

KLAIPĖDOS UNIVERSITETAS  
GAMTOS IR MATEMATIKOS MOKSLŲ FAKULTETAS  
INFORMATIKOS KATEDRA

**JULIUS MAROZAS**  
Informatikos specialybės  
IF-Mag-06 grupės studentas

**EMOCIJŲ ATPAŽINIMAS TIRIANT ŽMOGAUS FIZIOLOGINIUS  
PARAMETRUS**

**EMOTION RECOGNITION ON RESEARCHING HUMAN  
PHYSIOLOGICAL PARAMETERS**

Magistrantūros studijų baigiamasis darbas

Darbo vadovas prof. habil. dr. A. A. Bielskis

KLAIPĖDA, 2008

## ANOTACIJA

Emocijų atpažinimas, tiriant žmogaus fiziologinius parametrus, yra labai aktualus šiuolaikinės informatikos mokslo uždavinys. Šio darbo siekis yra suprojektuoti emocijų atpažinimo sistemos prototipą, kurį su minimaliais kaštais galima būtų pritaikyti įvairiose emocijomis grindžiamose sistemose. Pateikiamas tokios sistemos koncepcinis modelis, susidedantis iš aparatūrinės įrangos ir programinio modelių. Fiziologinių signalų stiprinimui naudojami *AD620* ir *OP97* operaciniai stiprintuvai. Analoginio signalo keitimas ir perdavimas į kompiuterį atliekamas naudojant *Atmega16* mikrovaldiklį. Schemų testavimui naudojamas kompiuterinis oscilografas (*PCS500*). Atliekamas skaitmeninio signalo filtravimo metodų tyrimas. Pristatomi fiziologinių parametru fiksavimo metodų (*EKG*, *SC*) atpažinimo algoritmai, pagrįsti *SVW* algoritmu. Atliekama *HRV* spektrinė analizė į dažninę sritį, naudojant *Furjė* transformacijas. Pateikiama praplėsta neraiškioji valdymo sistema, kuri iš fiziologinių parametru (*HR*, *HRV<sub>L</sub>*, *HRV<sub>H</sub>*, *SCR*, *ST<sub>pirštas</sub>*, *ST<sub>galva</sub>*) išveda *susijaudinimo–valentingumo* laipsnius. Pagal šiuos laipsnius išvedamos emocijos. Aptariami sukurtų algoritmu, realizuojant juos realioje aplinkoje, nauji elgsenos charakteristikų ypatumai.

Prasminiai žodžiai: emocijų atpažinimo sistemos, žmogaus ir kompiuterio sąveika, fiziologiniai parametrai, neraiškioji valdymo sistema

## ABSTRACT

Very important task of modern computer science is emotion recognition by human physiological parameters. The purpose of this work is to design a prototype of emotion recognition system, which could be possible customize in various emotions systems with minimal costs. There is representing such system conceptual model, which consists from them realization hardware and programme models. For amplifying the physiological signals is using instrumental *AD620* and high precision *OP97* operations amplifiers. Analogical signal converting to digital and transmitting to the computer redundant by *Atmega16* microcontroller. For electrical schemas testing is using oscillograph (*PCS500*) connected on the computer. It is redundant analysis for digital signal filtering methods. There is presenting the recognition algorithms, based on *SVW* algorithm, for physiological parameters fixing methods (*EKG*, *SC*). For *HRV* spectral analyze in frequency domain it is using Furies transformations. There is extended fuzzy control system, which deduces *arousal–valence* levels from physiological parameters (*HR*, *HRV<sub>L</sub>*, *HRV<sub>H</sub>*, *SCR*, *ST<sub>finger</sub>*, *ST<sub>head</sub>*). By theses levels is deduces emotions. The new characteristic singularities of designed algorithms in real environment are also discussed.

KEYWORDS: Emotion recognition systems, human and computer interaction, physiological parameters, fuzzy control system

## PADĖKA

*Dėkoju magistrinio darbo vadovui prof. habil. dr. A. A. Bielskiui už nuoširdų ir intensyvią bendradarbiavimą darbų metu, Informatikos katedros vedėjui doc. dr. Vitalijui Denisovui už suteiktą galimybę įgyti naujų žinių, Informatikos inžinerijos katedros vedėjui habil. dr. Arūnui Andziuliui už moralinį palaikymą, Informatikos inžinerijos katedrai už suteiktas technines priemones bei visiems kolegoms, kurie kartu dirbo prie šio projekto. Taip pat dėkoju savo artimiesiems, už supratimą, palaikymą ir įkvėpimą.*

## Turinys

SUTRUMPINIMAI.....	5
ĮVADAS.....	7
1. EMOCIJŲ ATPAŽINIMO PER ŽMOGAUS FIZIOLOGINIUS PARAMETRUS METODŲ IR ALGORITMŲ ANALIZĖ.....	9
1.1. Žmogaus emocijų klasifikavimas.....	9
1.2. Fiziologinių parametų fiksavimo metodai.....	11
1.3. Fiziologinių parametų fiksavimo metodų bei emocijų atpažinimo algoritmų analizė.....	16
1.4. Fiziologinių parametų fiksavimo metodų ir emocijų atpažinimo algoritmų analizės aptarimas.....	20
2. TYRIMO METODIKA IR PRIEMONĖS.....	22
3. ATRINKTŲ FIZIOLOGINIŲ PARAMETRŲ FIKSAVIMO METODŲ IR EMOCIJŲ ATPAŽINIMO ALGORITMO TYRIMAS.....	23
3.1. Skaitmeninio signalo filtravimas.....	23
3.1.1. Elektroninio filtravimo būdai.....	23
3.1.2. Programinio filtravimo būdai.....	25
3.1.2.1. <i>Filtravimas judėjimo vidurkio metodu</i> .....	25
3.1.2.2. <i>Filtravimas remiantis Gauso glodinimo (angl., Gaussian smoothing) metodu</i> ....	26
3.1.2.3. <i>50-60Hz filtravimas baigtinio impulso atsako (angl., Finite Impulse Response –             FIR) metodu</i> .....	27
3.2. Fiziologinių parametų atpažinimo algoritmo parinkimas.....	28
3.3. Žmogaus nervinės sistemos įtaka fiziologiniams parametrų.....	30
3.4. EKG veikimo principas.....	33
3.5. EKG signalų atpažinimo metodai ir algoritmai.....	36
3.6. Odos laidumo (SC) metodo veikimo principas ir atpažinimo algoritmas.....	40
3.7. Neraiškiosios valdymo sistemos panaudojimas atpažįstant emocijas.....	42
4. ŽMOGAUS EMOCIJŲ ATPAŽINIMO SISTEMOS PROJEKTAVIMAS.....	46
4.1. Emocijų atpažinimo sistemos koncepcinio modelio projektavimas.....	46
4.2. Aparatūrinės įrangos projektavimas.....	48
4.3. Duomenų perdavimo į kompiuterį protokolo formavimas.....	51
4.4. Fiziologinių parametų atpažinimo algoritmų sudarymas.....	52
4.4.1. <i>EKG parametų atpažinimo algoritmo projektavimas</i> .....	52
4.4.2. <i>Širdies plakimo dažnio kitimo spektrinės analizės projektavimas</i> .....	53
4.4.3. <i>SC fiziologinių parametų atpažinimo algoritmo sudarymas</i> .....	56
4.5. Neraiškiosios valdymo sistemos projektavimas emocijų atpažinimo procese.....	57
5. EMOCIJŲ ATPAŽINIMO SISTEMOS PER ŽMOGAUS FIZIOLOGINIUS PARAMETRUS PROTOTIPO TYRIMAS.....	60
5.1. Aparatūrinės įrangos realizacija ir testavimas.....	60
5.2. Filtravimo metodų parinkimo tyrimas.....	61
5.3. EKG signalų atpažinimo algoritmų tyrimas.....	63
5.4. Širdies plakimo dažnio kitimo (HRV) spektrinės analizės tyrimas.....	66
5.5. Emocijų atpažinimo sistemos pagal neraiškiają valdymo sistemą eksperimentas.....	69
5.6. Nauji valentingumo laipsnio išvedimo tyrimai.....	71
REZULTATŲ APITARIMAS IR TOLIMESNI DARBAI.....	74
IŠVADOS.....	76
LITERATŪRA.....	77
PRIEDAI.....	80

## SUTRUMPINIMAI

- HRI – žmogaus ir roboto sąveika (**angl.**, *Human and robot interaction*)
- HCI – žmogaus ir kompiuterio sąveika (**angl.**, *Human and computer interaction*)
- CRI – kompiuterio ir roboto sąveika (**angl.**, *Computer and robot interaction*)
- FCS – neraiškiajia valdymo sistema (**angl.**, *Fuzzy Control System*)
- FL – neraiškioji logika (**angl.**, *Fuzzy Logic*)
- MLA – mašininio mokymosi algoritmai (**angl.**, *Machine learning algorithm*)
- CA – klasterizavimo algoritmai (**angl.**, *Clusterization algorithm*)
- NN – neuroniniai tinklai (**angl.**, *Neural Network*)
- SM – statistiniai metodai (**angl.**, *Statistical Methods*)
- FPFMS – fiziologinių parametrų fiksavimo metodų sistemos
- FPFM – fiziologinių parametrų fiksavimo metodų
- FPF – fiziologinių parametrų fiksavimas
- FP – fiziologinis parametras
- EKG – Elektrokardiografija (**angl.**, *Electrocardiography*)
- IBI – plakimo intervalas (**angl.**, *Interbeat Interval*)
- HR – širdies plakimo dažnis (**angl.**, *Heart rate*)
- HRV – širdies plakimo dažnio dreifas–kitimas (**angl.**, *Heart Rate Variable*)
- EEG – elektroencefolografija (**angl.**, *Electroencephalography*)
- MEG – magnetinė encifolografija (**angl.**, *Magneto encephalography*)
- EMG – elektromiografija (**angl.**, *Electromyography*)
- EOG – elektrookulografija (**angl.**, *Electrooculography*),
- BVP – kraujo tūrio pulsavimas (**angl.**, *Blood volume pulse*),
- PWTT – pulso bangų pernešimo laikas (**angl.**, *Pulse Wave Transit Time*)
- ST – odos temperatūros (**angl.**, *Skin temperature*),
- SC – odos laidumas (**angl.**, *Skin Conductance*)
- SCL – odos laidumo laipsnis (**angl.**, *Skin Conductance Level*)
- SCR – odos laidumo atsakas (**angl.**, *Skin Conductance Response*)
- EDA – elektriniu odos aktyvumas (**angl.**, *Electrodermal Activity*)
- SR – odos varža (**angl.**, *Skin Resistance*)
- FMRI – funkcinė magnetinė rezonanso tomografija (**angl.**, *Functional magnetic resonance imaging*)
- PET – pozitronų emisijos tomografija (**angl.**, *Positron emission tomography*)
- HPF – aukšto praėjimo filtras (**angl.**, *High-pass filter*)
- LPF – žemo praėjimo filtras (**angl.**, *Low-pass filter*)

BPF – diapazono praėjimo filtras (**angl.**, *Band pass filter*)  
MA – judėjimo vidurkio (**angl.**, *Moving Average*) metodas  
GS – Gauso glodinimo (**angl.**, *Gaussian smoothing*)  
FIR – baigtinio impulso atsako (**angl.**, *Finite impulse response*)  
CNS – centrinės nervų sistema  
PNS – periferinė nervų sistema  
ANS – autonominė nervų sistema  
SNS – simpatinė nervų sistema  
PNS – parasimpatinė nervų sistema  
SVW – šlaito vektoriaus signalo formos (**angl.**, *Slope Vector Waveform*) algoritmas  
FFT – greitoji Furjė transformacija (**angl.**, *Fast Fourier Transform*)  
STFT – trumpojo laiko Furjė transformacija (**angl.**, *Short Time Fourier Transform*)  
STFFT – trumpojo laiko greitoji Furjė transformacija (**angl.**, *Short Time Fast Fourier Transform*)  
DSV – dažnių svorio vektoriai.  
PSD – galios tirštumo spektrinė (**angl.**, *Power Spectral Density*) analizė  
FAS – fiziologinis analoginis signalas gautas nuo tiriamojo kūno naudojant elektrodus  
SAS – stiprintuvų komplekso sustiprintas analoginis signalas  
SS – skaitmeninis signalas  
SSK – skaitmeninis signalas kompiuteryje  
FS – filtruotas signalas  
FP – fiziologiniai parametrai  
SVL – susijaudinimo ir valentingumo laipsniai  
E – emocijos  
IVS – intelektualios valdymo sistemos  
ADC – analoginio signalo keitiklis į skaitmeninį (**angl.**, *Analog to Digital Converter*)

## IVADAS

Robotų kūrimas apjungia daugelį mokslo šakų: mechaniką, elektroniką, informatikos inžineriją bei informatiką. Siekiant tobulumo, visose šakose privalo būti pasiektas optimaliausias rezultatas. Nepakanka robotui turėti tik greitas kojas, nemokant jų valdyti, ir atvirkščiai. Taigi, roboto kūnas bei jo intelektas turi būti suderinti tarpusavyje. Informatikai bei informatikos inžinieriai atsako už tokių robotų intelektą.

Vis labiau minima žmogaus ir roboto sąveika (*HRI*), kur robotas asistuoja žmogui. Paprasčiausioje tokios sistemos realizacijoje, žmogus turi padaryti tam tikrą veiksmą, norėdamas priversti robotą ką nors atlikti. Sudėtingesnėje sistemoje robotas, tirdamas aplinką, priima tam tikrus veiksmų sprendimus, bandydamas mokytis iš prieš tai buvusių situacijų. Naujausioje tokios sistemos interpretacijoje roboto veiksmai priklauso nuo gaunamos informacijos iš kompiuterio apie žmogaus emocinę būseną [8]. *HRI* apjungia žmogaus – kompiuterio (*HCI*) ir kompiuterio – roboto (*CRI*) sąveikas. *HRI* robotas gali būti netik fizinis, tačiau ir virtualus, atliekantis tam tikro agento vaidmenį kompiuteryje [11].

Žmogaus emocijos yra stipriai siejamos su nervine sistema, kuri reguliuoja nevalingus procesus (kvėpavimas, širdies plakimas, odos prakaitavimas ir kiti). Šie nevalingi procesai gali būti fiksuojami tam tikrais fiziologinių parametrų fiksavimo metodais, iš kurių nustatomi žmogaus fiziologiniai parametrai. Tai yra atliekama žmogaus ir kompiuterio sąveikoje. Pagal fiziologinius parametrus nustatomi žmogaus susijaudinimo ir malonumo laipsniai. Pagal šiuos du dydžius galima išvesti emocijas, nusakančias žmogaus būseną [8, 9, 11, 17, 18, 19]. Tokios sistemos galėtų padėti judėjimo negalią turintiems žmonėms adaptuotis visuomenėje [52].

Fiziologinių parametrų nustatymui yra naudojami įvairūs metodai ir algoritmai: *Furjė* transformacijos, neuroniniai tinklai, įvairūs filtravimo ar matematiniai metodai [21]. Emocijų atpažinimo procesas gali būti vykdomas taip pat taikant įvairius metodus ir algoritmus: mašininio mokymosi algoritmai [26], klasterizavimo algoritmai [15], neuroniniai tinklai [29], statistiniai metodai [18], neraiškioji valdymo sistema [8, 9, 31]. Nors emocijų atpažinimo sistemos jau kuriamos apie 20 metų [12], tačiau vis dar iškyla klausimų, kokie metodai ir algoritmai, atpažįstant emocijas, yra tinkamiausi. Taip pat nėra aišku, kokius fiziologinių parametrų fiksavimo metodus yra geriausia naudoti.

