



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS

Paulius Lelis

Raumenų būsenos kaitos tyrimas elektroninėmis priemonėmis

Baigiamasis magistro projektas

Vadovas:

Prof. dr. Vytautas Markevičius

KAUNAS, 2015

KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
ELEKTROS IR ELEKTRONIKOS FAKULTETAS
ELEKTRONIKOS INŽINĖRIJOS KATEDRA

RAUMENŲ BŪSENOS KAITOS TYRIMAS
ELEKTRONINĖMIS PRIEMONĖMIS

Baigiamasis magistro projektas
ELEKTRONIKOS INŽINERIJA (621H61002)

Vadovas

(parašas) Prof. dr. Vytautas Markevičius
(data)

Recenzentas

(parašas) Doc. dr. Ramūnas Ramanauskas
(data)

Projektą atliko

(parašas) Paulius Lelis
(data)

KAUNAS, 2015



KAUNO TECHNOLOGIJOS UNIVERSITETAS
Elektros ir elektronikos fakultetas

(Fakultetas)

Paulius Lelis

(Studento vardas, pavardė)

Elektronikos inžinerija (621H61002)

(Studijų programos pavadinimas, kodas)

Baigiamojo projekto „Raumenų būsenos kaitos tyrimas elektroninėmis priemonėmis“

AKADEMINIO SAŽININGUMO DEKLARACIJA

20 15 m. gegužės 14 d.
Kaunas

Patvirtinu, kad mano **Pauliaus Lelio** baigiamasis projektas tema „Raumenų būsenos kaitos tyrimas elektroninėmis priemonėmis“ 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)

Lelis, P. Baigiamojo projekto pavadinimas. Raumenų būsenos kaitos tyrimas elektroninėmis priemonėmis Magistro baigiamasis projektas / vadovas Prof. dr. Vytautas Markevičius; Kauno technologijos universitetas, elektros ir elektronikos fakultetas, elektronikos inžinerijos katedra.

Kaunas, 2015. 43 psl.

SANTRAUKA

Haken Kelso Bunz modelis yra nagrinėjamas įvairiais aspektais, bet nebuvo pritaikytas sportininku atrankoje. Šiame darbe analizuojamas Haken Kelso Bunz modelis, pagal kurį yra sukurta aparatūra su kuria būtų galima analizuoti žmogaus generuojamu nervinių impulsų kontroliavimo dažnį, perduodama į žmogaus galūnes. Nerviniu impulsų dažnis yra didinamas išorinių garsiniu signalu.

Atlikti tyrimai su trimis grupelėmis tiriamųjų, kurie patenka į nesportuojančių, sprinterių ir stajerių kategorijas. Su šių tiriamųjų rezultatais yra siekiama nustatyti kontroliuojamą sinchroninių vidutinių impulsų dažnį kiekvienai grupei.

Reikšminiai žodžiai: HKB, Akcelerometras, Projektavimas, Tyrimas.

Lelis Paulius. Final project title. Final project of: Reasearch of Muscule Status Change by Electronic Means, master project degree. Supervisor Prof. dr. Vytautas Markevičius; Kaunas University of Technology, Faculty of Electrical and Electronics Engineering, department of Electronics engineering.

Kaunas, 2015. 43 psl.

SUMMARY

Heken Kelso Bunz model is examined by various aspects, but was never adapted for athlete selection. In this work Haken Kelso Bunz model is analyzed, according to it, a specific device was made, which allows analyzing signal control frequency, which is generated by human nervous system and transmitted to limbs.

Tests were made with three groups of people, that are: people who don't take sports related activities, sprinters and long distance runners. Using the results, gained from these tests, we are trying to discover a controlled synchronic impulses frequency average for each group of people.

Keywords: HKB, Accelerometer, Design, Researh.

TŪRINYS

Santrumpos	7
1. Tiriamas objektas	10
2. Duomenų surinkimo metodų apžvalga	13
2.1 Aparatūra naudota dinaminių judesių dažnių koordinacijos nustatymui	13
2.2 Aparatūra naudota dinaminiam fazių nervinės sistemos koordinacijos stabilumui nustatyti	14
2.3 Aparatūra, naudota patikrinanti vidinės koordinacijos sistemos suvokimo įtaką stabiliam signalui	15
2.4 Elgesio tyrinėjimas su koordinavimo dinamika	16
2.5 Sistemos Optotrak Certus apžvalga	17
2.6 Sistemos DKH Frame DIAS apžvalga	17
2.7 Jutikliai “Rolling boll sensor“	18
2.7.1 Jutiklis SW-460D	18
2.7.2 Jutiklis SW-420	18
2.8 Akcelerometrų panaudojimas tyrimams	19
2.8.1 Akcelerometro sandara	19
2.9 Skyriaus apibendrinimas	20
3. Raumenų kompleksinės sistemos būsenos kaitos tyrimų sistemos projektavimas	21
3.1 Sistemos struktūrinė schema	21
3.2 Aparatinė dalis	22
3.3 Aparatinės dalies prijungimas prie tiriamojo asmens	23
3.4 Programos algoritmo sudarymas	24
4. Eksperimento metodologija	26
4.1 Tiriamųjų parinkimas	27
4.2 . Eksperimento eiga	28
4.3 “Rolling ball“ jutiklių tyrimas	28
4.3.1 “Rolling ball“ jutiklių signalų tyrimas	29
4.4 Analoginio akcelerometro tinkamumo tyrimas sistemai	31
4.5 Rezultatų analizės metodo sudarymas ir tyrimas	34
4.5 Skyriaus apibendrinimas	37
5. Eksperimento analizė	38
5.1 Tyrimų rezultatai	39
6. Išvados	44
7. Literatūros sąrašas	45
8. Priedai	47

SANTRUMPOS

ASIC – Tai yra integrinis grandynas pritaikytas konkrečiam naudojimui. Šio atveju jis yra pritaikytas akcelerometrams. ang. (application-specific integrated circuit).

CNS - Žmogaus centrinė nervų sistema.

DKH Frame DIAS – DKH Japonų kompanijos pavadinimas. Ši kompanija kuria įvairias sistemas, skirtas stebėjimams ir vaizdų analizavimams atlikti. Frame DIAS yra vienas iš jų gaminių.

DC – Nuolatinė srovė ang. (Direct current).

HKB – Hakeno Kelso Bunzo modelis buvo pasiūlytas kaip: teorinis modeliavimas žmogaus sugebėjimo kontroliuoti savo nervinę sistemą, kuri kontroliuoja žmogaus judesius.

HDD - tai kietasis diskas skirtas saugoti skaitmeninę informaciją. ang. (Hard disc drive).

ODAU – tai duomenų surinkimo iš jutiklių ir konvertavimo įrenginys. Skirtas komunikuoti su jutikliais ir kompiuteriu. ang. (Data Acquisition Unit (ODAU)).

RTC – Realus laiko skaičiavimas ang. (Real time clock).

RIR – Ribotos impulsinės reakcijos filtras.

SDI – Tai akcelerometrų technologija, kurią apjungia silikono mikro apdirbimas ir integriniu grandynų technologija. ang. (Silicon Designs Inc).

USB – Tai universali jungtis naudojama kompiuteriuose. ang. (Universal Serial Bus).

Ivadas

Stebėseną - reguliarius stebėjimas ir aprašymas vykstančios veiklos, projekto ar programos. Informacija yra nuolat renkama apie visus aspektus ir vykstančius procesus. Stebėseną apima grįžtamąjį ryšį apie vykstančius procesus [1]. Daugumos stebėjimų rezultatus užsirašydavo, sukaupus atitinkamą kiekį informacijos, ją apdorodavo ir iš gautų rezultatų darydavo išvadas, kurių pagrindu yra sugeneruojamos vis naujos idėjos bei jų įgyvendinimas.

Kai kurie stebėjimai yra atliekami siekiant ištirti dar netyrinėtas sritis, stebėti natūraliai vykstančius procesus, juos aprašyti ir apibendrinti. Verta pastebėti, kad kai kurių procesų negalima keisti, tik juos nagrinėti ir analizuoti juos iššaukiančias priežastis

Yra sugalvota įvairių būdų nustatyti žmogaus raumenų kompleksinės sistemos būsenos kaitos ypatybes, bet šios sistemos yra pritaikytos tik tam tikriems tyrimams atlikti, todėl jų neįmanoma įsigyti rinkoje. Norint sukurti lanksčią sistemą, kuri būtų prieinama visiems ir pritaikoma saviems poreikiams (tyrimams), yra bendradarbiaujama su LSU dėstytojais. Nagrinėtos sistemos nėra mobilios ir lengvai analizuojančios gautus duomenis.

Šio **darbo tikslas** – sukurti ir ištirti raumenų būsenos nustatymo sistemą, su kuria būtų galima tirti raumenų kompleksinės sistemos būsenos kaitos ypatybes.

Atsižvelgiant į tyrimo sritį, būsenos nustatymo sistemai yra keliami tokie specifiniai reikalavimai:

- Sistema turi turėti metronomą.
- Per du skirtingus kanalus fiksuoti žmogaus galūnių judėjimo dažnius.
- Fiksuoti laiko intervalus tarp maksimumo ir minimumo ir jų amplitudes.
- Užfiksuoti laiko fluktuacijas ir perėjimą iš vienos būsenos į kitą.
- Duomenis kaupti ir saugoti kompiuteryje.

Šiame darbe bus sprendžiami tokie uždaviniai:

- Suprojektuoti mobilią duomenų nuskaitymo ir saugojimo įrangą.
- Atlikti eksperimentus su suprojektuota įranga.
- Ištirti ir išanalizuoti šios sistemos duomenų fiksavimo galimybes.
- Sudaryti rezultatų analizės metodą ir jį ištirti.
- Ištirti jos pritaikymo galimybes kitokiems raumenų tyrimams.

Darbo naujumas – šiuolaikiniame pasaulyje yra labai daug įvairių prietaisų ir jų sistemų, kurių pagalba galima nustatyti, stebėti, tyrinėti ir net paveikti tam tikrus žmogaus organizme vykstančius procesus susijusius su koordinacija bei judesiais. Populiariausios sistemos yra, tos, kurios fiksuoja žmogaus judesius (pvz.: OPTOTRAK , DKH Frame DIAS) ir leidžia juos

analizuoti. Pasitelkus tokius prietaisus buvo pradėta analizuoti žmogaus periferinė nervų sistema, kurią sudaro iš galvos ir nugaros smegenų išeinantys nervai bei nerviniai rezginiai, prie nervų prigludę ir rezginiuose pasklidę nerviniai mazgai bei audiniuose išsidėsčiusi daugybė įvairių nervinių galūnių [2]. Periferinė žmogaus nervų sistema yra atsakinga už mūsų kūno judesius. Per ją yra perduodami nerviniai impulsai į mūsų galūnes, raumenis, vidaus organus, o tam tikra informacija sugrįžta atgal į centrinę nervų sistemą (CNS). Nuo 1985 metų buvo pradėtas tyrinėti homologinių ir nehomologinių žmogaus judesių perėjimas iš vienos būsenos į kitą. Geriausiai žinomas tokių tyrimų modelis yra Haken Kelso Buz. Minėto modelio pagalba, didinant dažnį galima nustatyti (užfiksuoti) vieno judesio virsmą į kitą, t.y. perėjimą iš homologinių judesių į nehomologinius. Remiantis tokiu modeliu, yra atliktas tiriamasis darbas [2], pagal kurį vykdoma sportininkų atranka.

1. Tiriamas objektas

Judesius galima valdyti dviem būdais: valingai (sąmoningai) ir nevalingai. Pirmuoju atveju žmogaus smegenys dirba valingai, antruoju – automatiškai. Išskirtinis valingo valdymo požymis yra tai, kad jo metu centrinė nervų sistema prognozuoja ir kuria naujus judesius [3].

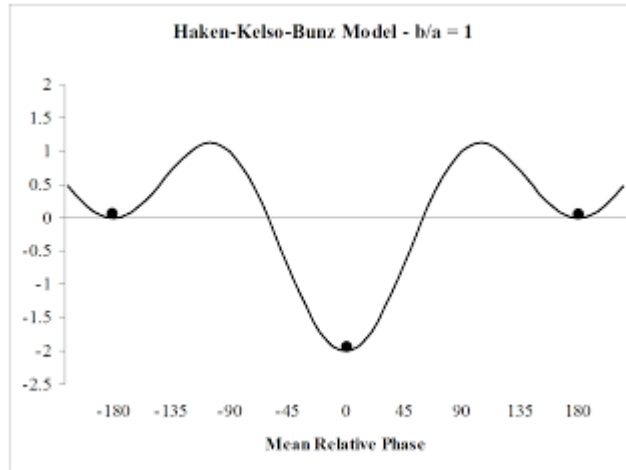
Koordinacija, tai harmoninga turimų visų galūnių raumenų sąveika, kurios pagalba yra atliekamas (išmokstamas) tikslus, kontroliuojamas judesys. Toks judesys yra tolygus, ritmingas ir atliekamas tam tikru greičiu. Koordinuotam judesiui yra būdinga valinga raumenų tonuso kontrolė bei pusiausvyra tarp visų atskirų raumenų grupių. Judesių koordinaciją ir kūno pusiausvyrą kontroliuoja smegenėlės, o jų sutrikimai gali nulemti įvairius koordinacijos sutrikimus. Norint geriau suprasti žmogaus judesių ir smegenų savybes buvo kuriami įvairūs metodai ir vienas žymiausių eksperimento modelių yra Hakeno-Kelso-Bunzo (HKB) metodas.

Hakeno-Kelso-Bunzo metodas yra geriausiai žinomas ir plačiausiai išbandytas tiriant žmogaus judėjimo elgesį. Kelsas (1981-1984 m.) pirmaisiais savo eksperimentais [3], tyrė pagrindines koordinuotų ritminių judesių savybes ir nustatė, jog žmogaus rankų judesiai yra priklausomi nuo skaliarinio pokyčio ciklinio dažnio. Kai yra judinami abiejų rankų tie patys pirštai (arba abi plaštakos) ta pačia kryptimi ir tuo pat metu, tai reiškia, jog yra aktyvuotos homologinės abiejų pusių raumenų grupės. Tokiu atveju fazės sutampa ir yra stabilios (0° - sutampanti fazė). Tai reiškia, jog šioje stadijoje, smegenys spėja kontroliuoti abiejų plaštakų judesius ir jie yra sinchroniški su 180° poslinkiu. Stabili fazė yra laikoma tik tarp 0° ir 180° . Yra žinoma, jog 0° yra stabilesnė, nei 180° . Didinant judesių dažnumą yra gaunama vis nestabilesnė fazė. Paprastai ji būna ties 3-4 Hz ir nėra svarbu ar judesiai bus pradėti nuo 0° (minimalaus greičio judesiai) fazės ar nuo 180° (maksimalaus greičio judesiai) fazės – vis tiek bus pasiekta nestabili fazė, kai rankų judesiai iš sinchroninių su 180° polinkiu pereina į sinchroninius, su 0° poslinkiu.

HKB modelis yra nesudėtingas. Jis paremtas dviejų kosinusų funkcijų super pozicijomis: judesio dažnis yra aprašomas pagal a , b ir ω ($b/a=1$), parametrus:

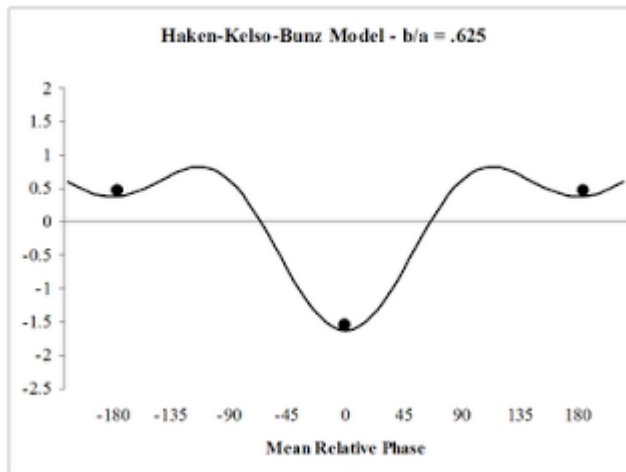
$$V = -a \cos \varphi - b \cos 2\varphi \quad (1)$$

Pagal formulę yra gaunama funkcija, kurios y ašis atspindi sistemos energiją. Žema energija reiškia stabilią fazę. Minimali vertė funkcijoje (žr. 1.1 paveikslą) reiškia plaštakos nulenkimą žemyn, o maksimali – plaštakos pakėlimą. Funkcijoje esantys taškai rodo vieno judesio (plaštakos nulenkimą ir plaštakos pakėlimą) užbaigimą ir kito - pradžių. Plaštakos nulenkimą žemyn (dar vadinamas pritraukimu) yra mažesnės potencialios energijos abejose 0° ir 180° stabiliose fazėse, o labiausiai nestabili fazė yra 90° .

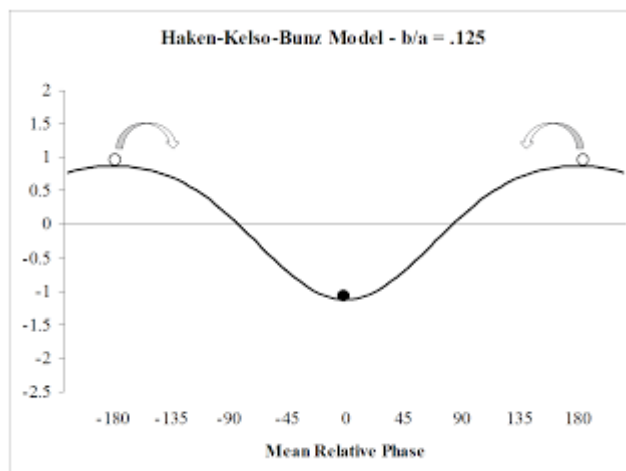


1.1 pav. Haken-Kelso-bunz modelis ($b/a=1$), esant stabiliai fazei ~ 1 Hz.

