



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS

EIMANTAS NARUŠAITIS

**ŽMOGAUS JUDESIAIS SUKELTŲ INDUKTYVINĖS
PLETIZMOGRAFIJOS JUTIKLIŲ SIGNALŲ DEDAMŲJŲ
ANALIZĖ**

Baigiamasis magistro projektas

Vadovas

Doc. dr. Robertas Lukočius

KAUNAS, 2017

KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS
ELEKTROS ENERGETIKOS SISTEMŲ KATEDRA

**ŽMOGAUS JUDESIAIS SUKELTŲ INDUKTYVINĖS
PLETIZMOGRAFIJOS JUTIKLIŲ SIGNALŲ DEDAMŲJŲ
ANALIZĖ**

Baigiamasis magistro projektas
Elektros energetikos inžinerija (621H63003)

Vadovas

Doc. dr. Robertas Lukočius
2017-05-31

Recenzentas

Lekt. dr. Roma Račkienė

Projektą atliko

Eimantas Narušaitis
2017-05-31

KAUNAS, 2017



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS

(Fakultetas)

EIMANTAS NARUŠAITIS

(Studento vardas, pavardė)

ELEKTROS ENERGETIKOS INŽINERIJA, 621H63003

(Studijų programos pavadinimas, kodas)

Baigiamojo projekto „Žmogaus judesiais sukeltų induktyvinės pletizmografijos jutiklių signalų dedamųjų analizė“

AKADEMINIO SAŽINGUMO DEKLARACIJA

20 17 m. gegužės 31 d.
Kaunas

Patvirtinu, kad mano **Eimanto Narušaičio** baigiamasis projektas tema „Žmogaus judesiais sukeltų induktyvinės pletizmografijos jutiklių signalų dedamųjų analizė“ yra parašytas visiškai savarankiškai, o visi pateikti duomenys ar tyrimų rezultatai yra teisingi ir gauti sąžiningai. Šiame darbe nei viena dalis nėra plagijuota nuo jokių spausdintinių ar internetinių šaltinių, visos kitų šaltinių tiesioginės ir netiesioginės citatos nurodytos literatūros nuorodose. Įstatymų nenumatytų piniginių sumų už šį darbą niekam nesu mokėjęs.

Aš suprantu, kad išaiškėjus nesąžiningumo faktui, man bus taikomos nuobaudos, remiantis Kauno technologijos universitete galiojančia tvarka.

(vardą ir pavardę įrašyti ranka)

(parašas)

Narušaitis, E. Žmogaus judesiais sukeltų induktyvinės pletizmografijos jutiklių signalų dedamųjų analizė. *Magistro* baigiamasis projektas / vadovas doc. dr. Robertas Lukočius; Kauno technologijos universitetas, Elektros ir elektronikos fakultetas, Elektros energetikos sistemų katedra.

Mokslo kryptis ir sritis: Elektros ir elektronikos inžinerija, Technologiniai mokslai

Reikšminiai žodžiai: pletizmografija, IP, RIP, jutiklis.

Kaunas, 2017. 52 psl.

SANTRAUKA

Šiame darbe yra aprašomas tyrimas, kurio tikslas ištirti induktyvinės pletizmografijos jutiklių signalų dedamąsias bei paanalizuoti galimybę išskirti signalų dedamąsias žmogaus judesių sekimui. Pirmame skyriuje apžvelgiami tipiniai metodai, naudojami žmogaus judesių fiksavimui. Pasirinktas tipinis metodas: kvėpavimo stebėseną naudojant induktyvinės pletizmografijos metodą. Antrame skyriuje apžvelgiamas akselerometras skirtas žmogaus judesių identifikavimui. Trečiame skyriuje trumpai apžvelgiami triukšmai gaunami kvėpavimo metu jutikliuose bei jų šalinimą. Ketvirtame skyriuje apžvelgiama induktyvinės pletizmografijos įranga. Penktame skyriuje aprašyta eksperimentinė sistema, tyrimai bei gauti rezultatai. Paskutiniame skyriuje pateikiamos darbo išvados bei rekomendacijos.

Narušaitis, E. Analysis of Components of Respiratory Inductance Plethysmography Sensor Signals Caused by Human Motion. Final project of *Master's* / supervisor doc. dr. Robertas Lukočius; Kaunas University of Technology, Faculty of Electrical and Electronics Engineering, department of Electrical Energy Systems.

Research area and field: Electrical and Electronics Engineering, Technological Sciences

Key words: respiratory, plethysmography, RIP, IP, sensor.

Kaunas, 2017. 52 p.

SUMMARY

In this work it is described the research which object is to investigate the inductive plethysmography signal components of the sensors to analyze and to discriminate the signal components of the human motion tracking. The first chapter gives an overview of typical methods used for human motion capture. The selected standard method: respiratory inductive plethysmography monitoring method. The second chapter reviews the accelerometer which is used in human motion identification. The third chapter provides overview of the noise produced during breathing from sensors and how to remove them. The fourth chapter gives an overview of inductance plethysmography equipment. The fifth chapter describes the experimental system, studies and the results obtained. The final section provides conclusions and recommendations.

TURINYS

SANTRUMPŲ IR ŽENKLŲ AIŠKINIMO ŽODYNAS	7
PAVEIKSLĖLIŲ SĄRAŠAS	8
LENTELIŲ SĄRAŠAS	10
ĮVADAS	11
1. NEINVAZINIAI METODAI SKIRTI KRŪTINĖS IR PILVO APIMČIŲ POKYČIAMS FIKSUOTI KVĖPAVIMO METU	11
1.1. Krūtinės ir pilvo ląstos pokyčių stebėseną naudojant pjezoelektrinį elastingą diržą kvėpavimo metu	12
1.2. Krūtinės ir pilvo apimčių pokyčiai fiksuojant žmogaus kūno varžą	13
1.3. Kvėpavimo stebėseną induktyvine pletizmografija (IP)	13
1.4. Krūtinės ir pilvo apimčių pokyčiai fiksuojant oro srautą	14
1.5. Šviesos pletizmografija	16
1.6. Kvėpavimo fiksavimas termokameromis (bekontakčiai jutikliai)	17
1.7. Kvėpavimo fiksavimas ultragarsiniais jutikliais (bekontakčiai jutikliai)	18
2. AKSELEROMETRO PANAUDOJIMAS ŽMOGAUS JUDESIAMS FIKSUOTI	20
2.1. Akselerometro veikimo principas	20
2.2. Akselerometras mobiliajame įrenginyje	21
2.3. Akselerometrų taikymas žmogaus judesių stebėsenai	21
2.4. Akselerometro taikymo problemos	22
3. TRIUKŠMAI GAUNAMI KVĖPAVIMO SIGNALE IR JŲ ŠALINIMAS	23
4. IP ĮRANGA BEI KVĖPAVIMO SIGNALO FIKSAVIMAS	26
4.1. IP įrangos sudedamosios dalys yra tokios:	26
4.2. Kvėpavimo signalo gavimas naudojant IP įrangą	26
5. ŽMOGAUS JUDESIAIS SUKELTŲ INDUKTYVINĖS PLETIZMOGRAFIJOS JUTIKLIŲ SIGNALŲ EKSPERIMENTINIAI TYRIMAI	28
5.1. Tyrimas Nr.1. Ėjimo/bėgimo greičio keitimas	28
5.2. Tyrimas Nr.2. Ėjimo greitis 5km/h bei kintančios ėjimo sąlygos	33
5.3. Tyrimas Nr.3. Ėjimo greitis 5km/h bei nugaros paminkštėjimas	39
5.4. Tyrimas Nr.4, rankų bei talijos judesių įtaka gaunamam signalui iš RIP jutiklių ramybės būsenoje	42
IŠVADOS	49
LITERATŪROS SĄRAŠAS	50
PRIEDAI	52
Priedas 1. Tyrimo dalyvio ėjimo/bėgimo signalų gautų iš RIP jutiklių spektrinė analizė. 52 km/h, 4 km/h, 6 km/h, 8 km/h	52
Priedas 2. Ėjimo greitis 5km/h	55
Priedas 3. Rankų bei talijos judesių įtaka gaunamam signalui iš RIP jutiklių ramybės būsenoje	58

SANTRUMPŲ IR ŽENKLŲ AIŠKINIMO ŽODYNAS

RIP: kvėpavimo induktyvinė pletizmografija;

IP: induktyvinė pletizmografija;

AC: kintama srovė;

BIR: baigtinės impulsinės reakcijos filtras;

EKG: elektrokardiograma.

PAVEIKSLĖLIŲ SĄRAŠAS

1.1.1 pav. Pjezoelektrinio diržo sandara [10]	12
1.2.1 pav. Tipinė keturių elektrodų uždėjimo vieta ant žmogaus kūno varžai fiksuoti bei gautas signalas įkvėpimo metu [8].....	13
1.3.1 pav. Kontūre sukelta elektrovara. K-kontūras, e-elektrovara, Φ -magnetinis srautas [1]	13
1.3.2 pav. Diržas su zigzagais išdėliotais laidais, skirtas induktyvinei pletizmografijos monitoringui [7].....	14
1.4.1 pav. Parodoma kaip fiksuojamas oro srautas sistemoje [16].....	15
1.4.2 pav. Algoritmas oro srauto fiksavimui naudojant „išmaniają“ juostelę [16]	15
1.4.3 pav. Modelis vaizduojantis oro srauto greitį žmogui iškvėpant ir įkvėpiant [16].....	16
1.4.4 pav. Gaunami kvėpavimo signalai [16].....	16
1.5.1 pav. Piršto peršvietimas šviesos šaltiniu [17].....	16
1.5.2 pav. Retesnis ir tankesnis kraujo kiekis žmogaus arterijoje [17]	17
1.5.3 pav. Mažesnis a) ir didesnis b) šviesos sklaidimo kelias [17].....	17
1.6.1 pav. Žmogaus veidas atvaizduotas nuotraukoje panaudojus termokamerą [18]	18
1.7.1 pav. Doplerio efektas. Bangų šaltinis, judantis į kairę pusę. Sklindantis dažnis yra didesnis kairėje pusėje negu dešinėje [18].....	19
1.7.2 pav. Bekontakčio ultragarsinio jutiklio sistemos blokinė schema [18]	19
2.2.1 pav. „iPhone“ mobiliojo prietaiso koordinačių ašių išsidėstymas [24].....	21
2.4.1 pav. Triukšmingi akselerometro duomenys [3]	22
3.1 pav. Filtro BIR ir signalo dažninės analizės kombinavimo realizavimas Matlab aplinkoje, kur $b(n)$ – kvėpavimo signalas, $m(n)$ – širdies ar kito aukšto dažnio triukšmas, $e(n)$ – filtruotas signalas [14].....	23
3.2 pav. a) nepakeistas kvėpavimo signalas, b) kvėpavimo signalas panaudojus BIR, c) triukšmo signalas, d) triukšmo signalas panaudojus BIR, d) kvėpavimo signalas atlikus dažninę analizę ir panaudojus BIR filtrą [15]	24
4.2.1 pav. Tūrio srauto histerizės kilpa [2]	26
4.2.2 pav. Žmogaus krūtinės ir pilvo padėtys įkvėpimo ir iškvėpimo metu bei atitinkami jų signalai [2]	27
5.1 pav. EKG (vidurinis) ir induktyvinės pletizmografijos jutiklių signalų, širdies darbo dažnio ir kvėpavimo dažnio monitoringas realiu laiku. Belaidis nelicenzijuoto 2,4 GHz dažnio ryšys (ZigBee duomenų perdavimo protokolas)	28
5.1.1 pav. 2 dalyvio ėjimo/bėgimo signalų gautų iš RIP jutiklių spektrinė analizė. a) – 2 km/h, b) – 4 km/h, c) – 6 km/h, d) – 8 km/h	30
5.1.2 pav. Tyrimo dalyvių žingsnių ilgio kitimas prie atitinkamo greičio	31
5.1.3 pav. Tyrimo dalyvių žingsnių dažnio kitimas prie atitinkamo greičio	32
5.1.4 pav. Signalų energijos didumo kitimas keičiantis ėjimo/bėgimo greičius	33
5.2.1 pav. 2 bandymas, kurio metu buvo nešami rankose svarmenys po 10kg	34
5.2.2 pav. 3 bandymas. Talijos suspaudimas standžia elastine juosta	34
5.2.3 pav. 6 bandymas. Sportinė avalynė su pastorintu poliesteriu	34
5.2.4 pav. 7 bandymas. Rankų sukryžiavimas „X“ forma	35
5.2.5 pav. 2 dalyvio ėjimo signalų gautų iš RIP jutiklių spektrinė analizė	37
5.2.6 pav. Žingsnio energija prie atitinkamų bandymo sąlygų	39
5.3.1 pav. Pastorintas poliesteris uždėtas ant apatinių nugaros raumenų	40
5.3.2 pav. 1 dalyvio spektrinė analizė „Matlab“ aplinkoje	41

5.3.3 pav. 2 dalyvio spektrinė analizė „Matlab“ aplinkoje	41
5.3.4 pav. 3 dalyvio spektrinė analizė „Matlab“ aplinkoje	41
5.4.1 pav. a) – 1 dalyvio kvėpavimo signalo spektrinė analizė, b) – 2 dalyvio, c) – 3 dalyvio.....	42
5.4.2 pav. a) protokolo atvejis	43
5.4.3 pav. d) protokolo atvejis	43
5.4.4 pav. f) protokolo atvejis.....	43
5.4.5 pav. g) protokolo atvejis	44
5.4.6 pav. h) protokolo atvejis	44
5.4.7 pav. i) protokolo atvejis	44
5.4.8 pav. 2 dalyvio skaitmenizuotas judesių signalas gautas iš RIP jutiklių.....	48

LENTELIŲ SĄRAŠAS

5.1.1 lentelė. Tyrimo dalyvių fiziniai duomenys.	29
5.1.2 lentelė. Tyrimo dalyvių žingsnių skaičius esat skirtingiems ėjimo/bėgimo greičiams	29
5.1.3 lentelė. Tyrimo dalyvių žingsnio ilgis prie atitinkamo greičio.....	31
5.1.4 lentelė. Tyrimo dalyvių žingsnių dažniai prie atitinkamo greičio.	31
5.1.5 lentelė. Tyrimo dalyvių žingsnių dažnių palyginimas prie atitinkamo greičio.	32
5.1.6 lentelė. Žingsnio energijos dydis prie atitinkamo greičio didumo.	33
5.2.1 lentelė. Tyrimo dalyvių žingsnių skaičius esant atitinkamoms bandymo sąlygoms.	35
5.3.1 lentelė. Tyrimo dalyvių žingsnių dažniai.	40
5.3.2 lentelė. Tyrimo dalyvių triukšmų energijos dydis prie atitinkamo greičio.....	41
5.4.1 lentelė. Judesių skaičius atliktas per 1 minutę.....	44
5.4.2 lentelė. Apskaičiuoti ir praktiniai (gauti iš RIP jutiklių) judesių dažniai.	45

IVADAS

Esant polisomnografiniui tyrimui, turi būti matuojama daugybė fiziologinių parametru. Vienas iš svarbiausių parametru, tai kvėpavimas. [1]

Tinkamas atitikmuo fiksuojant kvėpavimą gali būti gaunamas matuojant krūtinės ir pilvo apimčių pokyčius. Šis metodas žinomas kaip pletizmografija.

Plaučio tūrio pokyčius tiksliausiai galime gauti, juos matuojant spirometrine įranga, kurioje plaučių apimtis ir srauto debitas matuojamas, tuomet, kai žmogus kvėpuoja per uždara vamzdelį. Spirometrija paprastai reikalauja naudoti nosies oro ertmės spaustukus, kuomet žmogus yra sąmoningas, todėl tai yra gana nepraktiška ir nepatogu.

Šiame darbe apžvelgiami induktyvinės pletizmografijos jutikliai, metodai naudojami kvėpavimui bei žmogaus judesiams fiksuoti. Taip pat naudojant induktyvinės pletizmografijos jutiklius, buvo analizuojama iš jutiklių gaunamos signalų dedamosios bei mėginta išskirti žmogaus atskirus judesius tokius kaip vaikščiojimas, kvėpavimas bei rankų judesiai.

Darbo tikslas yra ištirti induktyvinės pletizmografijos jutiklių signalų dedamąsias žmogui judant bei analizuoti galimybę taikyti šių jutiklių gaunamus signalus, žmogaus judesiu identifikavimui.

Darbo uždaviniai: išanalizuoti signalų charakteristikas žmogui intensyviai judant ir pateikti išvadas kvėpavimo, žingsnio dažnio išskirimo iš judesiais paveiktų signalų gaunamų panaudojant tik induktyvinės pletizmografijos jutiklius.

Darbo aktualumas: analizuojama galimybė pritaikyti induktyvinės pletizmografijos jutiklius kaip daugiafunkcinius, kurie savo ruožtu galētu būti naudojami ne tik kvėpavimo stebėsenai, bet ir stebėsenai papildomiems judesiams, tokiems kaip žingsnių identifikavimas.

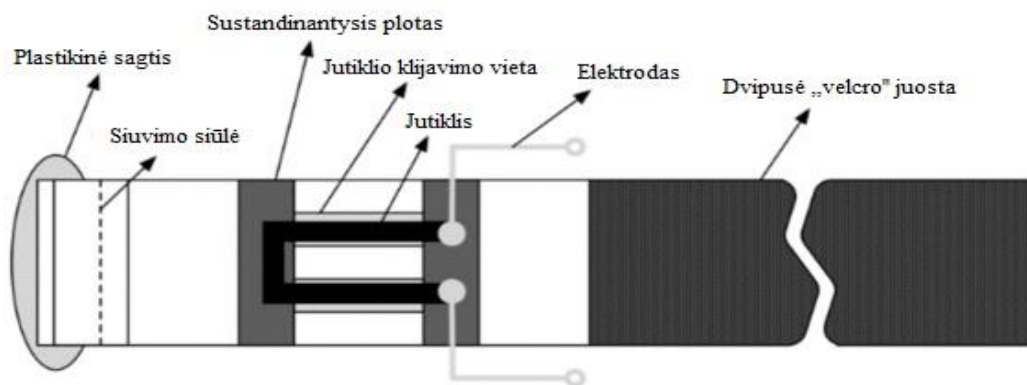
1. NEINVAZINIAI METODAI SKIRTI KRŪTINĖS IR PILVO APIMČIŲ POKYČIAMS FIKSUOTI KVĖPAVIMO METU

Pagrindiniai neinvaziniai metodai skirti krūtinės ir pilvo pokyčiams fiksuoti kvėpuojant:

- 1) matavimo pokyčiai naudojant pjezoelektrinį elastingą diržą;
- 2) matavimo pokyčiai fiksuojant žmogaus kūno varžą;
- 3) matavimo pokyčiai induktyvume [2];
- 4) matavimo pokyčiai fiksuojant oro srautą;
- 5) šviesos pletizmografija;
- 6) matavimo pokyčiai fiksuojami termokameromis (bekontakčiai jutikliai);
- 7) matavimo pokyčiai fiksuojami ultragarsiniais jutikliais (bekontakčiai jutikliai).

1.1. Krūtinės ir pilvo laštos pokyčių stebėseną naudojant pjezoelektrinį elastingą diržą kvėpavimo metu

Naudojama tampri juosta, kuri pritvirtinama aplink krūtinę ar pilvą tam, jog būtų galima fiksuoti įtampos pokyčius gaunamus krūtininei ar pilvui plečiantis arba susitraukiant. Gaunamus pokyčius lengva išmatuoti ir paversti į įtampos signalą įvairiais metodais. Labiausiai paplitęs metodas šiuo metu yra pjezoelektrinis jutiklis (1.1.1 pav), t.y. kristalai, kurie tiesiogiai sukuria įtampą juos suspaudžiant arba ištempiant. Šis metodas, gana paprastas ir pigus, nes standžios diržo dalies ilgis pakinta, kuomet žmogus pasisuka iš vienos pusės į kitą, todėl kinta įtempimas palei diržo perimetrą ir generuojama atitinkamo didumo įtampa. Tačiau, šis metodas gali kiek gerokai pervertinti faktinį krūtinės ar pilvo judėjimo laipsnį, o tai kuria klaidingą signalą, kuomet diržo įtempimas staiga pasikeičia su kūno kaitos pozicija [4].

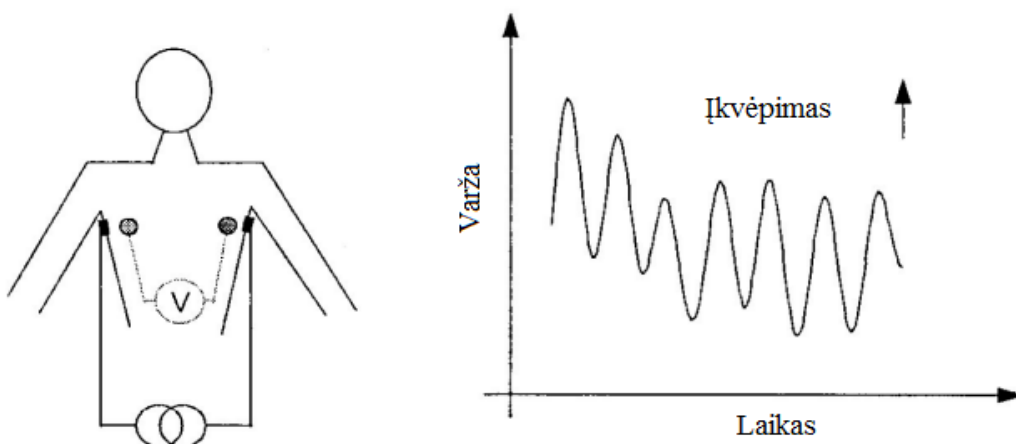


1.1.1 pav. Pjezoelektrinio diržo sandara [10]

1.2. Krūtinės ir pilvo apimčių pokyčiai fiksuojant žmogaus kūno varžą

Žmogaus kūnas yra gana prastas elektros laidininkas. Kitaip tariant, jis turi gana didelę varžą, kuomet elektros srovės teka per jį. Varžos pokyčiai išilgai kūno skerspjūvio plečiasi ir traukiasi, o tai leidžia atlikti kokybinius matavimus krūtinės ir pilvo judėjimams kvėpavimo metu.

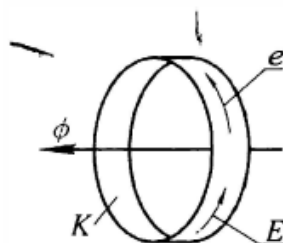
Du (kartais keturi arba daugiau) elektrodai yra uždedami ant odos. Silpna kintama elektros srovė yra perduodama per šiuos elektrodus, o tai leidžia išmatuoti žmogaus varžą. Šis metodas duoda netiesinį signalą. Tokiu būdu atlikti matavimai yra naudingi tik kai norime gauti kokybinius matavimus esant krūtinės ar pilvo judėjimams. Atsižvelgiant į tai, kad elektros srovė teka per visą kūną, turi būti pasirinkta atitinkamo dažnio diapazonas, kuris netrukdytų kitos stebėjimo įrangos ar implantuotos įrangos, tokios kaip širdies stimulatoriai, defibriliatoriai, darbą [4].



1.2.1 pav. Tipinė keturių elektrodų uždėjimo vieta ant žmogaus kūno varžai fiksuoti bei gautas signalas įkvėpimo metu [8]

1.3. Kvėpavimo stebėseną induktyvine pletizmografija (IP)

IP remiasi principu, kad srovė, naudojama ant vielos kilpos generuoja magnetinį lauką statmeną kilpai (Faradėjaus dėsnis).



1.3.1 pav. Kontūre sukelta elektrovara. K-kontūras, e-elektrovara, Φ -magnetinis srautas [1]

Elastingas diržas, į kurį zigzagais susukti laidai yra prisiūti (kad būtų galima fiksuoti plėtimąsi ir susitraukimą, 1.3.2 pav.), galima dėvėti aplink krūtinę ar pilvą. Kintama srovės (AC) teka per diržą ir generuoja magnetinį lauką. Kintamos srovės dažnis turi būti pasirinktas didesnis daugiau nei du kartus tipinio kvėpavimo dažnio, kad būtų galima pasiekti tinkamą imčių atrinkimą iš kvėpavimo signalo. Vykstant kvėpavimo veiksmui keičiasi žmogaus skerspjūvio plotas ir tokiu būdu yra keičiamas magnetinis laukas, kur generuojama diržo „sužadintą“ priešpriešinę srovę, kuri gali būti išmatuota labai paprastai kaip į dažnio pasikeitimą naudojamai srovei. Su IP jokia elektros srovė neteka per kūną (silpnas magnetinio laukas neturi jokios įtakos žmogui arba bet kokai aplinkinei įrangai). Signalas pateikiamas linijine forma ir gana tiksliai atspindi kaitą tarp įvairių skerspjūvio plotų [4].