Šio darbo tikslas yra suprojektuoti žmogaus emocijų atpažinimo sistemą, tiriant jo fiziologinius parametrus. Šiam tikslui pasiekti iškelti tokie uždaviniai:

1. Atlikti analizę, surandant tinkamiausius metodus ir algoritmus, leidžiančius atpažinti žmogaus emocinę būseną per jo fiziologinius parametrus.

2. Ištirti atrinktus fiziologinių parametų fiksavimo metodus, fiziologinių parametų nustatymo bei emocijų atpažinimo algoritmus.
3. Suprojektuoti atrinktų fiziologinių parametų ir emocijų atpažinimo algoritmus, tiriant žmogaus fiziologinius parametrus per jo emocijas.
4. Ištirti darbe realizotą emocijų atpažinimo sistemos prototipą, pagrįstą atrinktais fiziologinių parametų fiksavimo metodais.
5. Pateikti iškilusias problemas, realizuojant žmogaus emocijų atpažinimo sistemos prototipą, bei pasiūlymus jas spręsti, toliau plėtojant šį prototipą.

## 1. EMOCIJŲ ATPAŽINIMO PER ŽMOGAUS FIZIOLOGINIUS PARAMETRUS METODŲ IR ALGORITMŲ ANALIZĖ

Šio skyriaus tikslas yra surasti ir ištirti pasaulyje egzistuojančius žmogaus fiziologinių parametrų fiksavimo metodus, jų taikymą. Išsiaiškinti, kas yra daroma šioje srityje, bei ką galima būtų pasiūlyti naujo. Pirmojoje dalyje apžvelgiami emocijų klasifikavimo modeliai, toliau – fiziologinių parametrų fiksavimo metodai. Pagaliau atliekama emocijomis grindžiamų sistemų metodų ir algoritmų analizė.

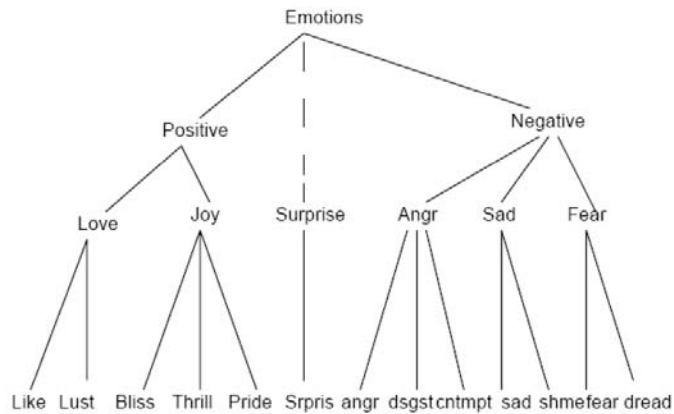
### 1.1. Žmogaus emocijų klasifikavimas

Žmogaus būseną tam tikru momentu ir tam tikroje situacijoje gali būti apibūdinama kaip emocija. Emocija tai susijaudinimo, pakilumo ar nusiminimo būseną, kitaip – stiprus jausmo (džiaugsmo, pykčio, baimės) išgyvenimas [16]. Kiek egzistuoja skirtingų žmogaus būsenų, tiek ir skirtingų emocijų, kurios yra nusakomos daugeliu kalbos terminų. Egzistuoja pagrindinių emocijų rinkinys, tinkantis visiems žmonėms, tačiau kiekvieno žmogaus supratimas apie emocijas bei jų apibūdinimo terminus skiriasi. Tad siekiant ištirti žmogaus fiziologinių parametrų fiksavimo metodus ir priemones, galinčius nusakyti žmogaus emocinę būseną, reikia išsiaiškinti, koks yra bazinis emocijų rinkinys (tinkantis visiems žmonėms) bei kaip jos yra susijusios tarpusavyje.

Buvo atliktas eksperimentas (*Shaver, 1987 [14]*), kuriame eksperimento objektais buvo pasirinkta 100 psichologijos studentų. Iš 558 kalbos terminų, nusakančių emocijas, buvo atrinkti 213 ir pateikti studentams atlikti tokias užduotis:

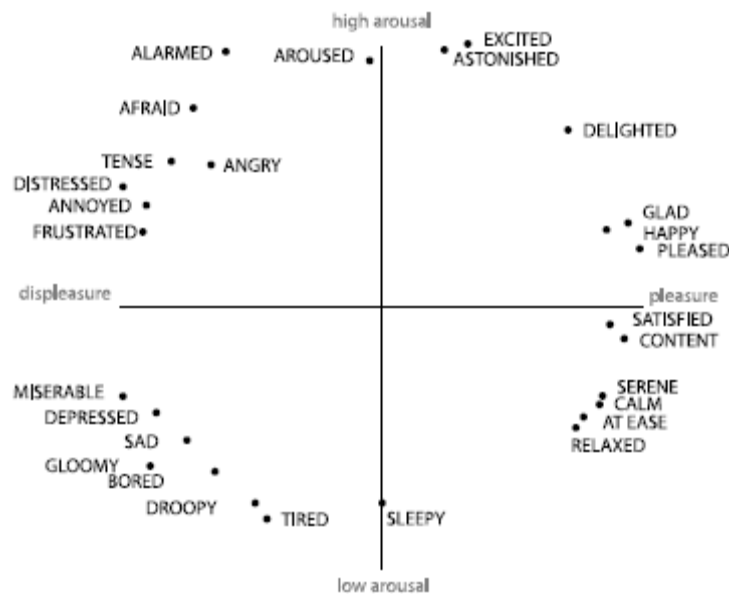
- (1) identifikuoti, kurie žodžiai neatrodo kaip emocijos bei kurie yra nesuprantami, siekiant atrinkti bazinius žmonių emocijų apibūdinimo terminus. Buvo atrinkti 135 emocijų terminai;
- (2) kitas uždavinys buvo suskirstyti emocijas į kategorijas ir išrikiuoti. Šio eksperimento tikslas buvo išsiaiškinti vienodas žmonių emocijų kategorijas ir sudaryti emocijų hierarchiją.

Gauti duomenys buvo analizuojami naudojant klasterizavimo algoritmus. Iš gautų klasterizavimo duomenų sudarytas emocijų hierarchijos medis, kurį supaprastino *Morrissey [15]* (žr. 1 pav.). 1 pav. rodoma, jog emocijos skirstomos į dvi pagrindines kategorijas: *pozityvias* ir *negatyvias*, kurios sudaro bazines emocijų kategorijas: *meilę, džiaugsmą, pyktį, liūdesį, baimę*. *Nuostaba* nėra priskiriama jokiai kategorijai, ji yra laikoma per vidurį. Kiekviena bazinė kategorija skaidoma į dar smulkesnes, čia jų pateikta tik po keletą.



1 pav. Supaprastinta emocijų hierarchijos diagrama (Morrissey [15])

Pagal šią emocijų hierarchiją galima teigti, jog emocijoms atpažinti reikia nustatyti žmogaus pozityvumą arba negatyvumą, tačiau to nepakanka. Paprastai emocijų atpažinimo procese yra naudojami du dydžiai: susijaudinimo laipsnis (**angl.**, *Arousal level*) ir malonumo laipsnis (Russell, 1980 [12]). Susijaudinimo laipsnis nusako, kaip stipriai žmogus yra susijaudinęs, o malonumo laipsnis parodo jaučiamo malonumo stiprumą. Kombinuojant šias dvi dimensijas ant dviejų horizontaliosios ir vertikaliosios ašių, gaunamos emocijos (2 pav.).

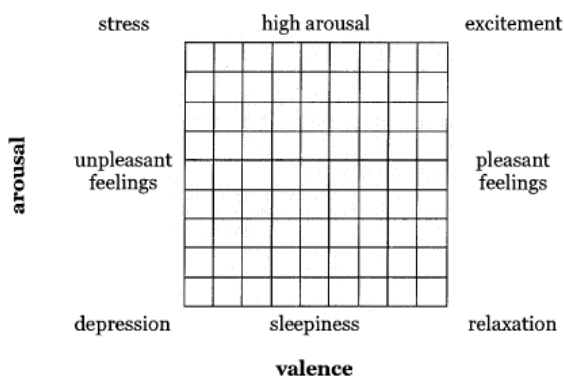


2 pav. Klasikinis Russell dviejų dimensijų emocijų modelis [12]

Šis Russell modelis yra vienas iš pirmųjų emocijų atpažinimo modelių, vėliau jis įgavo įvairiausių modifikacijų. Įvestos papildomos ašys padedančios tiksliau nusakyti emocijas. Viena iš pirmųjų Russell modelio modifikacijų buvo Watson ir Tellegen modelis pateiktas 1985 metais (1 priedo 1 pav., kairėje) (Larsen, 2001 [27]). Autoriai pasuko malonumo ašį 45 laipsnių kampą ir vietoje jos įvedė valentingumo (**angl.**, *Valence*) sąvoką, kuri nusakoma pozityvizmu arba negatyvizmu. Vėliau šį modelį vėl modifikavo Russell. Šie modeliai gali būti pavaizduoti ir erdvėje. 1 priedo 1 pav., dešinėje pateiktas erdvinis valentingumo modelis, padedantis įvertinti neigiamas ir teigiamas emocijas.

Šie emocijų atpažinimo modeliai yra labai svarbūs, todėl, kad nėra tokių fiziologinių parametrų fiksavimo metodų, toliau *FPFM*, nustatančių tikslų kiekvienos emocijos laipsnį. Tačiau egzistuoja tokie *FPFM*, galintys nustatyti emocijų valentingumo bei susijaudinimo laipsnį, iš kurių, pagal aukščiau pateiktus modelius, galima atpažinti emocijas.

2005 m. *Mandryk* modifikavo *Russell* modelį atvaizduodama jį tinklo pavidalu (3 pav.). Iš tokio modelio galima gana aiškiai išskirti emocijas, pagal susijaudinimo ir valentingumo laipsnius. Tai autorė ir pademonstravo (1 priedo 7 pav.), remiantis emocijų atpažinimo eksperimentais – žaidžiant kompiuterinius žaidimus (*Mandryk, 2005 [9]*).



**3 pav.** *Russell* modelis, pavaizduotas tinklo pavidalu (*Mandryk, 2005 [9]*)

Paskutinę *Russell* dviejų dimensijų modelio modifikaciją padarė *Fontaine* 2007 metais [13]. Autorius teigia, jog skiriasi skirtingomis kalbomis kalbančių žmonių supratimas apie emocijas. Todėl pristatomas keturių dimensijų (valentingumo laipsnis, galios–valdymas (**angl.**, *potency-control*), susijaudinimo laipsnis ir nenuspėjamumas (**angl.**, *unpredictability*)) modelis. Keturios dimensijos buvo nustatytos taikant 144 požymius, kurie nusako šešis emocijų komponentus: įvykių įvertinimo (**angl.**, *appraisals of events*), psichologinio keitimosi (**angl.**, *psychophysiological changes*), veikliosios išraiškos (**angl.**, *motor expressions*), veiksmų tendencijos (**angl.**, *action tendencies*), subjektyvios patirties (**angl.**, *subjective experiences*) ir emocijų reguliavimo (**angl.**, *emotion regulation*).

## 1.2. Fiziologinių parametrų fiksavimo metodai

Keičiantis žmogaus emocijoms, keičiasi žmogaus kūno reakcija. Už tai yra atsakinga simpatinė nervų sistema (*Mandryk, 2005 [9]*), kuri reguliuoja visus žmogaus organizme vykstančius nevalingus procesus. Žmogaus fiziologinių kūno parametrų pakitimus galima fiksuoti naudojant tam tikrus metodus. Daugelis jų naudojami medicinoje, žmonių sveikatos sutrikimams tirti, tačiau daugelį jų galima panaudoti nustatant žmogaus emocinę būseną. Akademiniam pasaulyje yra naudojami šie metodai: *elektrokardiografija* (**angl.**, *electrocardiography*), toliau *EKG*, *elektroencefolografija* (**angl.**, *electroencephalography*), toliau *EEG*, *magnetinė encefolografija* (**angl.**, *magneto encephalography*), toliau *MEG*, *elektromiografija* (**angl.**,

*Electromyography*) toliau *EMG*, *Elektrookulografija* (**angl.**, *Electrooculography – EOG*), *kraujo tūrio pulsavimas* (**angl.**, *blood volume pulse*), toliau *BVP*, *odos temperatūros* (**angl.**, *skin temperature*), toliau *ST*, *kvėpavimo* (**angl.**, *respiration*), *galūnių/sąnarių judėjimo* (**angl.**, *limb/joint motion*), *odos laidumas* (**angl.**, *skin conductance*), toliau *SC*, *kraujo spaudimo* (**angl.**, *blood pressure*) [1, 2].

Taip pat yra metodų, kurie dėl tam tikrų techninių apribojimų yra naudojami tik medicinoje, t.y.: *funkcinė magnetinė rezonanso tomografija* (**angl.**, *Functional magnetic resonance imaging*), toliau *FMRI*, *pozitronų emisijos tomografija* (**angl.**, *Positron emission tomography*), toliau *PET*, (*Morrissey, 2006 [15]*).

Paprastai fiziologinių parametrų metodais gauti signalai yra išreiškiami dviem dydžiais: *susijaudinimo laipsniu* ir *valentingumu*. Toliau, analizuojant *FPFM*, bus aiškinamasi šių dydžių nustatymo galimybės.

*Odos laidumas* – odos laidumo indikatorius. Tam tikromis situacijomis, odos liaukos išskiria prakaitą, kuris keičia elektrinį laidumą. Du elektrodai uždedami ant dviejų pirštų, per kuriuos leidžiama silpna elektros srovė, kuri kinta keičiantis varžai tarp pirštų. Odos laidumo didėjimas siejamas su žmogaus *susijaudinimo* laipsnio didėjimu [9, 11, 15, 18, 19]. Skiriami du pagrindiniai odos laidumo parametrai: odos laidumo laipsnis (**angl.**, *Skin Conductance Level*), toliau *SCL* ir odos laidumo atsakas (**angl.**, *Skin Conductance Response*), toliau *SCR* (*Schmidt, 2000 [35]*).

*Elektromiografija* matuoja raumenų aktyvumą pagal paviršiaus įtampą, kurią sukelia raumenų įsitempimas ar atsipalaidavimas. Įtampa matuojama tarp dviejų elektrodų, teigiamo ir neigiamo, bei trečio – žemės [9, 11, 15, 18, 19]. Įtampa kinta, pasikeitus raumenų pozicijai tarp elektrodų. Kiekviena žmogaus skaidula sugeba sukurti apie save elektrinį lauką, jų visumoje elektrinis laukas sumuojasi (*Karenauskaitė, 2002 [3]*). Dažniausiai yra matuojami galvos raumenų aktyvumas, žandikaulio ar kaktos srityse, kuris nusako žmogaus teigiamas arba neigiamas emocijas, kitaip vadinamas *valentingumu*. Pvz., jei žmogus pyksta – suraukia antakius, jei yra nustebeš, antakiai įgauna vėl tam tikrą formą. Pasikeitus šioms būsenoms pasikeičia įtampa tarp elektrodų.

*Kraujo tūrio pulsavimas* nusako kraujo srautą. Sensorius susideda iš infraraudonųjų spindulių siųstuvo ir imtuvo. Jie uždedami ant piršto ir priklausomai nuo kraujo srauto kitimo, kinta šviesos srauto stiprumas. Sustiprinus šviesos srauto generuojamą elektros signalą, gaunama tam tikra kreivė, iš kurios apskaičiuojamas širdies plakimo dažnis. Įvairūs kūno judesiai įtakoja šio kraujo srauto kitimą, iš ko galima nustatyti, kokią kūno dalį žmogus judina konkrečiu laiko momentu (*Predinger, 2003 [11]*). *BVP* ir širdies plakimo dažnis (**angl.**, *Heart rate – HR*), kuris gali būti apskaičiuotas iš *BVP*, siejamas su neigiamo *valentingumo* emocijų didėjimu, pvz., nerimas ar baimė (*Healey, 2000 [17]*).