Keičiant dažnį, galimos dvejopos funkcijos (žr. 1.2 ir 1.3 pav.):



1.2 pav. Haken-Kelso-bunz modelis ($b/a=.625$), esant stabiliai fazei ~ 2 Hz.



1.3 pav. Haken-Kelso-bunz modelis ($b/a=.125$), esant stabiliai fazei $\sim 3-4$ Hz.

Didėjant dažniui (iki 2 Hz) tiek plaštakos nulenkinimas, tiek pakėlimas (atitinkamai pritraukimas ir atstūmimas) tampa vis nestabilesnis ir nebepasiekia 0° ir 180° stabilios fazės. Dar labiau didinant dažnį (3-4 Hz) yra pasiekiamas nestabili 90° fazė [4]. Toks perėjimas yra fazių virsmas iš bistabilaus režimo į monostabilų.

Šį modelį galima panaudoti ir kitiems judesių koordinacijos tyrimams ar fiksavimui, pavyzdžiui pirštų, riešų sukimui, rankų ir kojų sistemoms ir t.t. Šiuo modeliu yra tiriamos makroskopinės sistemos, kurios leidžia ignoruoti mikroskopinio lygmens sudėtingumą ir fiksuoti žmogaus elgesio savybes.

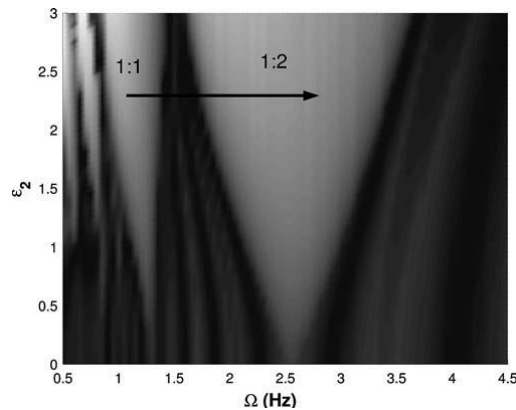
2. Duomenų surinkimo metodų apžvalga

2.1 Aparatūra naudota dinaminių judesių dažnių koordinacijos nustatymui

Šiam eksperimentui buvo sukurta ir pritaikyta įranga pagal specialiai šiam eksperimentui iškeltus uždavinius. Tiriamieji savo dominuojančios rankos smilių deda į specialiai suprojektuotą įtaisą, kuris riboja nebūtinus rankos judesius, ir leidžia judėti tik viena plokštuma. Piršto pozicijos kampui buvo naudojamas potenciometras, esantis virš judėjimo krypties. Pirštu judesiams nuskaityti panaudota iki 128 Hz dažnio ODAU (Data Acquisition Unit) analoginis-skaitmeninis konverteris sujungtas su OPTOTRAK 3010 sistema. Sistemoje naudojamas išorinis metronomas su 40 ms garsinio signalo trukme. Metronomo signalas siunčiamas į ODAU konverterį ir į ausines [5].

Šio tyrimo pagrindinis tikslas buvo tirti veiksmų suvokimą susijusį su koordinacijos dinaminiais judesiais.

Šiame tyrime buvo naudojamos ciklinio generatoriaus įvairios ribos, tam, kad, remiantis Haken-Kelso-Bunz modeliu, būtų galima apibūdinti būdingą nervinės sistemos dinamiką, kuri daro įtaką raumenų judesiams. Dauguma eksperimentinių ir teorinių tyrimų parodė HKB metodo tinkamumą. Eksperimente buvo naudojamas išorinis metronomas, kuris buvo taikomas kaip išorinis stimulus. Šiuo eksperimentu buvo siekiama įrodyti hipotezę, kuri teigia, kad metronomo skleidžiami impulsai ir būdingi dinaminiai judesiai, negali būti aprašyti tiesiniu grafiku. Todėl minimaliems sistemos aprašymams, turi būti naudojami parametriniai kintamieji. Aprašytoje eksperimento strategijoje yra siekiama patikrinti iškeltą hipotezę. Parametriniai varomieji cikliniai generatoriai yra būdingi liežuvėlio struktūrai (žiūrėti pav. 2.1.). Eksperimentą sudarė valdančioji sistema, einanti per įvairių regionų parametro vietas, siekiant išgauti Arnolodo liežuvio (Arnol'd liežuvėlis – apibrėžiamas kaip rezonanso zonoje sklindančius skaičius keičiantis iš racionalių į dvimatės erdvės parametru kintamųjų dydžius[5]) struktūros parašą, naudojant dažnio, amplitudės ir fazės matavimus. Atvaizduojamas sinchroninis elgesys, aiškiai parodė 1:1 ir 1:2 koordinacijos režimus. Arnolodo liežuvio struktūros 1:1 ir 1:2 tipai buvo sumažinto standartinio nuokrypio, susijusio su liežuvėlio padėtimi Eksperimentais įrodyta, jog valdantieji parametrai turi cikliško oksiliatoriaus ribą. Toks modelis sudaro bistabilią ir pereinančią iš bistabilios į monostabilią koordinaciją. Būsimi modeliai galėtų būti dviejų tipų, per kuriuos būtų pasiektas fazinis virsmas [6].



2.1 pav. Arnol'd liežuvelio struktūra.

2.2 Aparatūra naudota dinaminiam fazių nervinės sistemos koordinacijos stabilumui nustatyti

Šiame eksperimente buvo panaudota kėdė, modifikuota tyrimams atlikti, į kurią yra sodinami tiriamieji. Abu dilbiai yra įtvirtinami vertikalia ašimi specialiais įtvartais, kurie leidžia paslankiai judinti apatinį alkūnės kaulą. Šis įtaisas leidžia keisti dilbio vertikalumo kampą ir leidžia alkūnei pasisukti iki 120° kampu. Kiekvienai ašiai išmatuoti pasisukimo kampą buvo panaudotas hibridinis potenciometras (22HHPS-10, Sakae). Tyrime taip pat buvo naudojamas skaitmeninis kontrolieris (sukurtas Fokker aviacijos), kuris nustato poziciją $0,2^{\circ}$ kampo paklaida. Diskretizavimo dažnis 300Hz buvo naudojamas visiems bandymams. Kompiuteris simuliuo garsinius signalus 50 ms trukmės į kolonėles, esančias priešais tiriamąjį [7].

Atliktame eksperimente nagrinėjama dažnio ir amplitudės įtaka santykinės fazės stabilumui skirtingomis sąlygomis, t.y. taikant mechaninius trikdžius. Šio eksperimento rezultatai buvo įvertinti dviem stabilumo matavimo modeliais: standartiniu nuokrypiu nuo santykinės fazės $SD(\varphi)$ ir parametrų skirtumo λ . Mokslininkas Schoneris (1995 m.) analizuodamas tokį eksperimentą tikėjosi, jog esant neutraliam (be jokių trikdžių, t.y. nedidindamas dažnis ir amplitudė) funkcionavimui, santykinės fazės laikas išliks nepriklausomas nuo skirtingų modelių. Mokslininkas manė, jog amplitudės manipuliavimas, turės labai mažą arba iš vis neturės jokio efekto santykinėi fazei, o dažnis – atvirkščiai, yra susijęs su stabilumo modeliu.

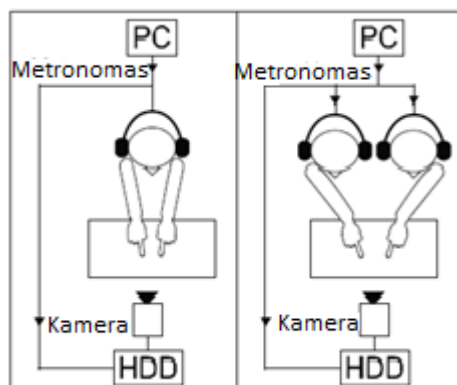
Eksperimento metu pagal laiko išvestinę buvo nustatyta, jog stabiliai santykinėi fazei įtakos turi tik amplitudė, o pagal laiko uždelsimo versiją – tiek amplitudė, tiek dažnis. Pagal mokslininkų nustatytus bendruosius principus, yra siūloma ieškoti, koku būdu yra struktūrizuoti elgesio komponentai, o tada tik kelti apribojimų funkcijas. Pagal Peper ir Carson (1999 m.)

koordinaciniai reiškiniai gali būti priklausomi nuo jutimo grįžtamojo ryšio ir judinamųjų raumenų grupių aktyvavimo procesų, todėl lieka klausimas kaip praktiškai veikia visa nervų sistema [7].

2.3 Aparatūra, naudota patikrinanti vidinės koordinacijos sistemos suvokimo įtaką stabiliam signalui

Ekspirimente buvo panaudota ši aparatūra: kompiuteris, generuojantis metronomo pypsėjimą, kiekvienas signalas trunkantis 85 ms., ausinės ir vaizdo kamera. Metronomo dažnis buvo didinamas palaipsniui nuo 1 iki 3 Hz, 30 s. tęsiama po pradinio 3 s laikotarpio, esant 1 Hz dažniui. Metronomas buvo paleistas iš asmeninio kompiuterio ("Apple MacBook2130/13.3). Signalas buvo perduodamas dalyviams per ausines (Sony MDR-NC600D. Vaizdo kameros (TK-C1380; Viktor), su DKH Frame DIAS II judesio analizavimo sistema. Filmuojama 60 kadrų per sekundę Vaizdo kamera buvo naudojama su dvimačio judesio fiksavimo funkciją Frame-Dias II. Palietimo judesiai ir klausos stimulai buvo įrašyti į kietąjį diską (HDD) ("Sony" HVR-DR-60) [8].

Šis eksperimentas buvo atliekamas pagal 2.1 paveiksle pateikta struktūrinį išdėstymą.

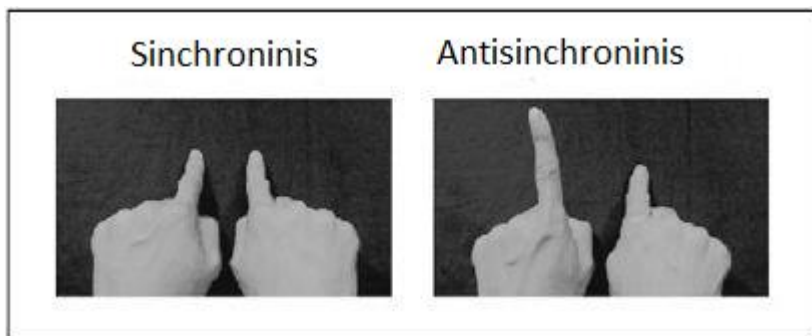


2. 2 pav. eksperimento sąlygos (kairėje: vidinių; dešinėje tarp dvejų tiriamųjų sąlyga).

Su šia aparatūra buvo atlikta keletas tyrimų, kurių tikslas buvo atskleisti skirtumus tarp vidinių (asmeninių) ir tarpasmeninių (dviejų skirtingų asmenų) sistemų. Kalbama apie tiesioginę įtaką stabilumui, esant pirštų faziniams ir priešfaziniams judesių modeliams. Tokiam tyrimui buvo suprojektuotas eksperimentas, kuriame dalyviai abejomis rankų rodomaisiais pirštais turi paliesti stalo paviršių (žr. 2.2 pav.), esant tam tikram dažniui ir palaipsniui didėjant nuo 1- Hz kas 30 s. Eksperimento dalyviai atliko asmeninius ir tarpasmeninius eksperimentus. Tarpasmeninis eksperimentas yra atliekamas dalyviui naudojant tik kairės arba dešinės rankų pirštą (žr. 2.2 pav.). Eksperimento dalyvis turi reaguoti į kito asmens priešingą judesį arba

klausytis metronomo ir pataikyti į taktą, pagal išduodamą signalą. Tyrimo rezultatai parodė, kad yra skirtumas tarp vidinių ir tarpasmeninių sistemų. Vidinės asmens sistemos stabilumas yra mažiau stabilus nei tarpasmeninių sistemų.

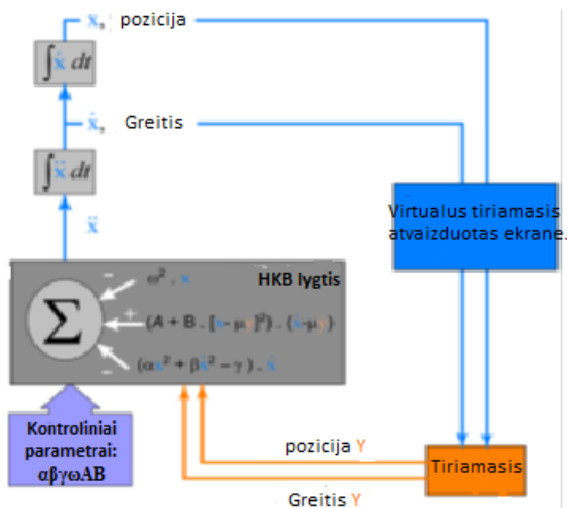
Tarpasmeninių tyrimų rezultatai, parodė, kad judėjimo stabilumas yra didesnis, esant sinchroniškam nei sinchroniškam su 180° poslinkiu režimui [8]. Sinchronišką ir sinchronišką su 180° poslinkiu pirštų judesys pavaizduotas 2.3 paveiksle.



2.3 pav. Sinchroninis judesys su 0° ir sinchroninis judesys su 180° poslinkiu.

2.4 Elgesio tyrinėjimas su koordinavimo dinamika.

Šio eksperimento metu buvo siekiama nustatyti, kokia yra sąveika tarp žmogaus ir mašinos ir kaip žmogaus koordinuoti judesiai gali daryti įtaką mašinos judesiams.



2.4 pav. Elgesio tyrinėjimo su koordinavimo dinamika sistemos struktūrinė schema.

Elgesio tyrinėjimo su koordinavimo dinamika sistemos struktūrinė schema pavaizduota 2.4 paveiksle. Virtualioje partnerio sąveikos (VPS) paradigmoje yra taikomas koordinuojantis pirštų judėjimas su virtualaus partnerio matomu judėjimu ekrane. Subjekto elgesys (y , y') yra skaitmenizuojamas kompiuteriu ir atvaizduojamas realiu laiku. Lygtis apskaičiuoja atitinkamai

virtualaus partnerio greitį ir padėtį (x, x'), pagal kuriuos yra atvaizduojama virtualaus partnerio ranka. Grandinę apjungia skaitmeniniai įėjimai, prie kurių prijungtas ir ekranas. [9] Šiame eksperimente žmogaus pirštų judėjimą seka vaizdo kamera, kuri skaitmenizuoja vaizdą ir perduoda kompiuterio algoritmui paskaičiuoti ir atvaizduoti vaizdą monitoriuje. Šiuo būdu yra gaunamas ir tiriamas grįžtamasis ryšys, tarp kompiuterio ir žmogaus [10].

2.5 Sistemos Optotrak Certus apžvalga

Sistema Optotrak 3020 yra aukšto lygio aparatūra, naudojama mokslininkų. Ši sistema veikia fiksuojant judesius videokamera. Kamera specialiu žymekliu fiksuoja judėjimo trajektorijas. Šie žymekliai yra tvirtinami tose vietose, kurias nori fiksuoti tyrėjai. Dažniausiai būna judamos vietos tokios kaip sąnariai ir aplink juos. Ši sistema fiksuoja iki 0,01 mm paklaidas, kas leidžia nustatyti labai tikslią judesių amplitudę.

Sistema fiksuoja iki 4600 Hz dažnių judančius žymeklius. Vienu metu sistema sugeba fiksuoti iki 512 žymeklių [11]. Visa informacija yra apdorojama ir duomenys yra atvaizduojami realiu laiko momentu.

Ši sistema tinka atlikti daugeliui tyrimų, bet turi savų minusų. Ji turi daug nenaudojamų funkcijų, kurios atitinkamai atsispindi sistemos kainoje, taip pat ją sunku transportuoti, ir paruošti tyrimui po transportavimo.

2.6 Sistemos DKH Frame DIAS apžvalga

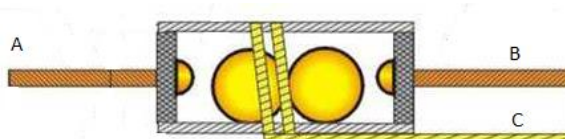
Frame Dias sistema yra pritaikyta vaizdų analizavimui. Ji yra taikoma sporte, rehabilitacijoje, ir ergonomikoje. Šios sistemos pagalba yra analizuojami judesiai. Ši sistema filmuoja žmogaus judesius ir per AD (analog-Digital) keitiklį, kuris nuskaito analoginius jutiklius išdėstytus ant kūno ir gautus duomenis susinchronizuoja su žmogaus judesiais nufilmuotais kamera. Ši sistema priklausomai nuo moduliacijos sugeba moduluoti tiek 2D tiek 3D vaizdą.

2 D analizė sugeba analizuoti atstumus, greičius, kampus, pasvirimo kampus pagrindo atžvilgiu, judesio trajektorijas, judesių atbulinę eigą, nupiešia judesių [12] poslinkius. Analizuojamų kadrų dažnis priklauso nuo pasirinktos kameros.

2.7 Jutikliai “Rolling ball sensor”

2.7.1 Jutiklis SW-460D

Šio jutiklio sandara yra labai paprasta, jis pavaizduotas paveiksle 2.5. Jutiklį sudaro du šratai, kurie gali judėti dvejomis kryptimis, link kontakto A arba kontakto B. Kontaktas C yra kaip pastovus kontaktas. Jutiklis sujungia C su A arba B kontaktu, kai jutiklis pasvyra daugiau nei 10^0 nuo horizontalios padėties. Šio tipo jutiklis tarnauja apie 2 mln. ciklų.



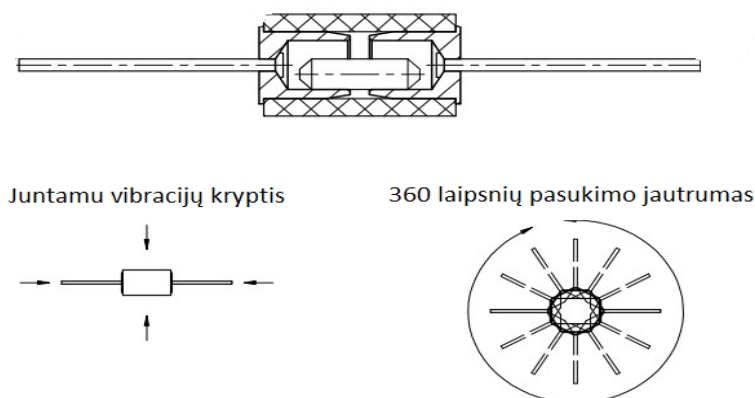
2.5 pav. Jutiklio SW-460D sandara.