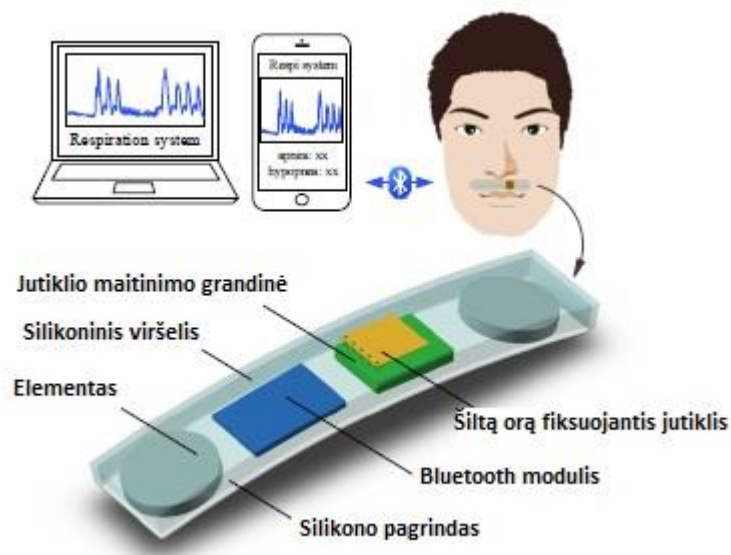


1.3.2 pav. Diržas su zigzagais išdėliotais laidais, skirtas induktyvinei pletizmografijos monitoringui [7]

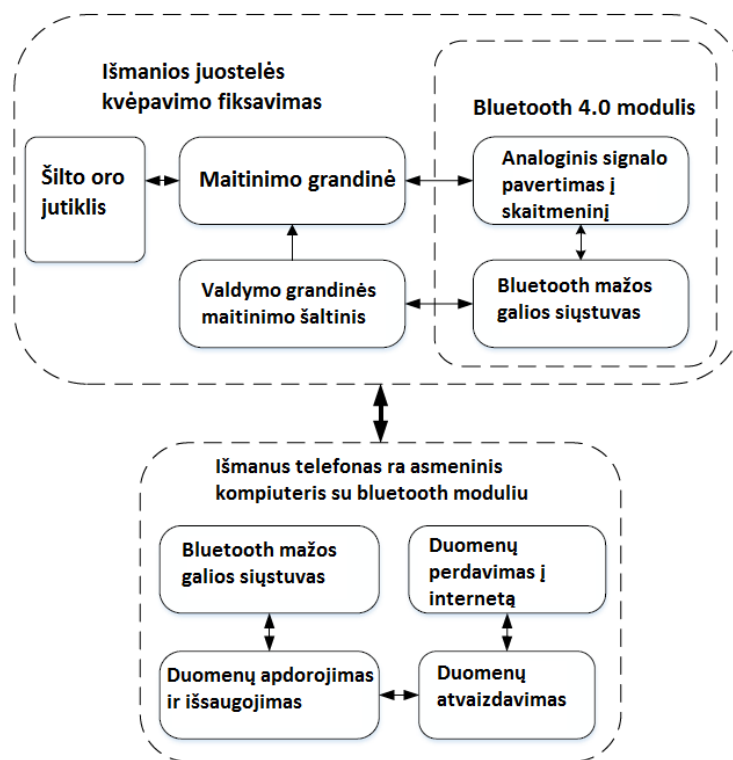
1.4. Krūtinės ir pilvo apimčių pokyčiai fiksuojant oro srautą

Vienas iš būdų stebėti kvėpavimą, tai oro srauto fiksavimas naudojant „išmanų“ pleistrą (1.4.1 pav.). Tai mažas lankstus pleistras, kurį galima nešioti ant viršutinės lūpos. Pats įtaisas matuoja šilto oro srautą žmogui iškvepiant. Oro srauto jutiklis integruotas kartu su temperatūros kompensavimo varžomis ir visa tai įlieta į silikoninį dėklą ant juostelės. Juostelėje taip pat yra integruotas „Bluetooth4.0“ modulis (belaidis ryšys) su minimizuota galios grandine moduliui veikti.

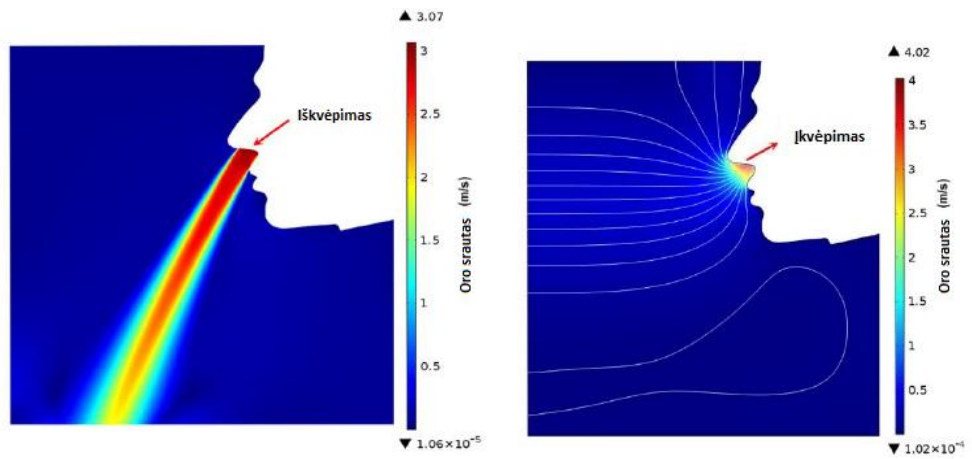
1.4.1 paveiksle yra matomas pleistras su mažu karšto oro srauto fiksavimo jutikliu, „Bluetooth4.0“ moduliu ir baterija. Pleistras belaidžiu ryšiu susiejamas (sujungiamas) su asmeniniu kompiuteriu arba telefonu per belaidį ryšį. Taip pat yra lankstus, tad jį galima uždėti ant viršutinės lūpos srities, žemiau nosies kvėpavimo ertmės. Kadangi, nėra jokių papildomų vamzdelių ar kaukių reikalingų oro srauto pratekėjimui fiksuoti, tai šį pleistrą galima vadinti neinvaziniu, nes jis netrukdo žmogui kvėpuoti. Įtaiso energijos sunaudojimas: $100 \mu A$ esant $3,3 V$ [16].



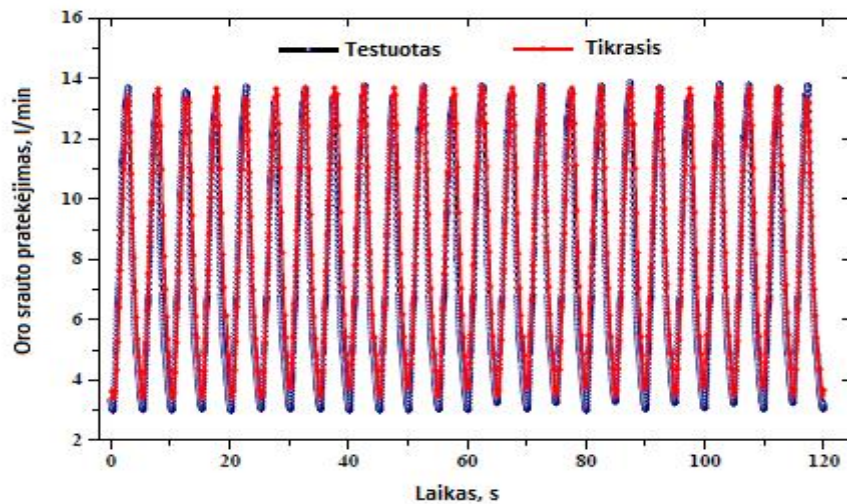
1.4.1 pav. Parodoma kaip fiksuojamas oro srautas sistemoje [16]



1.4.2 pav. Algoritmas oro srauto fiksavimui naudojant „išmaniają“ juostelę [16]



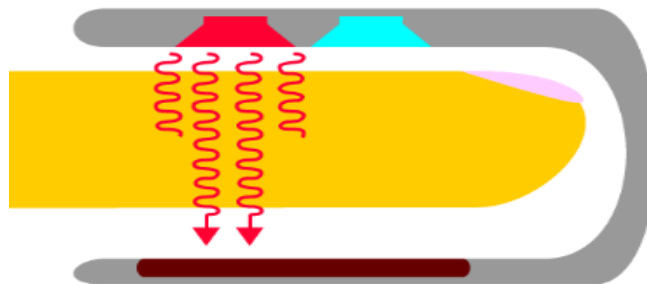
1.4.3 pav. Modelis vaizduojantis oro srauto greitį žmogui iškvėpant ir įkvėpant [16]



1.4.4 pav. Gaunami kvėpavimo signalai [16]

1.5. Šviesos pletizmografija

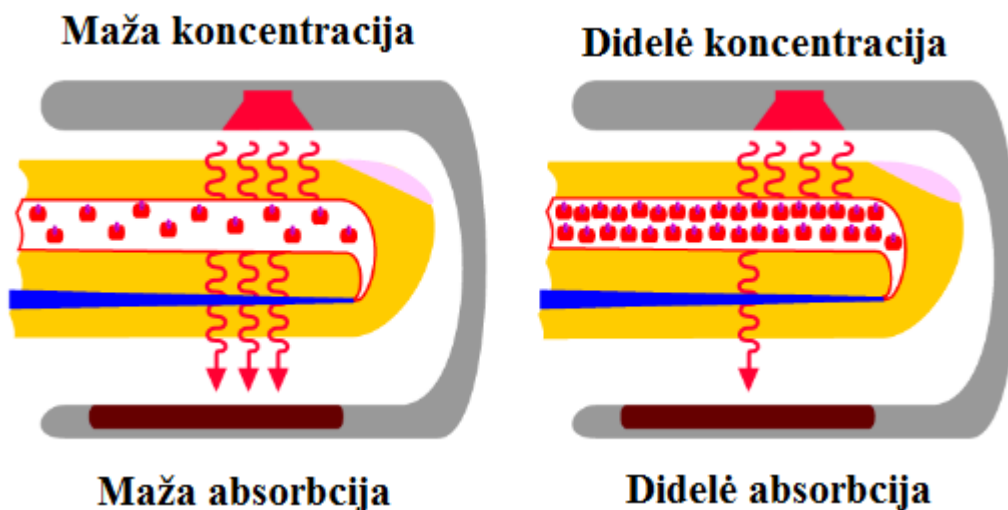
Kvėpavimo pletizmografijos fiksavimas naudojant šviesos jutiklius šiuo metu labai populiarus dalykas ypač šiuolaikiniuose telefonuose. Pulso pletizmografijos jutikliai naudoja šviesą, kad būtų galima nustatyti deguonies įsisotinimą. Šviesa išspinduliuojama iš tam tikro šviesos šaltinio ir pereina per koki nors objektą (pvz.: pirštą) ir pasiekia šviesos daviklį (1.5.1 pav.) [17].



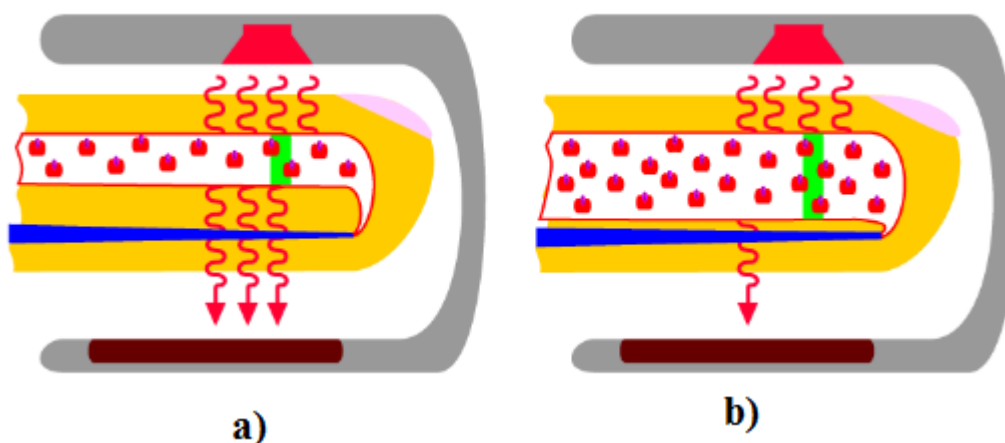
1.5.1 pav. Piršto peršvietimas šviesos šaltiniu [17]

Dalis šviesos sugerama pačio piršto, o kita dalis pasiekia šviesos daviklį. Kokį kiekį šviesos sugeria pirštas lemia keli pagrindiniai parametrai, kurie leidžia nustatyti apytikrą deguonies įsisotinimą:

- šviesos kiekį sugeriančios medžiagos koncentracija;
- šviesos sklidimo kelias atsižvelgiant į naudojamą sugeriančią medžiagą;
- eritrocitai skirtingai sugeria šviesą kuomet yra prisotinti deguonies ir kuomet ne [17].



1.5.2 pav. Retsnis ir tankesnis kraujo kiekis žmogaus arterijoje [17]

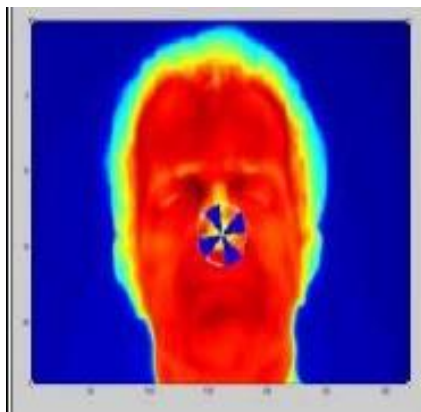


1.5.3 pav. Mažesnis a) ir didesnis b) šviesos sklidimo kelias [17]

1.6. Kvėpavimo fiksavimas termokameromis (bekontakčiai jutikliai)

Bekontaktė kvėpavimo stebėjimo sistema naudoja termokameras, kurios fiksuoja veido šiluminius pokyčius kvėpavimo metu. Metodo esmė: naudojamos terminės veido nuotraukos gautos kvėpavimo metu. Tam, kad būtų pagerintas terminės nuotraukos ir panaikinti nuotraukoje gauti triukšmai, naudojamos vaizdo apdorojimo technikos. Veido odos paviršiaus zona yra centruota pagal nosies galiuką (1.6.1 pav.). Ant nosies galiuko yra apskritimas, kuris atitinkamai suskirstytas į tam tikras dalis, kurių kitimas priklauso nuo kvėpavimo. Signalo apdorojimo ir

atvaizdavimo apdorojimo metodai panaudojami, tam, jog gautume kompiuterio vaizduoklyje skaitmeninį kvėpavimo signalą. Šiuo atveju buvo naudota „FLIR A40“ terminė kamera nuotraukoms fiksuoti.



1.6.1 pav. Žmogaus veidas atvaizduotas nuotraukoje panaudojus termokamerą [18]

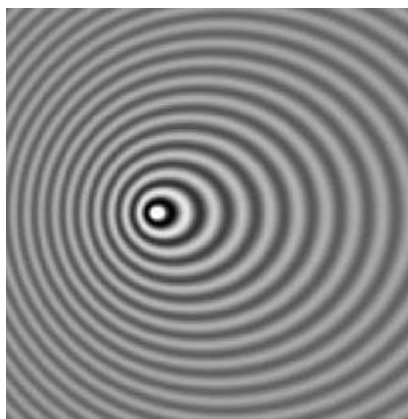
Terminis veido vaizdas įrašinėjamas po 2 minutes kiekvienam asmeniui, o tai leido gauti 6000 nuotraukų per asmenį. Šis metodas naudojamas tam, kad būtų galima sekti veido šilumos kitimą, kurį gali būti suskirstytas į tokius etapus:

- a) vaizdo padidinimas;
- b) objekto segmentavimas iš nuotraukos fono;
- c) veido srities kitimo identifikavimas;
- d) veido srities kitimo sekimas.

Kuomet asmens veido padarytos nuotraukos buvo apdorotas atitinkamais algoritmais, likęs fonas buvo pašalintas. Visa skenavimo operacija atlikta pasirinktai ribai. Pikselių skaičius pasirinktam plotui 5x5. Skenavimo operacija atlikta iš kairės viršutinės ribos vietos. Procesas baigiamas, kuomet pasiekiamą riba ties dešine nuotraukos riba, tuomet visas procesas kartojamas lygiai taip pat, tik jau penkiais pikseliais žemiau nuo pradinės pozicijos. Kuomet atliekami skenavimai, didžiausia spalvinė pikselio reikšmė tame plote palyginama su prieš tai buvusia didžiausia pikselio reikšme. Jei esama reikšmė didesnė nei ankstenė, tai ji pakeičiama prieš tai buvusia didžiausia pikselio reikšme [18].

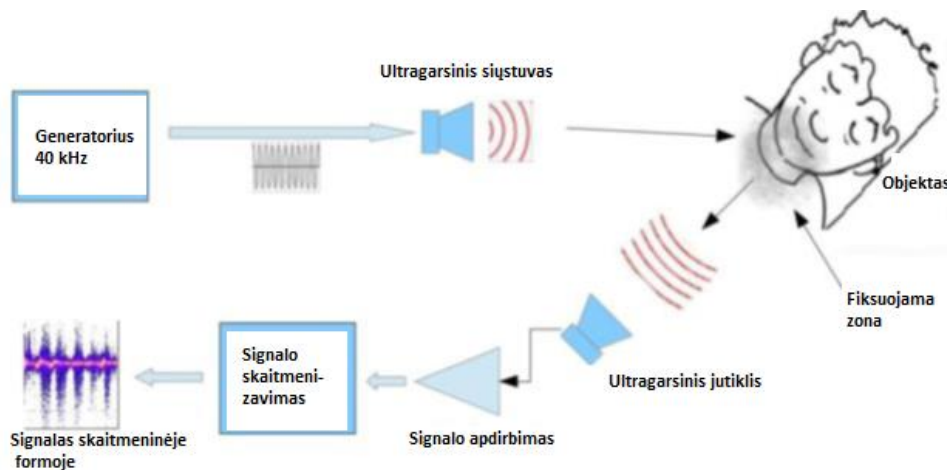
1.7. Kvėpavimo fiksavimas ultragarsiniais jutikliais (bekontakčiai jutikliai)

Bekontakčių ultragarsinių jutiklių sistema naudoja dinaminį ultragarso šaltinį ir relę. Kuomet atliekamas kvėpavimas, gaunamas skirtingas oro srauto greitis tarp aplinkos ir žmogaus įkvepiamo ir iškvepiamo oro. Skirtingas oro srauto greitis sukelia dažnio kitimą. Šis dažnio kitimas matuojamas naudojant Doplerio efektą (1.7.1 pav.). Gautas signalas po to skaitmenizuojamas.



1.7.1 pav. Doplerio efektas. Bangų šaltinis, judantis į kairę pusę. Sklindantis dažnis yra didesnis kairėje pusėje negu dešinėje [18]

Skaitmenizuotas signalas apdorojamas, kad būtų galima atskirti žmogaus judesį (pasisukimą, atsilenkimą) nuo kvėpavimo. Ultragarso siųstuvas laikomas 50 cm atstumu nuo jutiklio. Ultragarso siųstuvas generuoja 40 kHz dažnį. Į objekto (žmogaus) galvą pasiunčiamas ultragarso bangos ir atsispindėjusi banga surenkama jutikliu ir ištiriama. Įtaisas tikrina objekto kvėpavimą kuomet yra ramybės būseną (pvz.: objektas yra atsigulęs nugara ant lovos). Gana didelis plotas įskaitant žmogaus galvą gauna 40 kHz dažnį iš ultragarsinio siųstuvo. Jutiklis gauna atsispindėjusį signalą, kuris vėliau analizuojamas. Analizuojamas signalas turi papildomų dažnių (kurie atsiranda dėl aplinkoje esančių daiktų), kurie yra pašalinami išskiriant objekto kvėpavimą. Pačio įtaiso blokinė veikimo schema pavaizduota 1.7.2 paveiksle [18].



1.7.2 pav. Bekontakčio ultragarsinio jutiklio sistemos blokinė schema [18]

2. AKSELEROMETRO PANAUDOJIMAS ŽMOGAUS JUDESIAMS FIKSUOTI

2.1. Akselerometro veikimo principas

Kadangi mikro technologijos vystosi, akselerometro įtaisas yra labai nedidelis, todėl jį paprasta diegti net ir labai mažuose įrenginiuose [19]. Dėl savo unikalių savybių akselerometras padeda tiksliai nustatyti, kokioje padėtyje yra valdomas prietaisas. Tai atskleidžia neribotas jo panaudojimo galimybes, ypač prietaiso valdyme [20]. Yra daug skirtingų rūšių akselerometrų, kurie veikia skirtingais metodais, tačiau galutinis rezultatas yra panašus. Tarp labiausiai paplitusių galima paminėti:

- pjezoelektrinį,
- varžos,
- optinį,
- lazerinį,
- magnetinės indukcijos ir kitus [21].

Čia bus aptariamas pjezoelektrinis akselerometras, kadangi dėl savo unikalių savybių bei mažo dydžio jis naudojamas daugelyje mobiliųjų prietaisų bei įtaisų. Pjezoelektrinės medžiagos sukuria elektros srovę, kai jos keičia formą, pvz.: yra suspaudžiamos. Vienaip ar kitaip jos gali būti suspaudžiamos, priklausomai nuo įrenginio padėties. Mobiliuosiuose įrenginiuose naudojami pjezoelektriniai sensoriai dažniausiai yra trijų dimensijų, todėl gali atitinkamus matavimus atlikti kiekvienoje koordinačių plokštumoje. Tokie sensoriai naudoja kvarcinius, silikoninius arba dirbtinius kristalus, kurie gamina elektros energiją spaudžiami, judinami ar lenkiami [19]. Šie kristalai, panašūs į generatorius, dažniausiai yra mikroskopiniai. Priklausomai nuo to, koks kristalų skerspjūvis, jie dažniausiai sukelia elektrinį krūvį kai yra suslėgti konkrečia kryptimi ar pagal konkrečią koordinačių plokštumą. Dėl šios priežasties pjezoelektrinis sensorius gali būti labai mažas, o tuo pačiu ir pakankamai tikslus [22].

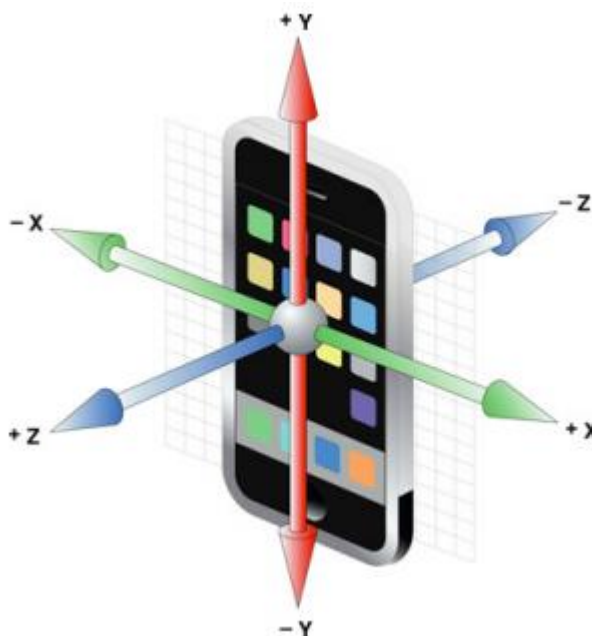
Dėl žemo išėjimo signalo ir didelės išėjimo tariamosios varžos, kurią įgyja pjezoelektroninis akselerometras, yra reikalingas sugeneruoto signalo stiprinimas ir tariamosios varžos konversija.

Nors anksčiau tokie stiprintuvai keldavo didelį garsą, tačiau dabar naudojami integrinės grandinės stiprintuvai, kurie iš karto kartu montuojami ant akselerometro paviršiaus [23].