*Elektrokardiografija* yra naudojama medicinoje, širdies ligų diagnostikai. *EKG* matuoja širdies raumenų sukeltus elektrinius impulsus, fiksuojamus ant kūno paviršiaus (*Karenauskaitė, 2002 [3]*). Kaip iš *BVP* taip ir iš *EKG* galima apskaičiuoti širdies plakimo dažnį, kurio dreifavimas (**angl.**, *Heart Rate Variable*), toliau *HRV*, yra siejamas su neigiamomis *valentingumo* emocijomis (*Healey, 2000 [17]*). Iš *EKG* taip pat galima nustatyti ir emocijų susijaudinimo lygį – kuo didesnis dažnis, tuo žmogus yra labiau susijaudinęs ir atvirkščiai. Taip pat reikėtų paminėti, jog širdies plakimo dažnį įtakoja fizinė veikla.

*Kvėpavimas* yra matuojamas naudojant tamprų diržą, perjuostą per žmogaus krūtinę ar pilvą. Šis diržas fiksuoja diafragmos pakitimus kvėpuojant (*Itoh, 2006 [2]*). Kvėpavimo dažnio kitimas siejamas su fiziniu aktyvumu bei susijaudinimo laipsniu (*Predinger, 2003 [11]*). Staigūs bei stiprūs stimulai gali iššaukti momentinius kvėpavimo dažnio padidėjimus, iš kurių galima nusakyti neigiamas emocijas, tačiau tai išskirti yra gana sudėtinga (*Healey, 2000 [17]*).

*Odos temperatūra* yra lėtai kintantis signalas, matuojantis odos temperatūrą. Vienuose šaltiniuose teigiama, kad didėjanti kūno odos temperatūra (nepriklausomai nuo to, kokia sritis yra matuojama) yra siejama su susijaudinimo laipsnio didėjimu (*Predinger, 2003 [11]*). Kituose – teigiama, jog yra skirtumas nuo kurios kūno vietos matuojama temperatūra. Išskiriamos dvi sritys, tai *galvos* (*smilkinio zona*) ir *piršto*. *Galvos* temperatūra siejama su smegenų veikla. *Smilkinio zonos* temperatūra didėja patiriant neigiamas emocijas (kuo temperatūra didesnė, tuo yra sprendžiami sudėtingesni ir nemalonesni uždaviniai), tai reiškia, kad, krintant temperatūrai, didėja pozityvių emocijų laipsnis, didėjant temperatūrai, didėja negatyvių emocijų laipsnis. Visiškai priešingai yra su *piršto* temperatūra. Temperatūra didėja patiriant teigiamas emocijas ir mažėja sprendžiant sunkius ir nemalonus uždavinius (*Perry, 2007 [18]*).

*Galūnių/sąnarių judėjimas*. Šis metodas skirtas žmogaus judesių fiksavimui. Tai gali būti atlikta trimis technologijomis: optika, magnetizmu ir mechanika. Pirmo tipo sistemos realizuojamos vaizdo kameromis. Vaizdo kameros tiksliai fiksuoja tam tikrus žmogaus judesius, jų nevaržant. Tačiau tai gali būti naudojama tik apibrėžtame regione ir negali būti valdoma realiu laiku. Kito tipo sistemos, sudarytos iš sensorių, dedamų ant kūno, matuoja žemo dažnio magnetinius laukus. Tai gali būti matuojama realiu laiku ir nevaržant judėjimo laisvės, tačiau metodas negali būti naudojamas, jeigu aplink yra metalo. Paskutinio tipo mechaninės sistemos matuoja kiekvieną žmogaus judesį naudojant tam tikrą rėmą. Rėmas sudarytas iš daug sujungimų, atitinkančių žmogaus judėjimą. Kiekviename sujungime realizuoti goniometrai<sup>1</sup> ir potenciometai<sup>2</sup>, skirti matuoti pasisukimo kampus. Tai mažai kainuojanti, realizuojama realiu laiku, nepriklausoma nuo aplinkos trikdžių, tačiau šiek tiek suvaržanti judėjimo laisvę sistema. Visi šie metodai yra skirti

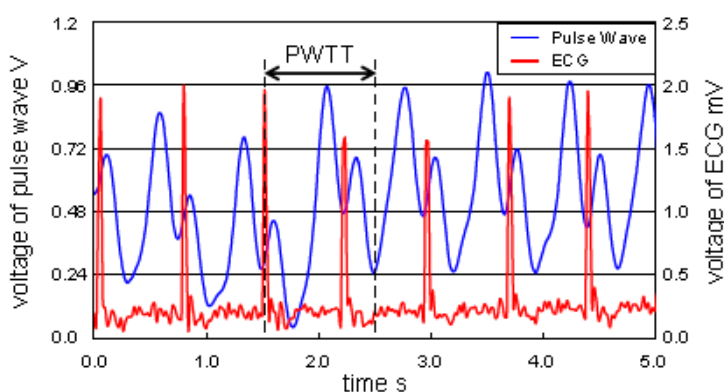
---

<sup>1</sup> – prietaisas žmogaus kūno, pvz., kaulolės, kampams matuoti.

<sup>2</sup> – sklendžiai reguliuojamas įtampos dalytuvas.

modeliuoti žmogaus judesius reali laiku kompiuteryje (Itoh, 2006 [2]). Tai šiek tiek išsina iš šiame darbe nagrinėjamo konteksto ribų, kadangi iš *galūnių/sqnarių judėjimo* metodo negalime pasakyti, koks yra žmogaus susijaudinimo laipsnis bei valentingumas.

*Kraujo spaudimas* gali būti išmatuotas keliais būdais: atskira kraujo spaudimo matavimo sistema, arba apskaičiuotas iš *BVP* ir *EKG* metodų. Čia įvedamas naujas dydis, *pulso bangų pernešimo laikas* (angl., *Pulse Wave Transit Time – PWTT*), iš kurio bus apskaičiuojamas kraujo spaudimas. *PWTT* reiškia laiką, per kurį pulso banga pereina iš aortos į periferinę arteriją, kitaip tariant, tai laikas nuo dantelio R viršūnės iki pulso bangos pernešimo pabaigos (4 pav.). Kuo trumpesnis *PWTT* laikas, tuo aukštesnis yra kraujo spaudimas ir atvirkščiai, kuo ilgesnis *PWTT* laikas, tuo spaudimas mažesnis (Itoh, 2006 [2]).

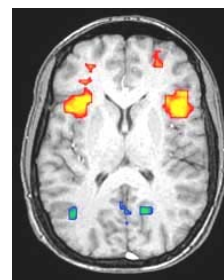


4 pav. PWTT metodo matavimas [2]

*Kraujo spaudimas* priklauso nuo širdies aktyvumo. Skilveliams atsipalaiduojant *kraujo spaudimas* mažėja, įsitempiant – didėja (Perry, 2007 [18]). Kadangi kraujo spaudimas gali išaugti esant tiek neigiamoms, tiek teigiamoms emocijoms, galime teigti, jog kraujo spaudimas negali būti išreikštas valentingumu, o tik susijaudinimo laipsniu.

*Elektroencefolografija* – metodas nustatantis mažus elektrinius impulsus generuojamus galvos smegenų neuronų. Šio metodo tyrėjai susiduria su sudėtingu signalų atpažinimu, kadangi gaunamas signalas yra silpnas ir turi didelius triukšmus. Dar labiau visą tai apsunkina elektrodų gausa (128), kurie pagal tam tikrą metodiką dedami ant kaukolės (Kučinskas, 2007 [20]). Tačiau *EEG* yra geras *susijaudinimo* indikatorius (Predinger, 2003 [11]), tad šis metodas yra plačiai naudojamas tiriant smegenų veiklą.

*PET*, *FMRI* ir *MEG* yra smegenų tyrimo metodai, kaip ir *EEG*. *MEG* yra pagrįstas magnetinių laukų, sukeltų neuronų srautų, matavimu. Tai turi pranašumų prieš *EEG* signalus tuo, kad, yra didesnė skiriamoji geba, leidžianti tiksliau nustatyti ir modeliuoti smegenų veiklos elektrinius signalus. Tačiau *MEG* turi vieną minusą – jis yra įtakojamas tam tikrų magnetinių laukų,

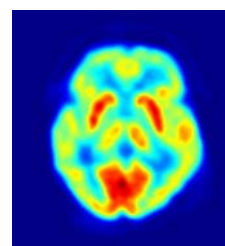


5 pav. FMRI metodu padaryta smegenų nuotrauka [Wikipedia]

pvz., žemės magnetinis laukas. Atliekant tyrimą šie laukai turi būti izoliuoti (*Morrissey, 2006 [15]*).

*Funkcinė magnetinio rezonanso tomografija* tiria kraujo srauto kitimus žmogaus smegenyse. 5 paveiksle matomas kraujo srauto kitimas smegenyse, susijęs su nervine veikla. Tai leidžia nusakyti, kuri smegenų dalis yra aktyvuota ir kaip ji naudojama sprendžiant skirtingus uždavinius. Daugelis *FMRI* skenerių leidžia atskirti regos poveiklą, garsą ir lytėjimą. Taip pat atskirti skirtingus veiksmus, pvz., mygtuko paspaudimą arba vairalazdės valdymą. Iš to išplaukia, kad *FMRI* gali būti naudojamas išaiškinti smegenų struktūrą ir procesus, susietus su suvokimu, mąstymu ir veiksmis.

*Pozitronų emisijos tomografija* pagrįsta branduoline emisija, kurios rezultatas – trijų dimensijų kūno funkcionavimo procesų nuotrauka (6 pav.). Šis metodas yra giminingas *FMRI* metodui, tad naudojamas panašiais tikslais. Iš *FMRI* ir *PET* metodų galima daug pasakyti apie žmogaus mentalinę būseną, tačiau kol kas tai yra taikoma tik medicinoje, kur nereikalingas didelis duomenų apdorojimo greitis, bei gremėzdiški skeneriai nesukelia didesnių problemų.



**6 pav.** Žmogaus smegenų *PET* nuotrauka [Wikipedia]

Iš aukščiau išanalizuotų metodų, buvo sudaryta metodus apibendrinanti lentelė (1) praplečiant (*Predinger, 2003 [11]*) pateiktą lentelę. Čia išskiriami tokie pagrindiniai metodų ypatumai: sensorių patikimumas, signalo suprantamumas, sensorių realizacijos sudėtingumas ir įtaka susijaudinimo laipsniui bei valentingumui. Šios lentelės aiškinimas, pateikiamos šio skyriaus 1.4 poskyryje.

**1 lentelė.** Fiziologinių parametrų fiksavimo metodų charakteristikos (praplėsta pagal *Predinger [11]*)

Metodas	Sensorių išdėstymas	Sensorių patikimumas	Matuojamas signalas	Signalų suprantamumas	Įtaka susijaudinimui	Įtaka valentingumui
<i>SC</i>	Pirštai	Aukštas	Odos laidumas	Paprastas	Stipri	Nėra
<i>EMG</i>	Raumenys (kaktos arba žandikaulio srityse)	Vidutinis–aukštas	Raumenų elektriniai impulsai	Paprastas	Nėra	Stipri
<i>BVP</i>	Pirštas	Žemas (reaguoja į judesius)	Širdies plakimo dažnis	Paprastas	Stipri	Silpna
<i>EKG</i>	Kūno galūnės	Aukštas	Širdies elektriniai impulsai	Būtinai filtravimas	Stipri	Vidutiniška
<i>EEG</i>	Kaukolė	Vidutinis	Smegenų elektriniai impulsai	Sudėtingas	Stipri	Vidutiniška
<i>Odos temperatūra</i>	Smilkinys, pirštas	Aukštas	Odos temperatūra	Paprastas	Vidutiniška	Vidutiniška
<i>Kvėpavimas</i>	Krūtinė, pilvas	Aukštas	Kvėpavimo dažnis	Paprastas	Stipri	Silpna
<i>Kraujo spaudimas</i>	–	Žemas (dėl <i>BVP</i> )	<i>BVP</i> ir <i>EKG</i>	Paprastas	Stipri	Silpna

2 lentelėje pateikiama fiziologinių signalų charakteristikos, praplečiant Perry (2007 [18]) pateiktą lentelę. Čia išskiriami tokie pagrindiniai signalų fiksavimo ypatumai: nuskaitymo dažnis – minimalus dažnis, kurio reikia signalo fiksavimui, signalo fiksavimo laikas – minimalus signalo įrašymo laikas, per kurį galima pamatyti norimus parametrus, ir signalo kitimo diapazonas. Šie parametrai yra svarbus, konstruojant fiziologinių parametų fiksavimo priemones.

**2 lentelė. Fiziologinių signalų charakteristikos (praplėsta pagal Perry [18])**

Fiziologinis signalas	Nuskaitymo dažnis, Hz	Signalų fiksavimo laikas, s	Kitimo diapazonas
SC	32	100-300	0-50 kΩ
EMG	32	10-100	0-200 μV
BVP	32	0,5-1	0-100%
EKG	256	0,5-1	0-50 μV
EEG	256	0,5-1	0-10 μV
Odos temperatūra	32	1-100	20-37 °C
Kvėpavimas	32	0,5-60	0-100%
Kraujo spaudimas	256	1-2	1-2s

### 1.3. Fiziologinių parametų fiksavimo metodų bei emocijų atpažinimo algoritimų analizė

Iš 1.1 poskyrio matome, kiek yra įvairiausių žmogaus emocijų, kurias galima atpažinti kombinuojant *FPFM*. Sistemos, skirtos atpažinti žmogaus emocijas, kombinuojant *FPFM* su tam tikru tikslu, vadinamos fiziologinių parametų fiksavimo metodų sistemomis, toliau *FPFMS*. Šiuo metu egzistuoja įvairių tipų tokių sistemų.