Šio tipo jutikliai fiksuoja horizontalų, pasvyrimą didesnę nei 10^0 laipsnių ir nustato vibracijas, bet nenusako jų stiprumo. Šio tipo jutiklis veikia iki 12 V. Srovės pralaidumas iki 20 mA., kontaktų sujungimo laikas 2 ms. Uždarų kontaktų varža iki 10Ω , o atvirų virš $10M \Omega$ [13].

2.7.2 Jutiklis SW-420

Jutiklis SW-420 (žr. pav. 2) yra vieno šrato jungiklis, kuris jaučia vibracijas ir skirtingus pasvyrimus. Jei nėra vibracijų ar kokio nors pasvirimo jutiklis uždaro grandinę, arba palieka atvirą bet ji yra stabili. Vibracijos ar pasvirimų metu kinta pralaidumo varža. Nuo to priklauso praleidžiamu impulsų stiprumas.

Jutiklis maitinamas 12 V. Uždarų kontaktų varža iki 10Ω , o atvirų virš $10 M\Omega$. Jutiklio induktyvus talpumas 5 pF [14].



2.6 pav. Jutiklio SW-420 sandara.

2.8 Akcelerometrų panaudojimas tyrimams

SDI (Silicon Designs Inc) akcelerometrai veikia pagal talpos kitimą, dėl atsiradusios greitėjimo jėgos kaip juntamas parametras. Talpiniu požiūriu jie įgauna daug privalumų, lyginant su pjezoresistyviaisiais jutikliais, naudojamų daugelyje kitų pagreičių matavime. Dujiniai dielektriniai kondensatoriai yra santykinai nejautrūs temperatūrai. Tarpai dėl pokyčio su temperatūra šiluminio plėtimosi atžvilgiu yra maži, nes mažas šilumos plėtimosi koeficientas. Daugelyje medžiagų gali sukilti šiluminis koeficientas, tačiau legiruoto silicio koeficientas kinta dviem kartais lėčiau. Todėl talpinis jutiklis turi potencialą suteikti platesnį temperatūros diapazoną veikimo be kompensacijos, nei pjezoresistyvieji jutikliai.

2.8.1 Akcelerometro sandara

Iš silicio yra sukurta miniatiūrinių akcelerometrų technologija, kurią apjungia papildomi priedai su mikro apdirbimu ir integriniu grandynų technologija pagaminančia labai patikimus talpinius pagreičio jutiklius. Nuo pradinio vystymosi vykdomi tyrimai lėmė patobulinimus, kurie padidino patikimumą ir jautrumą. Šie akcelerometrai yra naudojami naujose srityse, pavyzdžiui, inercijos navigacijoje ir aukštos temperatūros aplinkoje.

Silicio pagrindu sukurtuose akcelerometruose yra apie 20 išėjimų. Paketas sudarytas iš dviejų dalių: jutiminių elementų arba jutiklinio lusto su integruotos elektronikos ar ASIC lustu, pavaizduotu 2.7 paveiksle. Lustai įmontuoti naudojant standartinį tvirtinimą su paaukuotais kontaktais. Lustai yra surenkami dviem būdais: su skaitmeniniu arba analoginiu išėjimu. Šie lustai yra patogūs montuoti prie plokščių paviršių. Taip pat šie elementai gali būti tiek 1, tiek 3 ašių, kas neturi įtakos jų dydžiui.



2.7 pav. Akcelerometro sudedamosios dalys.

Specifinės paskirties integriniai grandynai yra reikalingi, siekiant paversti mažus talpos pokyčius jutimo elemente į elektrinius signalus. Ši elektronika turi būti glaudžiai susieta su jutiminiu elementu, kad tiksliai išmatuotų labai mažus pagreičius, kurie sukelia talpinius

pokyčius. Silicio pagrindu sukurti du tipai šio ASIC; vienas suteikia skaitmeninius išėjimus, o kitas yra su analoginiais išėjimais. Skaitmeninės ASIC generuoja impulsų srautą, kurio dažnis yra proporcingas pagreičiui. Analoginis ASIC generuoja įtampos skirtumą, proporcingą pagreičiui.

Dauguma bandymų įrangos ar senesnės su akcelerometrais remiasi analoginių daviklių. Dėl šios priežasties labai paprasta pereiti į naujus SDI akcelerometrus nereikalaujančių didelių perdarymų, kurie leidžia naudotis analoginių signalų apdorojimo metodais. Skaitmeninio akcelerometro prieinamumas leidžia lengvai integruoti šiuolaikines mikroprocesorines sistemas be papildomų konvertavimo problemų. Paprastas mikroprocesorius, pavyzdžiui, vienas iš Microchip, kuris yra IPS serijos, yra viskas, ko reikia skaityti akcelerometro išėjimo rodmenims [15].

2.9 Skyriaus apibendrinimas

Apžvelgus prenumeruojamas KTU duomenų bazes buvo rasta keletas straipsnių su HKB modeliu, kuriuo remiantis buvo vykdomi eksperimentai. Apžvelgta eksperimentuose naudotos aparatinės priemonės tuose straipsniuose, kuriomis buvo atliekami panašūs eksperimentai.

Kadangi HKB modelis yra patvirtintas nuo 1985 metų, tai remiantis juo buvo atliekama daug įvairių eksperimentų, pagal kuriuos buvo suformuluotas KHB modelio matematinis modelis. Apibendrinus nagrinėtus eksperimentus pastebėta, kad nėra skelbiama arba nėra bandyta raumenų kompleksinės sistemos būsenos kaitos tyrimų atlikti naudojant akcelerometrus.

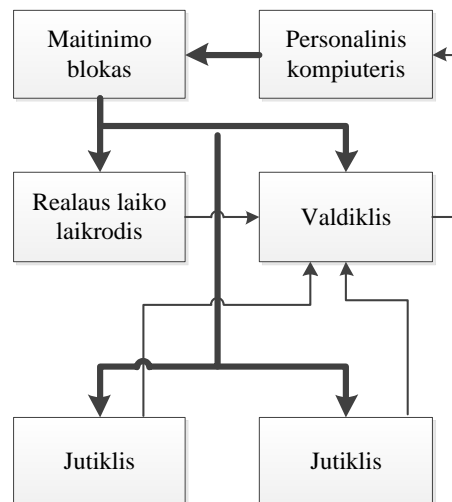
Apžvelgus naudotas aparatūras eksperimentuose matome, kad populiariausia priemonė buvo vaizdo kameros su specialiais programiniais paketais. Bet šios sistemos yra gana didelės ir nepatogios transportavimui, jų tyrimų spektras didelis, daugumos funkcijų, už kurias sumokame, nereikia. Viename tyrime buvo naudojami potenciometrai, su specialiai sukurta kėde. Ši sistema taip pat yra nepaslanki. Apibendrinus paskelbtus darbus, duomenų nuskaitymui buvo nuspręsta panaudoti elektroninius akcelerometrus.

3. Raumenų kompleksinės sistemos būsenos kaitos tyrimų sistemos projektavimas

Norint ištirti rankų raumenų grupės kaitos ypatybes, priklausančias nuo užduoto garsinio dažnio impulsų, ir grįžtamąjį ryšį raumenyse, reikėjo susiprojektuoti ir pasigaminti eksperimentinę įrangą, kurią naudojant bus atliekami eksperimentai. Prieš projektuojant įrangą buvo atlikta panašių eksperimentų mokslinių straipsnių analizė ir išanalizuota naudojama jų įranga. Neradus tinkamo sprendimo buvo apžvelgta keletas alternatyvų, kuriomis remiantis buvo projektuojama sistema.

3.1 Sistemos struktūrinė schema

Išanalizavus eksperimentuose naudotas sistemas, buvo sudaryta sistemos struktūrinė schema. Schemoje 3.1 paveiksle pateikti pagrindiniai sistemą sudarantys komponentai ir tarpusavio ryšiai. Paryškintos juodos linijos rodo įtampos užmaitinimo takelius, o plonos linijos - signalo sklaidimo kryptis.



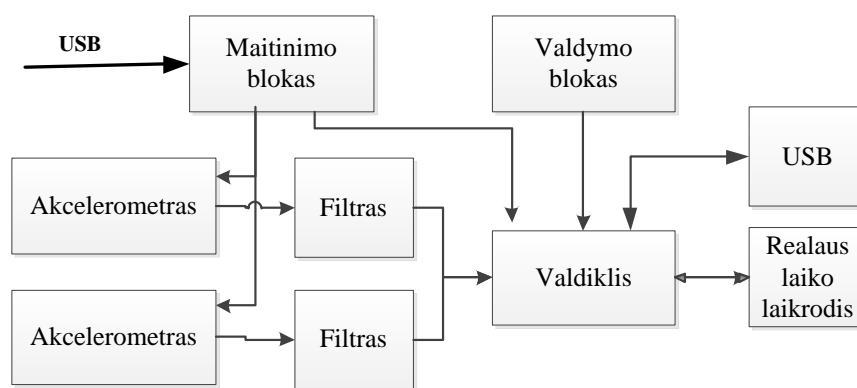
Pav. 3.1 Sistemos struktūrinė schema.

Struktūrinėje schemoje pateikiamos pagrindinės sistemos dalys: kompiuteris naudojamas kaip maitinimo šaltinis ir duomenų surinkimo, saugojimo bei analizavimo prietaisas. Su kompiuteriu sistema sujungiama USB (UNIVERSAL SERIAL BUS) sąsaja, per kurią vyks duomenų nuskaitymas iš mikrovaldiklio. Per tą pačią USB sąsają yra paduodama 5 V DC įtampa

į įtampos keitiklį. Įtampos keitiklis 5 V DC keis į 3,3 V DC įtampą, kuria bus užmaitinta du analogiški judesių jutikliai. Mikrovaldiklis nuskaitys gautus signalus iš jutiklių ir konvertuos į skaitmeninį kodą, kurį siųs per USB sąsają į kompiuterį. Duomenys yra sinchronizuojami RTC (Real-time clock), kad būtų galima analizuoti laikinėje diagramoje.

3.2 Aparatinė dalis

Iškeltai hipotezei patikrinti neturėjome reikiamos įrangos, dėl šios priežasties teko pasigaminti aparatinę dalį tyrimams vykdyti. Aparatinės dalies struktūrinė schema pavaizduota 3.2 paveiksle.



3.2 pav. Aparatinės dalies struktūrinė schema.

Apžvelgus panašių tyrimų aparatūrą ir turimus kaštus buvo priimtas sprendimas naudoti akcelerometrus vietoj video kamerų, ar „rolling ball“ jutiklių. Pasirinktas analoginis trijų ašių akcelerometras MMA7361L. [16].

- Darbinė įtampa: 2,2 V- 3,6 V.
- Srovės suvartojimas: 400 uA.
- Jautrumo lygiai: +-1,5 g, 6 g.

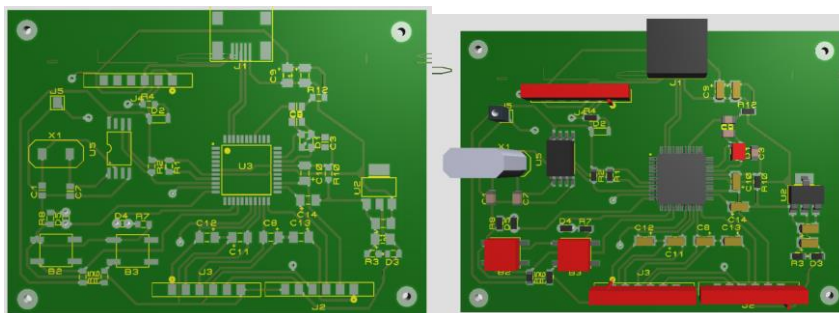
Accelorumetru informacijos nuskaitymui, buvo pasirinktas „Microchip“ mikrovaldiklis PIC18F4550. Mikrovaldiklis PIC18f4550 yra 10 bitų, turintis 23 Kb Flash atminties sąsajas [17]. Prieš nuskaitydamas signalą mikrovaldikliui yra panaudojamas žemo dažnio pasyvus filtras

Akcelerometrai yra maitinami 3,3 V Dc. Įtampa. Dėl šios priežasties yra suprojektuojamas atskiras maitinimo blokas akcelerometrams. Maitinimo blokas užmaitinamas per USB sąsają.

Eksperimento eigai kontroliuoti yra išskirtas valdymo blokas su paleidimo ir sustabdymo mygtukais. Mikrovaldiklis su kompiuteriu komunikuoja USB (universal serial bus) sąsaja, kuriai

yra reikalingi keli išvadai duomenų gavimui ir perdavimui. RTC yra reikalingas dėl realaus laiko sinchronizavimo su gaunamais signalais ir skaitmeninio metronomo paleidimui.

Visi prototipo komponentai sumontuoti ant montažinės plokštės paveiksle 3.3.



3.3 pav. Spausdintinė montažinė plokštė.

MMA7361L yra mažos galios, žemo profilio, analoginis, talpinis pagreičio jutiklis. Su 1 polio žemo dažnio filtru ir, temperatūros kompensacija, “self test“ funkcija, 0g detekcija, G-parinktimi, kuri nustato parinktą jautrumo lygį. Nulinis g kompensavimas ir jautrumas yra sukalibruotas gamykloje. Dėl šios priežasties nereikalauja išorinių įrenginių. MMA7361L įeina ir miego režimas, dėl kurio šie akcelerometrai tinka naudoti baterijomis maitinamuose įrenginiuose.

Šis akcelerometras maitinamas 2,2 V -3,6 V įtampa ir darbo režimui jis naudoja 400 μ A srovės. Akcelerometras turi du skirtingus jautrumo lygius: $\pm 1,5$ g, ± 6 g.

Šis akcelerometras buvo pasirinktas dėl kelių svarių priežasčių. Pirma, galimybė pasirinkti du skirtingus matavimo lygius, prieš atliekant tyrimus buvo nežinomas kelis G gali pasiekti rankų judesiai. Antra, maži gabaritai ir net sulituotas modelinis lustas atitinka leistinus dydžius.

3.3 Aparatinės dalies prijungimas prie tiriamojo asmens

Suprojektuotą aparatinę dalį matome paveiksle 3.4. Į pirštines yra įmontuoti akcelerometrai. Jie įmontuoti ant didžiojo piršto. Laidais sujungta su pagrindiniu bloku. Pagrindiniame korpuse yra įmontuoti du LED diodai, žalios ir raudonos spalvos. Po jais yra du mygtukai: mygtukas, po žaliu LED diodu paleidžia programą su duomenų siuntimu ir skaitmeninio metronomo pyptelėjimais. Metronomo pyptelėjimus skleidžia pjezo - garsiakalbis įmontuotas korpuse, kuriam įtampos impulsus siunčia mikrovaldiklis. Mygtukas po raudonu LED diodu sustabdo duomenų siuntimą ir metronomo pyptelėjimus.

Sukonstruota aparatūra komunikuoja su kompiuteriu USB (Universal serial Bus) sąsaja. Duomenys yra siunčiami ASCII kodu į HID terminalą. Iš šio terminalo duomenys yra

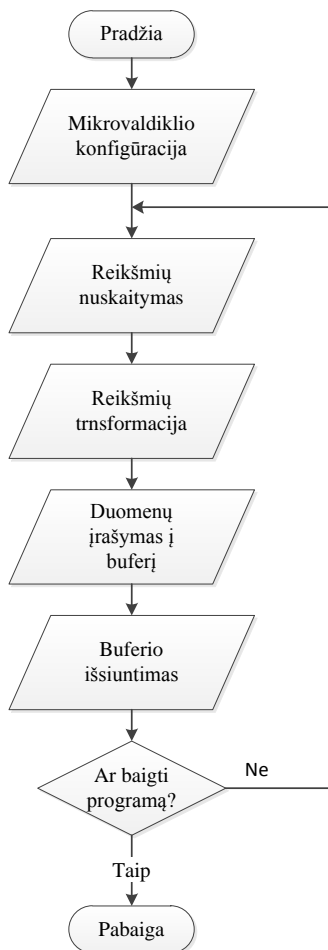
kopijuojami ir perkeliami į Microsoft Exel programą, su sukurtu šablonu. Šalia to šablono yra atvaizduojami grafikai duomenų analizavimui.



3.4 pav. Suprojektuota aparatinė dalis nuskaitanti rankų judesių signalus.

3.4 Programos algoritmo sudarymas

Aparatinės dalies komunikacijos, gauti signalai ir valdymas sistemos yra paremtos mikrovaldiklio pagalba. Mikrovaldiklis apdoroja visą gaunamą informaciją ir ją perduoda USB sąsaja į kompiuterį. Programa mikrovaldikliui rašoma naudojant „MikroC PRO“ programinį paketą. Parašytas programos algoritmas atvaizduotas paveiksle 3.5.

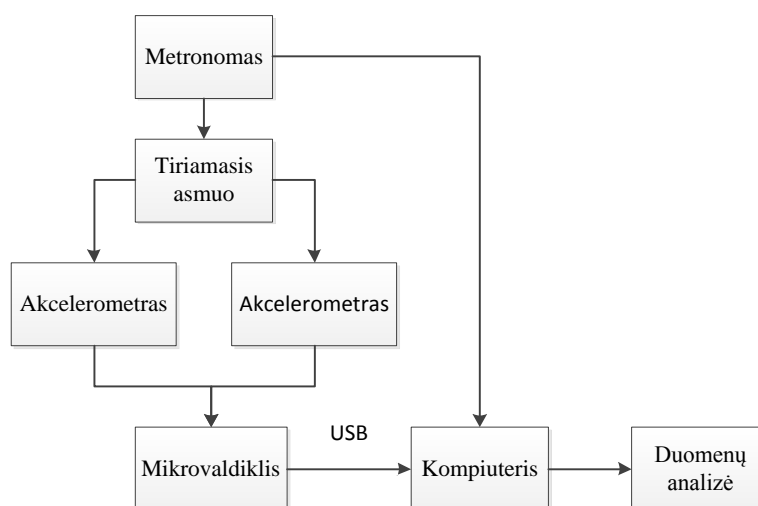


3.5 pav. Programos algoritmas.