2.2. Akselerometras mobiliajame įrenginyje

Kiekvienas akseleracijos įvykis remiasi esamos akseleracijos atvaizdavimu trijuose koordinatinių ašyse (kaip parodyta 2.2.1 pav.). Akseleracijos reikšmės kiekvienai ašiai yra tiesiai perduodamos iš techninės įrangos kaip “G-force” jėgos reikšmės. Taigi, 1.0 reikšmė reprezentuoja maždaug +1g dydžio apkrovą duotąja ašimi, o tuo tarpu -1.0 reprezentuoja -1g dydžio apkrovą [21]. Praktiškai patikrinus generuojamas reikšmes su AccSim programa, galima tiksliau nusakyti, ką kiekviena koordinatė reiškia (iPhone koordinatinių išdėstymas pavaizduotas 2.2.1 pav.):

- X – atitinka apsisukimą aplink ašį, einančią nuo telefono apačios į viršų, kai telefonas paguldytas horizontaliai ant stalo ekranu į viršų. -1 reikšmė reprezentuoja horizontaliai pastatyto telefono padėtį ekranu į kairę pusę, o 1 – ekranu į dešinę pusę.
- Y – atitinka apsisukimą aplink ašį, einančią nuo kairės iki dešinės telefono šonų, kai telefonas paguldytas vertikaliai ant stalo ekranu į viršų. -1 reikšmė reprezentuoja vertikaliai pastatyto telefono padėtį ekranu į kairę pusę, o 1 – ekranu į dešinę pusę.
- Z – atitinka telefono, paguldyto ant stalo, padėtį ekranu į viršų (-1) arba ekranu į stalą [24].



2.2.1 pav. „iPhone“ mobiliojo prietaiso koordinatinių ašių išsidėstymas [24]

2.3. Akselerometrų taikymas žmogaus judesių stebėsenai

Akselerometrai gali registruoti kūno judesius viena arba keliomis kryptimis. Atsižvelgiant į tai, akselerometrai gali būti vienašiai, dviašiai ar triašiai [13]. Triašiai akselerometrai teoriškai gali registruoti visus kūno judesius, todėl jie laikomi tinkamiausiu fizinio aktyvumo vertinimo metodu. Kita vertus, ir šis prietaisas turi trūkumų – neregistruoja

kūno aukščiau juosmens judesių panašiai kaip žingsniamačiai, jie nėra atsparūs vandeniui, todėl netinkami fizinei veiklai vandenyje matuoti. Prietaise įmontuoti elektroniniai jutikliai registruoja kūno judesius, kuriuos paverčia į skaitmeninę išraišką [12]. Vėliau prietaiso rodmenys gali būti panaudoti energijos sąnaudoms apskaičiuoti – tyrimais įrodyta, kad egzistuoja tiesinė priklausomybė tarp akselerometro rodmenų ir energijos sąnaudų [11]. Tačiau mokslininkai sutaria, kad akselerometrų rodmenys validūs vertinant bendrą fizinį aktyvumą, tačiau mažiau tikslūs vertinant energijos sąnaudas [9]. Pastaruoju metu atsiranda vis daugiau tyrimų, kuriuose akselerometras yra naudojamas ne tik kaip priemonė gyventojų fiziniam aktyvumui įvertinti, bet ir kaip tam tikras standartas kitais metodais, pavyzdžiui, žingsniamačiais arba klausimynais, gautų fizinio aktyvumo rezultatų validumui nustatyti [6].

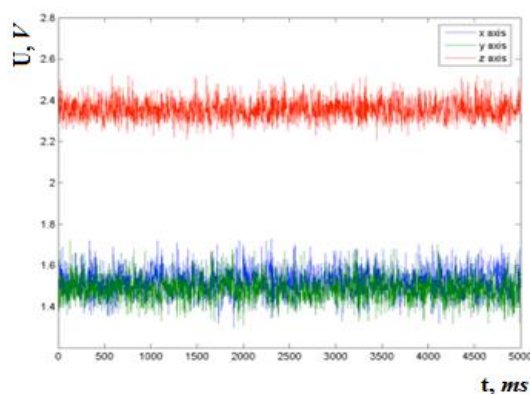
2.4. Akselerometro taikymo problemos

Norint akselerometro duomenis sėkmingai pritaikyti valdymo programavimui, neužtenka vien pasikliauti perduodamais duomenimis iš techninės įrangos. Dirbant su akselerometro duomenimis egzistuoja dvi pagrindinės problemos:

- akselerometro duomenys yra labai triukšmingi ir jautrūs,
- judančio objekto pagal akselerometro duomenis posūkio kampo interpoliacija.

2.4.1 pav. pateikti akselerometro duomenys x, y ir z ašyse, kai prietaisas padėtas ant stalo ir visiškai nejudinamas [3]. Kaip matome, net ir ramybės būsenoje, akselerometro duomenys yra labai triukšmingi. Tokius duomenis tiesiogiai naudoti valdyme būtų neįmanoma, todėl prieš atliekant judesio iteraciją, duomenis reikia filtruoti.

Kita svarbi akselerometro valdomo judančio objekto problema – interpoliacija tarp dviejų judėjimo kampų. Vykstant sukimuisi trimatėje erdvėje visuose x, y ir z ašyse, gali susiformuoti tokia situacija, kada besisukančio objekto sukimosi ašys atsiduria vienoje plokštumoje ir viena iš besisukančių ašių nebeturi įtakos objekto judėjimui. Ši problema vadinama „Gimbal Lock” problema, kurią galima išspręsti naudojant kvaternionus [3].



2.4.1 pav. Triukšmingi akselerometro duomenys [3]

3. TRIUKŠMAI GAUNAMI KVĖPAVIMO SIGNALE IR JŲ ŠALINIMAS

Norint gauti tikslesnius duomenis kuomet fiksuojamas kvėpavimo signalas, reikia sumažinti triukšmus, atsirandančius žmogui judant (pasilenkiant į priekį ir pan.) bei vykstant kitiems fiziologiniams procesams, kurie gali turėti įtaką kvėpavimo signalo tikslumui (pvz.: širdies plakimas) [14].

Širdies kardiogramos signalas ir kvėpavimo signalas vadinamas artefaktais. Artefakto slopinimas reikalingas tam, kad būtų galima savaime diagnozuoti kvėpavimo sutrikimus. Taip pat kvėpavimo signalo fiksavimo ir apdirbimo metodai reikalingi automatiniam kvėpavimo sutrikimui fiksuoti. Artefakto slopinimas atliekamas naudojant dažninę signalo analizę ir pritaikant atitinkamus filtrus [15].

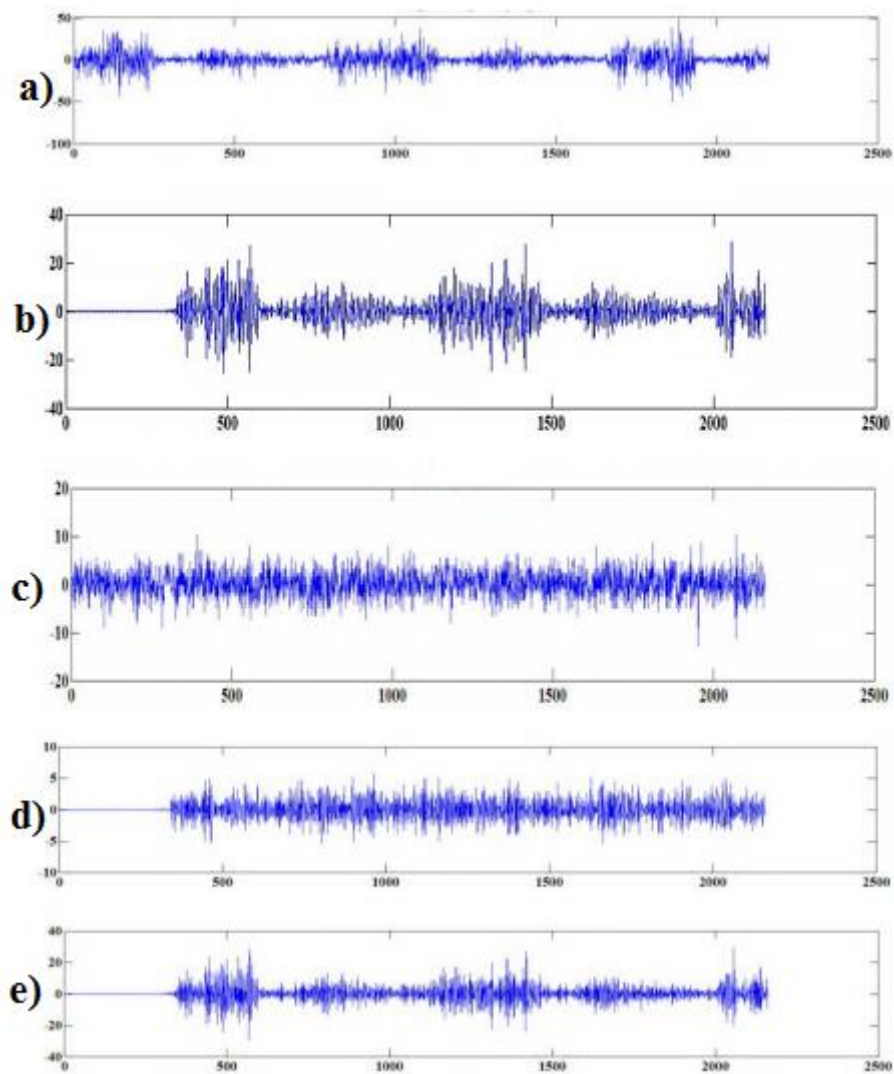
Atliekant dažninę analizę bei taikant atitinkamus filtrus, reikia žinoti tris pagrindinius signalus: įvesties arba pirminis signalas, triukšmo signalas (širdies signalas ar kitas raumenų artefaktas) bei filtruotas išvesties signalas.

Norint pašalinti aukšto dažnio triukšmus, dažniausiai naudojama baigtinės impulsinės reakcijos filtrai (BIR) [15].



3.1 pav. Filtro BIR ir signalo dažninės analizės kombinavimo realizavimas Matlab aplinkoje, kur $b(n)$ – kvėpavimo signalas, $m(n)$ – širdies ar kito aukšto dažnio triukšmas, $e(n)$ – filtruotas signalas [14]

Kaip matyti iš 3.1 paveikslo, signalo apdirbimui didelę įtaką turi tinkamas filtro parinkimas, nes gaunamas tikslesnis signalas.



3.2 pav. a) nepakeistas kvėpavimo signalas, b) kvėpavimo signalas panaudojus BIR, c) triukšmo signalas, d) triukšmo signalas panaudojus BIR, e) kvėpavimo signalas atlikus dažninę analizę ir panaudojus BIR filtrą [15]

Taip pat, daug metodų yra aprašyta kaip gauti kvėpavimo signalą turint elektrokardiogramą (EKG), trumpai aptarsiu kaip šalinami triukšmai, atsirandantys dėl raumenų susitraukinėjimų.

Kadangi, EKG turi daug triukšmų, ypač žemų dažnių juostoje, tam, kad būtų galima gauti tikslų kvėpavimo dažnio amplitudę, kuri yra sudėtinė amplitudė, turime žinoti, kas ją sudaro:

$$R(t) = a(t) \cdot r + n_1(t) + n_H(t) + n_G(t) + b(t) \quad (1)$$

kur $R(t)$ – sudėtinė EKG kvėpavimo amplitudė; $a(t)$ – amplitudės moduliacija atsirandanti krūtinės ląstai judant; r – R bangos amplitudė, kai turime žmogaus kvėpavimą ilsintis ($r = \text{const}$); $n_1(t)$ – siaura triukšmų juosta esant 60 Hz; $n_H(t)$ – aukšto dažnio triukšmas dėl elektromagnetinių triukdžių; $n_G(t)$ – nulinio vidurkio Gauso baltasis triukšmas; $b(t)$ – pradinės reikšmės nuklidimas nuo realios pradinės taško reikšmės ir žemo dažnio triukšmas.

Kadangi, norime rasti $a(t)$ - kvėpavimo signalo formą, naudojami žemio dažnio filtrai tam, kad būtų pašalintas $n_H(t)$ bei $b(t)$; užtvaros juostos filtras - pašalinti $n_1(t)$. Tuomet gaunamas signalas supaprastėja iki tokios išraiškos:

$$R_i(t) = a_i(t) \cdot r + n_{G_i}(t) \quad (2)$$

Atsižvelgiant į tai, kad $a(t)$ turi vidurkio reikšmę, kuri yra ekvivalenti vidutinei kvėpavimo bangos reikšmei poilsio metu, tai nėra jokios kvėpavimo įtakos siekiant nustatyti R bangos amplitudę ($a(t) \equiv 1$). Tada, vidutinė R bangos amplitudė esant dideliame skaičiui užfiksuotų R bangos amplitudžių galima aproksimuoti lygtimi:

$$a_n(t) = \frac{R_n(t)}{\overline{R_n(t)}} \quad (3)$$

kur $\overline{R_n(t)}$ – vidutinė R bangos amplitudė.

Galimas algoritmas norint gauti $a(t)$ bangos formą:

1. žemio dažnio ir užtvaros juostos filtrai, kurie panaikina 60 Hz ir kitus aukšto dažnio triukšmus esančius EK;
2. pašalinamas raumenų judėjimo sukeliamas triukšmas;
3. kai fiksuojamas vis kita R banga:
 - a) apskaičiuoti amplitudę, $R_i(t)$;
 - b) apskaičiuoti amplitudę, $R_n(t)$;
 - c) nustatyti naujausią $a_n(t)$ reikšmę iš lygties (3);
 - d) tarpinių reikšmių suskaičiavimas $a_n(t)$ signalo gauto iš EK. Signalo tikslumas padidėja atliekant vis daugiau imčių (i) [19].

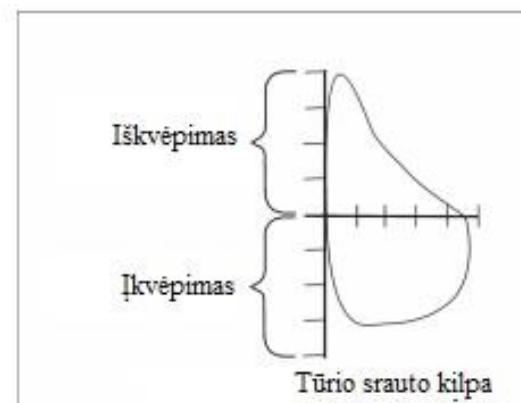
4. IP ĮRANGA BEI KVĖPAVIMO SIGNALO FIKSAVIMAS

4.1. IP įrangos sudedamosios dalys yra tokios:

- 1) Diržas fiksuojantis kūno judesius, kuris pagamintas iš elastinės medžiagos su zigzagais (apvynioti) įsiūtais laidais dirže.
- 2) Laidų rinkinys sujungimams.
- 3) Programinės įrangos moduliai, susidedantis iš dažnio generatoriaus, signalų procesoriaus ir analoginio/skaitmeninio keitiklio.[2]

4.2. Kvėpavimo signalo gavimas naudojant IP įrangą

IP gali būti naudojamas su nosies ir burnos oro srauto fiksavimo įtaisais, kai norime gauti tūrio srauto histerezės kilpą (4.2.1 pav).

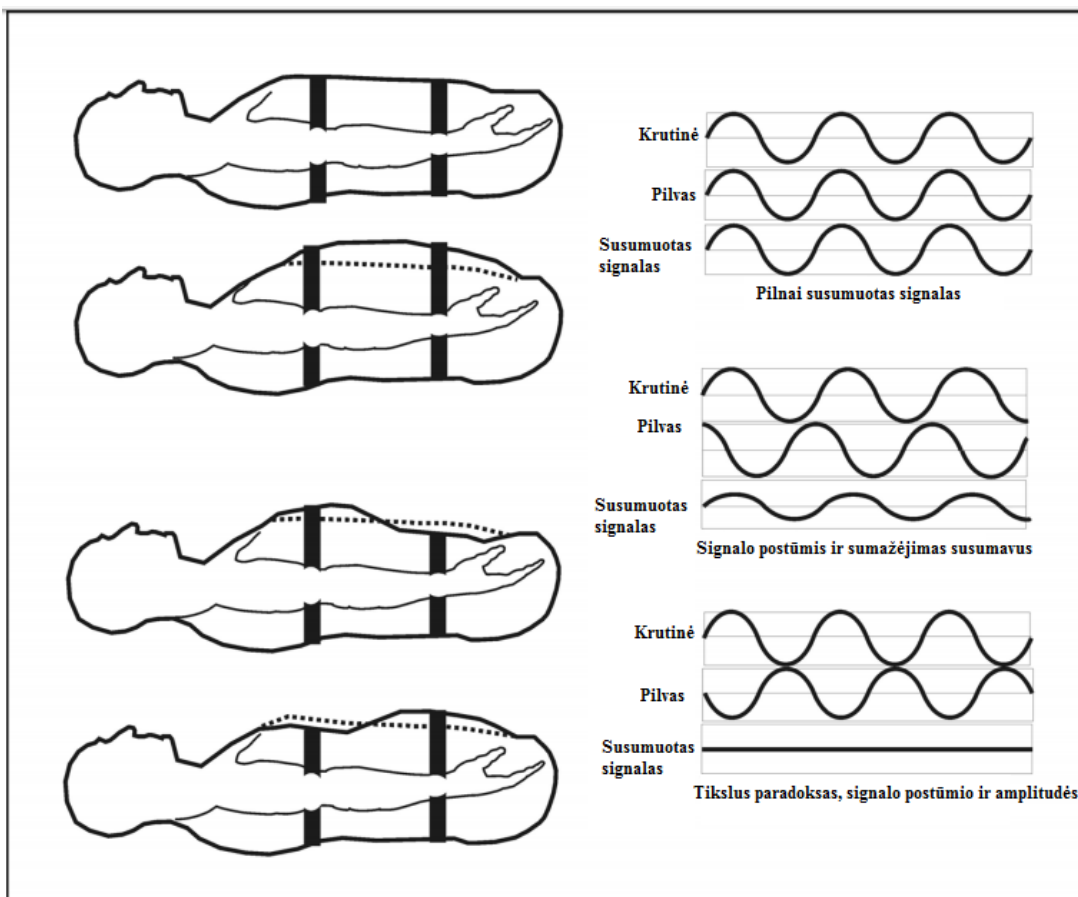


4.2.1 pav. Tūrio srauto histerizės kilpa [2]

Tai metodas, kuris gali būti naudojamas įvertinant įkvepiamo ir iškvepiamo oro srauto ribas kaip funkcija nuo kūno padėties.

Krūtinės ir pilvo signalai gali būti atvaizduoti nepriklausomai (arba jie gali būti matematiškai sumuojami). Matematinis sumavimas iš pačių signalų yra ypač naudingas. Kadangi, gauname skirtingas amplitudes tarp krūtinės ir pilvo išėjimo signalų, šios vertės paprastai yra normalizuojamos iki susumuojant (4.2.2 pav.).

Susumuotas signalo kanalas gali būti naudojamas kaip indikatorius fiksuojantis pilvo bei krūtinės padėtį. Kuo didesnis skirtumas tarp pilvo ir krūtinės gaunamų signalų, tuo mažesnės amplitudės suminis kanalas. Kadangi, naudojamas metodas, kad suminiame signalų kanale negauti visiškai plokščią suminį signalą, naudojamas vėlavimo laikas susumuojant ir normalizuojant signalus. Suma signalų suteikia naudingą funkciją, kuri pateikia aiškia sumažėjusio signalo amplitudę, bet kokio įvykio metu (pasilenkiant į priekį ar atgal), kurie lygiagrečiai įtraukiami į kvėpavimo signalus.



4.2.2 pav. Žmogaus krūtinės ir pilvo padėtys įkvėpimo ir iškvėpimo metu bei atitinkami jų signalai [2]

5. ŽMOGAUS JUDESIAIS SUKELTŲ INDUKTYVINĖS PLETIZMOGRAFIJOS JUTIKLIŲ SIGNALŲ EKSPERIMENTINIAI TYRIMAI

Eksperimentinėje dalyje yra tiriama induktyvinės pletizmografijos jutiklių signalų dedamosios, gaunamos atliekant bandymus kuomet turime skirtingoms ėjimo sąlygoms (greičio pokyčiai ir pan.). Bandymams atlikti naudojamas bėgtakis, kuris turi integruotą greičio keitimo kontrolę bei induktyvinės pletizmografijos jutikliai (5.1 pav.). Gaunami signalai apdorojimo naudojant spektrinę analizę, kuri apsirašyti panaudojus programinės įrangos paketą „Matlab“.



5.1 pav. EKG (vidurinis) ir induktyvinės pletizmografijos jutiklių signalų, širdies darbo dažnio ir kvėpavimo dažnio monitoringas realiu laiku. Belaidis nelicenzijuoto 2,4 GHz dažnio ryšys (ZigBee duomenų perdavimo protokolas).

Eksperimentų tyrimo metu keičiamas bėgtakio greitis: 2 km/h, 4 km/h, 6 km/h, 8 km/h. Taip pat pasirenkamas ir etaloninis ėjimo greitis 5km/h, kuriuo metu atliekami papildomi tyrimai, kurie bus pateikti vėlesniame skyriuje.

Skirtingi bandymai atliekami tam, kad būtų galima analizuoti gaunamų signalų dedamąsias bei pasiūlyti rekomendacijas, kurios padėtų sukurti kuo tikslesnius induktyvinės pletizmografijos jutiklius, skirtus fiksuoti ne tik žmogaus kvėpavimą, bet ir papildomus judesius, tokius kaip ėjimas ar net rankos pakėlimas.

5.1. Tyrimas Nr.1. Ėjimo/bėgimo greičio keitimas

Atliktas tyrimas, kuriame dalyvavo 4 žmonės. Amžiaus skaičius 24 - 38 metų. Bandymo metu buvo keičiamas bėgtakio greitis. Greičiai pasirinkti: 2 km/h – lėtas ėjimas, 4km/h lengvas

ėjimas, 6 km/h – lengvas bėgimas, 8 km/h – vidutinis bėgimo greitis. Tyrimo metu naudota RIP ir EKG jutikliai. Tyrimų dalyvių bei jutiklių sąlytis tiesioginis (nenaudota papildomos priemonės tarp jutiklio ir žmogaus kūno).

Kiekvieno tyrimo trukmė esant skirtingiems greičiams – 5 min. Taip pat kiekvieno bandymo metu suskaičiuotas eksperimento dalyvio žingsnių skaičius. Tam, kad būtų galima tiksliai suskaičiuoti kiekvieno bandymo dalyvio žingsnių skaičių, buvo filmuojamas kiekvienas bandymas. Dalyvių fiziniai duomenys pateikiami 5.1.1 lentelėje., eksperimento rezultatai pateikiami 5.1.2 lentelėje.

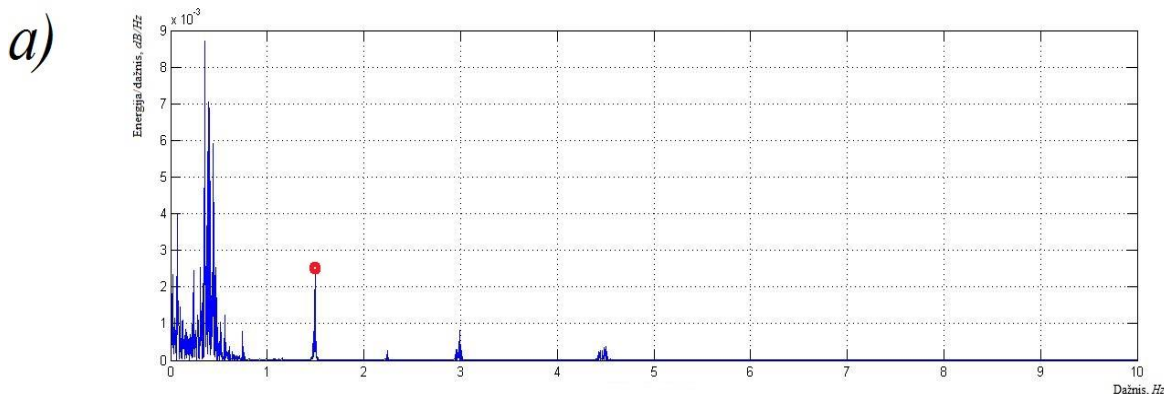
5.1.1 lentelė. Tyrimo dalyvių fiziniai duomenys.

