвена линија), 2 ms^{-2} r.m.s (плава линија) за случајне вибрације у распону од 1-20 Hz. На фреквенцији од 4 до 8 Hz уочава се пораст преносне функције за све вредности амплитуде, с тим што је на 4 Hz за ефективну вредност амплитуде 1 ms^{-2} r.m.s вредност највећа. На фреквенцији од 8 Hz за ефективну вредност амплитуде 1 ms^{-2} r.m.s функција увећања је најмања, док је на истој тој фреквенцији за ефективну вредност амплитуде 1.43 ms^{-2} r.m.s функција увећања највећа.

9.4. Анализа резултата

У претходном делу рада приказани су дијаграми функције увећања, фазне карактеристике и функције кохеренце сигнала мерених на седишту и глави испитаника.

Познато је да кохеренца представља повезаност између два сигнала која се мере, тачније повезаност између побудног и одзивног сигнала. У овом случају, конкретно побудни сигнал представља сигнал вибрација мерен на седишту, а одзивни сигнал је сигнал мерен на глави испитаника. Максимална вредност кохеренце два сигнала креће се у распону од 0 до 1, где вредности близу 0 представљају изузетно малу повезаност између сигнала и обрнуто. Вредности кохеренце су углавном веома високе, тј. имају вредности приближне 1 у скоро целом фреквентном опсегу. То значи да постоји велика повезаност између побудног и одзивног сигнала, што је и логично због саме конституције људског тела које реагује на

побуду. Може се уочити и нагли пад вредности кохеренце у приближном опсегу од $1 \div 5$ Hz у правцу осе X (напред-назад) и у вертикалном правцу.

Облик фазе као и вредности фазе зависе од тога да ли се она посматра у правцу осе X (напред-назад) или у правцу осе Z. Знатно веће промене у облику криве као и много веће вредности фазног кашњења могу се уочити у правцу осе X, за тзв. кретање напред-назад. Разлог је сама тенденција човека да задржи природан положај током вожње, односно да остане леђима наслоњен уз седиште. За вертикално кретање (посматрано у правцу осе Z) ово није случај, пошто са кретањем седишта, сразмерно се креће цело тело човека који седи на њему.

Слична ситуација као за фазу, може се приметити и у случају преносне функције. Максималне вредности за хоризонтално кретање (кретање напред-назад) могу се наћи на фреквенцијама око 2 Hz. За разлику од хоризонталног кретања (напред-назад), код вертикалног кретања максималне вредности преносне функције јављају се на фреквенцији око 8 Hz. Може се уочити да у правцу осе X преносна функција расте са порастом амплитуде на фреквенцији од 5 Hz, док се на фреквенцији од 2 Hz где је вредност преносне функције највећа уочава да су максимуми померени један у односу на други, што указује на нелинеарност система. У правцу осе Z, на фреквенцији од 4 до 8 Hz уочава се пораст преносне функције за све вредности амплитуде, с тим што на фреквенцији 4 Hz са порастом амплитуде расте и преносна функција. Међутим, на фреквенцији од 8 Hz за ефективну вредност амплитуде 1 ms^{-2} r.m.s функција увећања је најмања, док је на истој тој фреквенцији за ефективну вредност амплитуде 1.43 ms^{-2} r.m.s функција увећања највећа.

Узимајући у обзир да преносна функција представља однос између побуде и одзива у фреквентном домену, тј. преносна функција описује понашање неког система, поставља се питање има ли смисла одређивати преносу функцију за човека. Познато је да уколико знамо преносну функцију и знамо побуду, можемо предвидети одзив.

Исто се може рећи и за кохеренцу и фазу. За одређивање ових функција на испитаницима, знатно боља варијанта би била имати већи узорак испитаника. На тај начин могла би се извршити класификација на основу добијених резултата јер је људско тело специфично у и не може се упоредити са машинским склопом.

Закључак

У експерименту који је изведен у лабораторији Факултета инжењерских наука у Крагујевцу, на електрохидрауличком пулзатору одређена је преносна функција седиште-глава. Између испитаникових бутина, налазио се сталак са давачима, што је представљало улаз а на глави испитаника се налазила кацига на коју су монирани давачи, што је представљало излаз. Испитаник је седео усправно, са рукама поред тела, при чему се наслон седишта налазио под углом од 90° . Задата је једнокомпонентна случајна побуда у вертикалном правцу, при чему је мерена преносна функција у правцу осе X (напред-назад) и у вертикалном правцу, док су вариране амплитуде, чије су ефективне вредности износиле $1 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s.}$, $1.43 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s.}$ и $2 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s.}$