Pirmiausia yra sukonfigūruojamas mikrovaldiklis. Aprašomi įėjimai išėjimai, sukonfigūruojamos sąsajos su USB ir RTC. Sukonfigūravus valdiklį yra pereinama prie reikšmių nuskaitymo iš analoginių akcelerometrų. Reikšmės yra analoginio signalo tipo, jas reikia konvertuoti į skaitmeninį signalą. Transformavus reikšmes, reikšmės yra įrašomos į buferį 64 bitų ir išsiunčiamos.

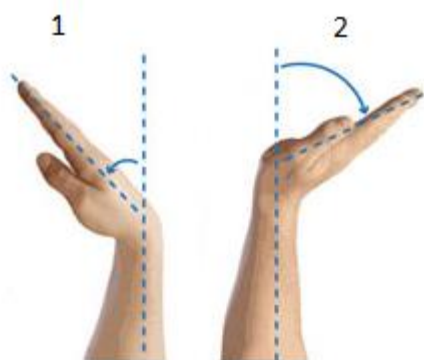
4. Eksperimento metodologija

Atliekant tyrimus buvo pasirinktas Haken Kelso Bunz modelis. Pagal šį modelį sukuriama aparatinė įranga, su kuria atliekami eksperimentai. Ši įranga yra taikoma tirti kompleksinės sistemos būsenos kaitos ypatybes, tiriant elektroninėmis priemonėmis. Su šia sistema bus atliekamas eksperimentas, kurio struktūrinė schema atvaizduota 4.1 paveiksle.



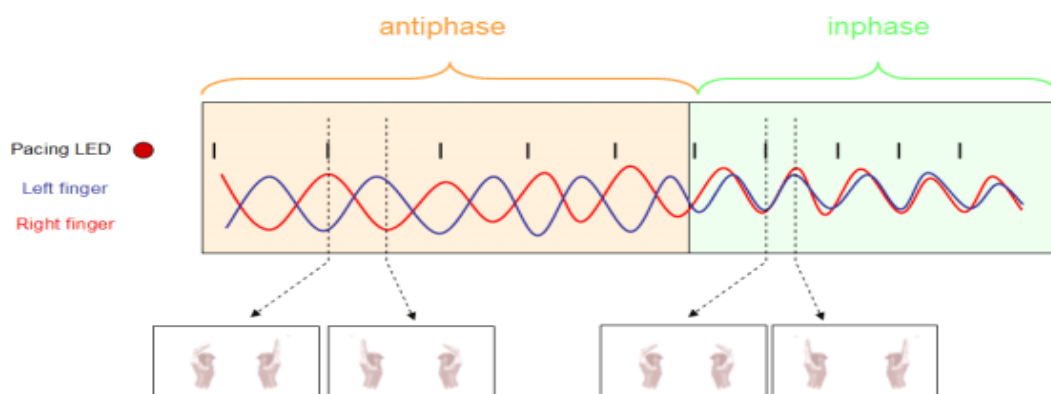
4.1 pav. Eksperimento struktūrinė schema

Ši sistema yra taikoma tirti raumenų kompleksinės sistemos judesius, didinant judėjimo dažnį. Eksperimente naudojamas elektroninis metronomas, kuris išduos signalus 40 ms trukmės, nuo 1,25 Hz iki 3,5 Hz kas 0,25 Hz žingsniu, signalo dažnis yra didinamas, kas 10 sekundžių. Metronomo veikimui yra parašyta programa mikrovaldikliui, kuris garsinį signalą išduoda buzerio pagalba. Šio garsinio signalo klausosi tiriamasis (žmogus) ir kas kiekvieną pyptelėjimą su plaštakomis atlieka pilnos amplitudės judesį vienu metu (žr. 4.3 pav. antifazinis judesys). Judesys atliekamas per riešą X ašimi koordinatinių plokštumos atžvilgiu. Plaštakos judesys pavaizduotas paveiksle 4.2.



4.2 Pav. Plaštakos judėjimo padėtys.

Modeliai su akcelerometrais uždedami ant rodomųjų pirštų. Išduodamas akcelerometrų signalą nuskaityto mikrovaldiklis, kurį konvertuoja iš analoginio į skaitmeninį. Tada šį signalą USB (Universal Serial Bus) perduodama į kompiuterį. Realiu laiko momentu yra atvaizduojamas gaunamas signalas iš abiejų rankų ir analizuojamas. Eksperimentas yra nutraukiamas, kai nervinė sistemos būseną pereina iš vienos būsenos į kitą, kitaip sakant įvyksta fluktuacijos (žr. pav. 4.3).



4.3pav. Periferinė nervinės sistemos kaitos būseną.

4.1 Tiriamųjų parinkimas

Tyrimui buvo sudarytos trys skirtingos grupės po 10 žmonių. Grupės buvo sudarinėjamos pagal sporto šaką ir buvo viena nesportuojančių žmonių grupė. Pirmą žmonių grupę sudaro sportuojantys greičio rungtyse, t.y. sprinteriai, bėgantys trumpus nuotolius, antrą grupę sudaro - vidutinių ir ilgų nuotolių bėgikai, kurie atstovauja reikalaujančias ištvėmės rungtis, trečia – nesportuojantys, labiau propaguojantys pasyvų gyvenimo būdą.

Tiriamųjų amžiaus buvo nuo 18 iki 27 metų, amžiaus vidurkis 23,4 metai. Tiriami buvo vyrai ir moterys.

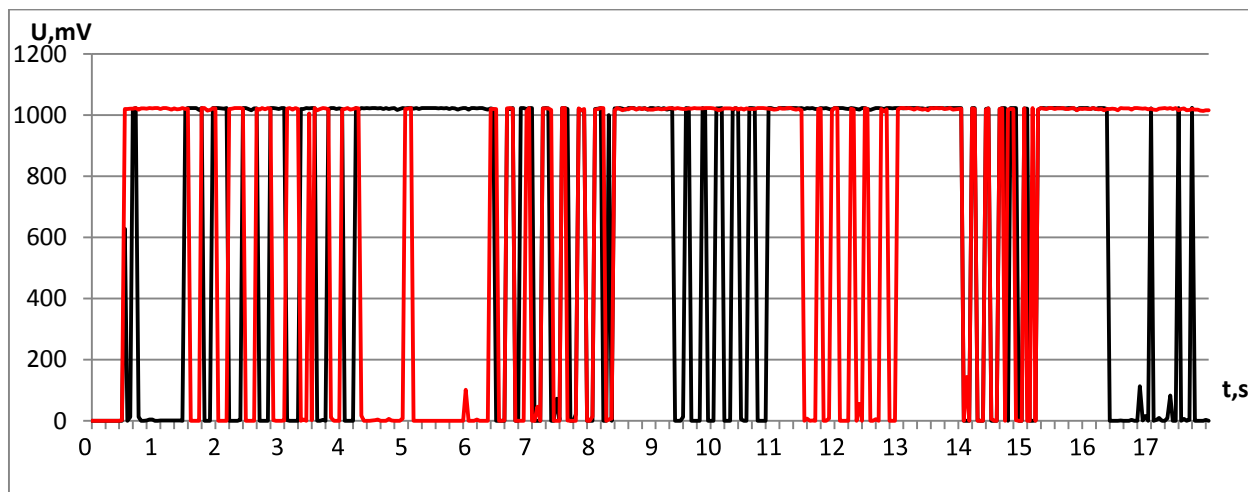
4.2 . Eksperimento eiga

Tiriamasis sėdi ant kėdės, rankos yra sulenktos per alkūnes ir laikomos vertikaliajoje pozicijoje pečių plotyje. Ant rankų yra užmaunamos pirštinės, ant kurių yra pritvirtinta po akcelerometrą ant didžiojo piršto. Akcelerometrą su įrenginiu jungia laidai, įrenginys yra prijungtas prie kompiuterio, naudojant USB (universal serial bus) sąsają. Tiriamajam pasiruošus yra įjungiamas įrenginys ir tiriamasis pradeda eksperimentą. Eksperimentas yra vykdomas, tol kol įvyksta fluktuacijos. Įvykus būsenos pasikeitimui eksperimentas yra stabdomas. Duomenys yra nukopijuojami į Microsoft Exel programą, kurioje yra sukurti šablonai skirti duomenims analizuoti. Su vienu tiriamuoju yra atliekamas eksperimentas 3 kartus.

4.3 “Rolling ball“ jutiklių tyrimas

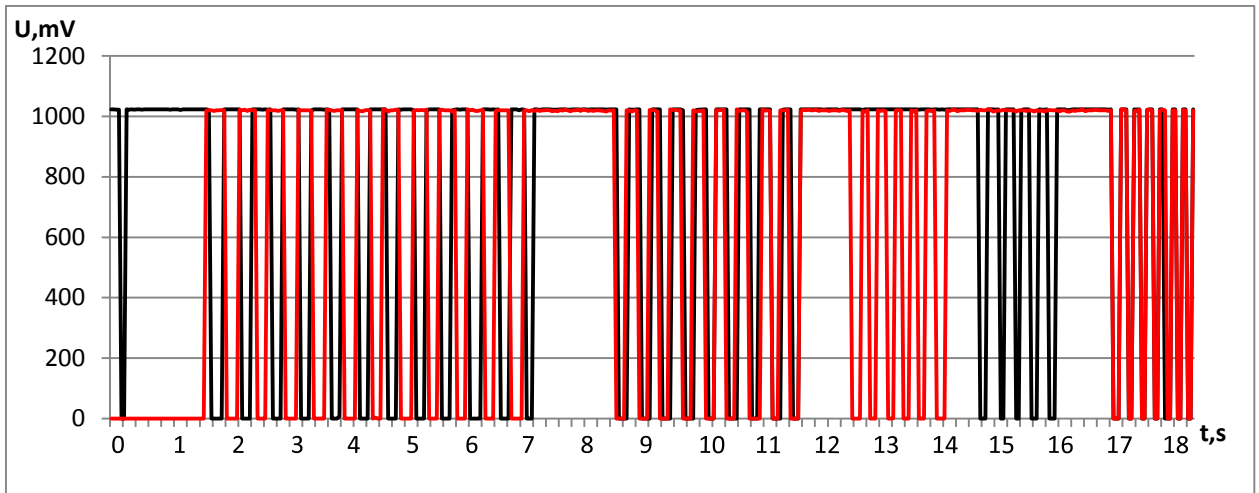
Atlikus keletą tyrimų su “rolling ball“ jutikliais, kurių bandymai apima atskirų rankų judesius, pradžioje sinchroniškus, po to sinchroniškus judesius su 180° poslinkiu, tada kairės ir dešinės rankų atskirus judesius.

Paveiksle 4.4 matome jutiklio SW-420 gautus duomenis. X1- kairės rankos duomenys, X2- dešinės.

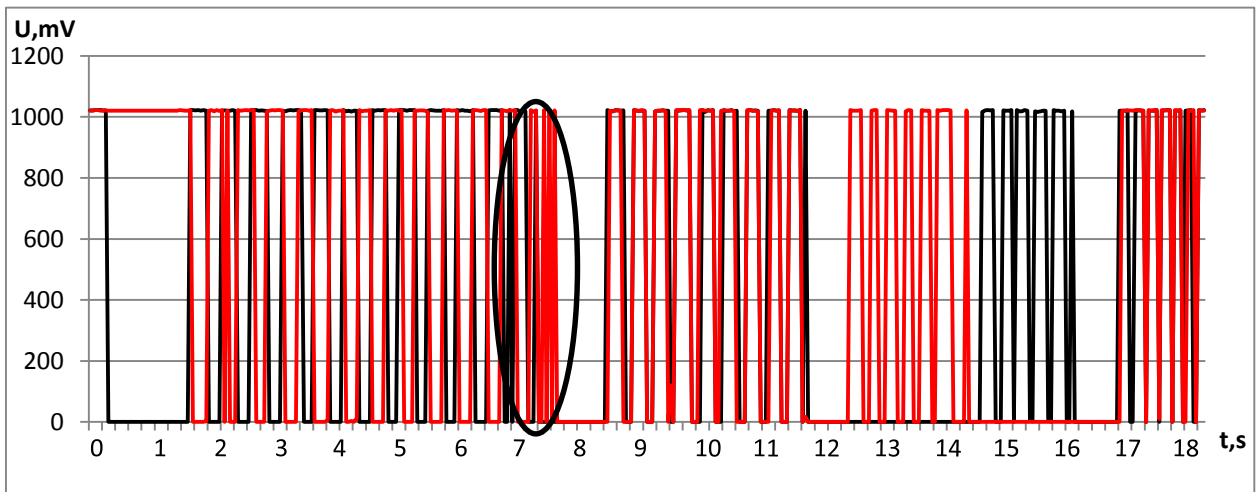


4.4 Pav. Jutiklio SW420 pirminis tyrimas.

Žemiau pateiktuose paveiksluose 4.5 ir 4.6 matome jutiklio SW-460D gautus duomenis atlikus analogiškus bandymus. Šis jutiklis turi dvigubą kontaktą, kuris leidžia fiksuoti dvi padėtis. Teoriškai, persijungiant iš vienos padėties į kitą, signalas invertuojasi, bet, kai to paties bandymo abu gautus signalus išskleidžiame grafike, buvo pastebėta atsiradusių triukšmų (žr. pav 4.6), kurie apibraukti juoda linija.



4.5 pav. Jutiklio SW-460D I poliaus gauti rezultatai.

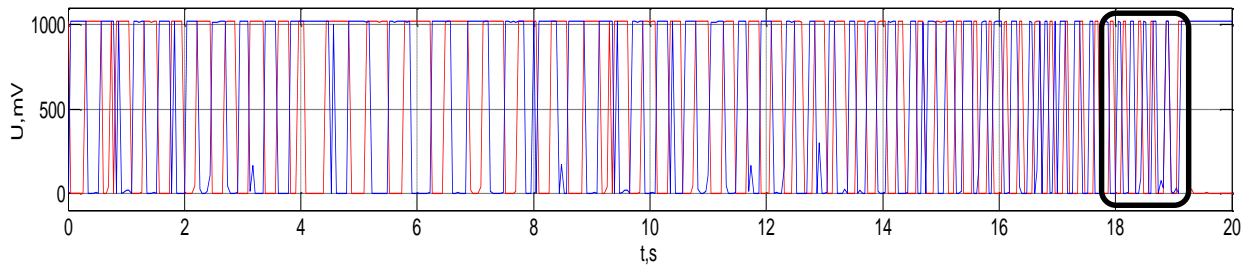


4.6 pav. Jutiklio SW-460D II poliaus gauti rezultatai.

4.3.1 "Rolling ball" jutiklių signalų tyrimas

Gauti rezultatai buvo tyrinėjami su „MATLAB“ programiniu paketu, su kuriuo buvo ieškoma optimaliausio signalo tyrimo metodo. Buvo išbandyta keletas skirtingų filtrų, tokių kaip Savitzky_Goalay, RIR, FIR. Pagal gautus rezultatus išsamiausiai atvaizdavo rezultatus RIR filtras.

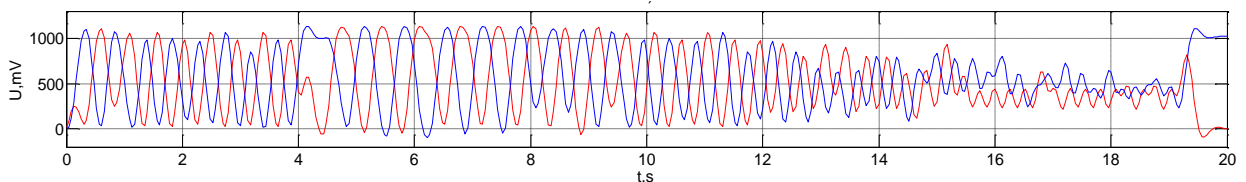
Palyginimui pirmiausia buvo įkeliamas neapdorotas signalas, pavaizduotas paveiksle 4.7.



4.7 pav. Neapdorotas signalas iš jutiklių.

Apibrėžtame juodame kvadrato yra fiksuojama fluktuacijos, dviejų signalų susinchronizavimas.

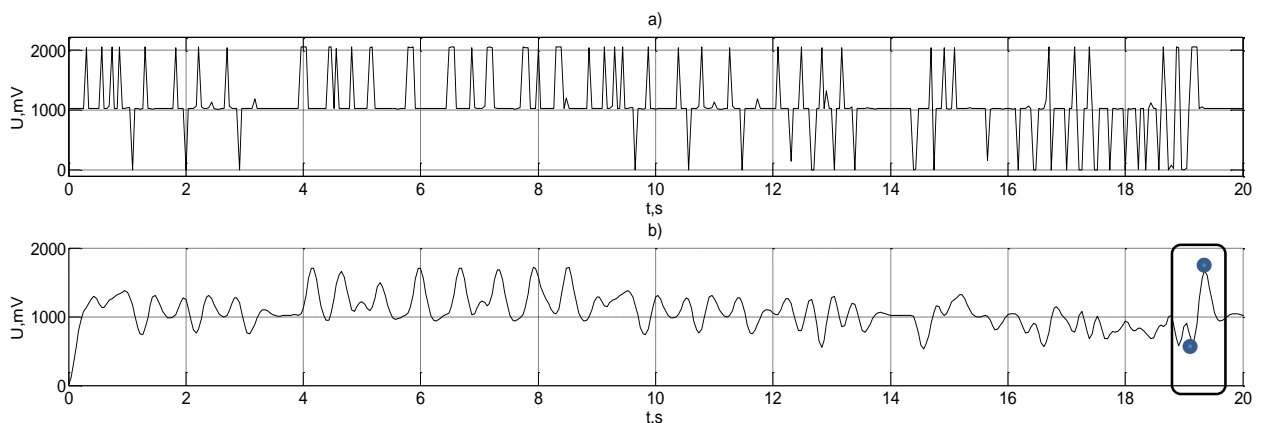
Panaudojus RIR filtrą yra gaunamas rezultatas matomas 4.8 paveiksle. RIR filtrui buvo pritaikyti koeficientai: a 3, b 0,3. Gauti koeficientai nustato filtro efektyvumą.