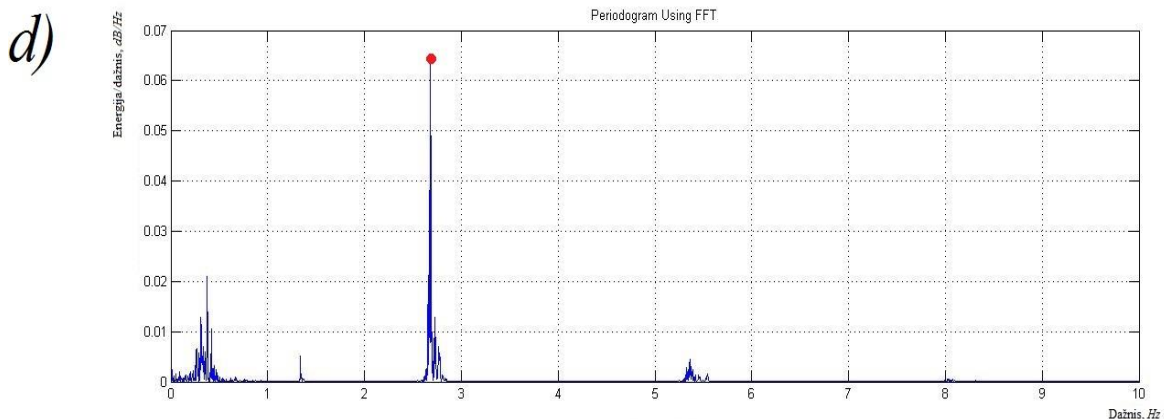
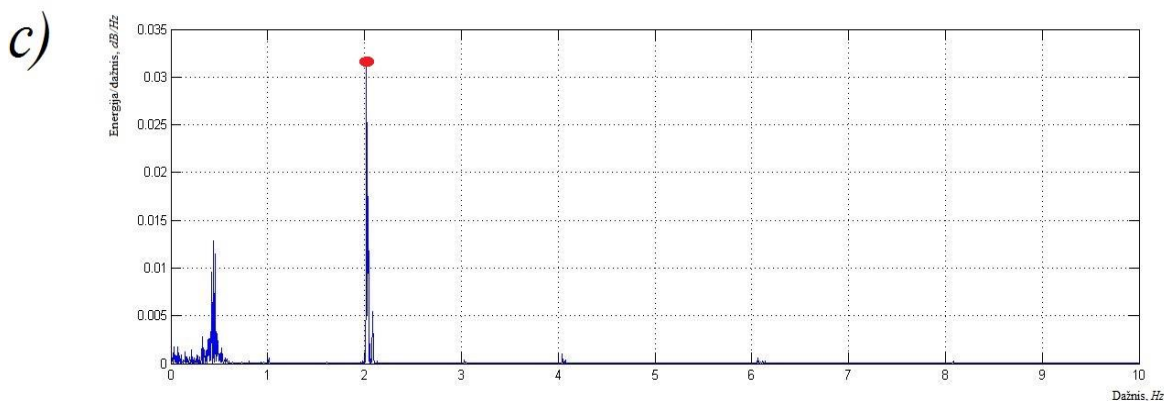
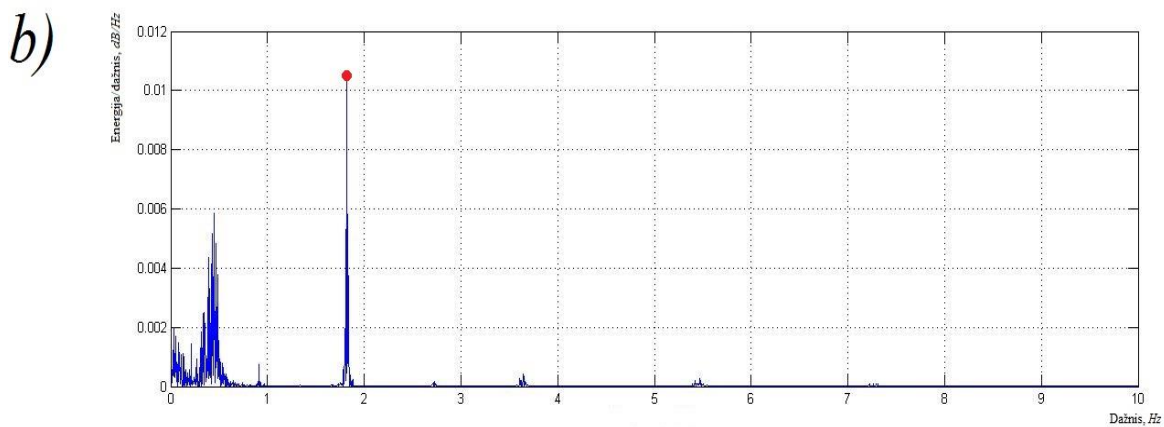
	Ūgis, cm	Svoris, kg	Juosmens apimtis, cm	Krūtinės apimtis, cm
1 dalyvis	180	96	100	114
2 dalyvis	184	100	100	114
3 dalyvis	188	100	101	106
4 dalyvis	190	95	98	101

5.1.2 lentelė. Tyrimo dalyvių žingsnių skaičius esant skirtingiems ėjimo/bėgimo greičiams

Atstumas m	Greitis		Žingsnių skaičius, vnt.			
	km/h	m/s	1 dalyvis	2 dalyvis	3 dalyvis	4 dalyvis
170	2	0,555	428	442	415	461
330	4	1,111	536	550	543	547
490	6	1,667	627	576	607	584
670	8	2,222	833	853	740	787

Gautų signalų iš RIP jutiklių spektrinė analizė naudojant programinį paketą „Matlab“:





5.1.1 pav. 2 dalyvio ėjimo/bėgimo signalų gautų iš RIP jutiklių spektrinė analizė. a) – 2 km/h, b) – 4 km/h, c) – 6 km/h, d) – 8 km/h

Kaip matyti iš gautų duomenų, turime atsikartojantį signalą, kurio dažnis didėja, didėjant ėjimo/bėgimo greičiui. Jo viršūnę pažymėta raudonu apskritimu. Taigi, bandysiu analizuoti iš kitų turimų duomenų, ar šis signalas gali atitikti žingsnio dažnį.

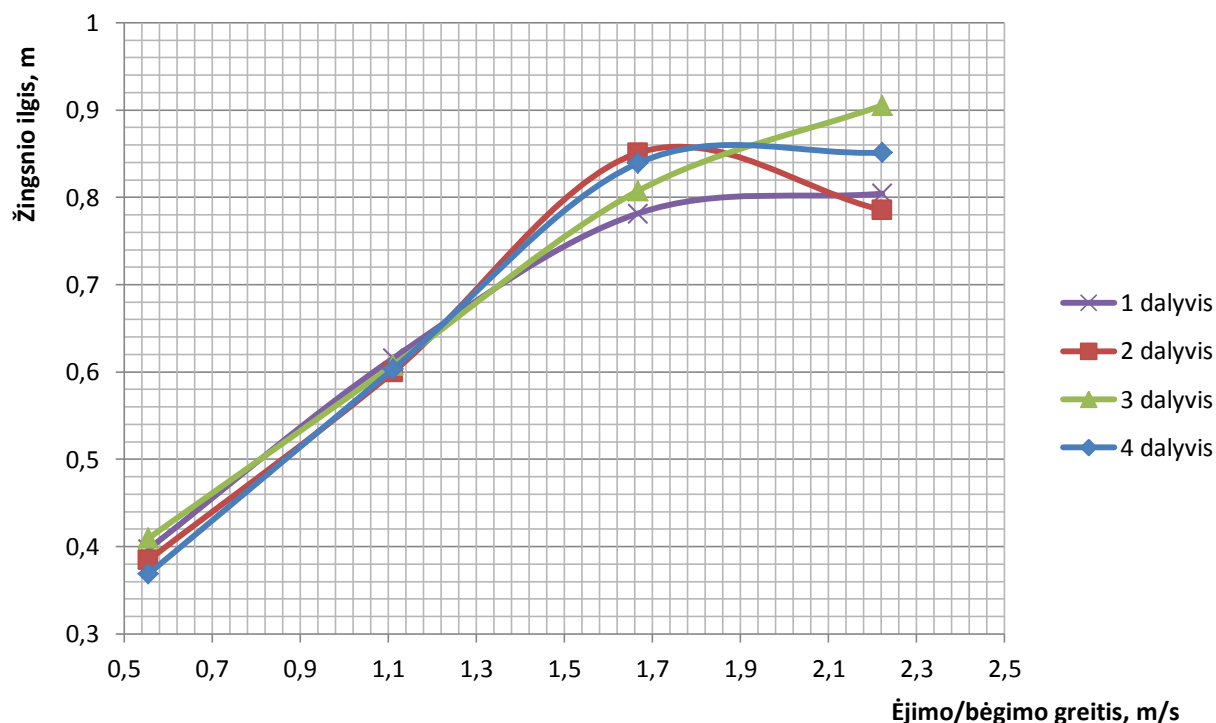
Kadangi, turime atstumą ir žingsnių skaičių per 5 min, galima paskaičiuoti žingsnio ilgį pagal formulę:

$$\text{Žingsnio ilgis} = \frac{\text{Atstumas}}{\text{Žingsnių skaičius}} \quad (4)$$

5.1.3 lentelė. Tyrimo dalyvių žingsnio ilgis prie atitinkamo greičio.

Atstumas m	Greitis		Žingsnio ilgis, m			
	km/h	m/s	1 dalyvis	2 dalyvis	3 dalyvis	4 dalyvis
170	2	0,555	0,397	0,385	0,410	0,369
330	4	1,111	0,616	0,600	0,608	0,603
490	6	1,667	0,781	0,851	0,807	0,839
670	8	2,222	0,804	0,785	0,905	0,851

Kaip matyti iš 5.1.3 lentelės, didėjant ėjimo/bėgimo greičiui, žingsnio ilgis, taip pat didėjo.



5.1.2 pav. Tyrimo dalyvių žingsnių ilgio kitimas prie atitinkamo greičio

Toliau yra apskaičiuojamas žingsnio dažnis pagal formulę:

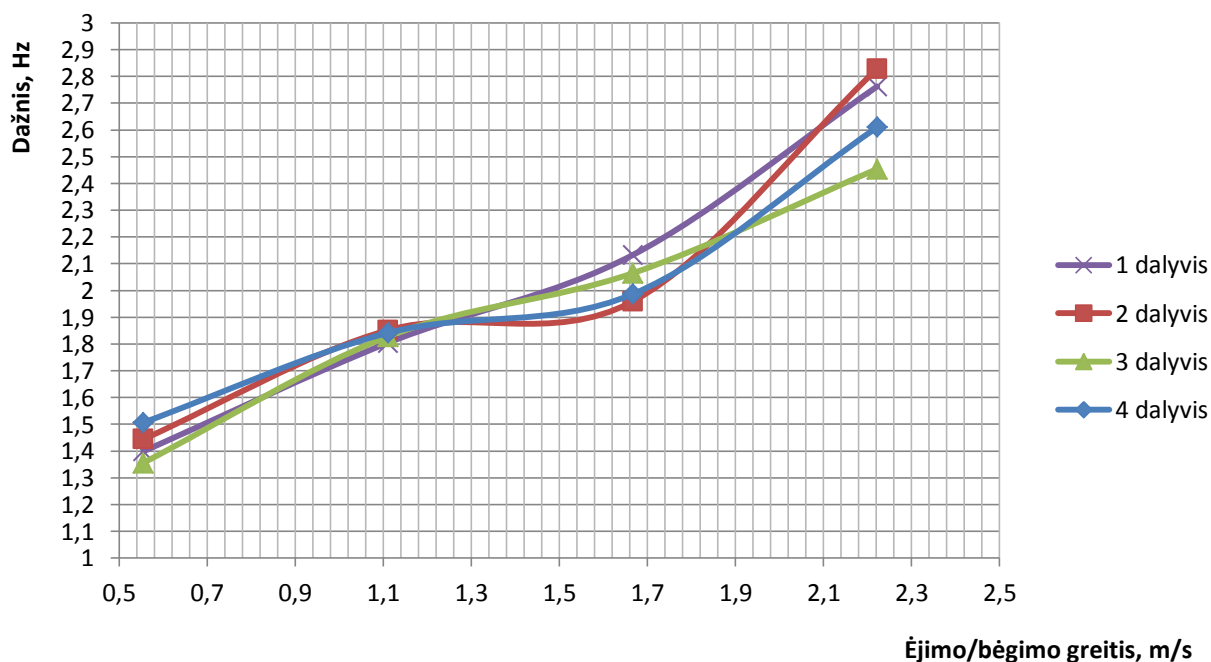
$$f = \frac{v}{\lambda} \quad (5)$$

kur f – vieno žingsnio dažnis, Hz ; v – ėjimo/bėgimo greitis, m/s ; λ – vieno žingsnio ilgis, m .

5.1.4 lentelė. Tyrimo dalyvių žingsnių dažniai prie atitinkamo greičio.

Atstumas m	Greitis		Žingsnio dažnis, Hz			
	km/h	m/s	1 dalyvis	2 dalyvis	3 dalyvis	4 dalyvis
170	2	0,555	1,399	1,444	1,356	1,507
330	4	1,111	1,805	1,852	1,828	1,841
490	6	1,667	2,132	1,959	2,065	1,986
670	8	2,222	2,763	2,829	2,454	2,610

Kaip matyti iš 5.1.4 lentelės, didėjant ėjimo/bėgimo greičiui, žingsnio dažnis, taip pat didėjo.



5.1.3 pav. Tyrimo dalyvių žingsnių dažnio kitimas prie atitinkamo greičio

Taigi, palyginame suskaičiuotą žingsnio dažnį su spektrinės analizės dažnių gautu „Matlab“ aplinkoje (5.1.1 pav. signalai pažymėti raudonu apskritimu) bei paskaičiuojame santykinę paklaidą pagal 6 formulę [5]:

$$\text{Santykinė paklaida} = \frac{|x - a|}{a} \cdot 100\% \quad (6)$$

kur x – suskaičiuotas žingsnio dažnis, Hz ; a – žingsnio dažnis gautas panaudojus „Matlab“ paketą, Hz .

Duomenys pateikiami 5.1.5 lentelėje

5.1.5 lentelė. Tyrimo dalyvių žingsnių dažnių palyginimas prie atitinkamo greičio.

Žingsnio dažnis, Hz											
1 dalyvis			2 dalyvis			3 dalyvis			4 dalyvis		
Suskaiciuotas	„Matlab“	Sant. paklaida	Suskaiciuotas	„Matlab“	Sant. paklaida	Suskaiciuotas	„Matlab“	Sant. paklaida	Suskaiciuotas	„Matlab“	Sant. paklaida
1,399	1,412	0,92	1,444	1,497	3,54	1,356	1,481	8,44	1,507	1,520	0,86
1,805	1,801	0,22	1,852	1,817	1,93	1,828	1,766	3,51	1,841	1,871	1,60
2,132	2,045	4,25	1,959	2,020	3,02	2,065	2,013	2,58	1,986	1,953	1,69
2,763	2,620	5,46	2,829	2,684	5,40	2,454	2,527	2,89	2,610	2,577	1,28

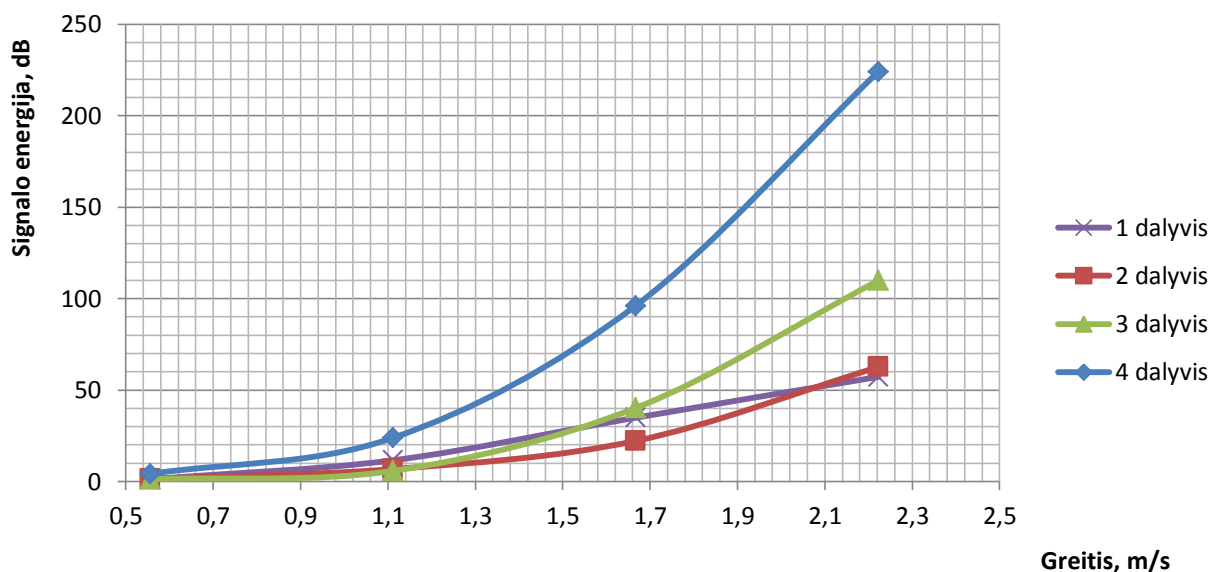
Kaip matyti iš 5.1.5 lentelės, suskaičiuotas žingsnio dažnis yra artimas gauto signalo dažniui iš RIP jutiklių (žiūrėti 5.1.1 pav. raudoni apskritimai), santykinė paklaida visais atvejais neviršija 10%. Kitų tyrimo dalyvių spektrinės signalo analizės pateikiamos **Priedas 1**.

Taip pat panaudojus programinę įrangą „Matlab“ buvo paskaičiuota kiekvieno tyrimo dalyvio žingsnio piko (žiūrėti 5.1.1 pav. raudoni apskritimai) energija.

5.1.6 lentelė. Žingsnio energijos dydis prie atitinkamo greičio didumo.

Greitis		Žingsnio energija, dB			
km/h	m/s	1 dalyvis	2 dalyvis	3 dalyvis	4 dalyvis
2	0,555	1,259	1,537	1,236	4,149
4	1,111	11,5955	6,767	5,813	23,838
6	1,667	34,878	22,182	40,181	96,081
8	2,222	57,210	62,577	109,853	224,101

Kaip matyti iš 5.1.6 lentelės, didėjant ėjimo/bėgimo greičiui taip pat didėja ir žingsnio energija.



5.1.4 pav. Signalų energijos didumo kitimas keičiantis ėjimo/bėgimo greičius

Kaip matyt iš 5.1.4 pav. didėjant greičiui taip pat didėja signalo energija. Šiam energijos didėjimui įtakos galėjo turėti didesnė atotrūkis tarp bėgimo takelio paviršiaus ir avalynės kuomet atliekamas ėjimo/bėgimo greitis. Taip pat iš 5.1.1 pav. matyti, atsikartojančios harmonikos, panašiu periodu, kaip ir žingsnio dažnio periodas, todėl išskiriant žingsnio dažnio spektrą, rekomenduojama paskaičiuoti žingsnio energijos dydį, kuris, kaip matyti iš 5.1.1 pav., yra ženkliai didesnis nei atsikartojančių tolimesnių harmonikų.

5.2. Tyrimas Nr.2. Ėjimo greitis 5km/h bei kintančios ėjimo sąlygos

Šio tyrimo metu naudotas bėgtakis bei pasirinktas ėjimo greitis 5km/h kiekvieno bandymo metu. Atliekant bandymus buvo mėginta išsiaiškinti, kas sukelia papildomus triukšmus

gaunamus iš RIP jutiklių bei kokią įtaka žingsnio dažnio energijai gali turėti skirtingos ėjimo sąlygos (avalynė ir pan.). Bandymai atlikti su 3 žmonėmis (2 dalyvis, 3 dalyvis, 4 dalyvis). Kiekvieno bandymo trukmė 3 minutės. Pirmojo bandymo metu buvo paprasčiausiai einama 5km/h greičiu. Antro bandymo metu: kiekvienas iš bandymo dalyvių pasiėmė į rankas ranką po 10 kg svarmenį tam, kad būtų galima sumažinti svorio centrą bei tuo pačiu mažiau juda kūno talija (5.2.1 pav.). Trečiojo bandymo metu panaudota elastingė juosta (5.2.2 pav.), kuri standžiai apspaudžia žmogaus taliją ir tuo pačiu mažiau juda žmogaus riebalinis audinys. Ketvirtojo bandymo metu – išjungtas viršutinis RIP jutiklis, esantis ant krūtinės. Penktojo bandymo metu – išjungtas apatinis RIP jutiklis, esantis ant pilvo. Šestojo bandymo metu – panaudoti sportinė avalynė su pastorintu poliesteriu (5.2.3 pav.). Septintojo bandymo metu – rankos padeda stabilizuoti žmogaus taliją ėjimo/bėgimo metu, todėl jos buvo sukryžiuotos „X“ forma ir uždėtos ant pečių (5.2.4 pav.).



5.2.1 pav. 2 bandymas, kurio metu buvo nešami rankose svarmenys po 10kg



5.2.2 pav. 3 bandymas. Talijos suspaudimas standžia elastine juosta



5.2.3 pav. 6 bandymas. Sportinė avalynė su pastorintu poliesteriu



5.2.4 pav. 7 bandymas. Rankų sukryžiavimas „X“ forma

Tyrimo dalyvių žingsnių skaičius esant atitinkamam bandymui pateikiamas 5.2.1 lentelėje.

5.2.1 lentelė. Tyrimo dalyvių žingsnių skaičius esant atitinkamoms bandymo sąlygoms.

Atstumas	Greitis	Bandymo Nr.	Bandymas	Žingsnių skaičius		
				2 dalyvis	3 dalyvis	4 dalyvis
250	1,39	1	ėjimas 5km/h	340	333	341
		2	2x10kg	336	338	343
		3	elastinė juosta ant talijos	332	324	338
		4	išjungtas RIP ant krūtinės	331	329	335
		5	išjungtas RIP ant pilvo	326	330	332
		6	batai su poliesteriu	325	325	326
		7	rankos „X“	334	324	341

Iš turimų duomenų analogiškai kaip ir praitame bandyme bei dažnius tyrimo dalyvių .

5.2.1 lentelė. Tyrimo dalyvių žingsnių ilgiai.