Pirmoji tokia sistema buvo *poligrafas (melo detektorius)*, kuris pirmą kartą buvo panaudotas *JAV* (1935m. vasario 2d.) teisiniame tyrime. Paprasčiausiu atveju matuojamas žmogaus kūno elektrinis laidumas: žmogui jaudinantis, išsiskiria prakaitas, kūno varža sumažėja, tai ir parodo prietaisas. Nustatant ar žmogus meluoja, prieš matavimus užduodami testiniai klausimai, vieni – susilauksiantys žinomai melagingo atsakymo, kiti – žinomai nuoširdaus. Remiantis varžos rodikliais, gautais atitinkamais momentais, galima daryti prielaidą apie tai, ar žmogus atsakinėjo meluodamas, ar ne. Dabartiniai poligrafai matuoja daug daugiau parametų, pvz., pulso dažnį, kraujospūdį, adrenalino išsiskyrimą, vyzdžių dydį, judesių kiekį ir panašiai. [Wikipedia]

Poligrafas, galima sakyti, yra pradininkas panaudojant *FPFM*. Pastaraisiais 20 metų, labai išplito *FPFM* panaudojimas, kuriant įvairaus tipo sistemas, kurios galėtų palengvinti žmonių gyvenimą. Tokios sistemos turi būti realaus laiko sistemos, tačiau tyrimuose pirmiausia yra gaunamas reikiamas kiekis duomenų ir tik tada jie apdorojami. Šiuo metu vis daugėja sistemų, sukurtų realiame laike, tai reiškia, jog *FPFMS* yra tiriamos ir kuriamos jau ilgą laiką. Tačiau nepaisant to, *FPFM* dar nėra pakankamai gerai išnagrinėti, siekiant juos panaudoti žmonių kasdieniniame gyvenime. Apžvelgus pastarųjų 10 metų darbus akademiniam pasaulyje, buvo išskirti tokie *FPFMS* taikymo tipai:

- a. *Žmogaus emocijų atpažinimo agentinės konsultavimo ir mokymo sistemos, sąveikoje su kompiuteriu. (Predinger, 2003 [11], Zakharov, 2007 [19], Morrissey, 2006 [15], NASOZ, 2003 [26])*

Dažniausiai žmogaus emocijų atpažinimo procese yra naudojamos agentinės sistemos sąveikoje su kompiuteriu. Visų tokių sistemų tikslas yra sugebėti suprasti ir interpretuoti žmogaus emocijas. *Predinger* kūrė sistemą, sudarytą iš dviejų agentų: emocijų atvaizdavimo ir empatiško<sup>3</sup> kompaniono, kur vienas agentas atspindi žmogaus emocinę būseną, o kitas prisitaiko prie žmogaus emocinės būsenos. Sistema užduoda klausimus vartotojui, vartotojas atsako į juos, pasirinkdamas vieną iš galimų atsakymų. Pagal matuojamą žmogaus odos elektrinį laidumą (susijaudinimo laipsnis) bei raumenų aktyvumą (valentingumo laipsnis), nustatomi žmogaus emocijų koeficientai (piktas, susierzinęs, atsipalaidavęs, linksmas, susijaudinęs). Pagal tai kompaniono agentas daro tam tikrus veiksmus, susijusius su siekiais padidinti vartotojo motyvaciją, pagerinti mokymąsi. Panašią sistemą kūrė ir *Zakharov*, tik jis naudojo vaizdų atpažinimo algoritmus, siekiant nustatyti žmogaus valentingumo ir susijaudinimo laipsnius. Abu autoriai emocijoms atpažinti naudoja *Russell* dviejų dimensijų modelį. *Morrissey* teigia, kad užtenka vieno *EEG* metodo tokioms sistemoms kurti. Autoriai *Morrissey* ir *Nasoz* emocijoms atpažinti naudoja mašininio mokymosi algoritmus, kurie skirti fiziologinių parametrų klasifikavimui į kategorijas. Šie metodai iš dalies pasiteisino.

- b. *Žmogaus emocijų fiksavimas, žaidžiant kompiuterinius žaidimus (Mandryk, 2005 [9]).*

Autorius atlieka tyrimą, kaip keičiasi žaidėjų emocijos žaidžiant tam tikrus kompiuterinius žaidimus tam tikromis situacijomis. Pvz., žaidėjas žaidžia su kompiuteriu, arba su geru draugu. Išryškėja tam tikri emocijų skirtumai, žaidžiant su draugu emocijos yra teigiamesnės. Čia emocijoms atpažinti naudojamas neraiškiosios logikos aparatas, kuris sujungiamas su *Russell* dviejų dimensijų emocijų modeliu.

- c. *Žmogaus emocijų fiksavimas ir analizavimas akcijų biržoje (Perry, 2007 [18])*

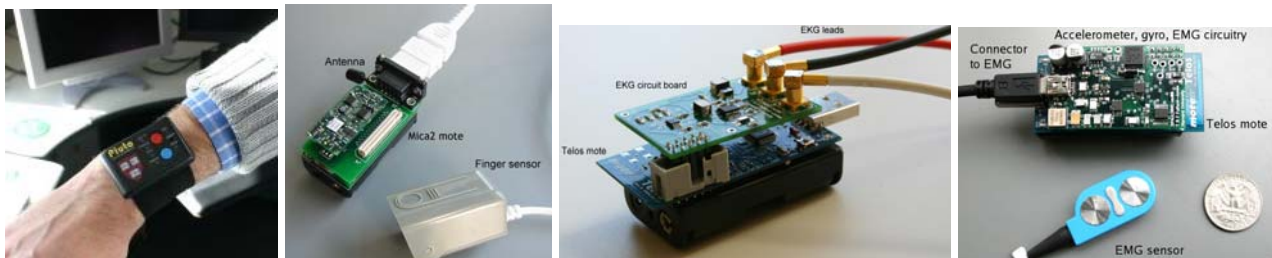
Autorius *Perry* tiria žmogaus, dirbančio akcijų biržoje, fiziologinius parametrus. Gautus rezultatus lygina su pardavimų sėkmingumo kreive. Tai parodo, kaip žmogus reaguoja į tam tikrų akcijų nuvertėjimą ar jų kainų kilimą. Išvesta stipri koreliacija tarp šių procesų. Naudojami *FP*: odos laidumo atsakas, širdies plakimo dažnis, temperatūros kitimas ant galvos ir piršto, raumenų aktyvumas ant rankos ir nugaros ir *EEG* parametrai. Šis darbas išsiskiria iš kitų *FP* fiksavimo sistemų tuo, kad emocijoms atpažinti naudojami statistiniai metodai.

- d. *Elektroninės medicininės stebėjimo sistemos.*

Tokiose sistemose sensoriai turi būti labai maži, su signalų siųstuvu per radijo ryšį. Tad siekiant stebėti paciento sveikatos būklę, nėra būtina jam gulėti vienoje vietoje. Pacientas gali laisvai vaikščioti po tam tikrą teritoriją. Namų kompiuterinė stotis priima ir apdoroja visus signalus

<sup>3</sup> – įsijautimas į kito asmens emocinę būseną.

iš sensorių. Gauta informacija iš apdorotų signalų siunčiama į kitus mazgus, pvz., ligoninės informacinę sistemą, gydytojo kišeninį kompiuterį. Ištikus tam tikriems parametru pokyčiams, sistema informuoja gydytoją apie tam tikro paciento pablogėjusią sveikatos būklę. Tokiu būdu gydytojas gali greit reaguoti į susidariusią situaciją. *Harvardo Universitete* yra sukurtas bevielės sensorinis tinklas, skirtas medicininei priežiūrai (7 pav.). Šių sensorių privalumas yra tas, jog jie yra maži, greiti ir pigūs (*Malan, 2004 [32]*).



**7 pav.** *Harvardo Universitete* sukurti bevieliai sensoriniai įrenginiai iš kairės pirmas – Pluto modulis (matuojantis fiziologinį aktyvumą), iš kairės antras – pulso matavimo sensorinė sistema, iš kairės trečias – EKG matavimo sistema ir iš kairės ketvirtas – EMG matavimo sistema [33]

Dažniausiai tokiose sistemose naudojamas *EKG* matavimo metodas, kadangi širdies veikla labai gerai atspindi paciento sveikatos būklę. Tačiau mokslininkai (*Ahuja, 2003 [34]*) įrodinėja, jog labai svarbu yra kartu fiksuoti ir odos laidumą. Matuoti vien širdies plakimo dažnio kitimą nepakanka, nes, jam išaugus, tampa nebeaišku, kodėl jis išaugo. Odos laidumas gali atsakyti į šį klausimą. Jei odos laidumas padidėjo kartu su širdies plakimo dažnio kitimu, vadinasi paciento būseną yra normali ir tai reiškia, jog jis užsiima kažkokia relaksacine veikla. Jeigu širdies plakimo dažnio kitimas yra didelis ir odos laidumas yra mažas, tuomet tai gali reikšti, jog pacientui sutriko širdies veikla. Tai yra siejama su simpatine ir parasimpatine nervų sistemų įtaka nevalingiems raumenų susitraukinėjimams.

e. *Intelektualaus namo sistemos (Isshiki, 1994 [31], Lee, 2004 [29]).*

Viena iš pirmųjų intelektualaus namo sistemų buvo pademonstruota *Isshiki*, 1994 metais, kur pagal elektrinį odos laidumą ir elektrinį odos atsako laiką buvo įjungiamas arba išjungiamas garsinis signalas. Nepaisant šios sistemos paprastumo ji vaidina svarbų vaidmenį, nes tai buvo vienas iš pirmųjų mėginimų panaudoti neraiškiają logiką tokiose sistemose.

Visai neseniai *Lee* kartu su bendraautorais sukūrė gerokai sudėtingesnę sistemą, lyginant su prieš tai minėta. Ji, reaguodama į žmogaus fiziologinę būseną, keičia kambario parametrus: apšvietimą, temperatūrą, muziką. Viskas yra siejama su stresu – pasikeitus fiziologiniams parametrams (*odos elektriniam laidumui, širdies plakimo dažniui, odos temperatūrai*), pasikeičia žmogaus stresinė būseną. Ši sistema išsiskiria iš visų kitų aptartų sistemų tuo, kad čia yra atpažįstamas stresas, bet ne emocijos. Naudojami tokie streso atpažinimo algoritmai:

daugiasluoksnis perceptronas<sup>4</sup>, apibendrintas regresinis neuroninis tinklas, adaptyvi, paremta neuroniniais tinklais, neraiškiosios logikos išvedimo sistema.

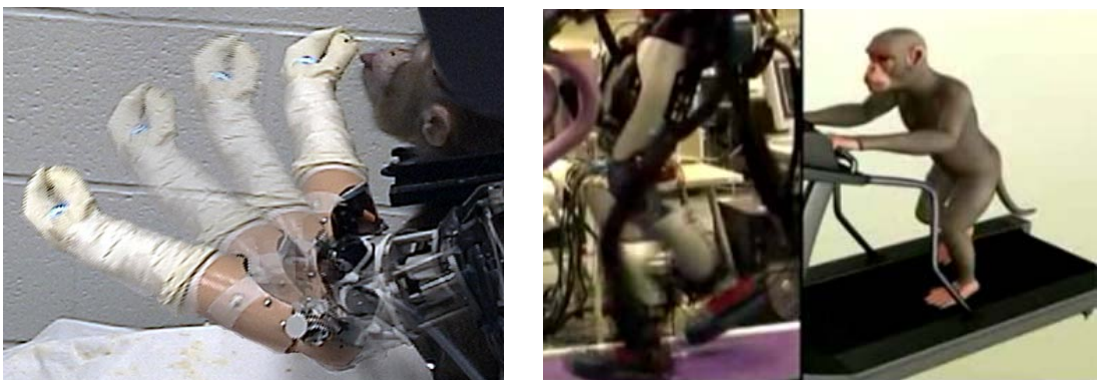
f. *Lėktuvo pilotų ir automobilio vairuotojų streso matavimo sistemos (Healey, 2000 [17], Rakotonirainy, 2005 [28]).*

Išmatuoti lėktuvo pilotų streso lygį pilotavimo metu yra svarbu siekiant nustatyti, koku metu (kildamas, vykdydamas misiją, leisdamasis) ir kaip stipriai pilotas jaučia stresą. Buvo palygintas pilotų patiriamas stresas valdant simulatorių ir realiai pilotuojant. Rezultatai buvo panašūs. Tad tokia sistema puikiai taikoma pilotų parengiamojoje programoje. *Healey* ir *Rakotonirainy* eksperimentavo su vairuotojais, patiriančiais stresą vairavimo metu. Buvo išsiaiškinta, jog esant skirtingoms situacijoms, vairuotojų streso lygis skiriasi. Didžiausias jis yra persirikiuojant iš vienos juostos į kitą, arba išvažiuojant iš greitkelio. Mažiausias – stovint, arba pradėdant važiuoti. Taip pat didesnis stresas jaučiamas važiuojant mieste, negu už jo ribų.

g. *Neįgalių žmonių adaptavimosi visuomenėje sistemos (Rani, 2003 [8]).*

Autorius *Rani* realizavo tokią sistemą: žmogaus sąveika, per jo emocijas, su kompiuteriu ir kompiuterio sąveika su robotu. Robotas gauna komandas iš kompiuterio apie žmogaus emocinę būseną ir bando į tai reaguoti. Tai galima būtų panaudoti tiek intelektualaus namo sistemose, tiek neįgalių žmonių adaptavimesi visuomenėje.

Šiuo metu yra sukurtos sistemos, kurios, remiantis *EEG* metodu, nuskaityto galvos smegenų elektrinius impulsus, susijusius su galūnių judinimu. Tokio eksperimento tiriamuoju objektu tapo beždžionė ir robotas, gebantis imituoti beždžionės judesius. Beždžionei užtenka pagalvoti apie ėjimą norint priversti robotą pradėti eiti (8 pav.). Tokios sistemos gali labai pasitarnauti žmonėms netekusiems tam tikrų galūnių.



**8 pav.** *Kairėje – beždžionė valdo roboto ranką, dešinėje – beždžionė priverčia robotą eiti [30]*

Kol kas, dėl sudėtingumo, tokio tipo sistemos nėra išplėtos tiek, kad būtų galima taikyti realiame gyvenime. Tačiau, mokslui bei technologijoms žengiant į priekį, lieka tik laiko klausimas kada tai bus realiai panaudojama. Ateities tendencijos yra tokios, jog žmogui, norint atlikti tam tikrus darbus, bus reikalingos tik smegenys, todėl atsiras neigiamų padarinių, tokių kaip tingėjimas

<sup>4</sup> – smegenų modelis, padedantis tirti natūralųjį intelektą fizikos ir matematikos priemonėmis.

galvoti, kad reikia kažką padaryti. Tokiu būdu dabartinis tingėjimas dirbti fizinius darbus pakis į tingėjimą galvoti, kaip padaryti fizinius darbus, bet tai galbūt galutinis šios realistinės fantazijos vaisius.

Remiantis šiame skyriuje padaryta analize, buvo sudaryta emocijų atpažinimo sistemų lyginimo lentelė (2 priedo 1 lentelė). Joje pateikiami tokių sistemų pagrindiniai bruožai: fiksuojami fiziologiniai parametrai, fiziologinių parametru ir emocijų atpažinimo metodai bei algoritmai ir atpažįstamos emocijos. Remiantis šia lentele, bus pasirinkti tam tikri šiame darbe kuriamos sistemos bruožai.

#### **1.4. Fiziologinių parametru fiksavimo metodų ir emocijų atpažinimo algoritmų analizės aptarimas**

Nėra tokio metodo, kuris gerai nusakytų tiek *susijaudinimo* laipsnį, tiek *valentingumą*. Tad, siekiant atpažinti emocijas, yra būtina metodų kombinacija. Iš atliktos fiziologinių parametru fiksavimo metodų analizės galime teigti, kad:

*EEG* yra labiausiai informatyvus metodas, tačiau jo signalas sunkiai suprantamas, o realizacija sudėtinga. Taip pat elektrodai ant galvos nėra tinkami visais atvejais.

*Odos temperatūra* suteikia nemažai informacijos, tačiau šis metodas kinta labai lėtai, bet tai paprasčiausiai realizuojamas metodas.

*Kvėpavimas* turi stiprią įtaką *susijaudinimo* laipsniui, tačiau kvėpavimo dažnį galima dirbtinai keisti. Neturint specialaus kvėpavimo diržo metodo realizacija tampa sudėtinga.

*BVP* ir *EKG* turi tokias pat charakteristikas, skiriasi tuo, kad *BVP* kinta priklausomai nuo kūno judesių. Tai šiek tiek iškreiptų rezultatus.

*EKG*, kuris fiksuoja širdies darbą, yra visiškai priklausomas nuo nervinės sistemos, tad, pašalinus kvėpavimo įtaką ir įvairių tipų triukšmus, galima labai tiksliai nusakyti žmogaus emocinę būseną, tiek *susijaudinimo*, tiek *valentingumo* atžvilgiu. Elektrodai gali būti maži ir išdėstyti, priklausomai nuo poreikio, ant galūnių ar krūtinės srities.