На основу спроведеног експеримента и добијених резултата који су приказани у предходном поглављу дошло се до следећих закључака:

- Резонанце тела у правцу вертикалне осе јављају између 4 Hz и 8 Hz, при чему је највећа преносна функција за $1.43 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s.}$, док се за хоризонталну осу, за тзв. кретање тела напред-назад, резонанце тела јављају око 2 Hz, а највећа преносна функција је за $2 \text{ ms}^{-2} \text{ r.m.s.}$
- Анатомски исправан положај седења (усправан положај) тежи да повећа преносну функцију на вишим фреквенцијама и да је минимизира на нижим, међутим како се амплитуда повећава човек ће свесно или несвесно покушати да смањи нелагодност изазвану вибрацијама тако што ће мењати положај тела, што може изазвати појаву максимума.
- Руке испитаника су се налазиле поред тела а не на точку управљача, што је атипичан положај возача током коришћења моторног возила. Предходно поменута испитивања доказала да се преношење вибрација преко точка управљача може занемарити приликом одређивања преносне функције седиште-глава, а резултати који су добијени током овог експеримента, и односе се и на сувозача, односно путнике, обзиром да су се руке испитаника налазиле поред тела, што је карактеристично за путнике.
- Испитаник је особа женског пола, телесне масе 43 kg. Увећана телесна тежина је повезана са смањеном преносном функцијом седиште-глава.
- Амплитуда побуде утиче на преносну функцију седиште-глава. Са повећањем амплитуде расте и преносна функција, што указује на чињеницу да се тело понаша као нелинеарни динамички систем.
- Контакт тела са наслоном седишта смањује унутар субјективну варијабилност али повећава преношење вибрација у правцу осе X (напред-назад) и у правцу осе Z.

Литература

- [1] Узуновић Р., *Заштита од буке и вибрација*, Београд 1997
- [2] Цветановић Б., *Оптимизирање осцилаторне удобности седишта трактора у функцији редукације вибрација-Докторска дисертација*, Факултет заштите на раду у Нишу, Ниш 2015
- [3] Лукић Ј., *Комплексна удобност возила*, Машински факултет у Крагујевцу, Крагујевац 2011
- [4] Демич М., *Кибернетски систем: Човек-Возило-Окружење*, Центар за научна истраживања САНУ и Универзитета у Крагујевцу, Крагујевац 2008
- [5] Griffin M.J., *Handbook of human vibrations*, Academic Press, New York 1990
- [6] Демич М., Лукић Ј., Милић Ж., *Анализа постојећих метода за истраживања утицаја вибрација на замор човека са посебним освртом на случајне вибрације*, Зборник радова Ергономија 96, Београд 1998
- [7] ISO International Standard 2631-1, Mechanical vibration and shock-evaluation of human exposure to whole-body vibration-general requirements, Geneva 1997
- [8] ISO International Standard 5349, Mechanical vibration - Guidelines for the measurement and the assessment of human vibration to hand transmitted vibration, Geneva 1986
- [9] Лукић Ј., *Идентификација параметара осцилаторне удобности путничких моторних возила-Докторска дисертација*, Машински факултет у Крагујевцу, Крагујевац 2001
- [10] ISO International Standard 5982, Vibration and shock – Mechanical driving point impedance of the human body, Geneva 1986
- [11] Griffin M.J., *Handbook of Human Vibration*, Academic Press, Institute of Sound and Vibration Research, Southampton 1996
- [12] Demić M., Lukić J., Milić Ž., *Some Aspects of The Investigation of Random Vibration Influence on Ride Comfort*, Journal of Sound and Vibration, Vol. 253, No.1, 2002
- [13] Demić M., Lukić J., *Experimental research of human behavior under random vibration*, The VIII International conference of motor vehicles, Pitesti, Romania 2000
- [14] Demić M., Lukić J., *Human body under two-directional random vibration*, Journal of Low Frequency and Noise Vibration and Active Control, Vol 27, No.3, 2008
- [15] Лукић Ј., Демич М., *Утицај двокомпонентних вибрација на човека*, Међународни симпозијум Наука и моторна возила 2001, Београд 2001
- [16] Демич М., *Сервохидраулички управљачки систем хидродинамичког пулзатора ХП-2007*, Машински факултет, Крагујевац 2006

[17] P.É. Boileau, X. Wu, S. Rakheja, *Definition of a range of idealized values to characterize seated body biodynamic response under vertical vibration*, J. Sound Vib. 215 (1998) 841–862, <http://dx.doi.org/10.1006/jsvi.1998.1674>