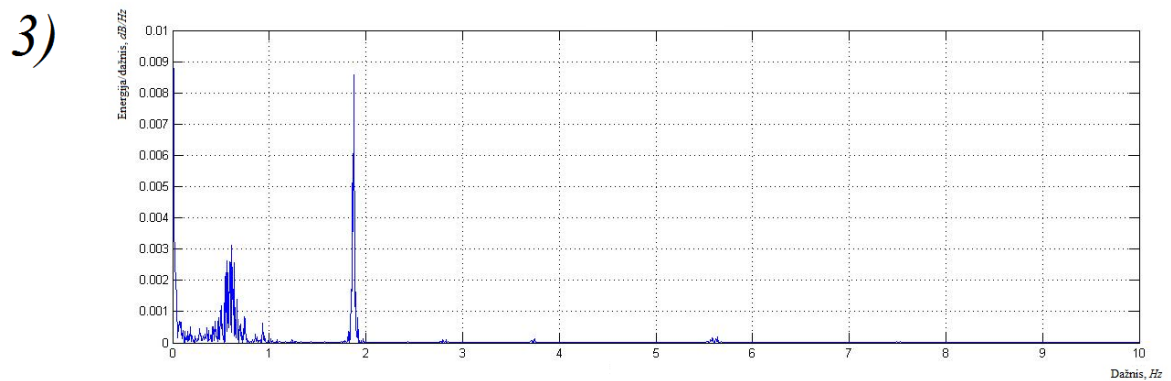
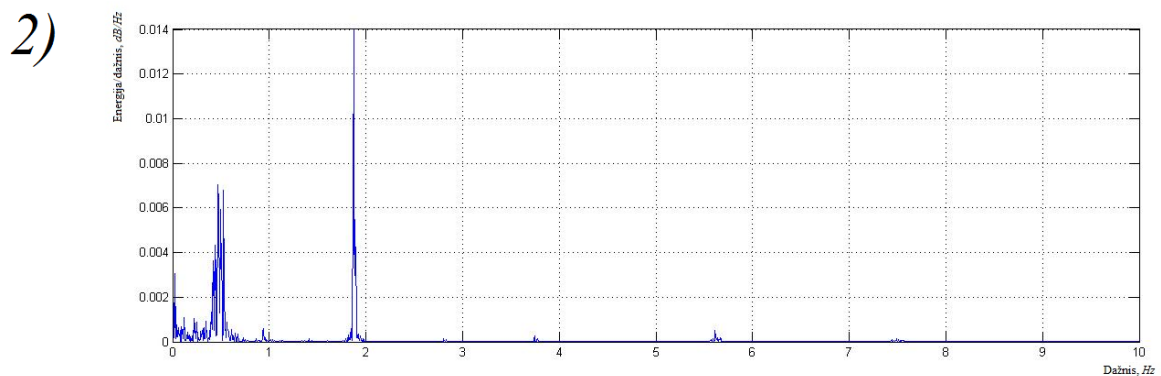
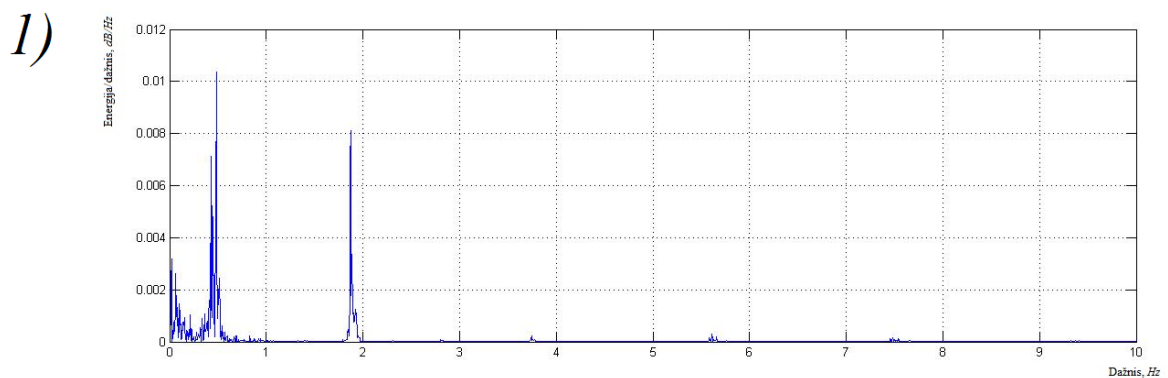
Bandymo Nr.	Atstumas	Greitis		Žingsnio ilgis, m		
		km/h	m/s	2 dalyvis	3 dalyvis	4 dalyvis
1	250	5	1,389	0,735	0,751	0,733
2				0,744	0,740	0,729
3				0,753	0,784	0,740
4				0,755	0,760	0,746
5				0,767	0,758	0,753
6				0,769	0,769	0,767
7				0,749	0,772	0,733

Pagal turimus 5.2.2 lentelės duomenis suskaičiuojamas žingsnių dažnis.

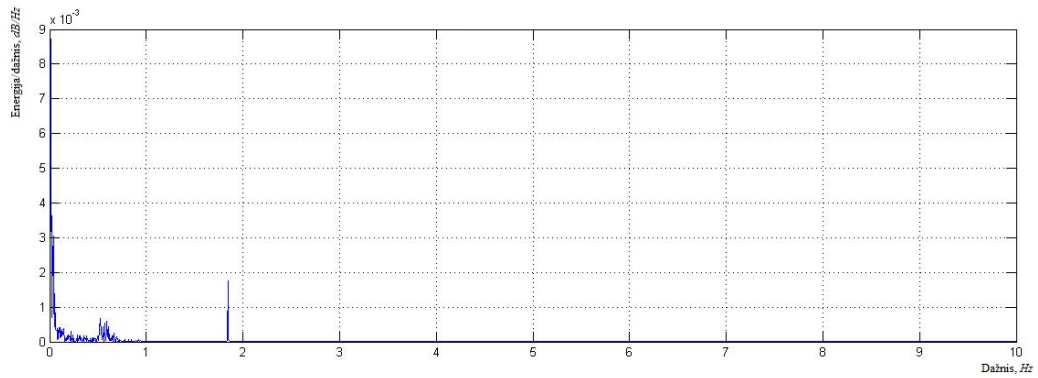
5.2.3 lentelė. Tyrimo dalyvių žingsnių dažniai.

Bandymo Nr.	Atstumas m	Greitis		Žingsnio dažnis, Hz		
		km/h	m/s	2 dalyvis	3 dalyvis	4 dalyvis
1	250	5	1,389	1,889	1,850	1,894
2				1,867	1,878	1,906
3				1,844	1,772	1,878
4				1,839	1,828	1,861
5				1,811	1,833	1,844
6				1,806	1,806	1,811
7				1,856	1,800	1,894

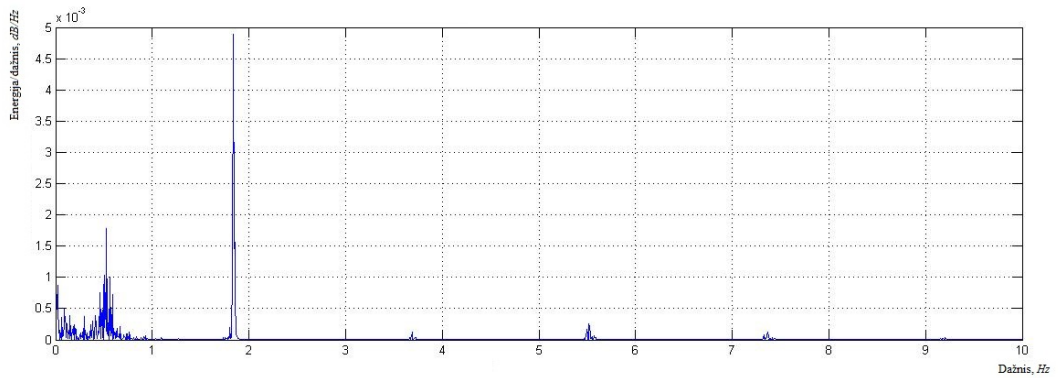
Spektrinė signalų analizė panaudojus programinį paketą „Matlab“ pateikta 5.2.5 pav:



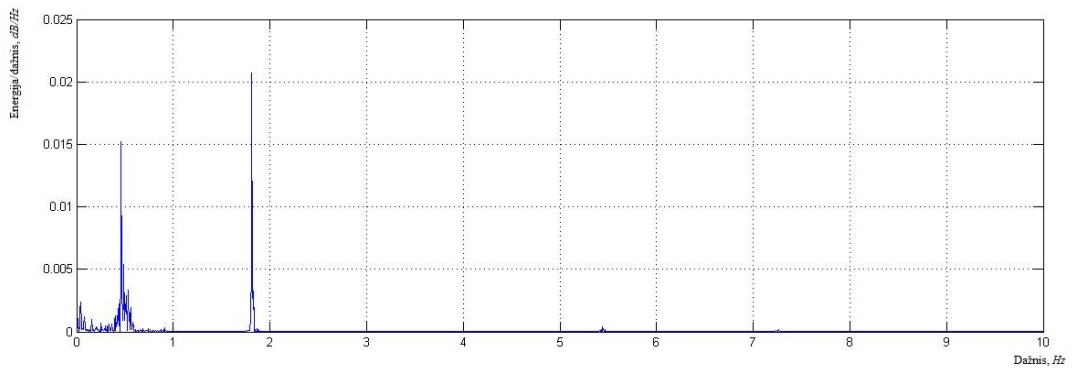
4)



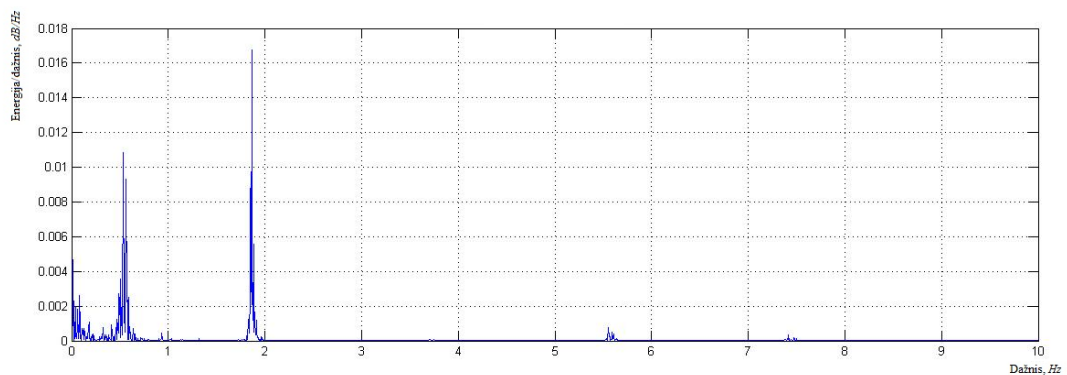
5)



6)



7)



5.2.5 pav. 2 dalyvio ėjimo signalų gautų iš RIP jutiklių spektrinė analizė

Kaip matyti iš 5.2.5 pav. spėjama, kad žingsnio pikas yra netoli 1,9 Hz ribos, tam palyginame apskaičiuotą dažnio didumą su gautu iš RIP jutiklių ir skaitmenizuotų „Matlab“ programinėje aplinkoje bei paskaičiuojame santykinę paklaidą. Duomenys pateikiami 5.2.4 lentelėje.

5.2.4 lentelė. Tyrimo dalyvių žingsnių dažnių palyginimas prie atitinkamų bandymo sąlygų.

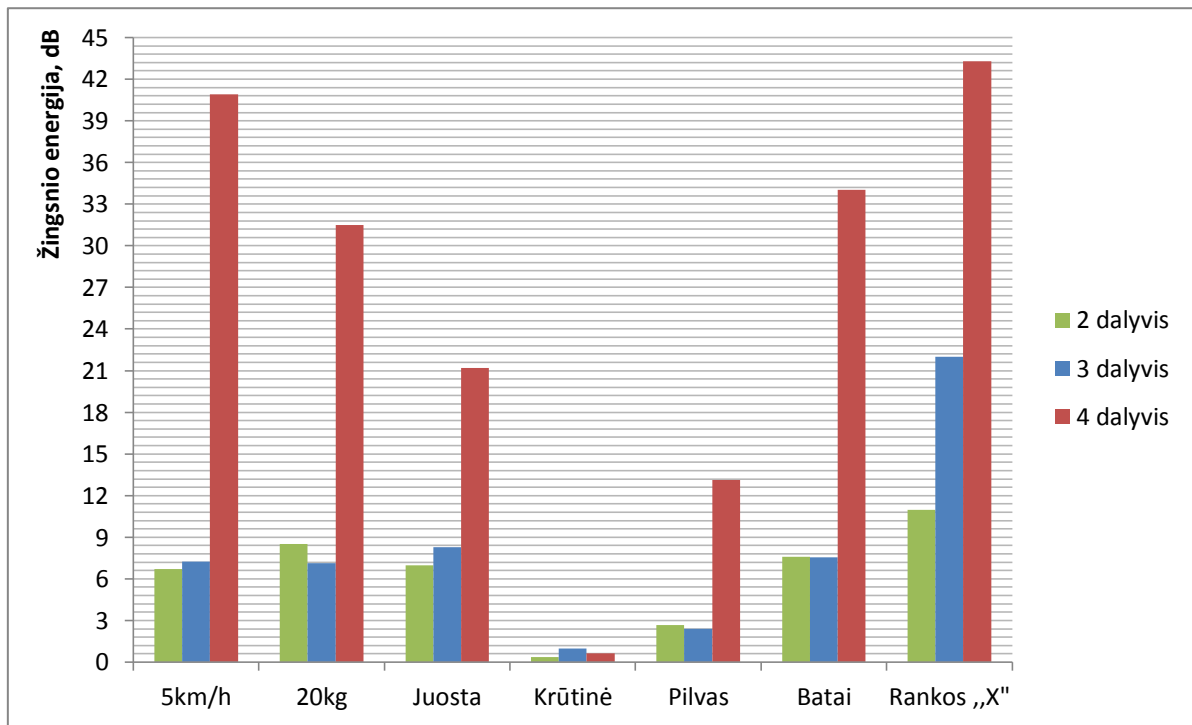
Žingsnio dažnis, Hz								
2 dalyvis			3 dalyvis			4 dalyvis		
Suskaičiuotas	„Matlab“	Sant. paklaida	Suskaičiuotas	„Matlab“	Sant. paklaida	Suskaičiuotas	„Matlab“	Sant. paklaida
1,889	1,890	0,05	1,850	1,840	0,54	1,894	1,900	0,32
1,867	1,880	0,69	1,878	1,850	1,51	1,906	1,920	0,73
1,844	1,870	1,39	1,772	1,820	2,64	1,878	1,880	0,11
1,839	1,850	0,59	1,828	1,840	0,65	1,861	1,860	0,05
1,811	1,840	1,58	1,833	1,840	0,38	1,844	1,850	0,32
1,806	1,820	0,77	1,806	1,810	0,22	1,811	1,820	0,49
1,856	1,870	0,75	1,800	1,820	1,10	1,894	1,900	0,32

Kaip matyti iš lentelės, suskaičiuotas žingsnio dažnis yra artimas gauto signalo dažniui iš RIP jutiklių, santykinė paklaida neviršija 5%. Pakitusios ėjimo sąlygos neapsunkina žingsnio dažnio išskirimo iš gauto spektro.

Taip pat panaudojus programinę įrangą „Matlab“ buvo paskaičiuota žingsnio piko energija tam, kad būtų palyginti, kokią įtaką žingsnio energijai turi atitinkamos bandymo sąlygos. Duomenys pateikiami 5.2.5 lentelėje.

5.2.5 lentelė. Žingsnio energijos dydis prie atitinkamų bandymo sąlygų.

Žingsnio energija, dB			
Bandymo nr.	2 dalyvis	3 dalyvis	4 dalyvis
1	6,71	7,26	40,90
2	8,50	7,12	31,50
3	6,96	8,29	21,20
4	0,38	0,99	0,64
5	2,66	2,40	13,11
6	7,60	7,56	34,02
7	10,99	22,00	43,30



5.2.6 pav. Žingsnio energija prie atitinkamų bandymo sąlygų

Kaip matyti iš 5.2.6 pav., žingsnio energija dižiausia tuomet (lyginant su paprastu ėjimu 5km/h), kai turimas dižiausias talijos nestabilumas, t.y. bandymo metu kuomet rankos buvo „X“ forma uždėtos ant pečių. Mažiausias žingsnio energija gauta tuomet, kai buvo išjungtas RIP ant krūtinės. Kuomet RIP išjungtas ant pilvo, signalo energija žymiai didesnė nei esant RIP išjungtam ant krūtinės. Be to, gaunami mažesni triukšmai, kuomet RIP išjungtas ant krūtinės. 2 ir 3 dalyvis sportuoja bent 2 kartus per savaitę, o 4 dalyvis nesportuoja iš viso. Todėl papildomus triukšmus gali įtakoti papildomas riebalinis audinys. Kitų tyrimo dalyvių spektrinės signalo analizės pateikiamos **Priedas 2**.

5.3. Tyrimas Nr.3. Ėjimo greitis 5km/h bei nugaros paminkštėjimas

Bandymas buvo atliktas panaudojant 3,5 cm storio ir 30 cm ilgio poliesterį, kuris buvo uždėtas bandymo dalyviams apatinėje nugaros srityje (5.3.1 pav.). Ši idėja kilo iš to, kad vaikstant tyrimo dalyviams buvo galima matyti akivaizdų apatinių nugaros raumenų judėjimą, dėl to nuspręsta patikrinti ar šie raumenys generuoja papildomus triukšmus gaunamus atliekant ėjimo veiksmą iš RIP jutiklių.



5.3.1 pav. Pastorintas poliesteris uždėtas ant apatinių nugaros raumenų

Bandymo sąlygos: ėjimo greitis 5 km/h, nueitas atstumas 250 m, ėjimo laikas 3 min.

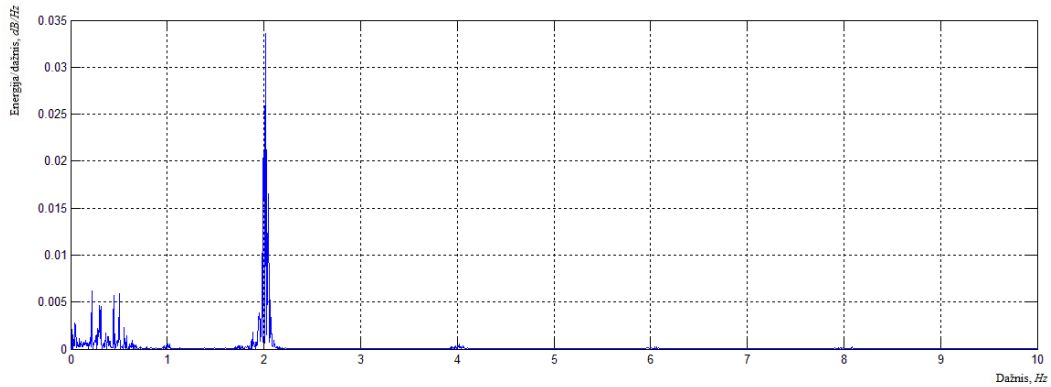
Šio bandymo metu buvo mėginta išsiaiškinti kokią įtaką turi apatinė nugaros dalis, žingsniuojant bandymo dalyviui.

Duomenys pateikiami 5.3.1 lentelėje:

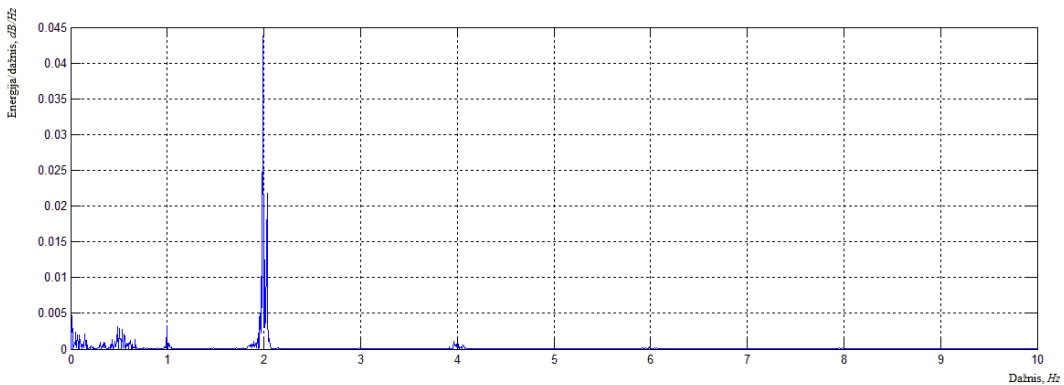
5.3.1 lentelė. Tyrimo dalyvių žingsnių dažniai.

	Atstumas	Greitis		1 dalyvis	2 dalyvis	3 dalyvis
	m	km/h	m/s			
	250	5	1,389			
Žingsnių skaičius, vnt				365	357	350
Žingsnio ilgis, m				0,685	0,700	0,714
Apskaičiuotas žingsnio dažnis, Hz				2,029	1,986	1,947
„Matlab“				2,020	1,985	1,934

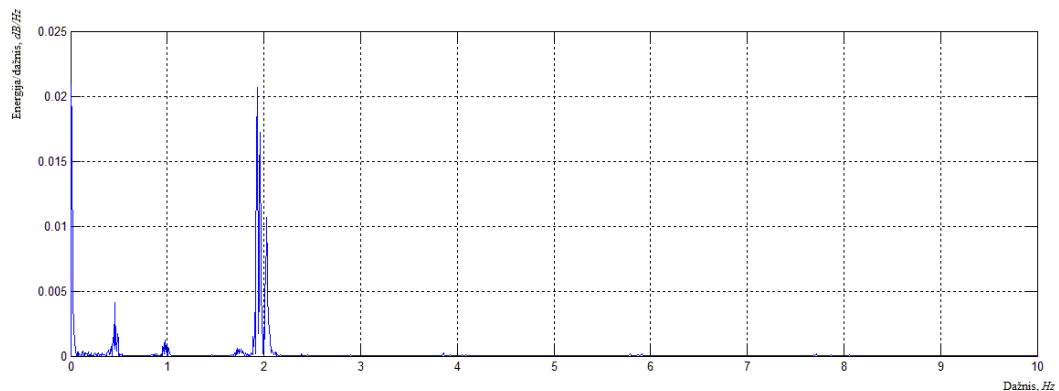
Kaip matyti iš 5.3.1 lentelės, apskaičiuoto žingsnio dažnio didumas beveik lygus praktiškai gautam su „Matlab“ programiniu paketu. Tyrimo dalyvių spektrinė analizė pateikiama 5.3.2 pav.



5.3.2 pav. 1 dalyvio spektrinė analizė „Matlab“ aplinkoje



5.3.3 pav. 2 dalyvio spektrinė analizė „Matlab“ aplinkoje



5.3.4 pav. 3 dalyvio spektrinė analizė „Matlab“ aplinkoje

Tam, kad įsitikintume ar poliesteris padeda sumažinti signalo triukšmus buvo pasirinkta suskaičiuota programiniu paketu „Matlab“ signalų energija prie ėjimo/bėgimo pasirinktų greičių. Tarpiniai pasirinkti greičiai: 4 km/h, 5km/h, 6 km/h. Duomenys pateikiami 5.3.2 lentelėje.

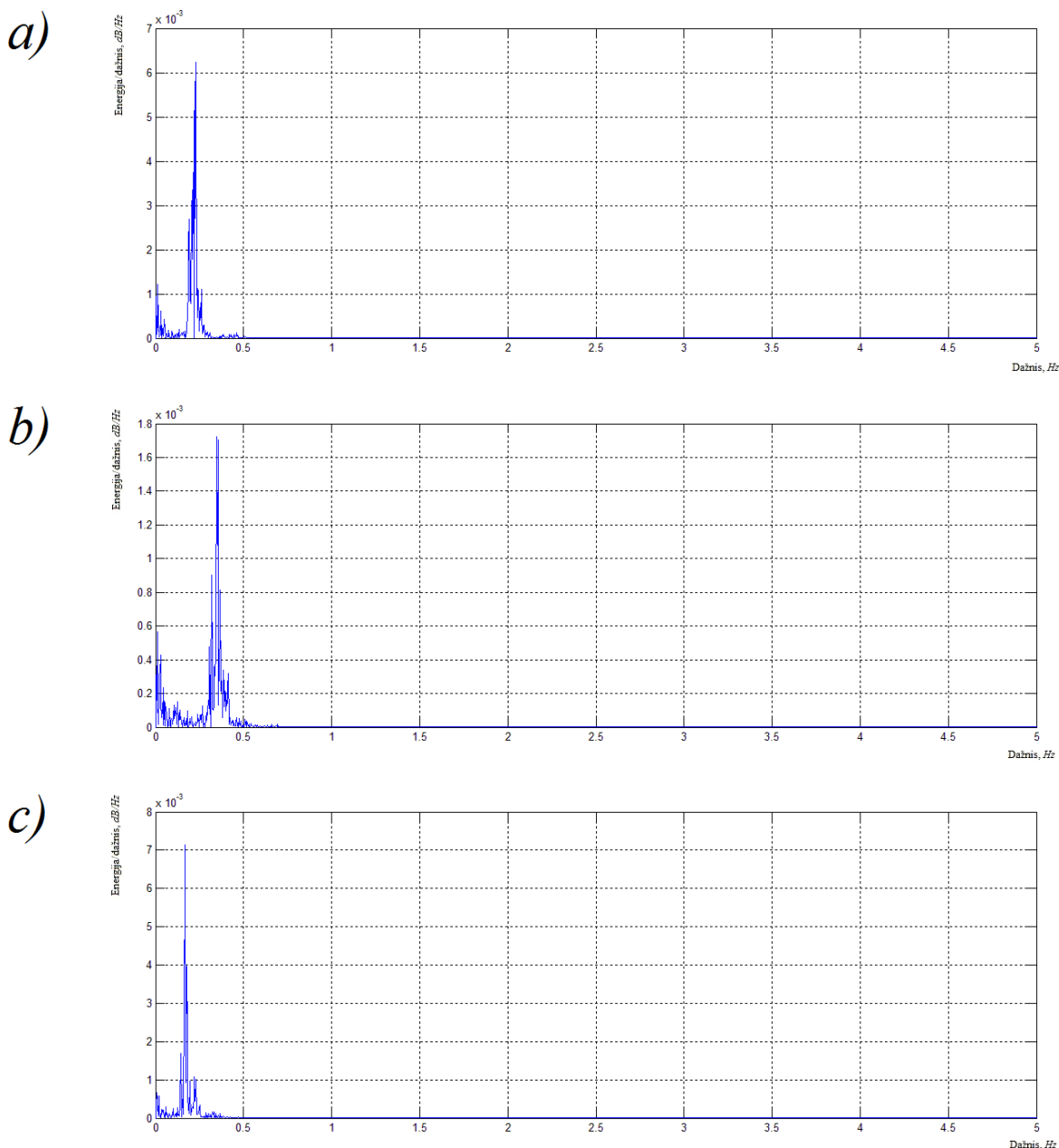
5.3.2 lentelė. Tyrimo dalyvių triukšmų energijos dydis prie atitinkamo greičio.