*Kraujo spaudimo* metodas netinkamas, dėl *BVP* minusų.

*EMG* gali gerai įvertinti *valentingumo* faktorių tik tuo atveju, jei tiriamasis, reaguodamas į emocijas, judina veido raumenis. Taip pat elektrodų dėjimas ant veido nėra patogus pastoviam naudojimui.

Naudojami vaizdų atpažinimo metodai, kur filmuojant veidą yra nustatomi tam tikri taškai (akių, lūpų, antakių), reiškiantys tam tikras žmogaus emocines būsenas. Tai išsprendžia *EMG* elektrodų ant veido problemą, tačiau tokiu atveju tiriamasis visada turi būti prieš kamerą. Jeigu tiriamasis sėdi vienoje vietoje, tuomet ši sistema pasiteisintų, kitu atveju iškiltų problemų.

*SC* yra stiprus susijaudinimo laipsnio indikatorius, o jo realizacija nesudėtinga. Elektrodus galima išdėlioti praktiškai bet kurioje vietoje ant kūno, pvz., įmontuoti į batus, pirštines. Nors temperatūros kitimas ant odos gali įtakoti odos laidumą, tačiau šis metodas vis tiek išlieka geras susijaudinimo indikatorius.

Egzistuoja įvairių tipų fiziologinių parametrų fiksavimo metodų sistemų, kurios yra grindžiamos emocijomis. Priklausomai nuo tipo ir nuo sistemos paskirties yra naudojami įvairios kombinacijos *FPFM*. Taip pat egzistuoja įvairūs emocijų atpažinimo algoritmai, kurie parenkami priklausomai nuo kuriamos sistemos. *Perry* fiksuoja *HR*, *HRV*, *SCR*, kūno odos temperatūros (galvos ir piršto srityje) ir daug kitų fiziologinių parametrų, o jų vertinimui pasirenka statistinius metodus. *Mandryk* fiksuoja *HR*, *SCR* ir *EMG* (šypsenos ir antakių) fiziologinius parametrus, bet jų vertinimui naudoja neraiškiają valdymo sistemą, iš kurios atpažįstamos emocijos. Yra ir kiti autoriai, kurie emocijų išvedimui pasirinko neraiškiają valdymo sistemą (*Rani*, *Isshiki*). Emocijų atpažinimui yra naudojami įvairūs mašininio mokymosi algoritmai, daugiasluoksniai neuroniniai tinklai, vaizdų apdorojimas. Tačiau remiantis autorių išsakytais komentarais apie visus šiuos metodus, prieita išvados, jog neraiškioji valdymo sistema optimaliausiai tinka atpažįstant emocijas. Tai bus detaliau išnagrinėta teorinėje dalyje.

Šiame darbe emocijų atpažinimo realizacijai, įvertinus visų metodų charakteristikas bei taikymo galimybes, yra pasirinkta *HR*, *HRV*, *SCR* ir kūno odos temperatūros (galvos ir piršto srityje) parametrų kombinacija, naudojant neraiškiają valdymo sistemą.

## 2. TYRIMO METODIKA IR PRIEMONĖS

- Skaitmeninis kompiuterinis oscilografas „*Velleman PCS500*“, naudojamas stiprintuvų komplekso testavimui (1 priedo 20, 21 pav.), turi visas reikiamas funkcijas (oscilografas, spektrinė analizė, įrašymas, filtravimas), tačiau šio oscilografo techninės galimybės netenkina poreikių. Yra galimybė įrašinėti signalą, tačiau tai jis atlieka per mažu dažniu. Oscilografo režimu galima fiksuoti maksimaliai tik apie 4 sekundes signalo (4098 nuoskaitos prie 1250Hz dažnio). Oscilografo režime galima fiksuoti signalus 1,25kHz – 50Mhz dažnio ribose, tačiau šis privalumas nėra naudingas, kadangi pakanka 250Hz dažnio. Yra galimybė tiesiogiai perkelti duomenis iš oscilografo į *Excel*, *Delphi* ar *Visual Basic*, tačiau tai nėra apgalvota iki galo. Duomenų perkėlimas vyksta buferizuojant tik po 4098 nuoskaitas, nėra pastovaus signalo perdavimo, norint išgauti kelių minučių ar valandos duomenis. Tiriant mažų amplitudžių signalus, išryškėja tinklo svyravimai, kurie ženkliai keičia signalą. Nors yra programiniai filtravimo metodai, tačiau jie visiškai nefiltruoja signalo. Tad projektuojamoje sistemoje šis įrenginys yra tinkamas tik kelių sekundžių testavimams.

- „Microsoft Excel 2003“ skaičiuoklė naudojama filtravimo algoritmų testavimui. Sunkiai apdoroja didelius duomenų ir grafikų kiekius. Viename grafike negalima naudoti daugiau 32000 taškų.

- Kompanijos „*MatchWorks*“ aukšto lygio kalbos programa „*MATLAB 7.1*“ skirta spręsti techniniams uždaviniams. Šiuo paketu testuojami įvairūs filtravimo, fiziologinių parametrų nustatymo algoritmai. Remiantis Furjė transformacijomis, atliekama širdies plakimo dažnio spektrinė analizė. Panaudojant neraiškiosios logikos įrankį, sudaromas emocijų atpažinimo modelis.

- Naudojant „*PowerDesigner v12*“, sudaromas emocijų atpažinimo sistemos užduočių diagramos.

- Elektrinių schemų sudarymui naudojama „*EAGLE 4.15 Light*“, kuri yra nemokama, tačiau su tam tikrais apribojimais. Ribojamas montavimo plokščių sudarymas, esant daugiau negu vienam sluoksniui.

- „*microPascal for AVR*“ – programinis paketas naudojamas AVR šeimos mikrovaldiklių programavime. Programuojama tik „*Pascal*“ kalba, tačiau yra kodo konvertavimo į „*Assemblerio*“ kalbą galimybė. Turi įvairių naudingų funkcijų, paprasta programuoti ir naudotis. Turi detalų funkcijų aprašą bei pateikiami įvairių realizacijų programos kodo pavyzdžiai.

- *AVR Studio 4.0v* – nemokamas programinis paketas, skirtas AVR mikrovaldiklių programavimui „*Assemblerio*“ kalba. Kartu su *WinAVR* palaiko ir C++ kalbą.

- „*PonyProg2000V2.07c*“ – nemokama programa, skirta programos kodo įkėlimui į mikrovaldiklį ir jo konfigūravimui.

### 3. ATRINKTŲ FIZIOLOGINIŲ PARAMETRŲ FIKSAVIMO METODŲ IR EMOCIJŲ ATPAŽINIMO ALGORITMO TYRIMAS

Šio skyriaus tikslas yra ištirti analitinėje dalyje atrinktus žmogaus fiziologinių parametrų fiksavimo metodus, fiziologinių parametrų nustatymo bei emocijų atpažinimo algoritmus. Pirmojoje dalyje yra pateikiami skaitmeninio signalo filtravimo metodai. Antrojoje dalyje pateikiamas bendrinis fiziologinių parametrų atpažinimo metodas. Trečiojoje – tiriama, kaip nervinė sistema įtakoja žmogaus fiziologinius parametrus. Ketvirtojoje, penktojoje ir šeštojoje – apžvelgiami *EKG* ir *SC* metodai, galimi jų apdorojimo algoritmai. Ir paskutinėje dalyje pateikiama neraiškiosios valdymo sistemos pritaikymas emocijų atpažinimo procese.

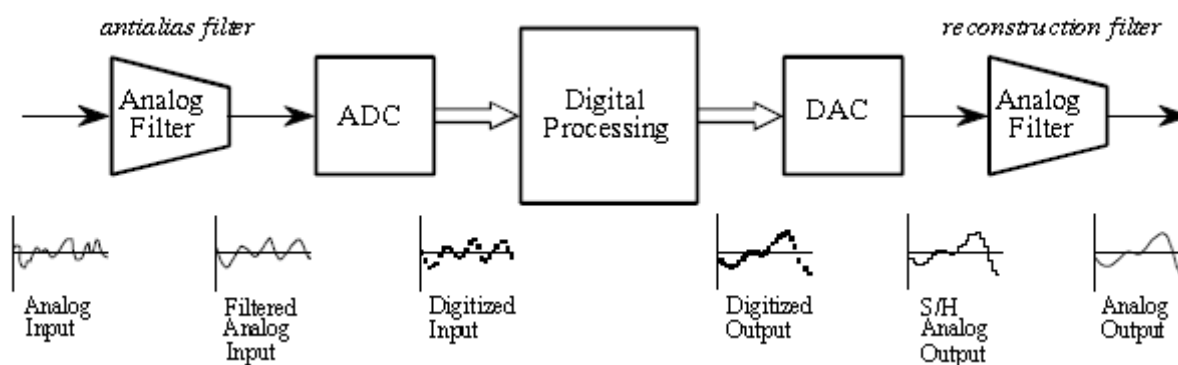
#### 3.1. Skaitmeninio signalo filtravimas

Sustiprinti ir diskretizuoti signalai nuo kūno turi įvairių triukšmų. Vienas iš pagrindinių – tinklo svyravimai. Lietuvoje tinklo dažnis  $50\text{Hz}$ . Norint gauti visiškai „švarų“ signalą, visų pirma reikia pašalinti tinklo dažnį. Kitai trikdžių kategorijai galime priskirti trikdžius, atsiradusius dėl tam tikros kontaktinės varžos ir elektrodų judėjimo. Diskretizavimas turi tam tikras paklaidas, kas taip pat yra laikoma triukšmu. Konkrečiai *EKG* signalas turi trikdžius ir dėl kvėpavimo, kurio dažnis  $0,03\text{Hz}$  [39]. Nuo šių trikdžių dydžio priklauso signalo „švarumas“. Siekiant signalą panaudoti žmogaus emocijų atpažinimui, būtina gauti švarų signalą. Tad visi gauti signalai: *EKG*, *SC* ir odos temperatūros, turi būti vienokiu ar kitokiu būdu nufiltruoti. Galima išskirti du filtravimo tipus, tai: filtravimas aktyviais bei pasyviais elektronikos komponentais ir filtravimas programiniais metodais. Šio poskyrio tikslas yra išsiaiškinti kokie metodai naudojami skaitmeninių signalų filtravimui.

##### 3.1.1. Elektroninio filtravimo būdai

Egzistuoja daugelių tipų elektroninių filtrų, kaip ir signalų rūšių, tai: analoginiai, skaitmeniniai, pasyvūs, aktyvūs, linijiniai, nelinijiniai, keičiamos talpos, įtampos kontroliavimo, rezonansiniai, garso, vaizdo ir kiti filtrai. Paprastai sistemose, kuriose analoginis signalas keičiamas į skaitmeninį, naudojami tam tikri filtrai prieš signalo keitimą, o skaitmeninius signalus keičiant į analoginius – po signalo keitimo (9 pav.) [40].

*EKG* bei *SC* analoginiams signalams filtruoti yra naudojami aukšto praėjimo (**angl.**, *High-pass filter – HPF*) bei žemo praėjimo (**angl.**, *Low-pass filter – LPF*) filtrai [39]. Elektronikos požiūriu, pasyvieji *LPF* ir *HPF* gali būti konstruojami dviem būdais: naudojant *RC* (varža ir kondensatorius) elementus arba *RL* (varža ir induktyvumas) elementus. Jeigu naudojami operaciniai stiprintuvai ar tranzistoriai, tokie filtrai vadinami aktyviais (1 priedo 3 pav.). Plačiau taikomi pasyvūs *RC* tipo filtrai, tad šioje dalyje trumpai juos apžvelgsime [46].



9 pav. Signalo apdorojimo procesas [40]

1 priedo 2 pav., pateiktos aukšto, žemo ir diapazono (**angl.**, *Band pass filter – BPF*) praėjimo filtrų realizacinės schemas bei jų dažninės charakteristikos. Pagrindinė jų paskirtis – filtruoti tam tikro dažnio diapazono signalus. Žemo praėjimo filtras praleidžia visus dažnius iki nustatyto dažnio (dažnis apskaičiuojamas pagal formulę (1)), o aukšto praėjimo filtras praleidžia visus signalus nuo nustatyto dažnio (žr., 1 priedo 2 pav., dažnines charakteristikas). Tad signalų trikdžius, kurie laike pasikartoja mažo dažnio ribose, galima filtruoti *HPF*, o signalus, kurie sklinda aukšto dažnio diapazone, galima filtruoti *LPF*. Panaudojus *HPF* ir *LPF*, gaunamas diapazono praėjimo filtras (1 priedo 2 pav., c) [46].

Tiek aukšto praėjimo, tiek žemo praėjimo filtrų dažnis apskaičiuojamas pagal tą pačią dažnio formulę:

$$f_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (1)$$

*EKG* signalo filtravimui reikalingas  $0,03\text{Hz}$  *HPF*, tad pagal formulę (1), siekiant gauti tokį dažnį reikės  $1000\mu\text{F}$  kondensatoriaus ir  $5,6\text{k}\Omega$  varžos. Norint panaikinti  $50\text{Hz}$  tinklo dažnį, reikės  $1\mu\text{F}$  kondensatoriaus ir  $3,183\text{k}\Omega$  varžos *LPF*. Nuo diagnostikos įrangos taip pat priklauso minėtų filtrų efektyvumas. Naudojamas oscilografas ir kompiuteris įjungti į tinklą, kurie signalui vėl gali perduoti tinklo svyravimus. Nufiltravus *EKG* stiprinimo schemas trikdžius, jie gali vėl atsirasti, dėl prieš tai paminėtos priežasties, todėl neišvengiamai reikia filtravimo programiniais metodais.

Nagrinėjamus filtras, galima realizuoti ir matematiniais metodais, pagal kuriuos galima suprogramuoti skaitmeninio signalo filtravimo algoritmus [40].

Aukšto dažnio filtras išreiškiamas matematine išraiška:

$y_n = \alpha y_{n-1} + \alpha x_n - \alpha x_{n-1}$ , kur:  $y_n$  – gauta, po filtravimo, reikšmė,  $x_n$  – nefiltruoto signalo reikšmė.

$$\alpha = \frac{RC}{RC + \Delta t}, \text{ kur: } \alpha - \text{koeficientas, } \Delta t - \text{laikas tarp nuoskaitos } x_n \text{ taškų } t_n - t_{n-1}, R -$$

varža ir  $C$  – talpa.

Žemo dažnio filtras išreiškiamas matematine išraiška:

$$y_n = \alpha x_n + (1 - \alpha)y_{n-1} \text{ (žymėjimai kaip ir aukšto dažnio formulėje.)}$$

$$\alpha = \frac{\Delta t}{RC + \Delta t} \text{ (žymėjimai kaip ir aukšto dažnio formulėje.)}$$

### 3.1.2. Programinio filtravimo būdai

Vien elektroninio signalo filtravimo neužtenka, kadangi keičiant analoginį signalą į diskretinį, gaunamos tam tikros keitimo paklaidos, kurios interpretuojamos kaip trikdžiai. Tad šioje vietoje atsiranda elektroninio ir programinio filtravimo būdų kombinacijos. Galima filtruoti tik programiniu būdu, tačiau patartina kombinuoti šiuos metodus. Praktiškai visus elektroninius filtras galima pakeisti programiniais metodais, tačiau išlieka klausimas ar našumas nuo to nenukentėtų?