4.8 pav. Signalas nufiltruotas RIR filtru.

Kaip matome signalo dažniui didėjant, nufiltruotas signalas slopsta, bet neišryškėja fluktuacijos.

Buvo išbandyta susumuoti abu gautus signalus ir išnagrinėti gautus rezultatus. Paveiksle 4.9 a matome susumuotus signalus, bet jie neduoda jokių ryškių rezultatų. Signalų fazijų pokytis įvyksta tarp 18 – 19 s. Šiame grafike matomi ryškūs trys pikai, bet jie neparodo, kuriuo metu signalas buvo artimiausias vienas kitam.

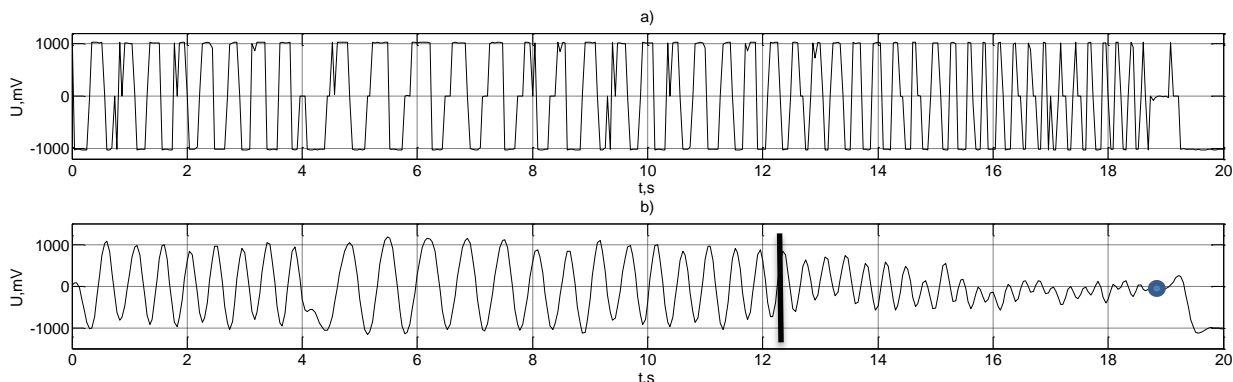


4.9 pav. a) signalas susumuotas abiejų kanalų. **b)** sumos signalas nufiltruotas RIR filtru.

Paveiksle 4.9 b yra matomas nufiltruotas signalas RIR filtru, su tais pačiais koeficientais. Atlikus kelis skirtingus bandymus su tokio tipo signalu buvo nustatytas pasikartojimas signale.

Signalams, pereinant iš vienos fazės į kitą, slopsta, bet, signalų fazėms sutapus, atsiranda staigus pikas.

Prieš tai tirtas metodas nėra efektyvus, jis nenusako pradinės fazės pokyčio, tik galutinį. Buvo nuspręsta atimti antrą signalą iš pirmo. Gauti rezultatai pavaizduoti paveiksle 4.10.

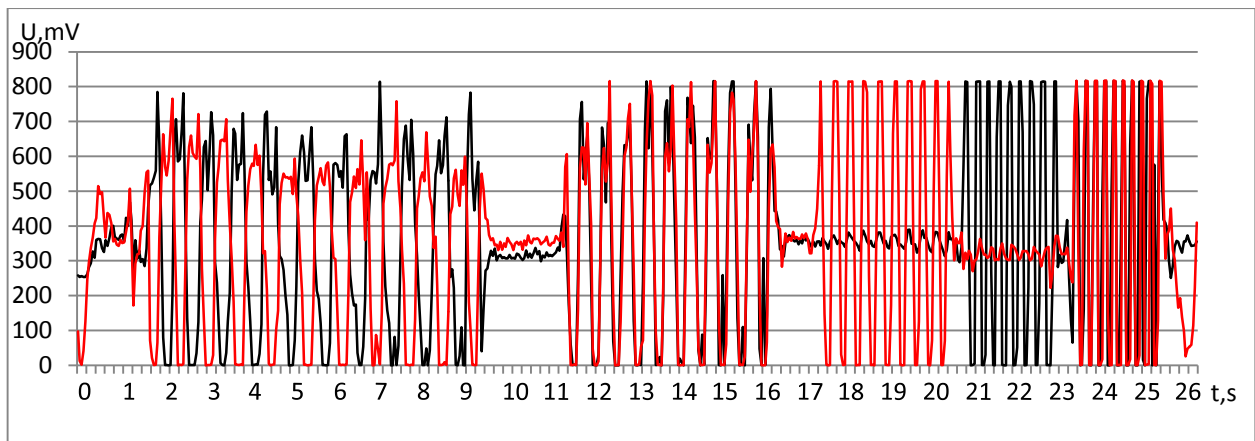


4.10 pav. a) signalas atimtas iš pirmo kanalo antras kanalas. **b)** skirtumo signalas nufiltruotas RIR filtru.

Paveikslo 4.10 a dalyje matome atimtus signalus vieną iš kito su nedideliais atsiradusiais triukšmais. Pritaikius RIR filtrą su tais pačiais koeficientais buvo gautas rezultatas, matomas paveikslo 4.10 b dalyje. Signalas iki vertikalaus juodo brūkšnio yra tolygus, bet nuo juodo brūkšnio į dešinę pusę matome amplitudės mažėjimą, tai reiškia, kad signalai iš skirtingų fazių pereina į ta pačią fazę. Minimaliausioje vietoje matome tašką, ties signalo mažiausia amplitudė yra didžiausias fazių panašumas.

4.4 Analoginio akcelerometro tinkamumo tyrimas sistemai

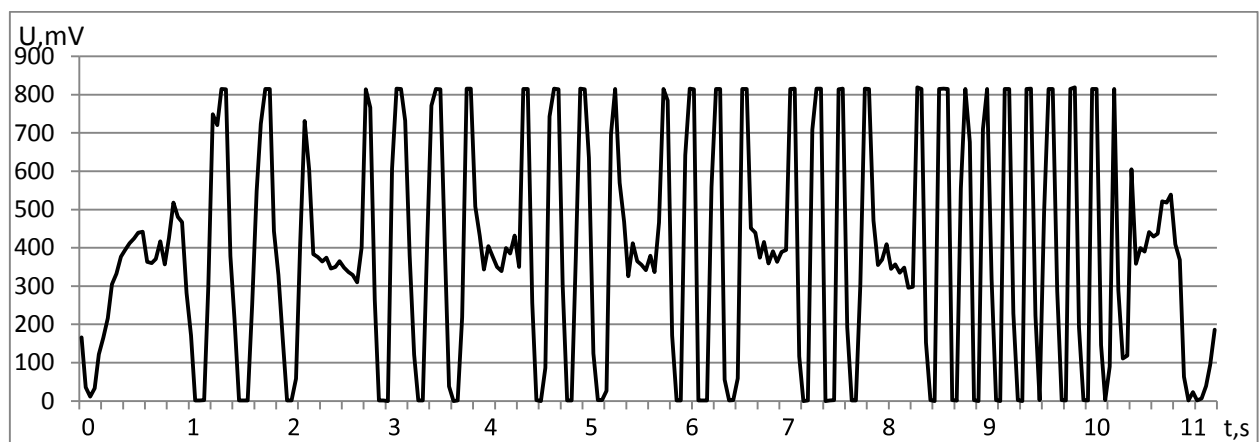
Suprojektuotoje sistemoje buvo atlikti pirminiai tyrimai, kuriais siekiama nustatyti sistemos funkcionalumą. Pirmiausia fiksuojami abiejų rankų lėtesni ir greitesni judesiai su pertraukomis, ramybės būsenoje (žr. pav. 4.11). Raudonos spalvos grafikas vaizduoja kairės rankos judesius, juodos spalvos - dešinės rankos judesius. Trečias ir ketvirtas judesių pikai atvaizduoja vienos ir kitos rankos atskirus judesius, kai juda tik po vieną ranką, o paskutinis pikas - abiejų rankų sinchronišką judėjimą.



4.11 pav. Kairės ir dešinės rankų akceleromtrų signalai.

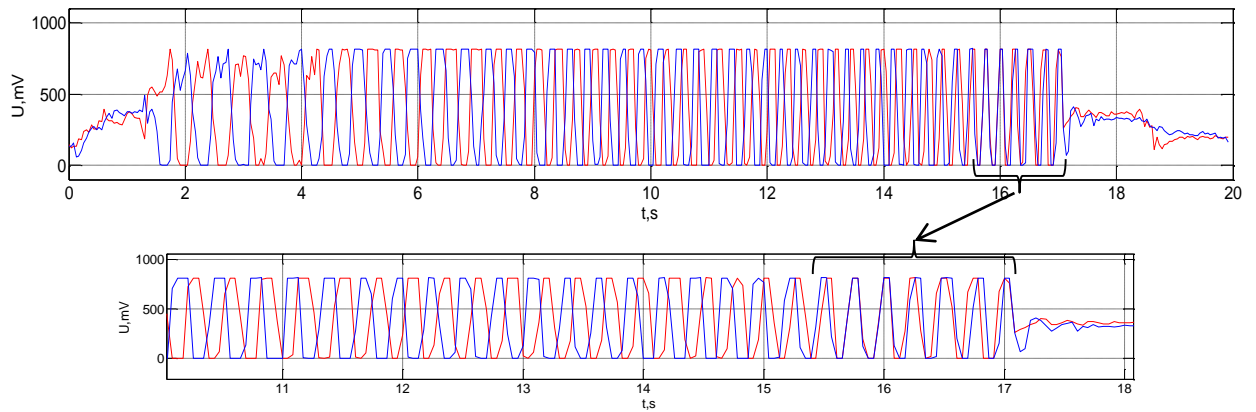
Pagal pateiktus duomenis paveiksle 4.12 yra judinama dešinės rankos plaštaka skirtingu dažniu, pereinant į vis aukštesnio dažnio juostą. Kaskart, pereinant į aukštesnio dažnio judesių amplitudę, yra padaroma pauzė, kurios metu signalas grįžta į jo pradinę būseną.

Kairė ranka yra ramybės būsenoje (mėlynas spalvos signalas), bet grafike matomas ryškus signalo užterštumas iš aplinkos trikdžių.



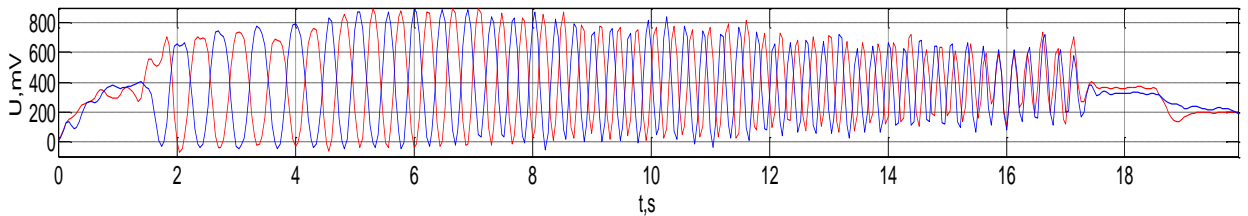
4.12 pav. Skirtingos dažnių spektras

Toliau buvo tiriama abiejų rankų koordinacija. Pradedant nuo synchroninių, nedidelio dažnio judėjimo ir vis didinat dažnį, kol yra pereinama prie asinchroninių judesių, kurios iššaukia žmogaus smegenys. Nervinė sistema nesugeba kontroliuoti dviejų synchroninių plaštakų judesių ir dėl šios priežasties yra prislopinamas vienas signalas ir nervine sistema perduodamas į abi plaštakas asinchroninis signalą. Paveiksle 4.13 yra matomas gautas visas tyrimo signalas, bei papildintas signalo atvaizdas, kurioje vietoje yra matomos fluktuacijos.



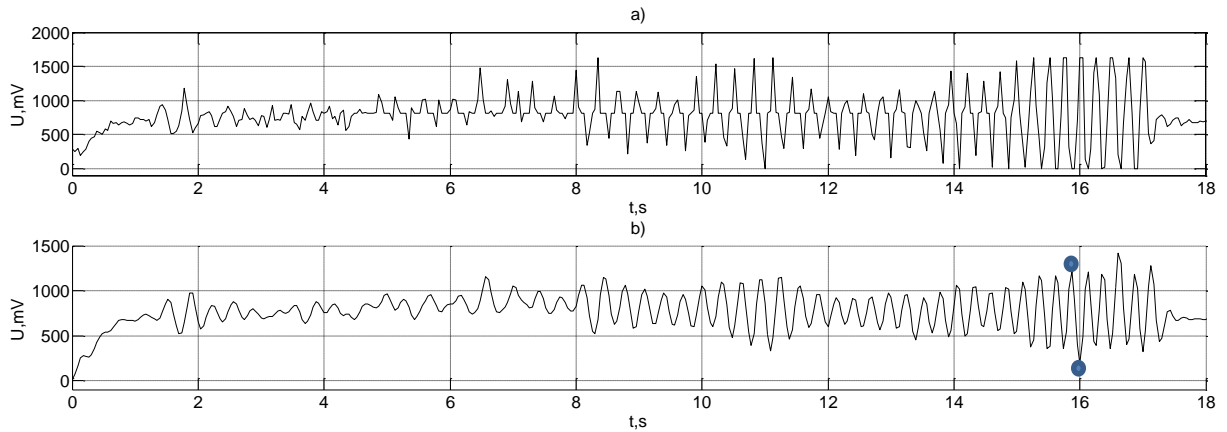
4.13 pav. Rankų synchroniniu judesiu perėjimas į asinchroninius judesius.

Akcelerometrų signalams tyrinėti taip pat buvo naudojamas RIR filtras trečios eilės, su koeficientu 0,3. Kaip matome akcelerometro signalas yra filtruojamas švariau nei jutiklio „rolling ball“. Akcelerometro signalas neturi vizualių iškraipymų lyginant su „rolling ball“ jutiklio signalu.



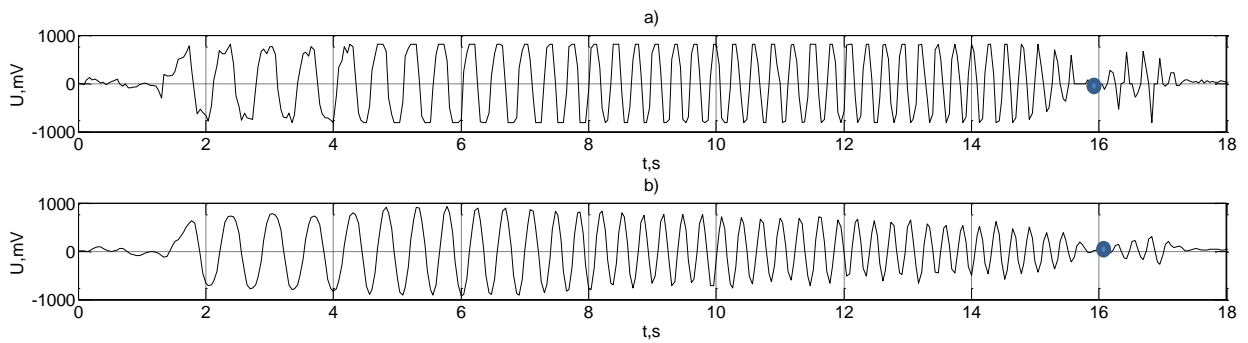
4.14 pav. a) neapdorotas signalas iš jutiklių. **b)** nufiltruotas signalas RIR filtru.

Tyrinėti akcelerometrus buvo pasirinkti tie patys metodai kaip „Rolling Ball“ jutiklių, bet gauti rezultatai yra informatyvesni nei gauti prieš tai. Kaip matome paveiksle 4.15 atvaizduota dvejų signalų suma. Paveikslo a dalyje signalas dar nėra filtruotas, tai yra matoma keliose vietose, kai signalo suma pasiekia maksimumą. Bet nufiltravus signalą amplitudės didžiausias skirtumas yra pastebimas ties 16 sekunde. Tai nusako dvejų signalų fazių sutapimą, bet, analizuojant šį grafiką toliau, nėra gaunama jokių konkrečių duomenų.



4.15 pav. a) signalas susumuotas abiejų kanalų. **b)** sumos signalas nufiltruotas RIR filtru.

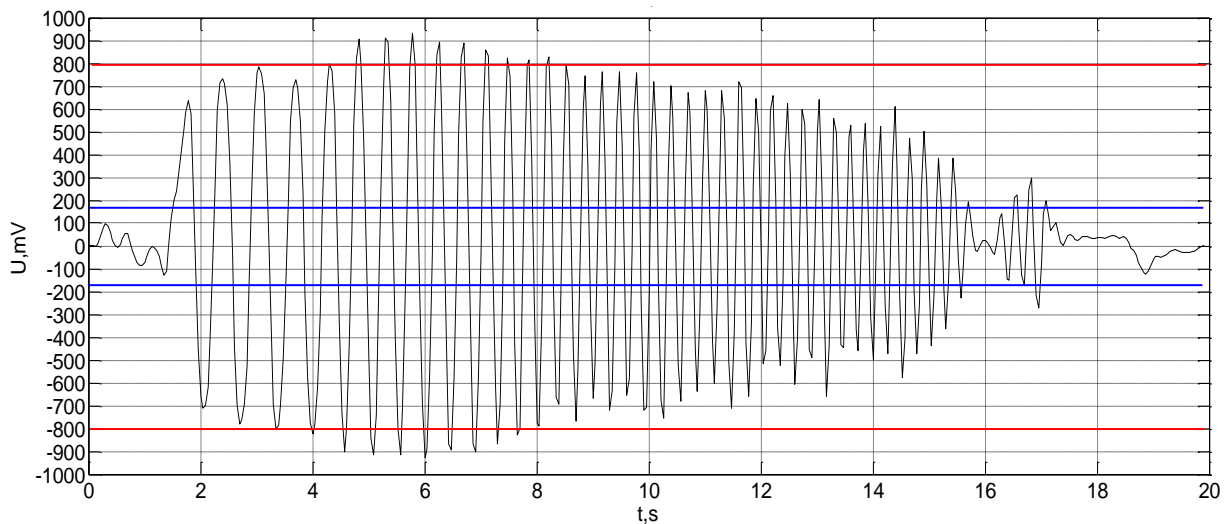
Negavus didesnio spektro duomenų iš 4.15 paveikslo, yra bandoma signalus atimti. 4.16 paveikslo a dalyje yra dviejų signalų skirtumas. Kaip matome ir nenufiltruotame signale yra ryškiai išžiūrimas signalų perėjimas į fazę, bet pritaikius RIR filtrą, dalyje b išryškėja signalo fazės pokyčio kitimas.