Ne pagrindinių pikų energija, Hz				
Greitis, km/h	Rėžis, Hz	1 dalyvis	2 dalyvis	3 dalyvis
4	2 - 10	11,5955	6,767	5,813
5	2,5 - 10	3,844	4,922	2,608
6	2,5 - 10	34,878	22,182	40,181

Kaip matyti iš 5.3.2 lentelės poliesteris padeda sumažinti papildomų triukšmų energijos dydžius. Skaiciavimo režiai pasirinkti tokie, kad nebūtų įskaičiuotas ėjimo/bėgimo signalas.

5.4. Tyrimas Nr.4, rankų bei talijos judesių įtaka gaunamam signalui iš RIP jutiklių ramybės būsenoje

Buvo atliktas bandymas, kuriuo metu mėginta išsiaiškinti kokią įtaką rankų ir talijos judesiai turi gaunam signalui, kuris buvo palygintas su signalu, gautu ramybės būsenoje. Ramybės būsenoje bandymo dalyviai stovėjo vietoje ir ramiai kvėpavo neatlikdamas jokių papildomų judesių 5 minutes. Bandymo dalyvių signalai apdirbti programiniu paketu „Matlab“ pateikiami 5.4.1 pav.



5.4.1 pav. a) – 1 dalyvio kvėpavimo signalo spektrinė analizė, b) – 2 dalyvio, c) – 3 dalyvio

Kaip matyti iš 5.4.1 pav., visais atvejais gali pastebėti kvėpavimo dažnį ramybės būsenoje pagal didžiausią amplitudę.

Toliau buvo sudarytas kitų bandymų protokolai: kiekvienas bandymas atliktas po 1 minutę, kurio metu buvo atliekami judesiai:

- a) vertikalūs dešinės rankos pakėlimai ir nuleidimai prieš save (žiūrėti 5.4.2 pav.);



5.4.2 pav. a) protokolo atvejis

- b) vertikalūs kairės rankos pakėlimai ir nuleidimai prieš save;
- c) abi rankos keliamos ir nuleidžiamos vertikaliai prieš save;
- d) horizontalus dešinės rankos sulenkimas ir ištiesimas (žiūrėti 5.4.3 pav.);



5.4.3 pav. d) protokolo atvejis

- e) horizontalus kairės rankos sulenkimas ir ištiesimas;
- f) horizontalus abiejų rankų sukryžiavimas prieš save ir ištiesimas (žiūrėti 5.4.4 pav.);



5.4.4 pav. f) protokolo atvejis

- g) lenkimas į priekį (žiūrėti 5.4.5 pav.);



5.4.5 pav. g) protokolo atvejis

h) lenkimas į abu šonus (žiūrėti 5.4.6 pav.);



5.4.6 pav. h) protokolo atvejis

i) horizontalus talijos pasisukimai į kairę ir dešinę puses (žiūrėti 5.4.7 pav.);



5.4.7 pav. i) protokolo atvejis

Tyrimo dalyvių atliktų judesių skaičius pateikiamas 5.4.1 lentelėje.

5.4.1 lentelė. Judesių skaičius atliktas per 1 minutę.

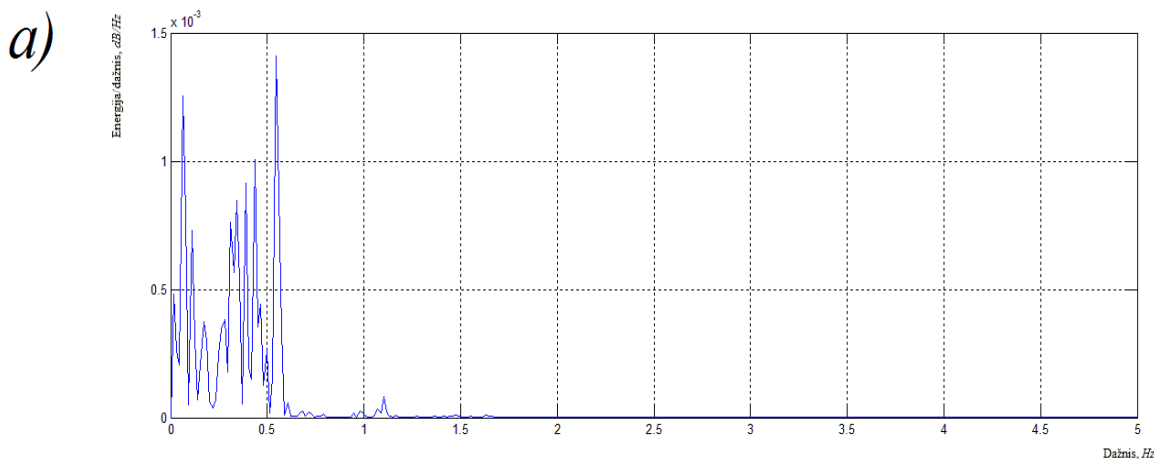
Bandymas	Atliktų veiksmų skaičius, vnt		
	1 dalyvis	2 dalyvis	3 dalyvis
a)	33	25	26
b)	32	17	26
c)	30	23	27
d)	28	31	28
e)	30	33	30
f)	34	42	35
g)	29	21	28
h)	50	49	54
i)	52	53	50

Suskaičiuojamas atlikto veiksmo dažnis per laiko tarpą, šiuo atveju per 60 sekundžių. Duomenys pateikiami lentelėje kartu su signalo duomenimis gautais iš RIP jutiklių bei apdorotų „Matlab“ aplinkoje, taip pat paskaičiuojama santykinė paklaida. Duomenys pateikiami 5.4.2 lentelėje.

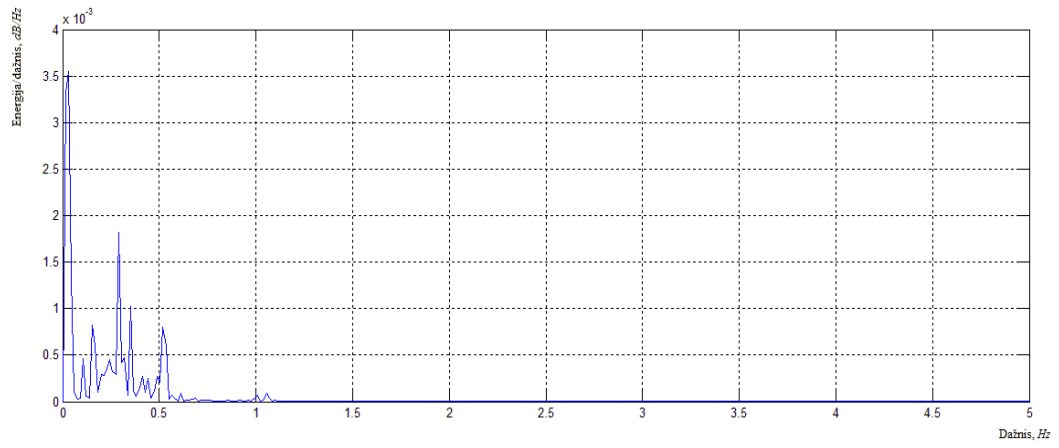
5.4.2 lentelė. Apskaičiuoti ir praktiniai (gauti iš RIP jutiklių) judesių dažniai.

	Atlikto veiksmo dažnis, Hz								
	1 dalyvis			2 dalyvis			3 dalyvis		
	Apska ičiuot as	„Matlab“	Sant. paklaid a	Apska ičiuot as	„Matlab“	Sant. paklaid a	Apska ičiuot as	„Matlab“	Sant. paklaid a
a)	0,550	0,544	1,10	0,417	0,406	2,71	0,433	0,418	3,59
b)	0,533	0,519	2,70	0,283	0,260	8,85	0,433	0,426	1,64
c)	0,500	0,494	1,21	0,383	0,371	3,23	0,450	0,437	2,97
d)	0,467	-	-	0,517	0,533	3,00	0,467	0,445	4,94
e)	0,500	-	-	0,550	0,533	3,19	0,500	0,491	1,83
f)	0,567	0,567	0	0,700	0,689	1,59	0,583	0,569	2,46
g)	0,483	0,469	2,99	0,350	0,341	2,64	0,467	0,445	4,94
h)	0,833	0,818	1,83	0,817	0,789	3,55	0,900	0,887	1,47
i)	0,867	0,857	1,16	0,883	0,876	0,80	0,833	-	-

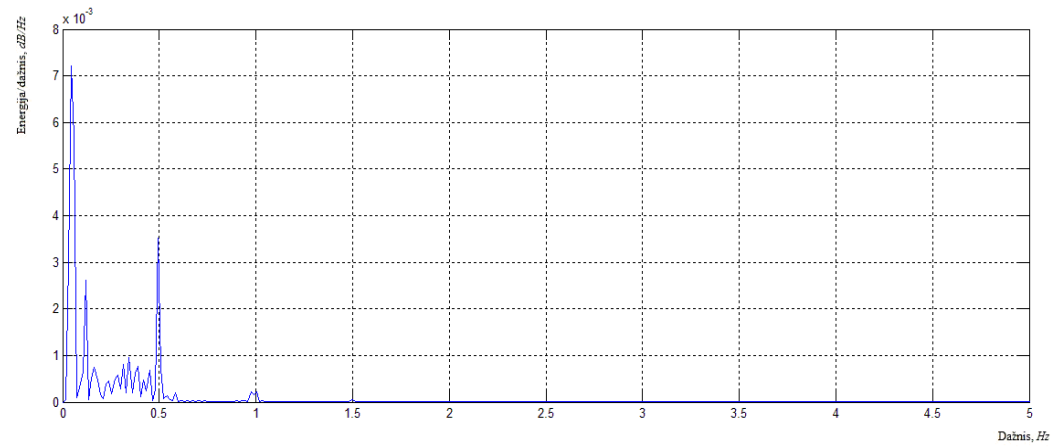
Kaip matyti iš 5.4.2 lentelės. Apskaičiuoti duomenys beveik sutapo su gautais duomenimis iš RIP jutiklių, santykinė paklaida neviršijo 10%. Kai kurios lentelės vietos nėra užpildytos vien dėl to, kad gautus signalus iš jutiklių bei skaitmenizavus „Matlab“ aplinkoje negalima pastebėti judesių pikų prie atitinkamo paskaičiuoto dažnio. 2 dalyvio skaitmeninis signalas, gautas iš RIP jutiklių, pateikiamas 5.4.8 pav. Kitų tyrimo dalyvių: **Priedas nr. 3.**



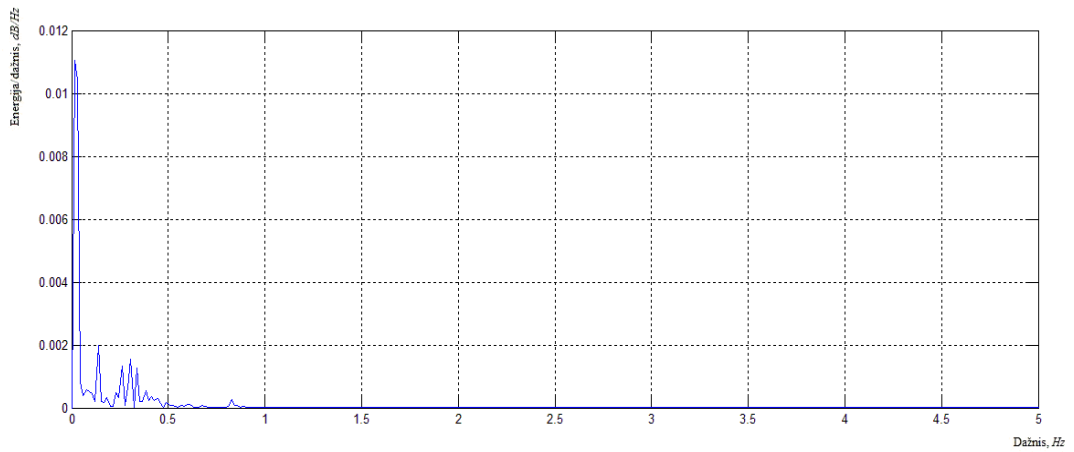
b)



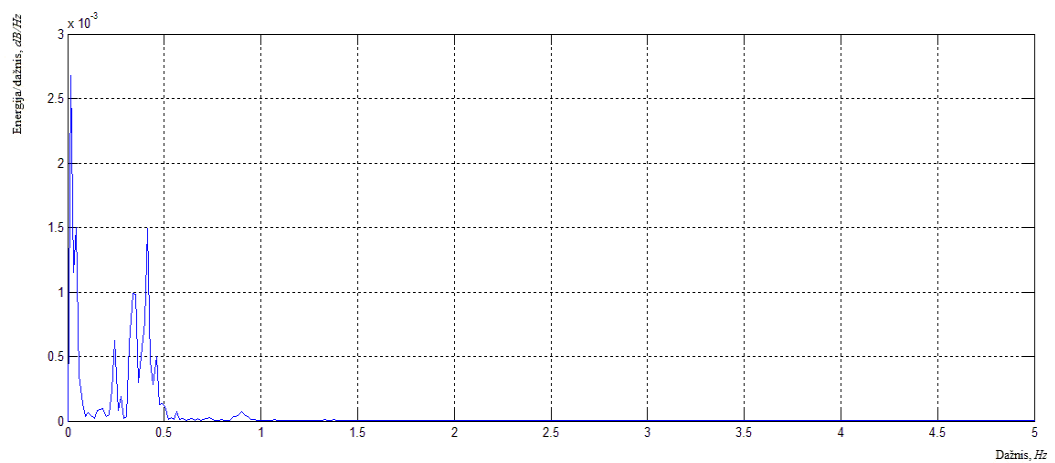
c)



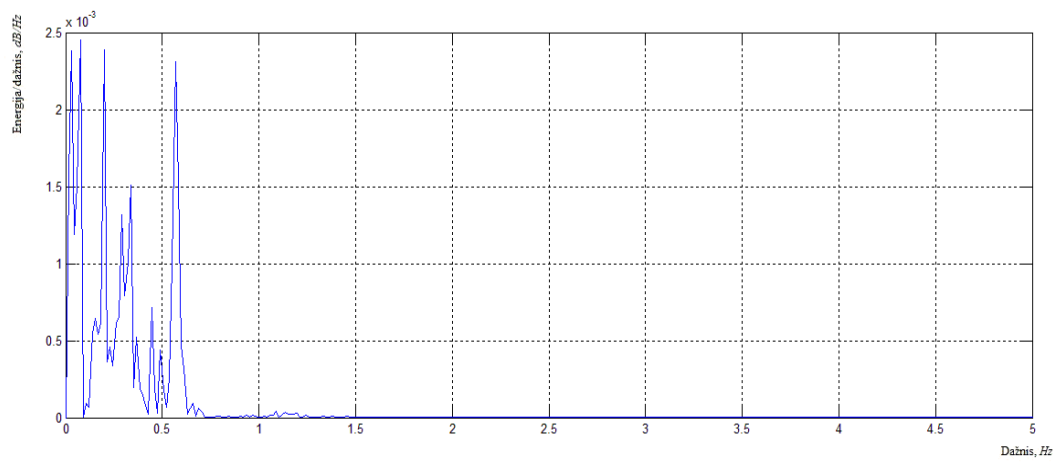
d)



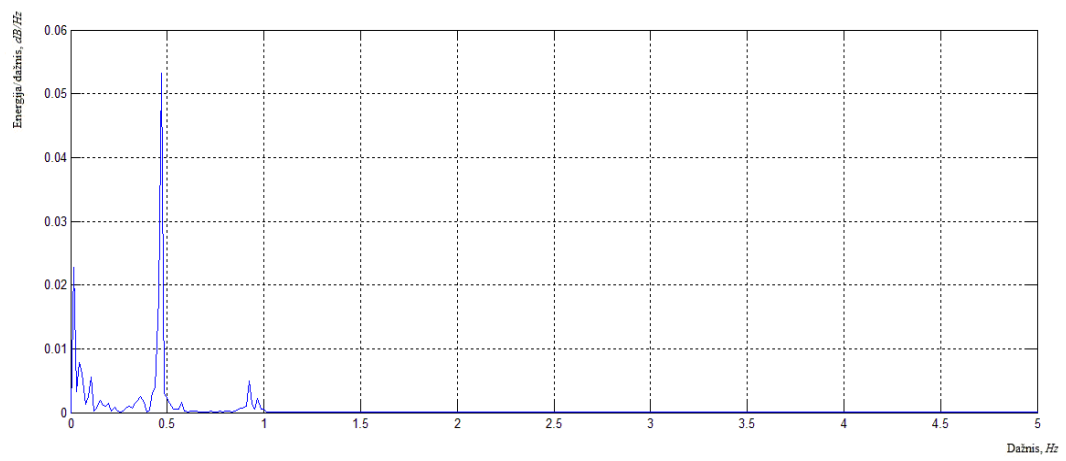
e)



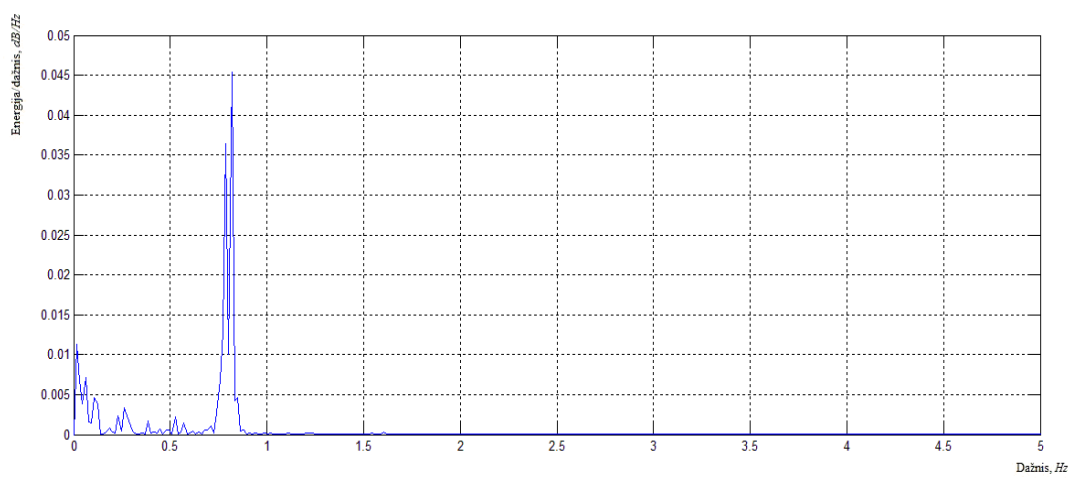
f)



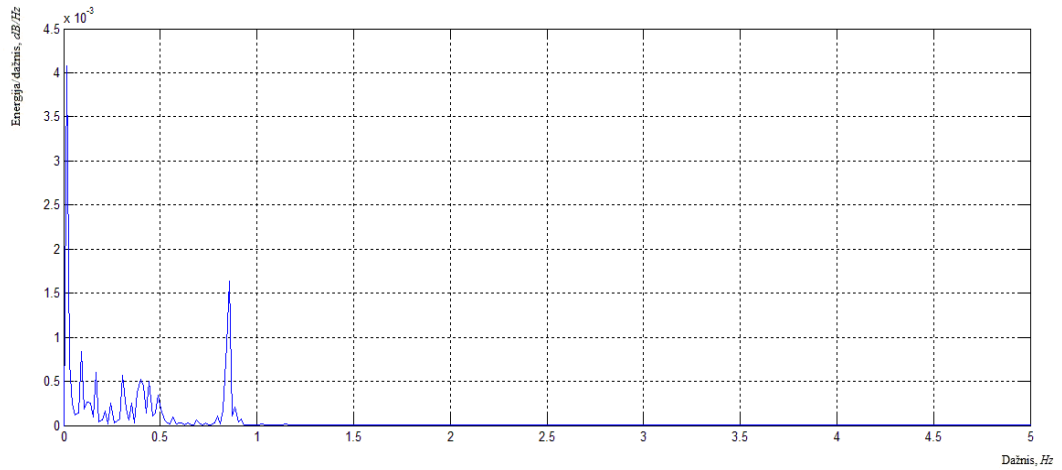
g)



h)



i)



5.4.8 pav. 2 dalyvio skaitmenizuotas judesių signalas gautas iš RIP jutiklių

Kaip matyti iš 5.4.8 pav., sunku nustatyti kvėpavimo dažnį dėl papildomų veiksmų atliekamų su rankomis bei pačia kūno talija. Vadinasi atliekant ankstesnius tyrimus, gauti signalai taip pat turėjo papildomų triukšmų, sukeltų atliekant rankų judesius, pavyzdžiui, esant ėjimui ar bėgimui. Atsižvelgiant į tai, kvėpavimo dažnį spektre lengviausia išskirti esant ramybės būsenoje arba esant minimaliems rankų bei viršūtinės kūno dalies judesiams, nes vienas iš naudojamų RIP jutiklių yra dedamas aplink krūtinę, o dėl rankų judesių, juda pečiai bei dalis krūtinės raumenų.

IŠVADOS

1. Pirmojo tyrimo metu pavyko užfiksuoti kiekvieno dalyvio žingsnio dažnį iš RIP jutiklių ir jį palyginti su teoriškai apskaičiuotu. Santykinė paklaida neviršijo 10%. Taip pat, atliekant spektrinę signalo analizę buvo pamatyta, kad didėjant ėjimo/bėgimo greičiui, taip pat didėjo ir žingsnio dažnis bei energija. Šiam energijos didėjimui įtakos galėjo turėti didesnė atatranka tarp bėgimo takelio paviršiaus ir avalynės. Be to, pastebėtos atsikartojančios harmonikos, panašiu periodo dydžiu, kaip ir žingsnio dažnio periodas, todėl rekomenduojama žingsnio identifikavimui skaičiuoti žingsnio dažnio energijos dydį, kuris yra ženkliai didesnis nei atsikartojančių tolimesnių harmonikų.
2. Antrojo tyrimo metu, buvo mėginta išsiaiškinti kokią įtaką žingsnio energijai turi skirtingos ėjimo sąlygos. Pasirinktas pastovus greitis: 5 km/h. Ėjimo sąlygos: paprastas ėjimas 5 km/h; 10 kg svarmuo kiekvienoje rankoje; užsivilkta elastinė juosta; išjungtas RIP jutiklis ant krūtinės; išjungtas RIP jutiklis ant pilvo; sportinė avalynė su poliesteriu; sukryžiuotos rankos „X“ forma. Buvo gauta, kad žingsnio energijai didžiausią įtaką turi kūno talijos nestabilumas (rankos „X“ forma), nes gauta didžiausia signalo energija: 2 dalyvio: 10,99 dB, 3 dalyvio: 22,0 dB, 4 dalyvio: 43,3 dB. Mažiausia žingsnio energija buvo gauta tyrimo metu panaudojant elastinę juostą ant kūno talijos. Šiuo atveju, 2 dalyvio: 6,96 dB, 3 dalyvio: 8,29 dB, 4 dalyvio: 21,2 dB. Taip pat, pakitusios ėjimo sąlygos neapsunkino žingsnio dažnio išskirimo iš gauto spektro. Paskaičiuota santykinė paklaida neviršijo 5.
3. Trečiojo tyrimo metu, mėginta išsiaiškinta, kokią įtaką signalo spektrui turi apatiniai nugaros raumenys. Pasirinkti 4, 5, 6 km/h greičiai. Esant 5 km/h greičiui naudotas poliesteris tarp nugaros apatinių raumenų bei RIP jutiklio. Signalo energija skaičiuota režiuose: tarp 2 – 10 Hz, kai 4 km/h; 2,5 – 10 Hz, kai 5 km/h; 2,5 – 10 Hz, kai 6 km/h. Šie režiai pasirinkti tam, kad nebūtų neįskaičiuota žingsnio energija. 1 dalyvio: 11,596 dB, 3,844 dB, 34,878 dB. 2 dalyvio: 6,767 dB, 4,922 dB, 22,182 dB. 3 dalyvio: 5,813 dB, 2,608 dB, 40,181 dB. Kaip matyti iš rezultatų, panaudojus poliesterį, akivaizdžiai sumažėjo pašalinio signalo energija.
4. Ketvirtojo bandymo metu, buvo mėginta išsiaiškinti kokią įtaką gaunam signalui iš RIP jutiklių turi rankų bei talijos judesiai kuomet neturime ėjimo judesio. Gauti rezultatai parodė, kad visais atvejais spektre gaunami papildomi signalų pikai, kurie trukdo išskirti kvėpavimo dažnio dedamąją. Didžiausią įtaką kvėpavimo dažnio išskirimui iš spektro galėjo turėti RIP jutiklis, esantis aplink krūtinę, nes dėl rankų judesių, juda pečiai bei dalis krūtinės raumenų, todėl galėjo atsirasti papildomi triukšmai spektre.