#### 3.1.2.1. Filtravimas judėjimo vidurkio metodu

Judėjimo vidurkio (**angl.**, *Moving Average – MA*) filtro metodas yra dažniausiai naudojamas skaitmeninių signalų apdorojimui (**angl.**, *Digital signal processing*) greičiausiai todėl, kad paprasta suprasti ir naudoti. Nepaisant jo paprastumo, jis yra optimaliai tinkamas spręsti daugeliui uždavinių, kadangi mažina atsitiktinius triukšmus be jokio žingsnių uždelsimo. Tačiau šis metodas yra prasčiausias tarp dažnio filtravimo metodų [40].

Apdorojant *EKG* ir *SC* signalus yra svarbu lengvai ir greit pašalinti triukšmus, tad šios dalies tikslas yra išsiaiškinti, kaip galima būtų panaudoti šį filtravimo metodą *EKG* ir *SC* signalų apdorojime.

*MA* metodo pagrindas yra tam tikro kiekio įeinamo signalo vidurkis (formulė 2), gal būt todėl šis metodas ir yra lengvai suprantamas.

$$y_i = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M-1} x_{i+j} \quad (2)$$

kur  $y_i$  – išėjimo signalas,  $x_i$  – įėjimo signalas,  $M$  – įėjimo signalų imties skaičius.

Pvz., 5 taškų judėjimo vidurkio filtro 80-as taškas bus apskaičiuojamas taip:

$$y_{80} = \frac{x_{80} + x_{81} + x_{82} + x_{83} + x_{84}}{5} \quad (3)$$

Grupė įėjimo taškų gali būti pasirinkta simetriškai apie išėjimo tašką (formulė 4), šiuo atveju šiek tiek keičiasi 3 formulė.

$$y_{80} = \frac{x_{78} + x_{79} + x_{80} + x_{81} + x_{82}}{5} \quad (4)$$

Iteracinį šio filtro skaičiavimo procesą galime palengvinti pasinaudojus tokia formule 5:

$$y_i = y_{i-1} + x_{i+p} - x_{i-q} \quad (5)$$

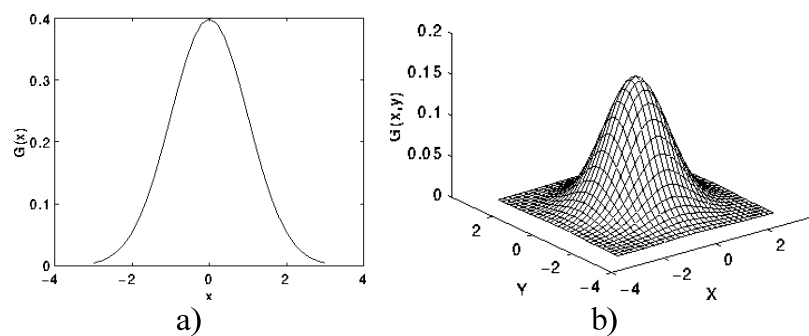
kur  $y_i$  – išėjimo taškų suma apie  $i$ -tąjį tašką,  $p = \frac{(M-1)}{2}$ ,  $q = p+1$ . Tik šiuo atveju reikėtų papildomai saugoti  $y_{i-1}$  taško sumą.

4 pav. pateiktas judėjimo vidurkio filtro pavyzdys, kur a) tam tikra eksperimentinė kreivė, b) signalas po filtravimo su 11 taškų, c) signalas po 51 taško. Kaip matome, didinant taškų imties didį, didėja triukšmų filtravimo diapazonas. b) grafike, triukšmai dar nėra visiškai pašalinti, o c) dalyje atrodo viskas gerai, triukšmai pašalinti, tačiau iškyla kita problema, signalo briaunos tampa užapvalintos [40]. Ši problema neturėtų turėti didelės įtakos *EKG* ar *SC* signalams, kadangi *EKG* ir *SC* signalų forma yra apvali, o pagrindinis dėmesys kreipiamas į signalų amplitudę bei užlaikymo proporcijas.

### 3.1.2.2. Filtravimas remiantis Gauso glodinimo (angl., Gaussian smoothing) metodu

*Gauso glodinimo* (angl., *Gaussian smoothing* – *GS*) metodas tai vienas iš nuotraukų filtravimo metodų. Šiuo metodu nuotraukos yra suliejamos (angl., *Blur*) arba šalinami triukšmai [47, 48]. Šis metodas gali būti naudojamas ir kitų signalų (pvz., garso, *EKG*) trikdžių šalinimui. *Gauso* metodas gali būti naudojamas tiek 2 dimensijų, tiek vienos dimensijos erdvėje [47].

*GS* metode yra įvedami koeficientai, kurie paskirstomos pagal *Gauso* skirstinį. Koeficientų suma lygi 1, o nubrėžus juos  $x$ ,  $y$  plokštumoje, gaunama varpo formos normalioji kreivė (10 pav., a) [41].



10 pav. Gauso skirstinys su vidurkiu 0 ir  $\sigma = 1$  a) 1-D b) 2- D [41]

*Gauso* koeficientai paskaičiuojami pagal formulę (6) [47]:

$$G(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma}} e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}} \quad (6)$$

kur  $\sigma$  slopinimo koeficientas intervale  $[1...∞]$ . Kuo didesnis šis koeficientas, tuo didesnis signalo slopinimas.

Remiantis 1-dimensijos formule (6) yra išvedama ir 2–dimensijų koeficientų formulė (7) [47]:

$$G(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} \quad (7)$$

Tad, jeigu imtume 7 taškus  $x$  intervale  $[-3, -2, -1, 0, 1, 2, 3]$ , gautume tokias  $G(x)$  koeficientų reikšmes:  $[0,65, 0,121, 0,176, 0,199, 0,176, 0,121, 0,065]$ . Taškų skaičių pasirenkame pagal norimus filtruoti duomenis. Kuo daugiau duomenų kurie lėtai kinta, tuo daugiau reikėtų naudoti taškų *Gauso glodinimui*, žinoma, priklausomai nuo to, kokio dydžio triukšmus norima filtruoti.

Skaitmeninio signalo filtravimas vykdomas naudojant apskaičiuotus  $G(x)$  funkcijos koeficientus, pagal formulę (8):

$$y_i = \sum_{j=1}^{\frac{n-1}{2}} y_{i-j} \cdot G(x)_{\frac{n-1}{2}-j} + \sum_{j=0}^{\frac{n-1}{2}} x_{i+j} \cdot G(x)_{j+\frac{n-1}{2}+1} \quad (8)$$

kur  $y_i$  –  $i$ -oji apdoroto signalo reikšmė,  $x_i$  –  $i$ -oji neapdoroto signalo reikšmė,  $n$  – funkcijos  $G(x)$  reikšmių intervalas  $[0\dots n]$ .

### 3.1.2.3.50-60Hz filtravimas baigtinio impulso atsako (angl., *Finite Impulse Response – FIR*) metodu

Baigtinio impulso atsako (angl., *finite impulse response – FIR*) filtras yra vienas iš skaitmeninių filtrų metodų. Jis yra siejamas su „*Notch*“ filtru, kuris yra jo matematinė išraiška [44]. Pagal skaičiavimo formulę, šį metodą galima būtų sieti su *Gauso glodinimo* metodu. Sumuojamos reikšmės, padaugintos iš tam tikrų koeficientų. Koeficientų skaičiavimai yra skirtingi.

*FIR* metodo formulė (9) [42]:

$$y_n = \sum_{i=0}^N b_i x_{n-i} \quad (9)$$

kur  $x_n$  – įėjimo signalas,  $y_n$  – išėjimo signalas,  $b_i$  – filtravimo koeficientas.  $N$  – filtro eilė;

Filtravimo koeficientą  $b_i$  nustatyti gana sudėtinga. Siūloma įvairių  $b_i$  skaičiavimo variantų.

Pagal teorija yra įvedama „*Kronecker delta*“  $\delta_n = x_n$ , iš ko išseina  $h_n = \sum_{i=0}^N b_i \delta_{n-i} = b_n$ , toliau, pagal

„*Z-transformacijos*“, išvedama sistemos perdavimo funkcija  $H(z) = \sum_{n=0}^N b_n z^{-n}$ . Tačiau mūsų atveju

pasinaudosime *Starr* siūloma metodika, skirta filtruoti 50Hz dažnį su 3 taškų *FIR* filtru [42].

Metodikoje pademonstruotas  $b_i$  filtravimo koeficientų išvedimas  $b_3 = 1; b_2 = -2 \cos(\omega_0); b_1 = 1$ .

$\omega_0$  – kampinis dažnis, apskaičiuojamas pagal formulę  $\omega_0 = 2\pi \frac{f_0}{f_s}$ , čia  $f_0 = 50\text{Hz}$  – tinklo

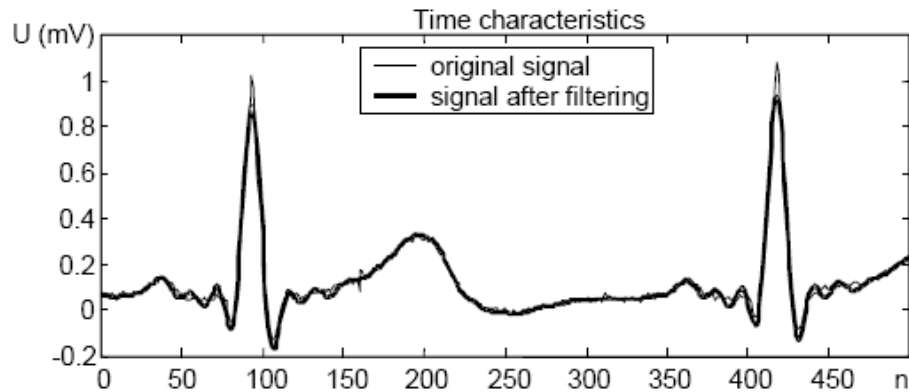
svyravimo dažnis,  $f_s = 500\text{Hz}$  – analoginio signalo skaitymo dažnis.

Taip pat galima paskaičiuoti slopinimo koeficientą:

$$G = \frac{1}{(2 - 2 \cos(\omega_0))}, \text{ šiuo atveju slopinimo koeficientas bus lygus } 2,618.$$

Taigi, turint filtravimo koeficientus, galima gauti filtruotą signalą.

Šis *FIR* metodas naudojamas netik tinklo įtampos filtravimui, bet ir smulkių triukšmų šalinimui. Vienas iš pavyzdžių, *EKG* signalo triukšmų filtravimas, pateiktas 11 pav. [43].



11 pav. *EKG* prieš ir po filtravimo (*FIR* filtras, *LP*,  $N=100$ ,  $500n=1\text{sec}$ ) [43]

### 3.2. Fiziologinių parametrų atpažinimo algoritmo parinkimas

Signalų<sup>5</sup> atpažinimas – signalo tam tikrų parametrų nustatymas, kuris būtinas praktiškai visiems *FPFM*. Galima būtų išskirti dvi *FPFM* signalų grupes: tiesiniai ir banginiai. Paprasčiausia atpažinti tiesinius signalus, kadangi tokiuose signaluose egzistuoja tik po vieną parametras. Šiai grupei priskiriame odos temperatūros bei kraujo spaudimo matavimo metodų signalus, kadangi temperatūra bei kraujo spaudimas kinta lėtai, nesudarant ypatingų kitimo formų (bangų pavidalu), o fiksuojamas parametras yra temperatūros arba kraujo spaudimo amplitudė.

Banginių signalų grupei priskiriami visų likusių metodų signalai. Sudėtingiausia atpažinti *EKG* bei *EEG* signalus. *EKG* turi kelias bangas viename cikle, tai: *QRS*, *P*, *T* ir *U* (*Karenauskaitė 2002 [3]*). Svarbu surasti šių bangų pradžios, aukščiausio pakilimo bei pabaigos taškus laiko ir amplitudės ašyse. *EEG* signalai nėra aiškiai apibrėžti, tačiau skirtingų dažnių diapazonuose skiriami septyni signalų tipai (*Alfa*, *Beta*, *Delta*, *Teta*, *Miu*, *Gama* ir *SMR*) (*Kučinskas, 2007 [20]*), kurie yra banginės prigimties. Kitų signalų atpažinimas yra kur kas paprastesnis, kadangi egzistuoja vieno tipo, aiškiai apibrėžtos bangos, pasikartojančios tam tikru periodu. Banginių signalų grupėje visur susiduriama su bangų pradžios, vidurio, pabaigos laiko ir amplitudės parametrų fiksavimu, tad galime teigti, jog signalų atpažinimo algoritmas, sugebantis fiksuoti *EKG* ar *EEG* signalų bangų parametrus, yra pritaikomas ir kitiems šios banginės grupės signalams. Tad šioje dalyje, bus pateikiama keletas *EKG* signalo atpažinimo algoritmų.

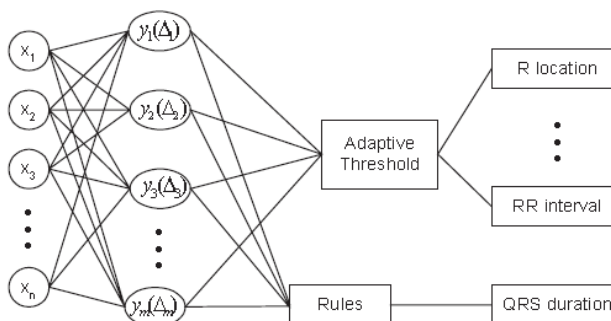
*EKG* signalų atpažinimo algoritmai yra kuriami apie 20 metų, tad egzistuoja visokiausių tipų algoritmų: filtrų bankų (**angl.**, *filter banks*), neuroninių tinklų, *Furjė* transformacijos ir daugelis kitų

<sup>5</sup> – kalbama apie diskrečiuosius signalus, su diskretiniu laiku ir tolydine amplitudė.

metodų. Tačiau kuris metodas geriausiai gali nustatyti *QRS* komplekso intervalą? Xu (2004 [21]) atliko *EKG* algoritmų metodų analizę, ir, panaudojęs šlaito vektoriaus signalo formos (**angl.**, *Slope Vector Waveform*), toliau *SVW*, algoritmą, įrodė, jog šio metodo našumas yra apie 90%. Šiam algoritmui realizuoti, nereikia atlikti didelių matematinių skaičiavimų, tad gali būti naudojamas įvairių tipų sistemose. Tyrimai buvo atliekami naudojant *MIT-BIH* duomenų bazės duomenis.

12 pav., pateikta *R* vietos, *R-R* intervalo ir *QRS* trukmės atpažinimo schema iš *SVW* algoritmu apdorotų duomenų. Čia  $x_i$  – įėjimo signalų aibė,  $y_m(\Delta_m)$  – išėjimo signalų aibė (šlaitiniai vektoriai),  $i \in \{1, n-1\}$ ,  $n$  – įėjimo signalo  $x_i$  skaičius,  $\Delta_m = x_i - x_{i+m}$ ,  $m$  – slopinimo vektorių skaičius. Bendrinė *SVW* formulė (10):

$$y_m(\Delta_m) = \sum_{m=1}^{n-1} \left[ \sum_{i=1}^{n-1} (x_i - x_{i+m}) / m \right] \quad (10)$$



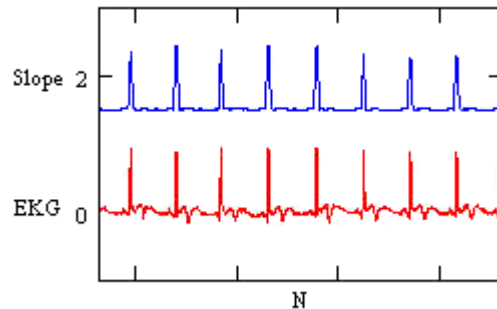
12 pav. *SVW* algoritmo realizacija ir *R* vietos, *R-R* intervalo ir *QRS* trukmės atpažinimo schema [21]

Iš pateiktos formulės (10) matome, jog tai gana paprastas algoritmas, kurio pagrindas yra šlaitai (**angl.**, *slope*), atsirandantys tarp kelių *EKG* signalo taškų. Šis *SVW* yra taikomas, siekiant pašalinti įvairius signalų triukšmus bei gauti kuo lygesnį signalą. Iš gauto signalo galima labai paprastai nustatyti laiko momentus, per kuriuos signalas pradeda didėti ar mažėti. Tai atliekama slenksčių adaptacijos (**angl.**, *Adaptive Threshold*) procese (12 pav.). Šlaitas yra lygus nuliui, kai signalo amplitudė nekinta, neigiamas – signalo amplitudė mažėja, teigiamas – signalo amplitudė didėja. Dar vienas svarbus šio metodo faktas yra tas, jog aukščiausiame *EKG* bangos taške šlaitas kerta  $x$  ašį. Realizavus šį algoritmą, galime nustatyti *R* pozicijas, iš jų paskaičiuoti *R-R* intervalą, bei *HR*.