4.16 pav. a) signalas atimtas iš pirmo kanalo antras kanalas. **b)** skirtumo signalas nufiltruotas RIR filtru.

4.5 Rezultatų analizės metodo sudarymas ir tyrimas

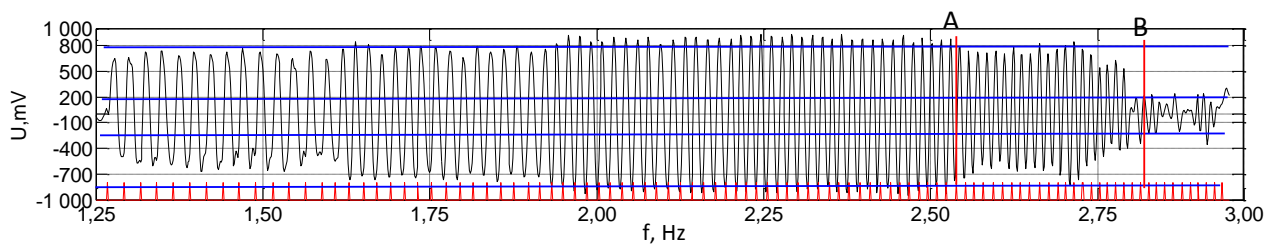
Tyrinėjant žmonių judesius yra svarbu nustatyti ribas iki kurių ir nuo kurių yra signalas naudingas. Naudojantis dviejų signalų suma ir juos nufiltravus RIR filtru trečios eilės, yra gaunamas signalas, bet jis nėra informatyvus.



4.17 pav. Signalų pavyzdys su užduotomis ribomis.

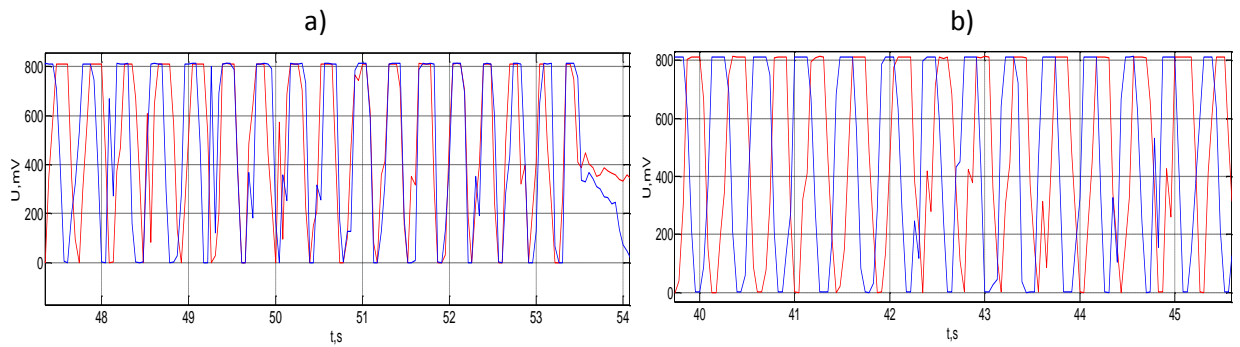
Atsižvelgus į signalų sinchronizaciją signalas yra stabilus virš 800 atskaitų iki maksimalios ribos Y ašimi (žr. pav. 4.17). Nukritus signalui žemiau 800 atskaitų (žemiau raudonos linijos, link nulinės atskaitos), signalas praranda stabilumą. T.y. vieno akcelerometro poslinkio fazė artėja link kito (žr. pav. 4.19 b). Fazės sutampa patekusios į intervalą nuo -185 iki 185 atskaitų Y ašimi (tarp dviejų mėlynų linijų) (žr. pav. 4.19 a). Atlikus signalų analizę paskaičiuota, kad nuokrypis nuo nulio neturi viršyti 20%, o kai bendra signalo amplitudė viršija daugiau nei 85% signalas yra stabilus, sinchroniškas signalas su 180^0 poslinkiu.

Tiriant realius rezultatus iš gaunamų duomenų iš sistemos, galima pasakyti kada prasideda fazių poslinkis (žr. pav.4.18 linija A), kada fazės sutampa (žr. pav.4.18 linija B). Zona tarp A ir B linijų yra perėjimo zona kada vyksta fazių poslinkis ir jų sutapimas.



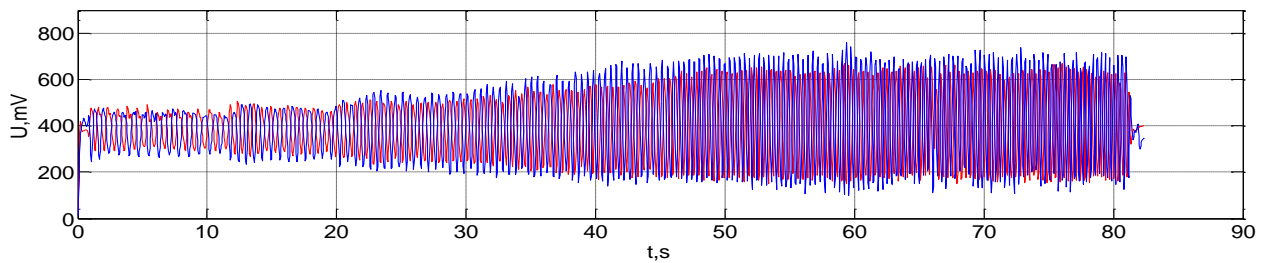
4.18 pav. Signalų pavyzdys su užduotomis ribomis.

Pagal paveikslo apačioje matomus raudonus pikus yra nusakomas CNS reakcijos vėlavimas į išduodamus signalus paveiksle 4.18 yra pateikta dažnių juosta, bet jei yra aktualus tyrėjui reakcijos vėlavimo laikas, tyrėjas gali perjungti dažnių juostą į laiko juostą.



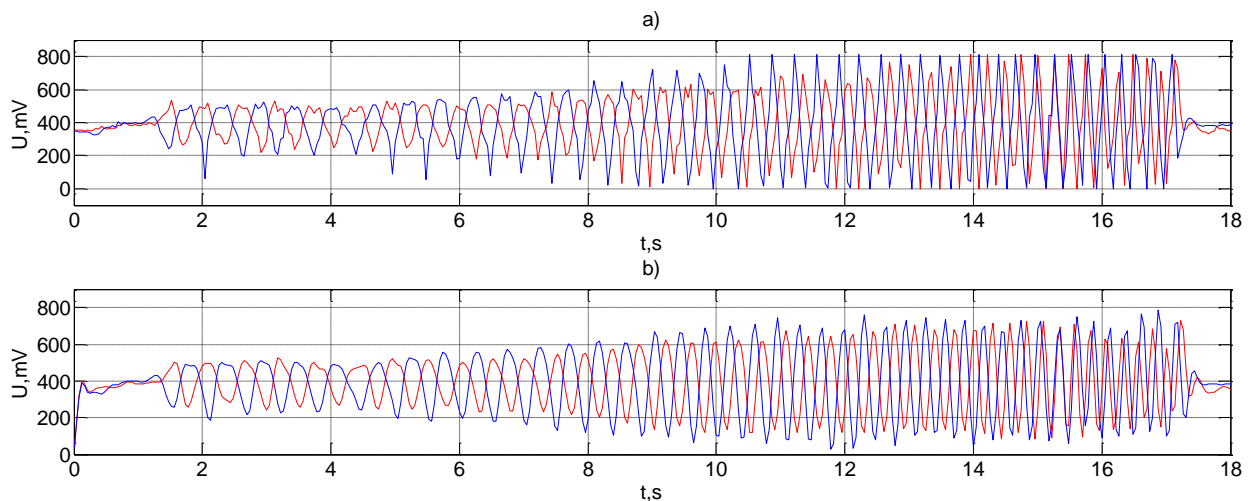
4.19 pav. a) signalo fazės sutapusios, b) prasidėjęs signalo fazės poslinkis.

Taikant tyrimo metodologija akcelerometrui su 6g buvo gauti rezultatai, kurie pateikti paveiksle 4.20. Iš rezultatu matyti, kad žmogus savo ranku judesiais nepasiekia 6g. Taip pat signalas nusistovi jei tyrimas vyksta ilgiau nei 40 s, t.y. 2,25 Hz.



4.20 pav. Pilnas tiriamojo signalas.

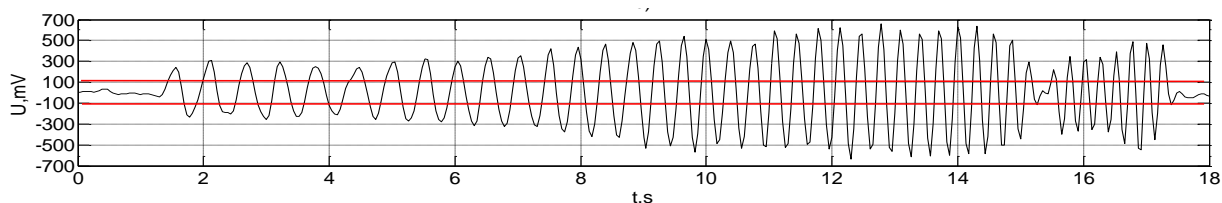
Tyrimui panaudojus trumpesni signalą, jam apskaičiavus optimaliausius koeficientus $a = 3$, $b = 0,4$, yra gaunamas optimaliausias RIR filtras. Šis filtras pritaikytas paveiksle 4.21 b.



4.21 pav. a) 6g akcelerometro signalas nenufiltruotas, b) 6g akcelerometro signalas nenufiltruotas

Sudėjus abejus signalus ir juos nufiltravus RIR filtru gautas rezultatas matomas paveiksle 4.22. Į tarpa tarp raudonu linijų patenkantys rezultatai yra tos pačios fazės. Bet šio tipo

signalas neturi perėjimo juostas, kurioje būtų aišku kuriuo metu fazės pradeda slinkti viena kitos atžvilgiu.



4.22 pav. Akcelerometro su 6g signalų skirtumas su pritaikytu RIR filtru.

4.5 Skyriaus apibendrinimas

Apibendrinant gautus rezultatus nustatyta, kad akcelerometras tyrinėjant dviejų signalų fazių pokyčius, gautu signalų skirtumą nufiltravus žemu dažniu RIR filtru yra gaunamas signalas, kuris yra geriausiai tinkamas nagrinėti HKB modelį.

Susumuotas signalas nėra informatyvus, nes nurodo tik dvi būsenas, kai signalas yra sinchroninis su 180° poslinkiu ir sinchroninis su 0° poslinkiu, bet nenurodo signalo perėjimo būsenos.

Rezultatams analizuoti geriausiai tinka 1.5g akcelerometras, nes apdorojus signalą yra gaunami duomenis geriausiai tinkami analizuoti HKB modelį.

“Rolling ball“ jutikliai yra tinkami tuo atveju kai pakanka diagnozuoti ar signalai yra susisinchronizavę

5. Eksperimento analizė

Lentelėje 5.1 matome nesportuojančių žmonių grupę, 5 vaikinai ir penkios merginos, lentelėje duomenys nurodo maksimalią vertę laiko ir dažnio, kai judesiai pereina iš 180° į 0° sinchroninę fazę.

Lentelė 5.1. Nesportuojančių žmonių duomenys

		Nesportuojantys										
		Kristina Mackevičiūtė	Martyna Kraptavičiūtė	Simona Mikalauskaitė	Eglė Jankauskaitė	Milda Krenčiūtė	Karolis Dubinskas	Tomas Stapulionis	Edgaras Gelšvartas	Jonas Leikstutis	Linas Grigaliūnas	Vidurkis
1	Hz	2	1,75	2	2	2	2,5	2	2,5	1,5	2,5	2,1
	t.	42	38	41	40	43	56	46	56	25	55	44,2
2	Hz	1,75	2	1,75	2	1,75	2,25	2,5	3	1,75	2,25	2,1
	t.	31	44	36	41	36	48	57	75	36	50	45,4
3	Hz	1,5	2	2	2,5	1,75	2,25	2,75	2,75	1,5	2,25	2,1
	t.	25	45	39	55	34	49	68	63	28	52	45,8
Vidurkis	Hz	1,8	1,9	1,9	2,2	1,8	2,3	2,4	2,8	1,6	2,3	2,1
	t.	33	42	39	45	38	51	57	65	30	52	45,1

Lentelėse 5.2 ir 5.3 yra pateikta sportuojančių žmonių - vidutinių distancijų bėgikų ir sprinto šakos atstovų duomenys.

Lentelė 5.2. Sportuojančių žmonių duomenys.

		Vidutiniu rungčių bėgikai										
		Ieva Žiobaitė	Jovita Gabrilevičiūtė	Ugnė Šmitaitė	Birutė Lekstutytė	Inga Grigaliūnaitė	Evaldas Zymančius	Paulius Bielūnas	Viktoras Lelis	Paulius Lelis	Tomas Bizimavičius	Vidurkis
1	Hz	2,25	2,25	2	2,25	2,75	2	2,5	1,75	2,5	2	2,2
	t.	43	43	38	43	57	37	48	25	49	35	41,8
2	Hz	2,25	2,25	2,25	2,25	2,5	2,25	2,25	2,25	2,25	2,5	2,3
	t.	44	43	42	42	48	43	45	45	43	53	44,8
3	Hz	2,25	2,25	2,5	2,5	3	1,75	2,25	2,75	2,75	2,25	2,4
	t.	45	40	52	49	64	31	45	57	57	44	48,4
Vidurkis	Hz	2,25	2,25	2	2	3	2	2	2	3	2	2,3
	t.	44	42	44	45	56	37	46	42	50	44	45,0

Lentelė 5.3. Sportuojančių žmonių duomenys

		Sprinteriai										
		Kristina Žydonitė	Aurelija Vazgauskaitė	Inga Garbašauskaitė	Greta Jakulytė	Ieva Balikevičiūtė	Andrius Pabarčius	Tomas Jankauskas	Andrius Pabarčius	Mantas Kirstukas	Erikas Plučas	Vidurkis
1	Hz	2,5	2,5	2,25	2,25	3	2,5	2,75	2,5	2,5	3	2,6
	t.	48	48	42	45	67	50	59	50	55	64	52,8
2	Hz	2,75	2,25	2,25	2,75	2,75	3	3,25	3	2,5	3	2,8
	t.	56	42	45	56	57	71	75	71	50	70	59,3
3	Hz	2,5	2,25	2,75	3	3	3,25	3,5	3,25	2,5	3	2,9
	t.	52	41	61	66	68	76	80	76	52	70	64,2
Vidurkis	Hz	3	2	2	3	3	3	3	3	3	3	2,7
	t.	52	44	49	56	64	66	71	66	52	68	58,8

5.1 Tyrimų rezultatai

Atlikus tyrimus su 30 tiriamųjų pradėdame analizuoti gautus rezultatus. Pirmiausia išskiriame dažnius ir prie kokio dažnio koks skaičius tiriamųjų perėjo iš stabilios į nestabilią būseną. Lentelėje 5.4 pavaizduota laiko ir dažnio intervalai, kokiam laiko intervale buvo generuojamas tam tikras dažnis.

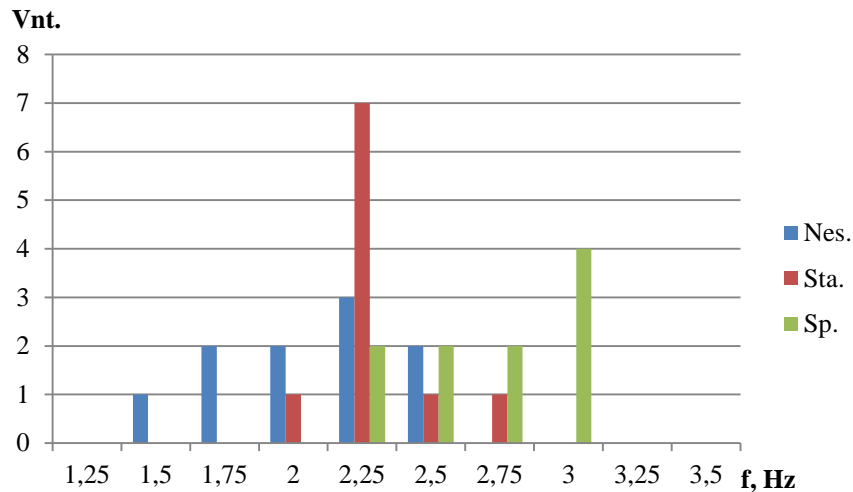
Lentelė 5.4 Dažnio ir laiko intervalai.

Hz.	1,25	1,5	1,75	2	2,25	2,5	2,75	3	3,25	3,5
t.	8	16	24	32	40	48	56	64	72	80

Paveiksle 5.1 matome visų grupių pasiskirstymą tam tikrose dažnių lygiuose. Kaip matome nesportuojantys sugeba kontroliuoti judesius gana žemame dažnių diapazone. Bet keletas tiriamųjų žengia į vidutinį 2,25 Hz dažnį. Buvo 3 tiriamieji, kurie nesugebėjo rankų judesiais sekti metronomo pyptelėjimų ir kintančio jo dažnio. Šiuos tiriamuosius buvo nuspręsta pašalinti iš tyrimo rezultatų.