LITERATŪROS SĄRAŠAS

1. Pukys P., Stonys J., Virbalis J.A., **TEORINĖ ELEKTROMECHANIKA, ELEKTROS GRANDINIŲ TEORIJS PAGRINDAI**, KTU leidykla „Technologija“ 2008, p. 80.
2. Gandis G. Mazeika, MD, Rick Swanson, RPSGT, CRTT, **Respiratory Inductance Plethysmography**, 2007 by Pro-Tech Servives, p. 1-13.
3. Accelerometer testing. [Žiūrėta 2014m. rugsėjo 10d.] Prieiga per internetą: <http://groklab.org/handhygiene/2012/02/04/accelerometer-testing/>
4. Nele L. Vandenbussche, Sebastiaan Overeem, Johannes P. van Dijk, Pieter Jan Simons, Dirk A. Pevernagie, **Assessment of respiratory effort during sleep: Esophageal pressure versus noninvasive monitoring techniques**, Kempenhaeghe Foundation, Sleep Medicine Centre, P.O. Box 61, 5590 AB Heeze, The Netherlands, 2015.
5. Spektrinės analizės kodas skirtas programiniam paketui „Matlab“. [žiūrėta 2017m. gugežės 21 d.]. Prieiga per internetą: <https://se.mathworks.com/help/signal/ref/pwelch.html>
6. Physical activity resource centre for public health [Žiūrėta 2016m. lapkričio 15d.]. Prieiga per internetą: <http://www.parcph.org/accDef.aspx>
7. H.T. Ngo, C.V. Nguyen , T.M.H. Nguyen , and Toi Van Vo, **A Portable Respiratory Monitor Using Respiratory Inductive Plethysmography**, Biomedical Engineering Department, International University, Quarter 6, Linh Trung, Thu Duc Dist., Ho Chi Minh City, Vietnam; Biomedical Engineering Department, Pratt School of Engineering, Duke University, Durham, North Carolina, USA.
8. Jean-Julien Filatriau ¹ , Thomas Dubuisson ² , Loïc Reboursière ² , Todor Todoroff ², **BREATHING FOR OPERA**, ¹ Laboratoire de Télécommunications et Télédétection (TELE), Université Catholique de Louvain (UCL), Belgique ² Laboratoire de Théorie des Circuits et Traitement du Signal (TCTS), Faculté Polytechnique de Mons (FPMs), Belgique, 2008.
9. Mark Melnykowycz ^{1,*}, Michael Tschudin ² and Frank Clemens ¹, **Piezoresistive Soft Condensed Matter Sensor for Body-Mounted Vital Function Applications**, ¹Laboratory for High Performance Ceramics, Empa, Swiss Federal Laboratories for Materials Science and Technology, Überlandstrasse 129, Dübendorf 8600, Switzerland ²STBL Medical Research AG, Höh-Rohnenweg 6, Wilen 8832, Switzerland, 2015.
10. Wetten AA, Batterham M, Tan S, Tapsell L. Relative validity of 3 accelerometer models for estimating energy expenditure during light activity. *Journal of Physical Activity and Health*. 2014;11(3):638-647.

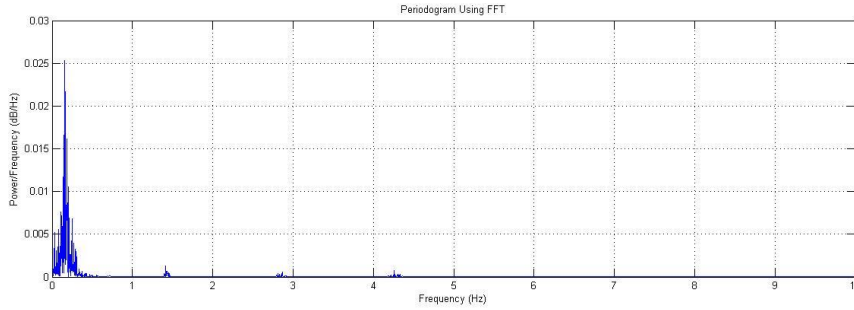
11. Bouten CV, Westerterp KR, Verduin M, Janssen JD. Assessment of energy expenditure for physical activity using a triaxial accelerometer. *Med Sci Sports Exerc.* 1994;26:1561-1523.
12. Warren JM, Ekelund U, Besson H, Mezzani A, Geladas N, Vanhees L. Assessment of Physical Activity – a review of methodologies with reference to epidemiological research: a report of the exercise physiology section of the European Association of Cardiovascular Prevention and Rehabilitation. *European Journal of Cardiovascular Prevention & Rehabilitation.*
13. Chen KY, Bassett DR Jr. The technology of accelerometry-based activity monitors: current and future. *Med Sci Sports Exerc.* 2005;37(suppl):490-500.
14. Z. M. K. Moussavi, “Fundamentals of Respiratory Sound Analysis,” Morgan & Claypool, First Edition.
15. Pankaj B. Gadge, Bipin D. Mokal, Uttam R. Bagal, **Respiratory Sound Analysis using MATLAB**, International Journal of Scientific & Engineering Research Volume 3, Issue 5, May-2012 1 ISSN 2229-5518.
16. Peng Jiang, Shuai Zhao and Rong Zhu, **Smart Sensing Strip Using Monolithically Integrated Flexible Flow Sensor for Noninvasively Monitoring Respiratory Flow**, 2015.
17. Šviesos pletizmografija, [žiūrėta 2016m. birželio 8 d.]. Prieiga per internetą: http://www.howequipmentworks.com/pulse_oximeter/
18. Karthik Mohan Rao, B.G. Sudarshan, **A REVIEW ON DIFFERENT TECHNICAL SPECIFICATIONS OF RESPIRATORY RATE MONITORS**, eISSN: 2319-1163 | pISSN: 2321-7308.
19. Mark Lemkin, Bernhard E. Boser. A Three-Axis Micromachined Accelerometer with a CMOS Position-Sense Interface and Digital Offset-Trim Electronics.
20. Carlos Vallin. MEMS accelerometers as motion tracking devices. Section L01 CP I/O Group.
21. Texas Instruments akselerometro veikimo gidas [Žiūrėta 2016m. lapkričio 15d.]. Prieiga per internetą: <http://www2.usfirst.org/2005comp/Manuals/Acceler1.pdf>
22. Piezoelectric sensors [Žiūrėta 2016m. lapkričio 15d.]. Prieiga per internetą: http://www.piezocryst.com/piezoelectric_sensors.php
23. How to design an accelerometer [Žiūrėta 2016m. lapkričio 15d.]. Prieiga per internetą: http://www.memsuniverse.com/?page_id=1548
24. iPhone reference library [Žiūrėta 2016m. lapkričio 15d.]. Prieiga per internetą: <http://developer.apple.com/iphone/library/navigation/index.html>

PRIEDAI

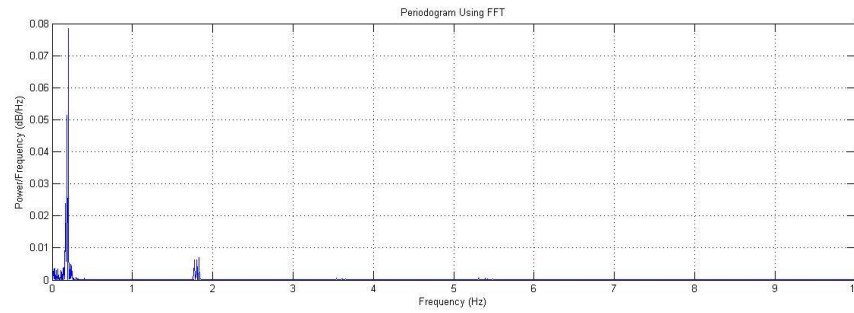
Priedas 1. Tyrimo dalyvio ėjimo/bėgimo signalų gautų iš RIP jutiklių spektrinė analizė. 2 km/h, 4 km/h, 6 km/h, 8 km/h

1 dalyvis:

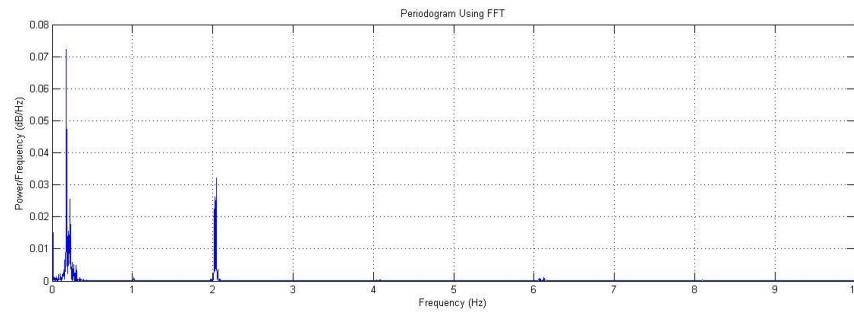
2 km/h



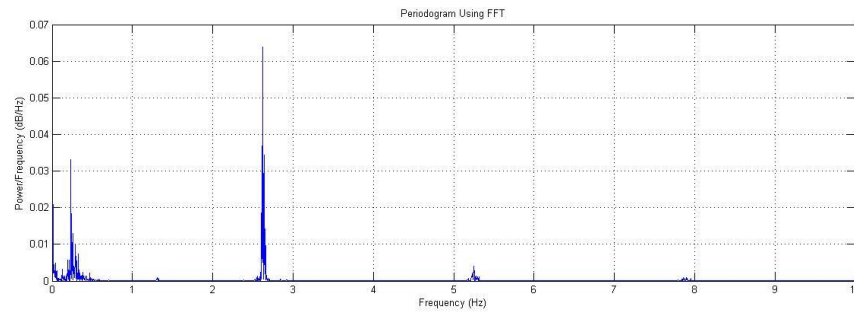
4 km/h



6 km/h

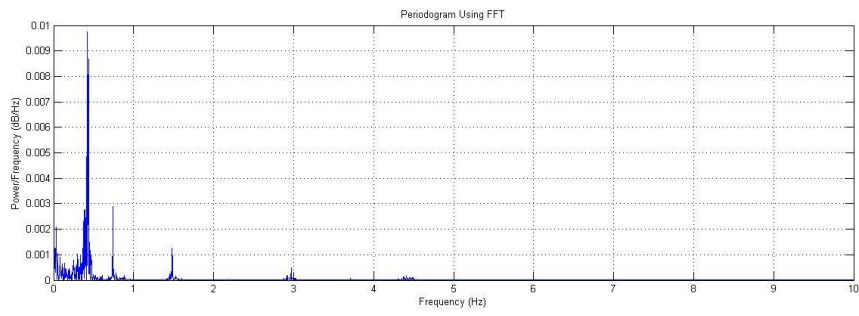


8 km/h

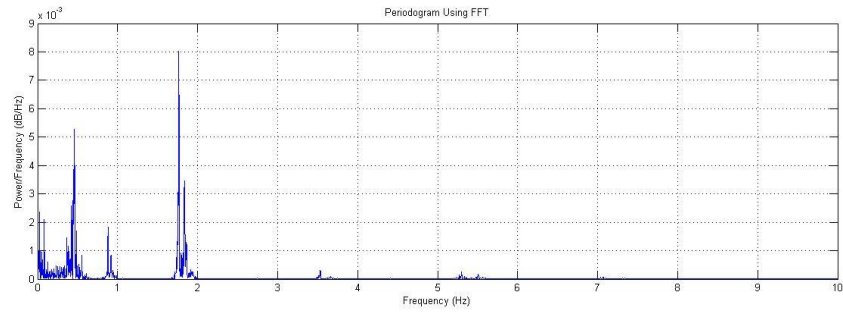


3 dalyvis:

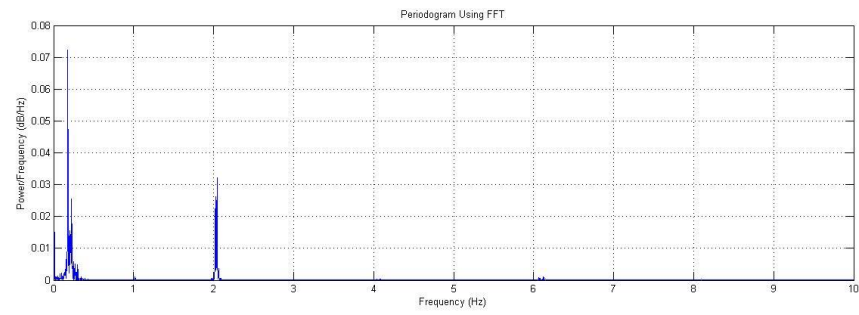
2 km/h



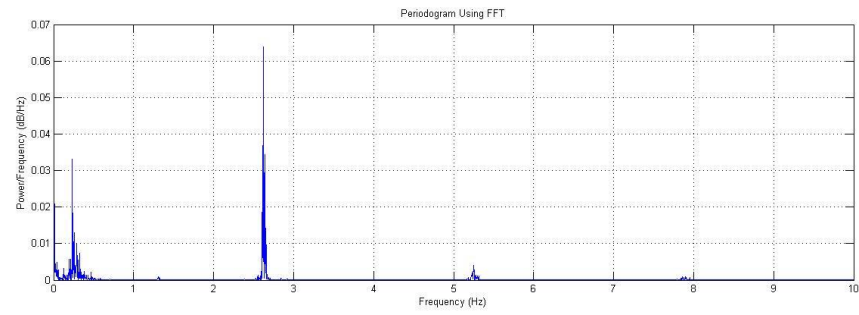
4 km/h



6 km/h

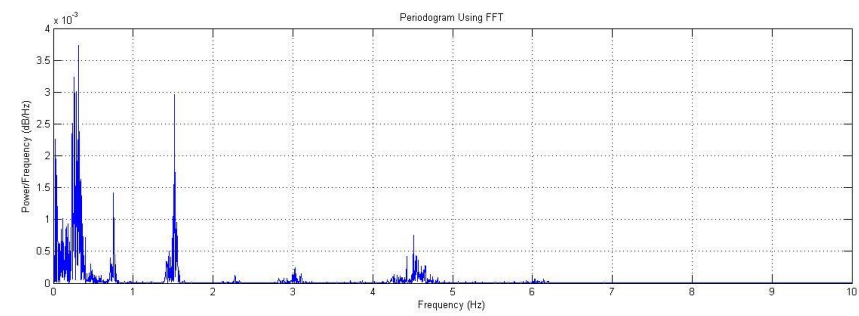


8 km/h

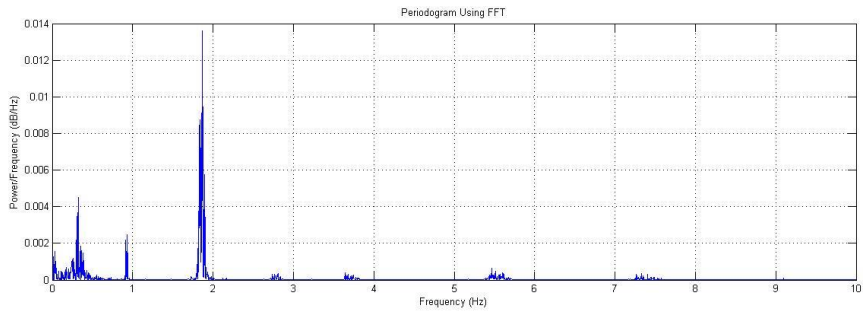


4 dalyvis:

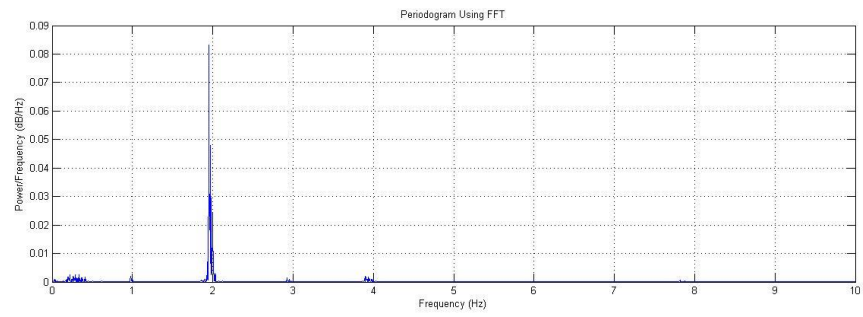
2 km/h



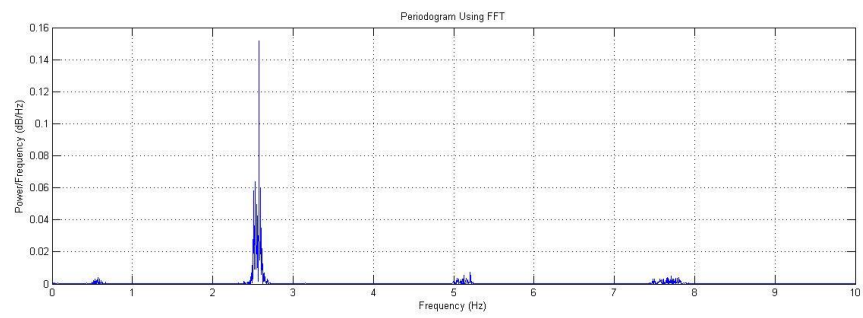
4 km/h



6 km/h



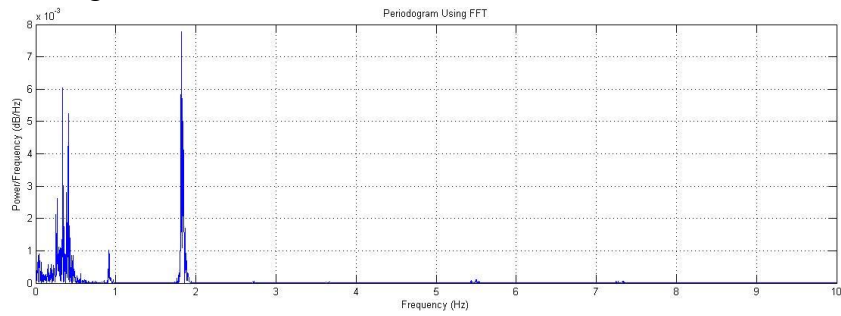
8km/h



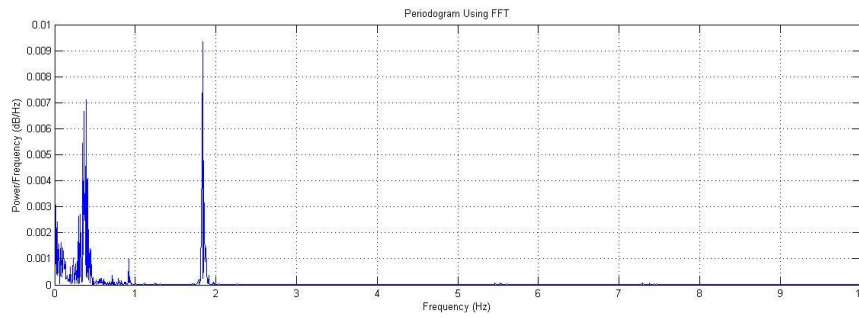
Priedas 2. Ējimo greitis 5km/h

3 dalyvis:

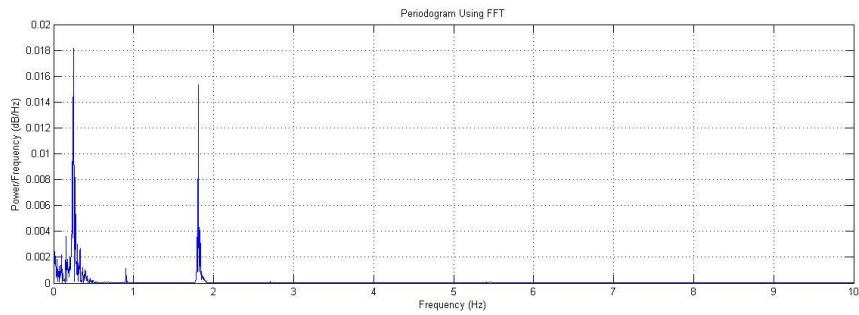
Ējimas 5km/h greičiu



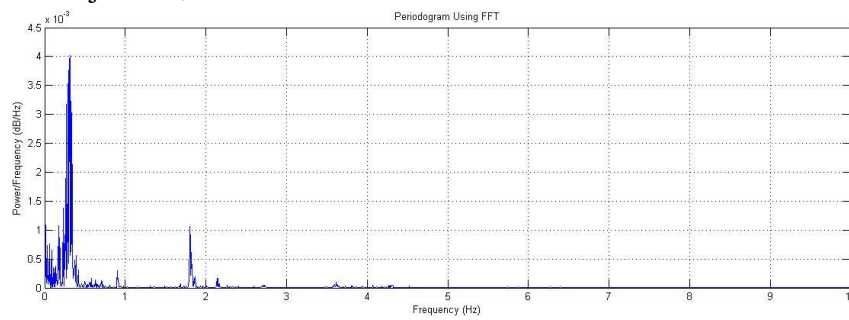
Po 10 kg svarmenys rankose



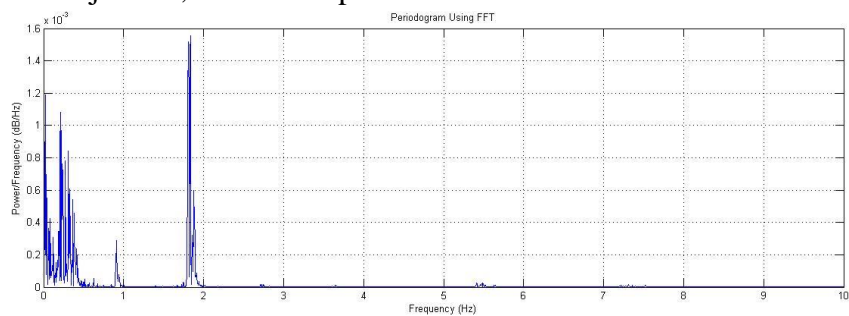
Elastinė juosta



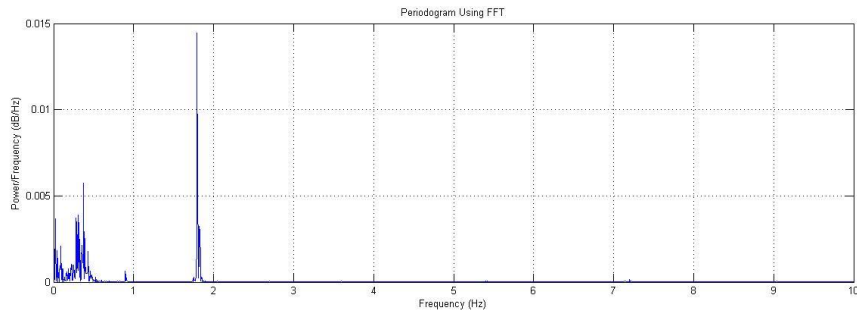
Išjungtas RIP jutiklis, esantis ant krūtinės