Kitas autorius (*Marchesi, 2004 [22]*) siūlo naudoti skaitmeninių signalų apdorojimo algoritmą, panašų į prieš tai aptartą. Šį algoritmą naudoja realaus laiko nutolusio objekto (paciento) *EKG* signalų stebėjimo ir analizavimo sistemoje. Algoritmas grindžiamas taip pat šlaitinių vektorių skaičiavimu (11), tik, prieš skaičiuojant šlaito vektorius, apdorojami įėjimo duomenys, tad gal būt šis algoritmas yra tikslesnis.

$$y_i = y_{i-1} - \left( x_{i-\frac{m}{2}-2} - x_{i-\frac{m}{2}} \right)^2 + \left( x_{i+\frac{m}{2}-2} + x_{i+\frac{m}{2}} \right)^2 \quad (11),$$

kur  $y_i$  – išėjimo signalo aibė,  $x_i$  – įėjimo signalo aibė,  $i \in \left\{ \frac{m}{2} + 3, n - \frac{m}{2} + 2 \right\}$ ,  $m$  – apytikslis iteracijų skaičius, į kurį įeina *QRS* kompleksas,  $n$  – įėjimo signalo nuoskaitų skaičius.



**13 pav.** Marchesi (2004 [22]) siūlomo EKG algoritmo realizacija

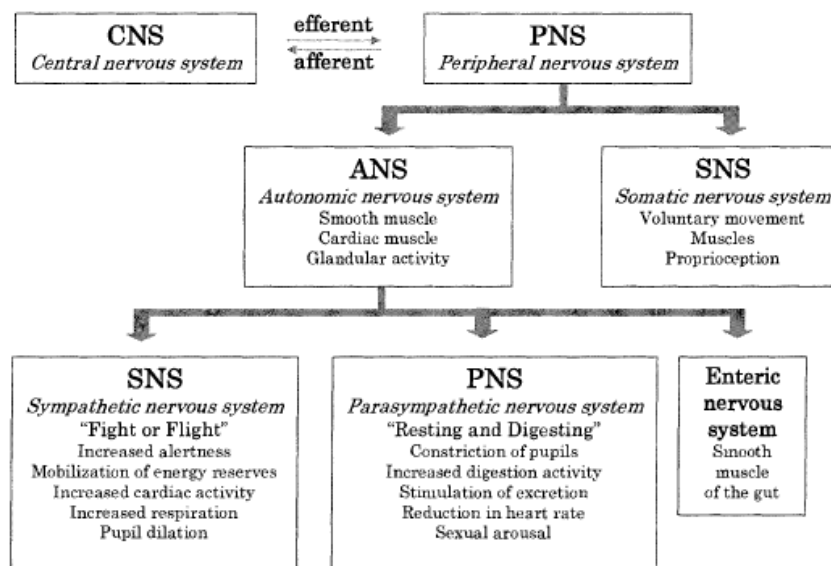
13 pav. EKG duomenys apdoroti su nagrinėjamu algoritmu. Kaip matome, iš pateikto paveikslo, originalus EKG signalas yra nufiltruojamas, pašalinami visi nereikalingi triukšmai. Tokį signalą toliau galima naudoti EKG bangų pozicijų bei jų trukmei nustatyti. Tokiu pat principu, galima analizuoti ir kitų FPFM signalus.

### 3.3. Žmogaus nervinės sistemos įtaka fiziologiniams parametrams

Įrodyta, kad kardiograma, odos laidumas (Villon, 2006 [23]) ir galvos bei piršto temperatūros kitimas (Healey, 2000 [17]), siejamas su žmogaus tam tikros nervinės sistemos dalies veikla. Kitaip tariant, nuo nervinės sistemos veiklos priklauso tam tikrų fiziologinių parametru kitimas, o nervinė sistema yra įtakojama žmogaus emocijų. Žmogaus nervinės sistemos struktūra, pateikta 14 pav., susideda iš centrinės nervų sistemos, toliau CNS, ir periferinės nervų sistemos, toliau PNS. CNS yra siejama su galvos ir nugaros smegenimis, o PNS visa likusi nervų sistemos dalis, neįeinanti į CNS. PNS yra sąryšis tarp žmogaus kūno ir CNS. PNS gauna informaciją iš kūno, ją apdoroja ir siunčia į CNS. Vyksta ir priešingas procesas. PNS yra skirstoma į autonominę nervų sistemą, toliau ANS, ir somatinę nervų sistemą. ANS kontroliuoja visus žmogaus kūne nevalingai vykstančius procesus: kvėpavimą, temperatūros reguliavimą, širdies plakimą, o somatinė nervų sistema kontroliuoja – valingai vykstančius procesus (Rani, 2003 [8], Mandryk, 2005 [9]).

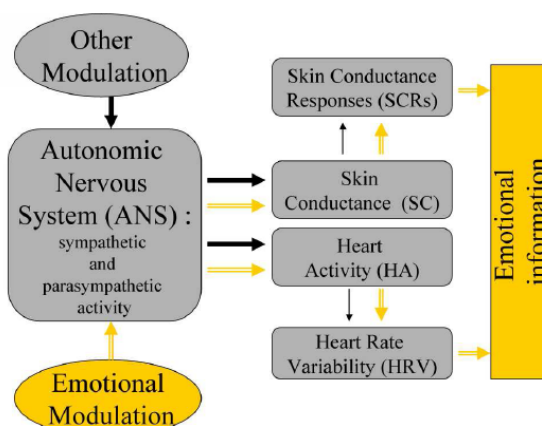
ANS skirstoma į: simpatinę, toliau SNS, ir parasimpatinę, toliau PNS, nervų sistemas, kurios ir yra mūsų tyrimų objektas. SNS reaguoja į stresines situacijas („kova arba skrydis“), dėl kurių pakyla spaudimas, širdies plakimo dažnis, suintensyvėja kvėpavimas ir prakaitavimas. Kitaip tariant, ši nervų sistema yra atsakinga už žmogaus kūno nevalingą reakciją į išorinius dirgiklius (išgąstį, baimę, stresą, pavojus). PNS reguliuoja žmogaus kūno fiziologinius parametrus, priklausomai nuo

atpalaiduojančios veiklos. Jei *SNS* didina visus žmogaus fiziologinius parametrus, tai *PNS* mažina. Normaliomis aplinkybėmis yra balansas tarp *SNS* ir *PNS*.



14 pav. Žmogaus nervinė sistema (Mandryk, 2005 [9])

Villon (2006 [23]) tyrė *ANS* emocinę informaciją per širdies veiklos bei odos aktyvumo parametrus, kurie suteikia labai daug informacijos apie *ANS* veiklą. 15 pav. pateiktas informacijos apie emocijas gavimo modelis. Grandinės pradžioje *ANS* įtakoja emocijas, savo ruožtu *ANS* įtakoja širdies veiklą bei odos aktyvumą. Fiksuojant ir atpažįstant širdies veiklos bei odos aktyvumo parametrus (širdies plakimo dažnio kitimas, odos laidumo atsakas), gaunama informacija apie emocijas per susijaudinimo bei valentingumo išraiškas. Susijaudinimo ir valentingumo laipsniai toliau modeliuojami pagal Russell (1980 [12]) dviejų dimensijų emocijų modelį. Norint išgauti daugiau informacijos, prie šių metodų galime prijungti ir odos temperatūros kitimą. Kitose dalyse, bus detaliau aptartas šių fiziologinių parametrų pritaikymas, atpažįstant žmogaus emocijas.



15 pav. *ANS* veiklos emocijų modeliavimas, per fiziologinius parametrus (odos laidumo bei širdies aktyvumo) (Villon, 2006 [23])

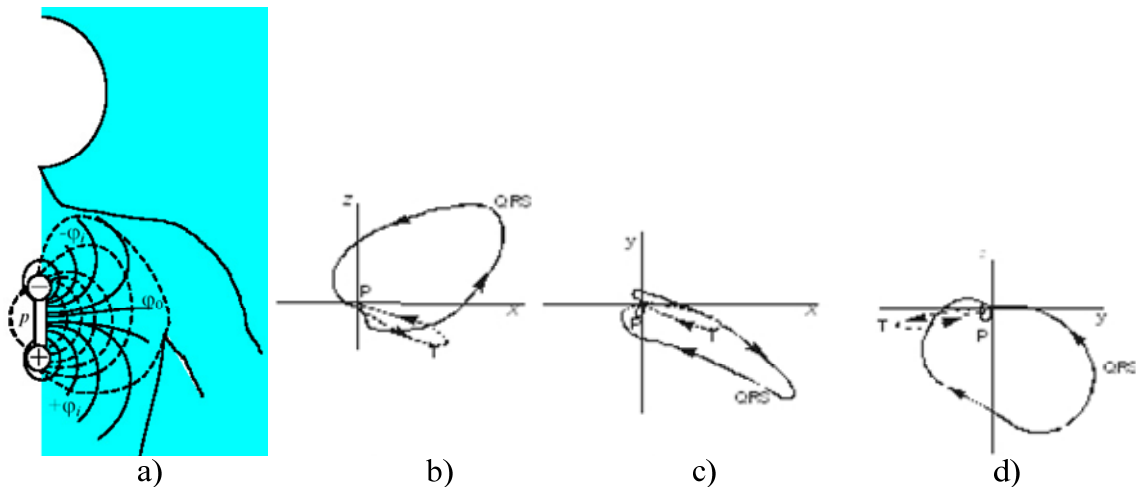
Brunton (2005 [25]) išskyrė tam tikras struktūras, kurias įtakoja simpatiniai ir parasimpatiniai stimulai. 3 lentelėje pateikiamos pagrindinės struktūros, kurios yra informatyvios emocijų atpažinimui. Struktūros praplėstos remiantis kitų autorių argumentais.

**3 lentelė. Supaprastinta ir papildyta (Brunton, 2005 [25]) ANS ir PNS charakteristikų lentelė**

<b>Struktūra</b>	<b>Simpatinis stimulus</b>	<b>Parasimpatinis stimulus</b>
Raumenys	Raumenys susitraukia	Raumenys atsipalaiduoja
Rainelė (akies raumuo)	Vyzdžių išsiplėtimas	Vyzdžių susiaurėjimas
Širdis	Plakimo dažnis didėja	Plakimo dažnis mažėja
Širdis	Stiprina susitraukimų didėjimą	Stiprina susitraukimų mažėjimą
Širdis	Plakimo amplitudė didėja	Plakimo amplitudė mažėja
Kraujo indai (oda)	Susitraukia	Išsiplečia
Kraujo indai (smegenys)	Išsiplečia	Susitraukia
Plaučiai	Kvėpavimo dažnis didėja	Kvėpavimo dažnis mažėja
Apokrininės prakaito liaukos	Prakaitavimas didėja	–
Ekrininės prakaito liaukos	Prakaitavimas didėja	–
Odos temperatūra (galvos)	Didėja	Mažėja
Odos temperatūra (piršto)	Mažėja	Didėja

### 3.4. EKG veikimo principas

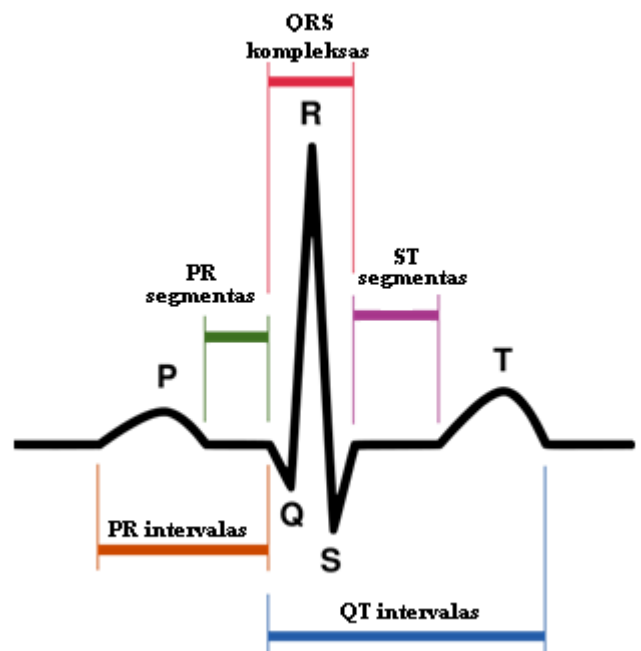
Elektrokardiograma yra kardiografo, kuris laikui bėgant fiksuoja kiekvieną širdies sukeltą elektrinį impulsą, grafiškai išgauta diagrama. Elektrinius impulsus (veikimo potencialus) spontaniškai generuoja tam tikri širdies mazgai (dešinieji ir kairieji prieširdžiai, skilveliai). Kadangi šie mazgai susitraukinėja tam tikra seka, tarp skirtingų mazgų susidaro potencialų skirtumai. Ciklas, per kurį visi mazgai susitraukia po vieną kartą ir įtekėjęs kraujas į širdį yra išstumiamas į aortą, trunka apie 0,8 – 1s. Šio ciklo metu kinta širdies elektrinio dipolio dydis ir kryptis. Tokiu būdu yra sudaromas elektrinis laukas apie širdį (16 pav., a). Širdies veikimo metu elektrinio vektoriaus (dipolio) galas erdvėje brėžia gana sudėtingą uždarą kreivę (16 pav., b, c ir d) [3, 4, 5, 6, 7].



16 pav. Ekvipotencialiniai paviršiai (a) ir širdies elektrinio vektoriaus projekcijos trijose plokštumose: horizontaliojoje (a), frontaliuojoje (b), sagitalinėje (c) [3]

Kiekviena iš tų kilpų žymima lotyniškėmis raidėmis *P*, *Q*, *R*, *S* ir *T*. Kilpų visuma pakankamai išsamiai parodo širdies elektrinio vektoriaus tiek dydžio, tiek krypties kitimą ciklo metu. Šios kilpos įvairiose plokštumose registruojamos elektroniniu oscilografu, o šis metodas vadinamas vektorine elektrokardiografija.

Tačiau dažniausiai medicinos praktikoje yra naudojamas paprastesnis ir istoriškai senesnis metodas – elektrokardiografija, kuri apsiriboja potencialų skirtumo registravimu. Šį metodą 1893 – 1895 metais pirmasis pasiūlė



17 pav. Elektrokardiogramos fragmentas [4]

olandų fiziologas W. Einthoven, kuris įvedė ir šiuo metu naudojamus terminus bei žymėjimus [3, 4, 5, 6, 7].