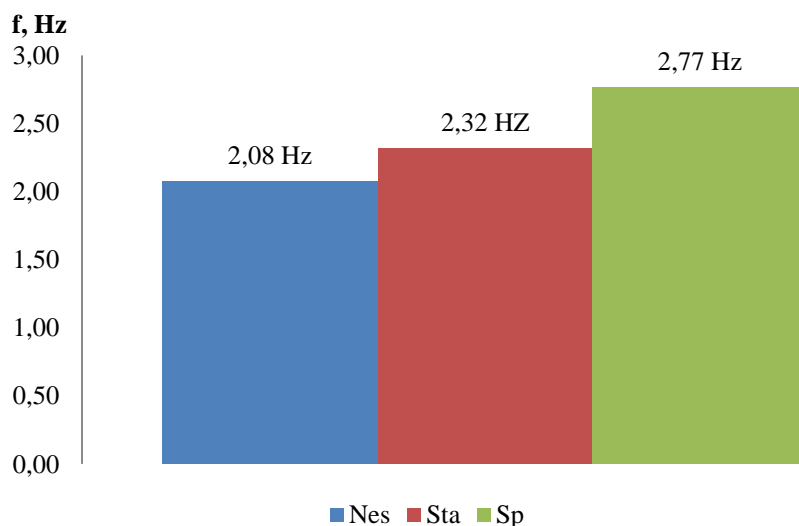
Daugiausia stajerių sugebėjo sugeneruoti 2,25 Hz dažnį, t.y. 7 stajeriai, likę trys sugebėjo sugeneruoti 2, 2,5, ir 2,75 Hz dažnį.

Sprinteriai maksimaliai pasiekė 3 Hz dažnį, jų buvo 3, likę 6 sprinteriai sugeneravo 2,25, 2,5, ir 2,75 Hz dažnius. Minimalus sprinterių dažnis prasideda ties 2,25Hz.



5.1 pav. Perėjimo iš stabilios į nestabilia būseną dažniai (Nes. –nesportuojantys, Sta- stajeriai, Sp.- sprinteriai).

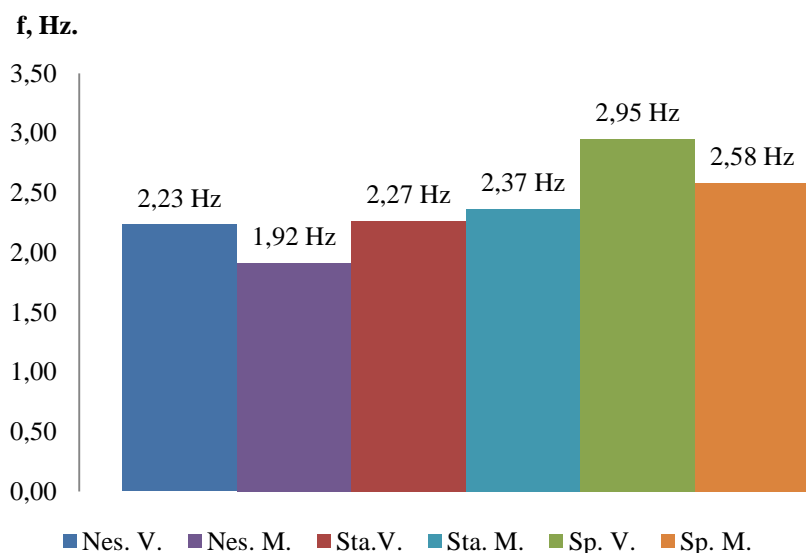
Vidutiniai dažniai pavaizduoti paveiksle 5.2. Kaip matome iš grafiko, tiriamieji atstovaujantys greičio rungtis generavo vidutiniškai aukščiausius dažnius lyginant su kitomis dvejomis tiriamųjų grupėmis. Tai yra 16 % aukštesnis vidutinis signalas nei vidutinių nuotolių bėgikų ir 25 % aukštesnis vidutinis signalas nei nesportuojančių asmenų. Vidutinių nuotolių bėgikai generavo vidutinį signalą, 16 % žemesnį nei sprinteriai, bet 10 % aukštesnį nei nesportuojantys tiriamieji.



5.2 pav. Perėjimo iš stabilios į nestabilia būseną dažniai (Nes. –nesportuojantys, Sta- stajeriai, Sp.- sprinteriai).

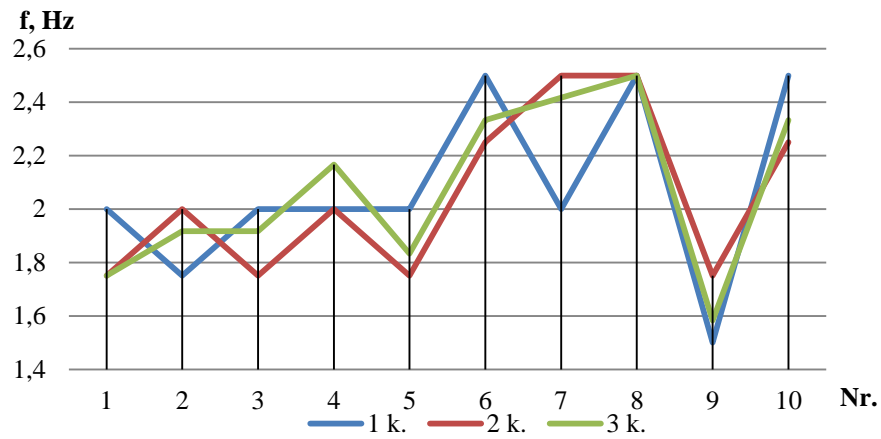
Pagal iškeltą hipotezę, sportininkai generuoja skirtingus maksimalius dažnius. Nesportuojančių tiriamųjų dažnis yra žemiausias, sprinterių aukščiausias.

Išskyrus vyrus ir moteris pagal jų sugebėjimą generuoti tam tikrą maksimalų dažnį (žr. pav. 5.3), buvo nustatyta, kad nesportuojančių vyrų ir stajerių dažnis generuojamas yra panašus. Šį veiksnį gali įtakoti tokie veiksniai, kaip tam tikrų žaidimų žaidimas, kurie lavina koordinaciją, nes koordinaciją galima lavinti. Sprinteriai vyrai vidutiniškai trimis dešimtosiomis lenkia moteris sprinteres. Bet stajerių vyrų ir moterų maksimalus generuojamas dažnis yra gana panašus.



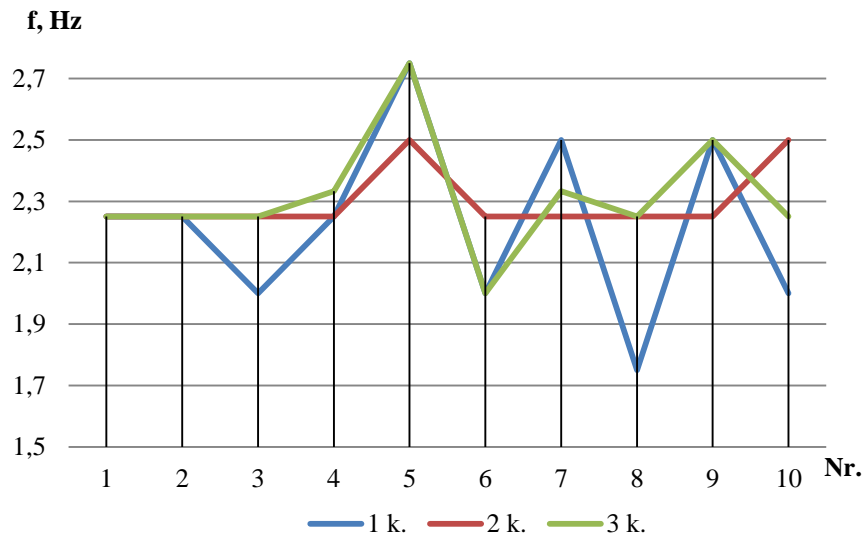
5.3 pav. Perėjimo iš stabilios į nestabilia būseną dažniai (Nes. –nesportuojantys, Sta- stajeriai, Sp.- sprinteriai).

Atlikus išsamesnę analizę buvo nustatytas rezultatų pokytis atliekant tą patį tyrimą tris kartus. Paveiksle 5.4 yra pavaizduota 3 bandymų metu gauti rezultatai. Pirmo bandymo rezultatai: 50% tiriamųjų signalai yra aukštesni už antrą ar trečią bandymus. Antro bandymo metu geriausius rezultatus parodė tik 20% tiriamųjų, o trečio bandymo rezultatai taip pat buvo 20% tiriamųjų. Likusieji 10% tiriamųjų visus tris bandymus sugebėjo generuoti tą patį dažnį. Kiekvieno bandymo metu vidutinis nesportuojančių tiriamųjų dažnis buvo 2.1 Hz. kas parodo, kad vidutinis dažnis visus tris kartus buvo stabilus.



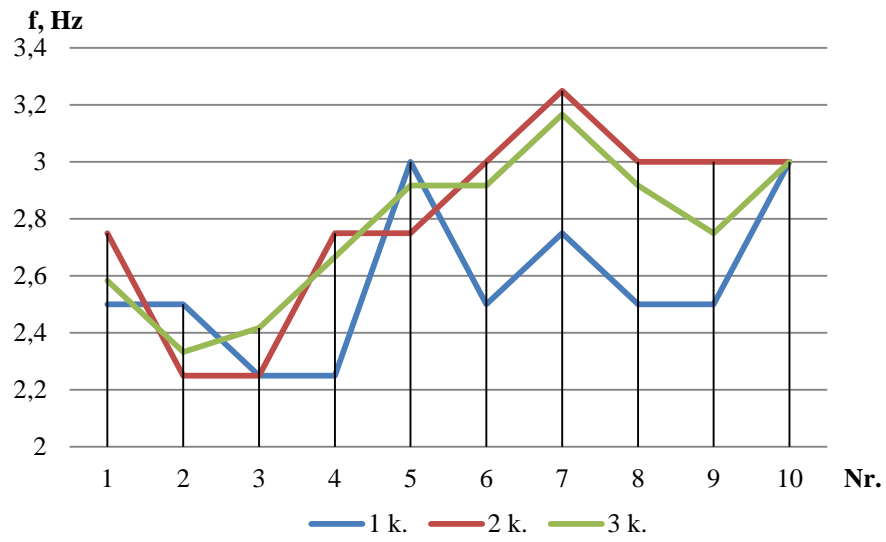
5.4 pav. Nesportuojantys tiriamieji.

Išanalizavus (pav. 5.5) stajerius buvo pastebėta, kad 10 % tiriamųjų pirmo bandymo metu sugebėjo sugeneruoti aukščiausią dažnį, antro bandymo metu tik 20 % tiriamųjų sugeneravo aukščiausią dažnių diapazoną. O trečio bandymo metu vos 10 % tiriamųjų generavo didžiausią kontroliuojamą judesių dažnį. Likę 60 % tiriamųjų du ar net tris iš trijų bandymų sugebėjo sugeneruoti tą patį dažnį, kas rodo sportininkų stabilumą.



5.5 pav. Stajeriai tiriamieji.

Paveiksle 5.6 matome sprinterių rezultatus. Pirmo bandymo metu tik 20 % parodė geriausią rezultatą. 60 % tiriamųjų antro bandymo metu parodė geriausius rezultatus tyrimo metu. O trečio bandymo metu tik 10 % tiriamųjų pademonstravo geriausią gautą rezultatą. Likę 10 % tiriamųjų buvo stabilus visų trijų bandymu metu ir sugeneravo tą patį judesių dažnį.



5.6 pav. Tiriamieji sprinteriai.

6. Išvados

Atlikus tyrimus ir apibendrinus rezultatus nustatyta kad:

- Akcelerometrai su maksimaliu 1.5g pagreičiu prie 1,5 Hz dažnio išduoda signalą, kuris yra optimalus analizuojant žmogaus raumenų kaitos ypatybes.
- „Rolling Ball“ jutikliai keičiantis rankų kampinei pozicijai pradeda generuoti papildomus triukšmus, staiga pakinta fiksuojamas dažnis. Dėl šios priežasties šie jutikliai netinka tiksliems raumenų būklės tyrimams.
- Akcelerometrų yra panaudojamo galimybės tyrimui yra didesnės nei „rolling ball“ jutiklių, nes galima fiksuoti judėjimą visų 3 ašių kryptimi ir išskaičiuoti pagreitį. Tačiau, norint atlikti preliminarius tyrimus atrenkant tiriamuosius asmenis, pakanka „rolling ball“ jutiklių.
- Pasiūlyti sprendimai tyrimo įrangą padaro mobilia.
- Nustatyta, kad žemo dažnio RIR filtru nufiltravus gautą iš akcelerometro dviejų signalų skirtumą, yra gaunamas signalas, kuris yra tinkamas nagrinėti HKB modelį. Iš gauto signalo galima išskaičiuoti fazės poslinkį ir nustatyti perėjimą iš vienos būsenos į kitą.
- Susumuoti dviejų akcelerometrų signalai nėra informatyvūs, nes nurodo tik dvi būsenas, kai signalas yra sinchroninis judesys su 180° poslinkiu arba su 0° poslinkiu, bet nenurodo signalo perėjimo būsenos.
- „Rolling ball“ jutikliai yra tinkami tuo atveju, kai pakanka diagnozuoti, ar judesiai yra susisinchronizavę

7. Literatūros sąrašas

1. Stebėsenos vertinimo apibrėžimas ir tikslas [interaktyvus]. [žiūrėta 2014 05 10].
Prieiga per internetą:
[//http://cec.vcn.bc.ca/cmp/modules/mon-wht.htm](http://cec.vcn.bc.ca/cmp/modules/mon-wht.htm)
2. Asta Geibūnienė, Valstiečio laikraštis, 2012 [interaktyvus]. [žiūrėta 2014 10 10].
[//http://www.delfi.lt/sveikata/sveikatos-naujienos/kuo-gresia-nervu-ligos-periferinis-paralyzius-sutrikusi-motorika.d?id=59247097](http://www.delfi.lt/sveikata/sveikatos-naujienos/kuo-gresia-nervu-ligos-periferinis-paralyzius-sutrikusi-motorika.d?id=59247097)
3. Albertas Skurvydas. Modernioji neuroreabilitacija: judesių valdymas ir proto treniruotė. LKKA 2011 8-341p.
4. Haken, H., Kelso, J.A.S., Bunz, H. (1985). A theoretical model of phase transitions in human hand movements *Biological Cybernetics*, 51(5), 347-356
5. Arnold Tongue. [interaktyvus]. [žiūrėta 2015 02 10].
[//http://mathworld.wolfram.com/ArnoldTongue.html](http://mathworld.wolfram.com/ArnoldTongue.html)
6. Collins G. Assisi · Viktor K. Jirsa · J. A. Scott Kelso Dynamics of multifrequency coordination using parametric driving: theory and experiment//*Biol Cybern* (2005) 93.
7. A. Post, C. E. Peper, P.J.Beek. Realatyeve phase Dynamics in perturbed interlimb coordination: the effects of frequency and amplitude // *Biol. Cybern.* 83, 529-542 (2000)
8. Kentaro Kodama and Nobuhiro Furuyama. Comparing intra- and inter-personal coordination systems: perceptual effect on stability of finger tapping movement // *SI International* 2011 1096 - 1100p.
9. P. J. Beek, C. E. Peper, and A. Daffertshofer. Modeling Rhythmic Interlimb Coordination: Beyond the Haken–Kelso–Bunz Model// *Faculty of Human Movement Sciences, Vrije Universiteit Amsterdam, Brain and Cognition* 48, 149–165p. 2002m.
10. J. A. Scott Kelso, Gonzalo C. de Guzman, C. Reveley, E. Tognoli. Virtual Partner Interaction (VPI): Exploring Novel Behaviors via Coordination Dynamics.
11. Optotrak Certus overview. [interaktyvus]. [žiūrėta 2014 10 10].
[//http://www.ndigital.com/msci/products/optotrak-certus/](http://www.ndigital.com/msci/products/optotrak-certus/)
12. Media Blend. [interaktyvus]. [žiūrėta 2014 10 10].
[//http://www.dkh.co.jp/en/product/mediablend_top.html](http://www.dkh.co.jp/en/product/mediablend_top.html)
13. Roll Ball sensor switch. [interaktyvus]. [žiūrėta 2014 10 10].
[//http://www.vibration-switch.com/roll-ball-sensor-switch-lys-z06](http://www.vibration-switch.com/roll-ball-sensor-switch-lys-z06)
14. SW-420 Vibration sensors. [interaktyvus]. [žiūrėta 2014 10 10].

http://www.beelee-switch.com/prodcuts/PushSwitch/SW_420_Vibration_sensors/0512162012.html