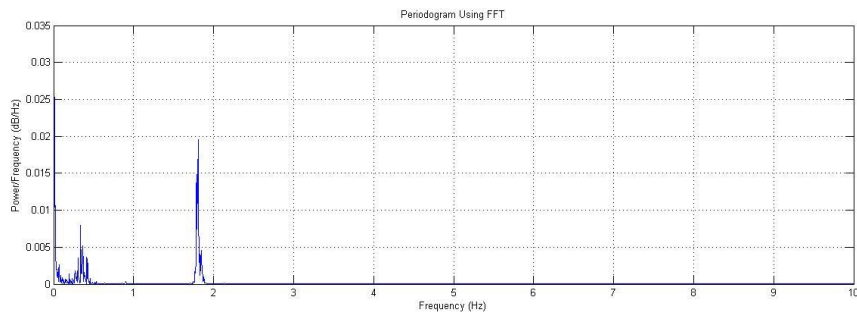
Išjungtas RIP jutiklis, esantis ant pilvo



Batai su pastorintu poliesteriu

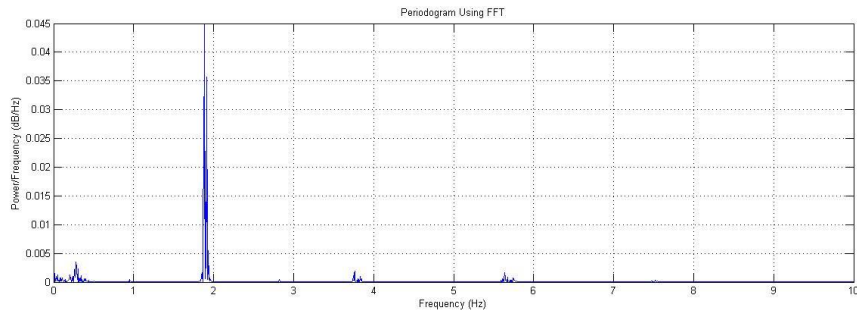


Sukryžiuotos rankos „X“ forma ir uždėtos ant pečių

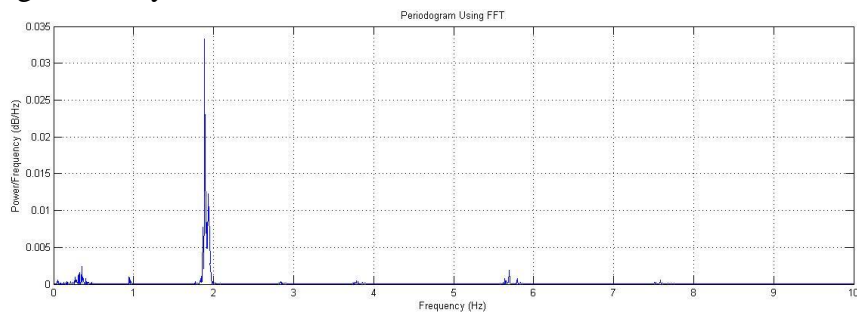


4 dalyvio:

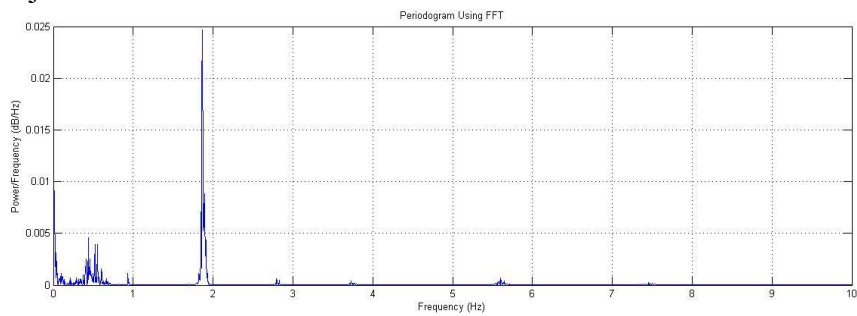
Ėjimas 5km/h greičiu



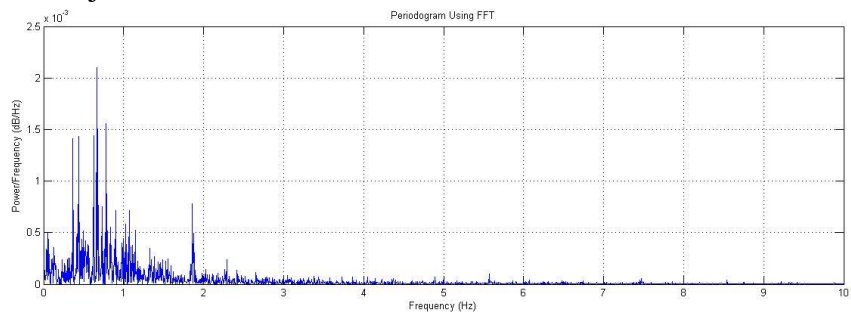
Po 10 kg svarmenys rankose



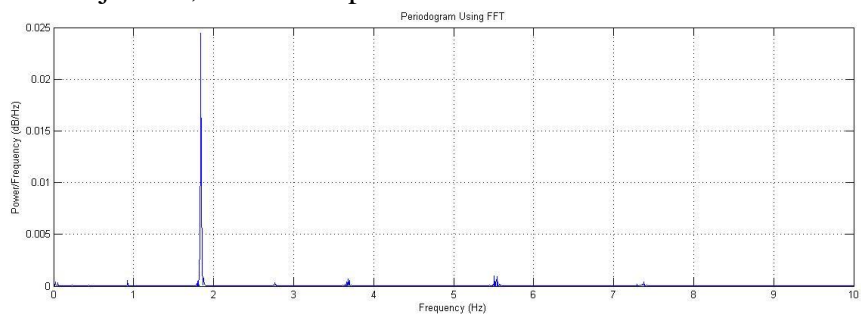
Elastinė juosta



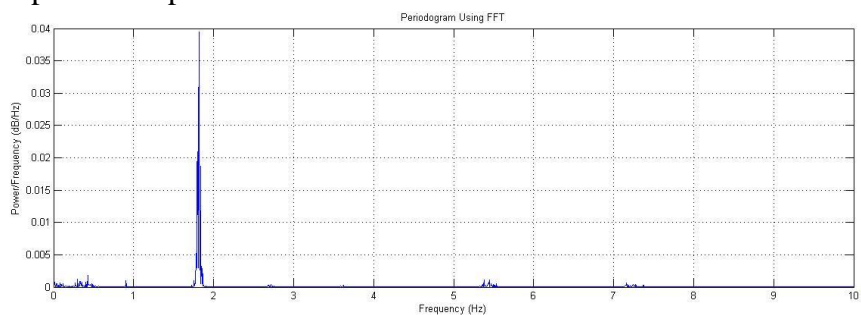
Išjungtas RIP jutiklis, esantis ant krūtinės



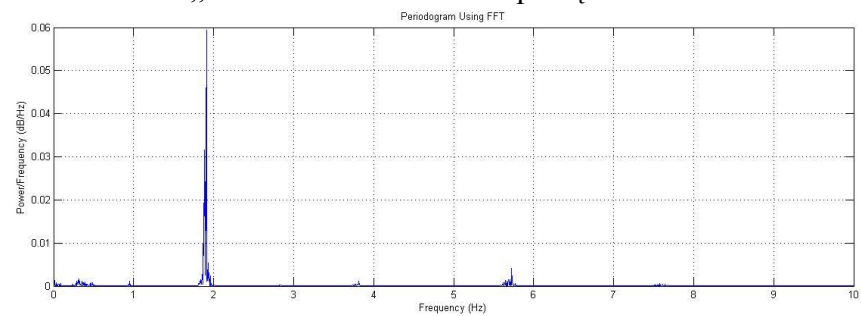
Išjungtas RIP jutiklis, esantis ant pilvo



Batai su pastorintu poliesteriu



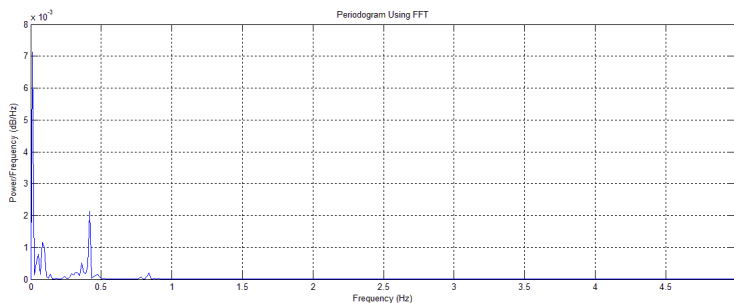
Sukryžiuotos rankos „X“ forma ir uždėtos ant pečių



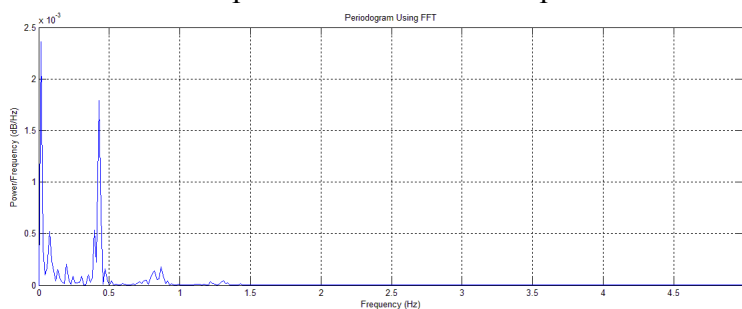
Priedas 3. Rankų bei talijos judesių įtaka gaunamam signalui iš RIP jutiklių ramybės būsenoje

1 dalyvis:

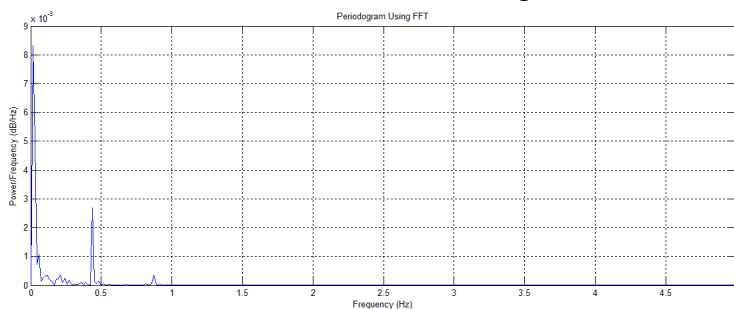
vertikalūs dešinės rankos pakėlimai ir nuleidimai prieš save



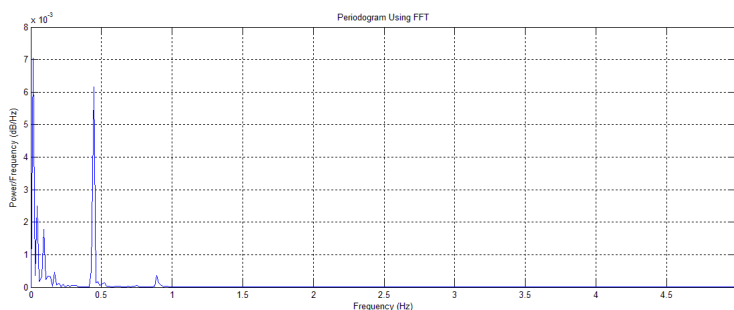
vertikalūs kairės rankos pakėlimai ir nuleidimai prieš save



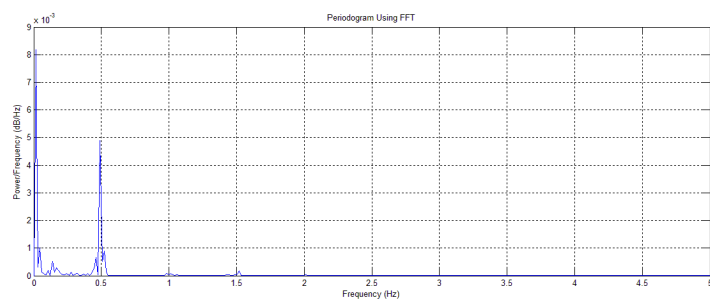
abi rankos keliamos ir nuleidžiamos vertikaliai prieš save



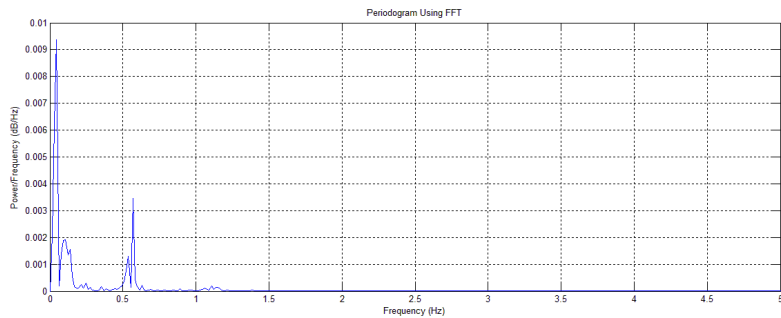
horizontalus dešinės rankos sulenkimas ir ištiesimas



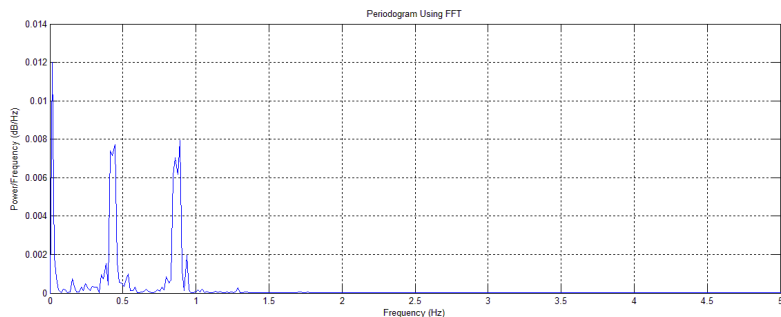
horizontalus kairės rankos sulenkimas ir ištiesimas



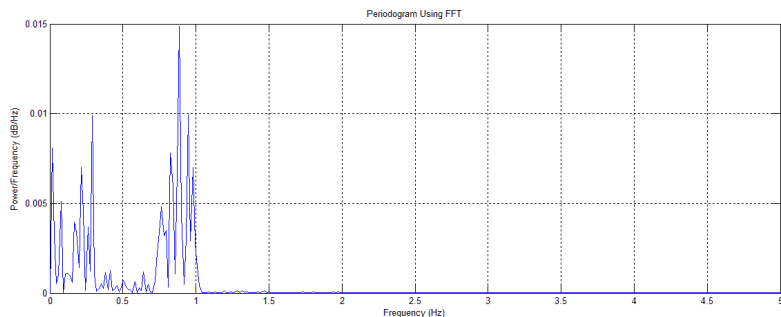
horizontalus abiejų rankų sukryžiuojimas prieš save ir ištiesimas



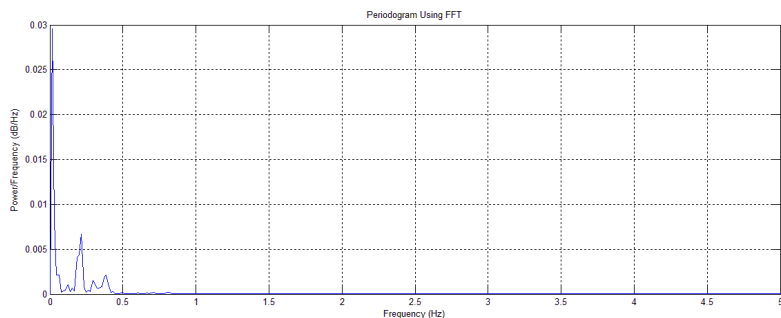
lenkimasis į priekį



lenkimasis į abu šonus

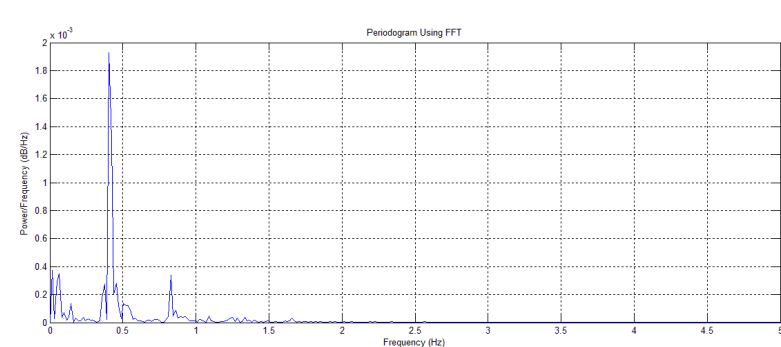


horizontalus talijos pasisukimai į kairę ir dešinę puses

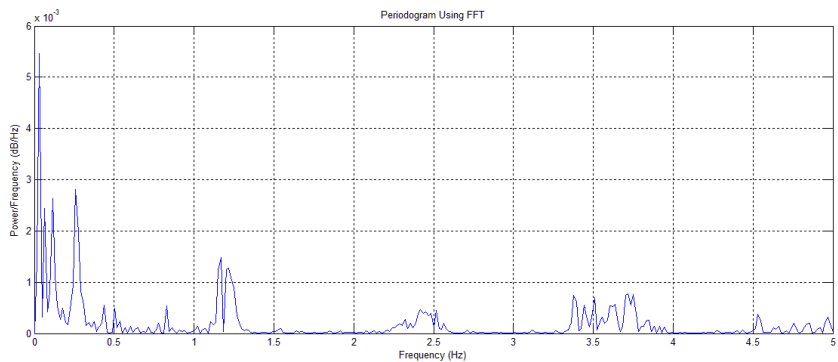


3 dalyvio:

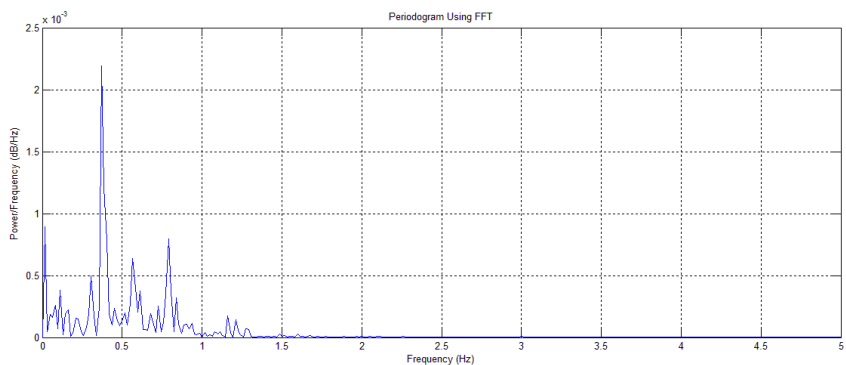
vertikalūs dešinės rankos pakėlimai ir nuleidimai prieš save



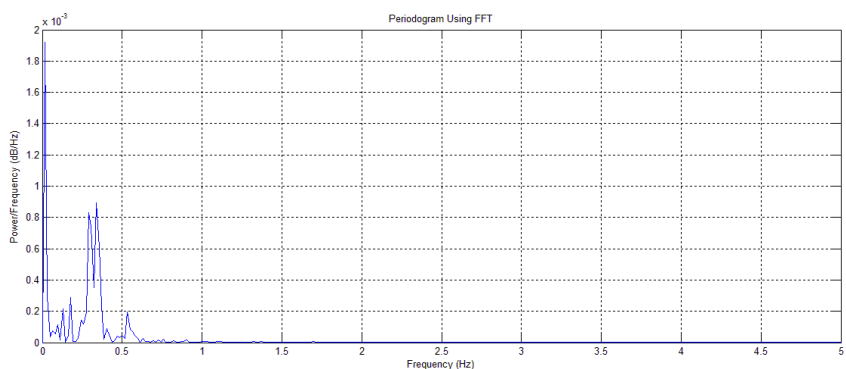
vertikalūs kairės rankos pakēlimai ir nuleidimai prieš save



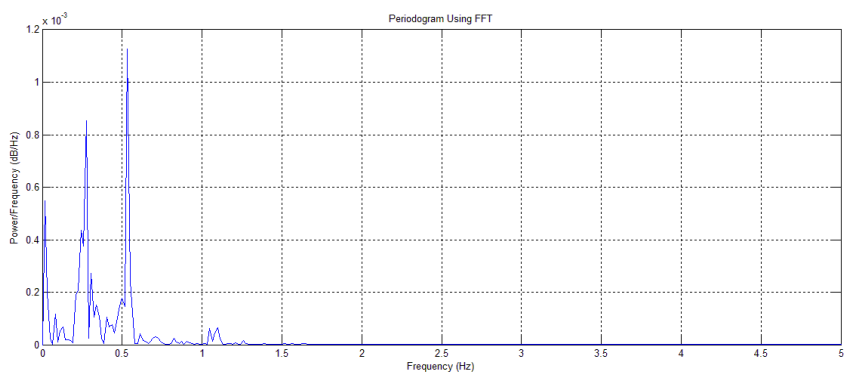
abi rankos keliamos ir nuleidžiamos vertikaliai prieš save



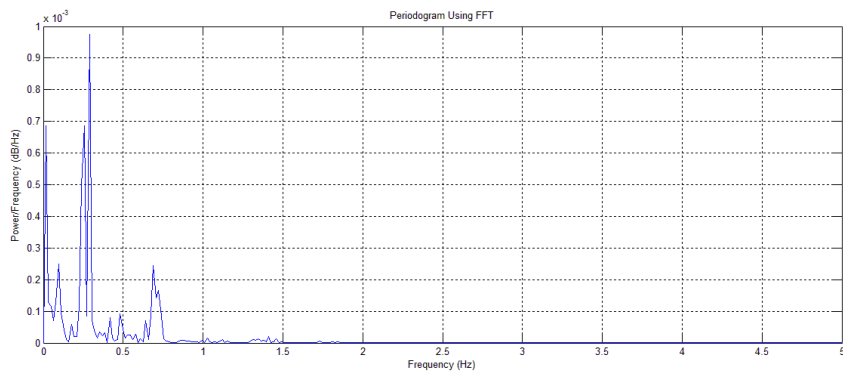
horizontalus dešinės rankos sulenkimas ir ištiesimas



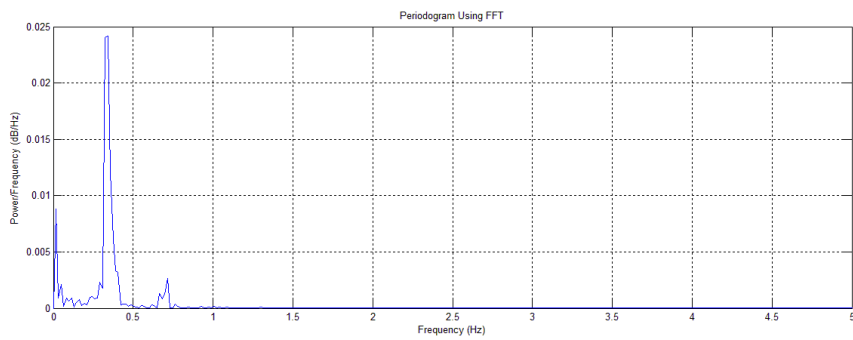
horizontalus kairės rankos sulenkimas ir ištiesimas



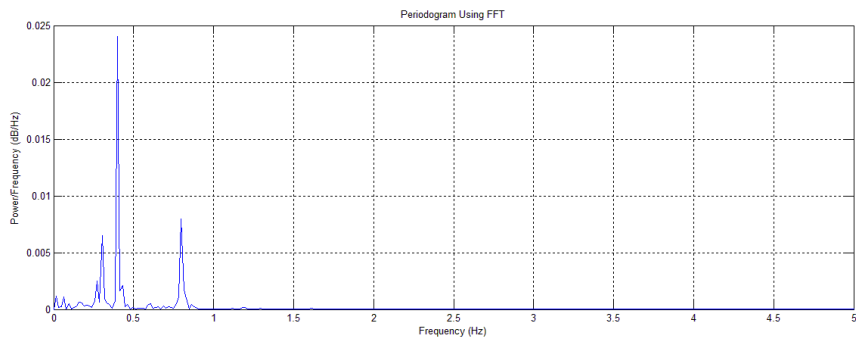
horizontalus abiejų rankų sukryžiuojimas prieš save ir ištiesimas



lenkimasis į priekį



lenkimasis į abu šonus



horizontalus talijos pasisukimai į kairę ir dešinę puses