15. MEMSnet. [Prieiga per internetą] žiūrėta 2014.12.22

http://www.memsnet.org/mems/what_is.html

16. MMA7361L akcelerometras. [interaktyvus]. [žiūrėta 2014 10 26].

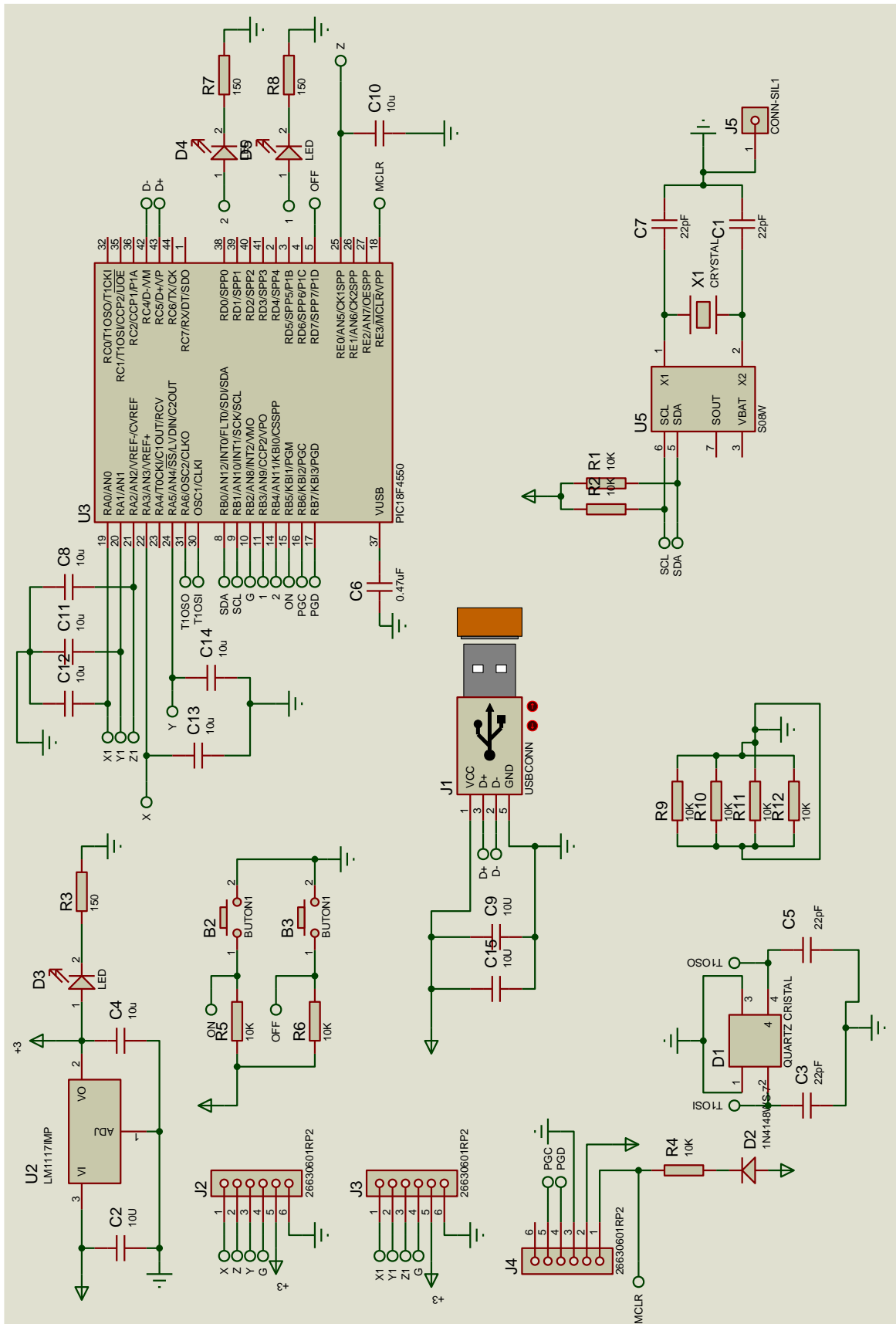
http://www.ee.ryerson.ca/~jkoch/courses/bme674/Data/Pololu_1251.pdf

17. Mikrovaldiklis PIC18LF14K50 [interaktyvus]. [žiūrėta 2014 10 10]. Prieiga per internetą:

<http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/41350c.pdf>

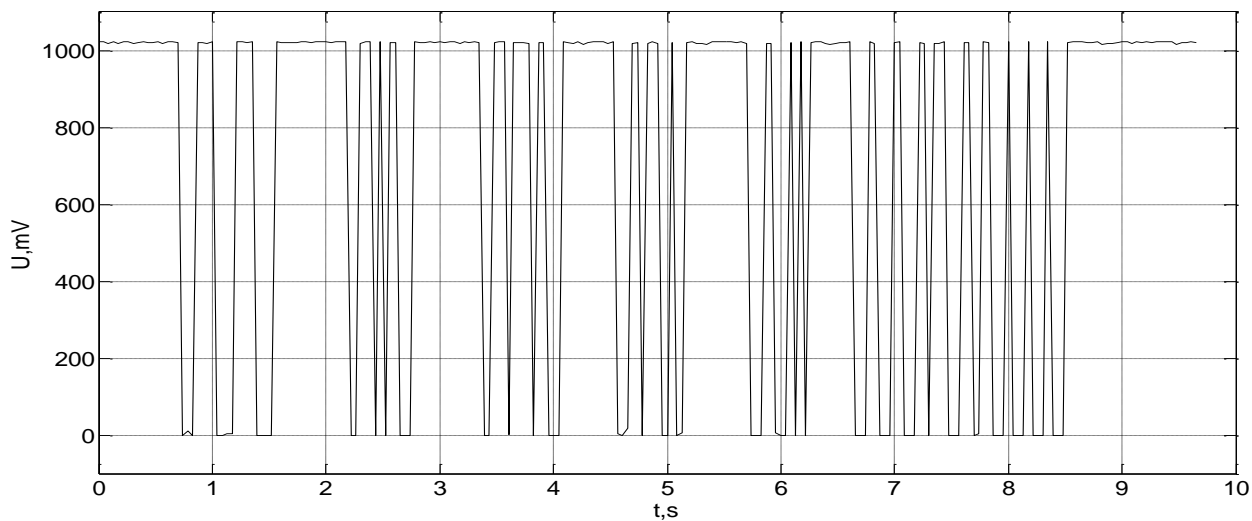
8. Priedai

1 priedas. Sistemos elektrinė principinė schema.

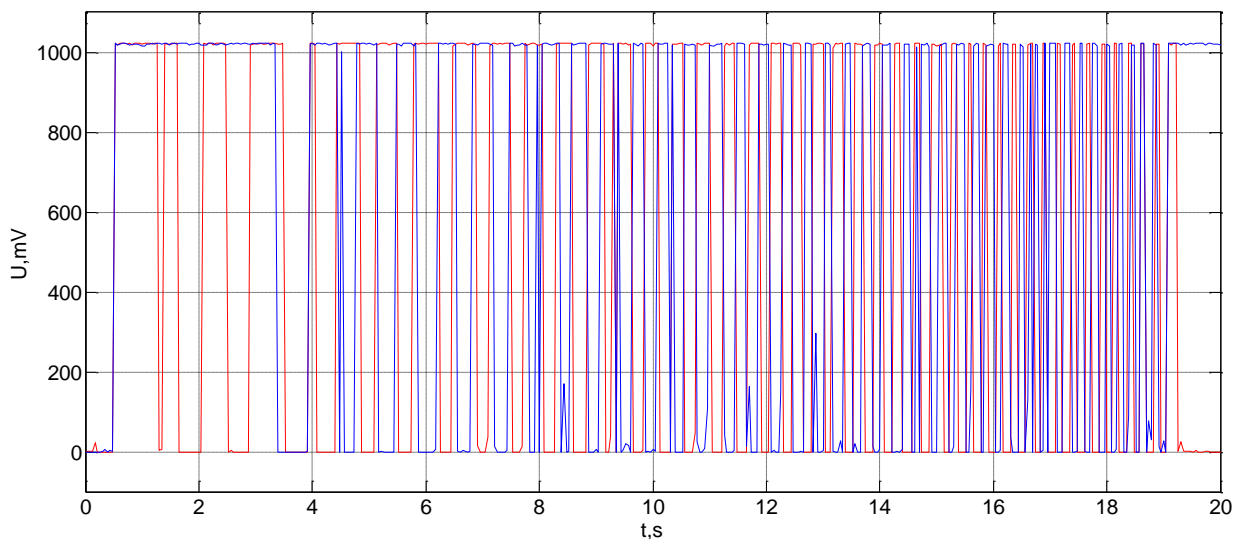


2 priedas. „Rolling ball“ jutiklių tyrimas.

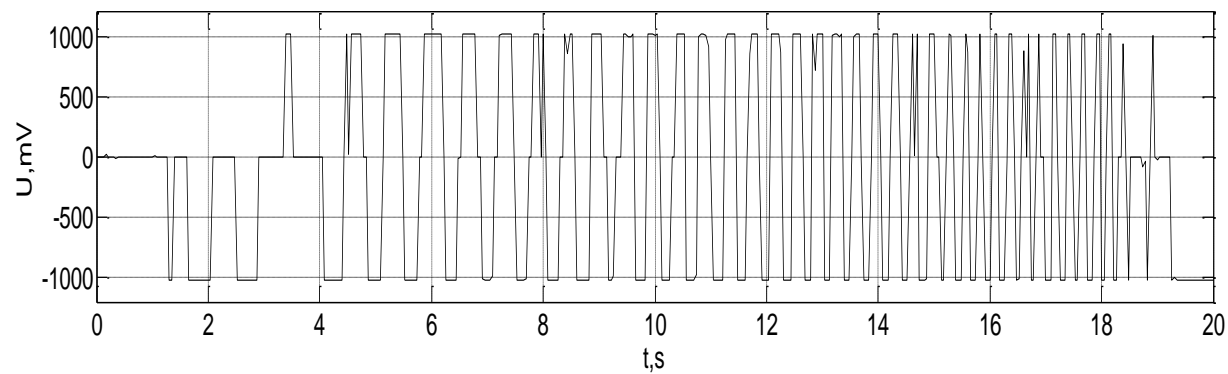
a) Jutiklio SW-420 Signalas prie skirtingu dažnių diapazonų.



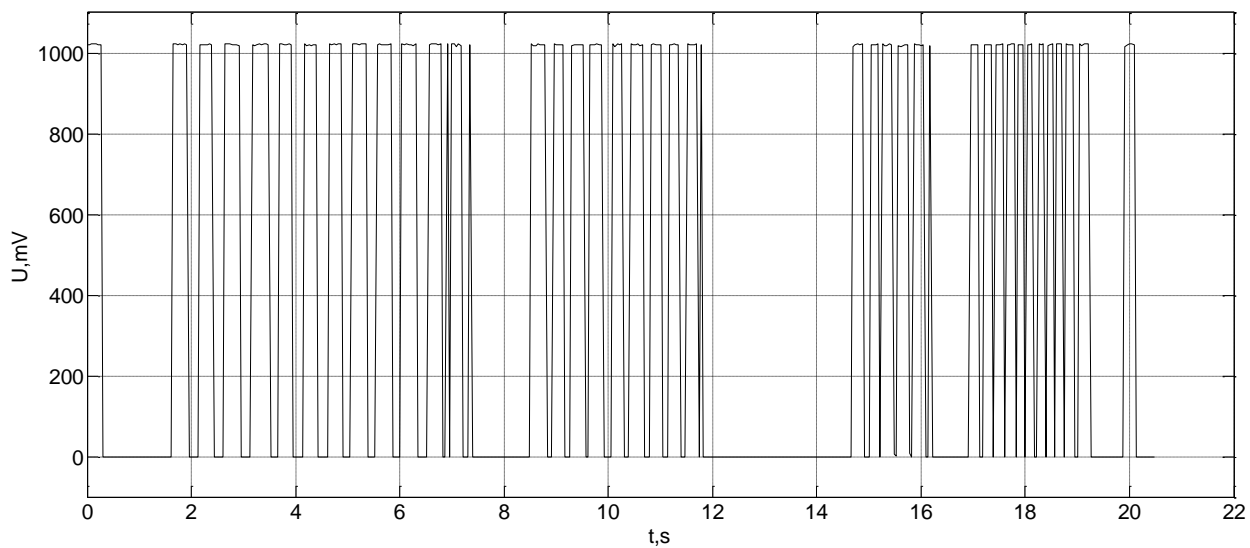
b) Jutiklio SW-420 abiejų rankų judesiai, su perėjimu į fluktuacijas.



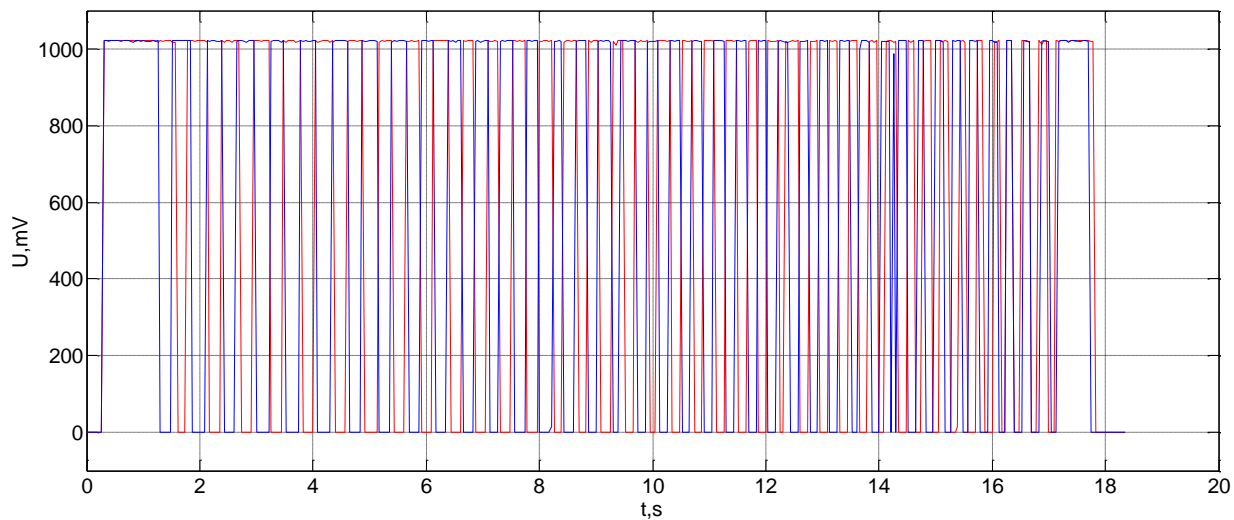
c) Jutiklio SW-420 fluktuacijų išskyrimas iš bendro grafiko.



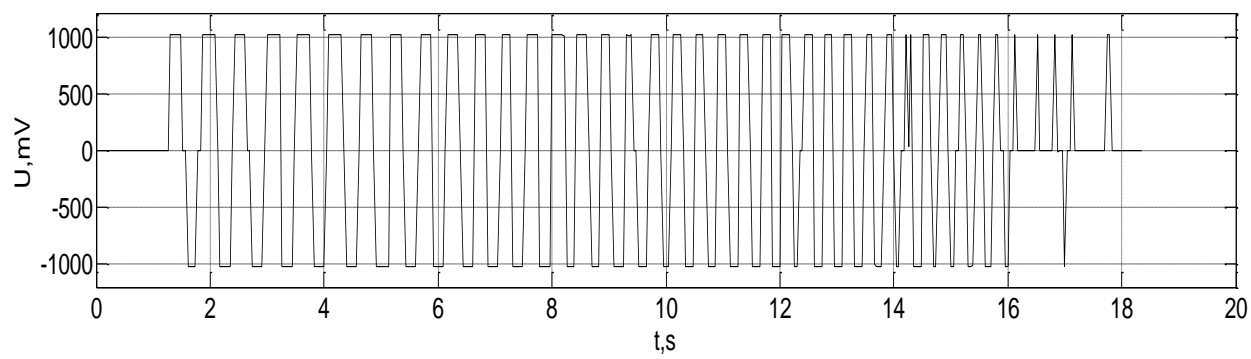
d) Jutiklio SW-460 D signalas prie skirtingu dažnių diapazonų.



e) Jutiklio SW-460 D abiejų rankų judesiai, su perėjimu į fluktuacijas.



f) Jutiklio SW-460 D fluktuacijų išskyrimas iš bendro grafiko.



3 priedas. Signalų filtrų sudarymas.

```
%Baig. darbas Nr.1
% %Paulius Lėlis RME-3.

clear all
close all
clc

load('Sig1')
fd=23;

s1=Sig1(:,1);
s2=Sig1(:,2);

figure(1)
subplot(1,1,1);
plot((0:numel(s1)-1)/fd,s1,'r',(0:numel(s2)-1)/fd,s2,'b')
grid on
xlabel('t,s','FontSize',16)
ylabel('U,mV','FontSize',16)
ylim([-100 1100])
xlim([0 20])
title('a','FontSize',16);

s4=abs(fft(s1));

figure(2)
s5=length(s4);
plot([0:1/(s5/2-1):1],s4(1:s5/2))

[b a]=butter(3,0.2,'low')
s1_f = filter(b,a,s1);
s2_f = filter(b,a,s2);

xs= (s1+s2);
sf_f = filter(b,a,xs);

figure
subplot(2,1,2);
plot((0:numel(s1_f)-1)/fd,s1_f,'r',(0:numel(s2_f)-1)/fd,s2_f,'b')
grid on
xlabel('t,s','FontSize',16)
ylabel('U,mV','FontSize',16)
xlim([0 20])
ylim([-200 1300])
title('b','FontSize',16);

ms= s1_f+s2_f;
ns= s1_f-s2_f;
gs= (s1-s2);

figure(4)
subplot(2,1,1);
plot((0:numel(s1)-1)/fd,s1,'r',(0:numel(s2)-1)/fd,s2,'b')
grid on
xlabel('t,s','FontSize',16)
ylabel('U,mV','FontSize',16)
```

```

xlim([0 20])
ylim([-100 1100])

figure(5)
subplot (2,1,1);
plot ((0:numel(gs)-1)/fd,gs,'k')
grid on
xlabel('t,s','FontSize', 16)
ylabel('U,mV','FontSize', 16)
xlim([0 20])
ylim([-1200 1200])
title ('a'),'FontSize', 16);

subplot (2,1,2);
plot ((0:numel(ns)-1)/fd,ns,'k')
grid on
xlabel('t,s','FontSize', 16)
ylabel('U,mV','FontSize', 16)
xlim([0 20])
ylim([-1500 1500])
title ('b'),'FontSize', 16);

figure(6)
subplot (2,1,1);
plot ((0:numel(xs)-1)/fd,xs,'k')
grid on
xlabel('t,s','FontSize', 16)
ylabel('U,mV','FontSize', 16)
xlim([0 20])
ylim([-100 2200])
title ('a'),'FontSize', 16);

subplot (2,1,2);
hold on
plot ((0:numel(sf_f)-1)/fd,sf_f,'k')
xlabel('t,s','FontSize', 16)
ylabel('U,mV','FontSize', 16)
xlim('auto')
xlim([0 20])
ylim([0 2000])
grid on
title ('b'),'FontSize', 16);

```