W. Einthoven pasiūlė tokią idėją: širdį įsivaizduoti „patalpintą“ į lygiakraštį trikampį. Širdies veikimo metu elektrinis vektorius brėžia trigubą kilpą, tai vektoriaus projekcija į bet kurią trikampio kraštinę, užregistruojama kreivė su *P*, *Q*, *R*, *S*, *T* danteliais. Ši kreivė vadinama elektrokardiograma (17 pav., pateiktas elektrokardiogramos fragmentas). Šiame paveiksle pavaizduota normalioji *EKG*. Joje matomi potencialo nukrypimai nuo izoelektrinės (nulinės) linijos, kurie vadinami danteliais. Atstumas tarp dviejų dantelių vadinamas segmentu. Intervalas apima dantelį ir segmentą. Potencialo pakitimai, kurie *QRS* komplekse registruojami aukščiau izoelektrinės linijos, vadinami *R* danteliu, o potencialo nukrypimai žemiau izoelektrinės linijos prieš *R* dantelį žymimi *Q* danteliu, po *R* dantelio – *S* danteliu.

Kiekvienas dantelis turi savo prasmę: *P* dantelis rodo elektrinio signalo atsiradimą dėl dešiniojo prieširdžio susitraukimų, *QRS* ciklas – signalą iš skilvelių, o *T* dantelis – širdies grįžimą į ramybės būseną.

*Elektrokardiografijos* tikslas yra fiksuoti kintamą potencialų skirtumą tarp tam tikra tvarka išdėstytų elektrodų ant kūno. Gautas kardiogramos dantelių amplitudė bei jų trukmė nusako tam tikrus *širdies sutrikimus* arba *jos būsenas*. Todėl svarbu teisingai *EKG* nustatyti laiko intervalus ir amplitudes (17 pav.). Svarbiausio *QRS* komplekso ir intervalų vidutinės trukmės sveikam žmogui pateiktos 4 lentelėje.

4 lentelė. *EKG* laiko intervalų trukmės sveikam žmogui

Laiko intervalas	Trukmė, ms
QRS kompleksas	70 – 110
R – R	600 – 1000
P – Q	150 – 200
S – T	iki 320
Q – T	iki 440

Užrašius kelis *EKG* ciklus ir nustatius *R-R* intervalo trukmę  $\tau_{R-R}$  (*EKG* periodą), galima

apskaičiuoti tiriamojo pulsą:  $pulsas = \frac{60}{\tau_{R-R}} [\text{min}^{-1}]$ , čia trukmė išreikšta sekundėmis. Paprastai

normalus žmogaus pulsas ramybės būsenoje yra 60 – 100  $\text{min}^{-1}$ , priklausomai nuo fizinio aktyvumo. 5 lentelėje pateiktos dantelių įtampos amplitudžių verčių variacijos.

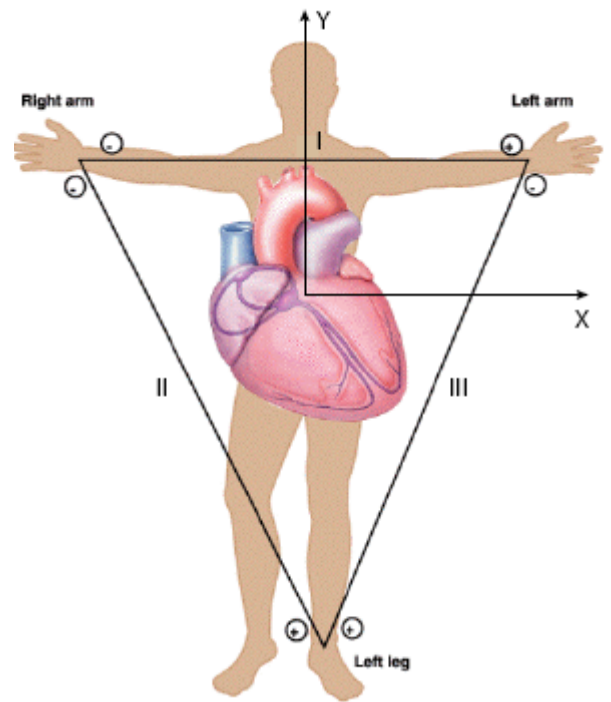
5 lentelė. *EKG* dantelių įtampos amplitudžių vertės sveikam žmogui

	$U_I, \text{mV}$	$U_{II}, \text{mV}$	$U_{III}, \text{mV}$
P	0,01 – 0,12	0 – 0,19	0 – 0,13
Q	0 – 0,16	0 – 0,18	0 – 0,28
R	0,07 – 1,13	0,18 – 1,68	0,03 – 1,31
S	0 – 0,36	0 – 0,49	0 – 0,55
T	0,06 – 0,42	0,06 – 0,55	0 – 0,3

Širdies elektrinio vektoriaus padėties nustatymui kurioje nors plokštumoje reikia nors dviejų vektoriaus projekcijų. Norint jas gauti, pasirenkami trys kūno taškai, kuriuose pritvirtinami

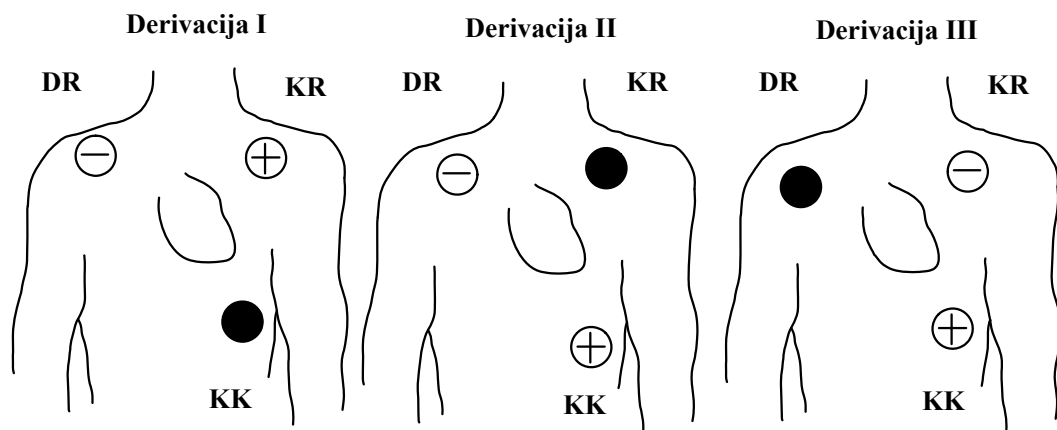
matavimo elektrodai. Tarp jų matuojamas veikimo potencialų (*VP*) sklidimas: paprastai kairiajame petyje, dešiniajame petyje ir pilvo srityje. Sujungus tuos tris taškus, susidaro lygiakraštis trikampis, kurio centre yra širdis. Jis vadinamas *Einthoven* trikampiu (18 pav.).

Praktiškai elektrodas uždedamas ne ant peties, o ant rankos dilbio apatinės dalies, nes taip paprasčiau jį pritvirtinti. Rankos ir kojos yra laidininkai, elektrodų taša, ir jų padėtis elektrokardiogramos registravimui principinės reikšmės neturi. *VP* matavimas tarp kairiosios rankos (*KR*) ir dešinėsios rankos (*DR*) vadinamas pirmąja derivacija (I). Pirmąja derivacija vadinama ir elektrokardiograma, užregistruota iš šių taškų. Antroji derivacija (II) – tai matavimas tarp dešinėsios rankos (*DR*) ir kairiosios kojos (*KK*), o trečioji derivacija (III) – kairioji ranka (*KR*) ir kairioji koja (*KK*). Šios trys derivacijos vadinamos pagrindinėmis *Einthoven*, arba galūninėmis, derivacijomis (19 pav.). Kiekvienam *EKG* danteliui



18 pav. *Einthoven*o trikampis [6]

šiose derivacijose galioja *Kirchhofo* įtampų taisyklė:  $U_I = U_{II} - U_{III}$  [3, 4, 5, 6, 7].



19 pav. Trys pagrindinės derivacijos [7]

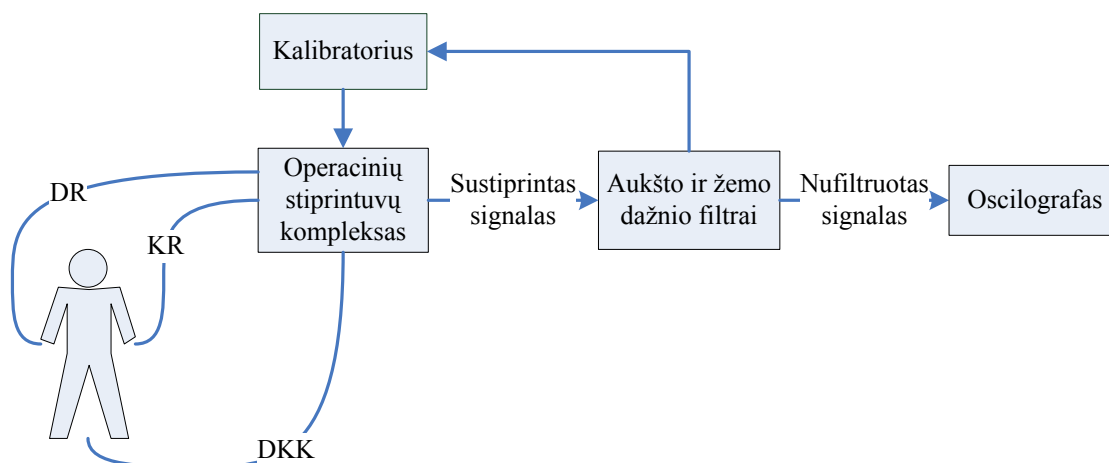
*EKG* registracija pagal *Einthoven* priklauso bipolinei (dvipolinei) registracijos rūšiai, kadangi jos metu matuojamas potencialų skirtumas tarp dviejų elektrodų. Kita registracijos rūšis vadinama unipoline (vienpoline). Jos metu matuojamas susidaręs potencialų skirtumas tarp aktyvaus (diferentinio) ir neaktyvaus (indiferentinio) elektrodų [3].

Supaprastinto oscilografo struktūrinė schema pateikta 20 pav. Jį sudaro:

- Elektrodai, padaryti iš nušlifuoatų plieninių plokštelių, padengtų sidabru, siekiant panaikinti kontaktinę varžą. Elektrodų jungimo ant kūno sritys nurodytos 19 pav.

Reikėtų paminėti ir tai, jog yra galūniniai bei krūtininiai elektrodai. Krūtininiai yra šeši ir dedami krūtinės srityje, tačiau elektrokardiogramai išgauti pakanka ir galūninių elektrodų.

- Operacinių stiprintuvų komplekso – potencialų skirtumą tarp elektrodų stiprinančio apie 500 kartų.
- Aukšto ir žemo dažnio filtrų, skirtų pašalinti nereikalingus trikdžius, sukeltus kontaktinės varžos bei maitinimo šaltinio.
- Kalibratoriaus, reguliuojančio stiprinimo koeficientus.

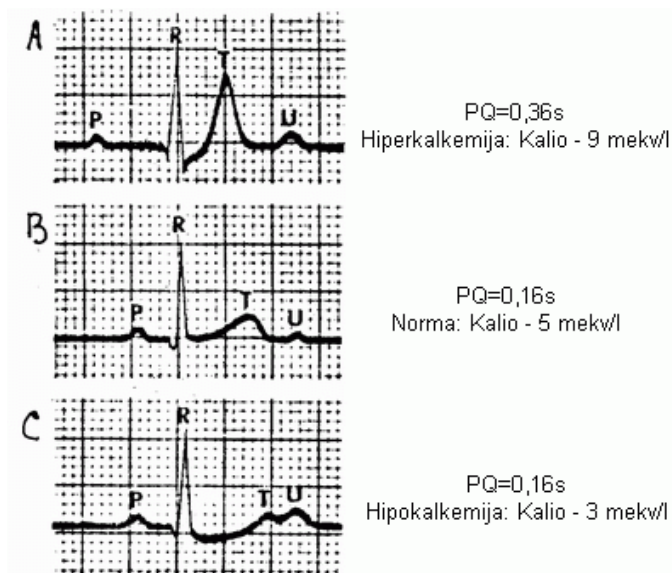


20 pav. Supaprastinta elektrokardiografo principinė schema

### 3.5. EKG signalų atpažinimo metodai ir algoritmai

*EKG* galima naudoti keliais aspektais. Vienas aspektas yra žmogaus širdies ligų nustatymui, pagal tam tikrus kardiogramos ypatumus. Kiekvieno dantelio forma (uždelsimas ir amplitudė) nusako apie tam tikrą žmogaus širdies būseną. Pateiksime kelias pagrindines širdies sutrikimo diagnozes:

- Sąryšyje tarp bangos *P* ir komplekso *QRS* galima identifikuoti įvairias širdies aritmijos formas (**angl.**, *cardiac arrhythmias*), t.y., neregulius, per greitas arba per lėtas širdies plakimo dažnis [5]. Šiuo atveju reikia nustatyti *PR* intervalo trukmės kitimą laike. Panašią diagnostiką galima nustatyti vien iš *QRS* komplekso.
- Pagal *RT* segmentą bei *QRS* kompleksą yra nustatomas miokardo infarktas (**angl.**, *Myocardial infarct*). Tai vidurinės širdies sienelės raumens infarktas [5].
- Pagal *PQ* intervalą ir *QT* segmentą nustatomas kalio kiekio perteklius (*Hiperkalkemija*) arba trūkumas (*Hipokalkemija*). Hiperkalkemija identifikuojama kai pailgėja *PQ* intervalas ir sutrumpėja *QT* intervalas, o *T* dantelis įgauna didelę amplitudę. Hipokalemijos atveju viskas vyksta priešingai (21 pav.) [5].



21 pav. EKG pakitimai priklausomai nuo kalio koncentracijos [5]

Egzistuoja tam tikros bazinės taisyklės, padedančios identifikuoti žmogaus širdies ritmą, tai: koks yra dažnis? Ar jis reguliarus ar ne? Ką rodo *P* banga? Ką rodo *QRS* kompleksas? Ar dažnis tarp *P* bangos ir *QRS* kompleksas yra 1:1? Ar *PR* intervalas nekinta? [4]

Šios taisyklės atsiranda iš *EKG* pakitimų, nusakančių tam tikras ligas. Tad pagal tam tikrų ligų atpažinimą iš *EKG* yra sudaromi tam tikri algoritmai, realizuojantys panašiai sudarytas taisykles.

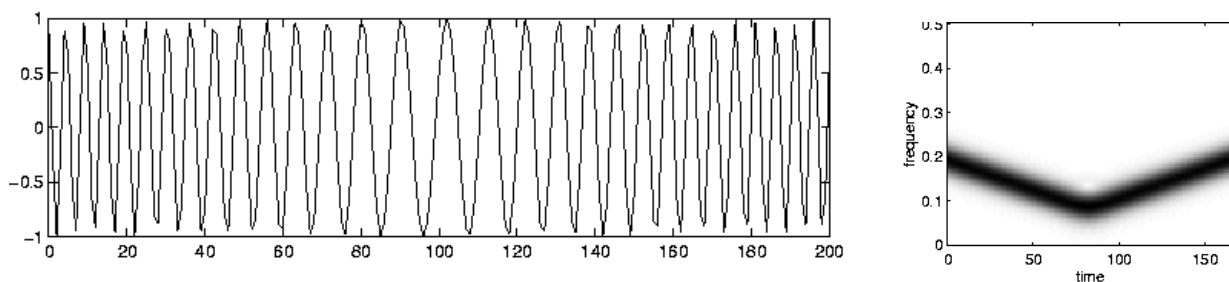
Kaip matome medicinoje kardiograma yra labai informatyvi nustatant įvairias širdies ligų diagnozes. Tačiau egzistuoja dar vienas *EKG* panaudojimo aspektas. Kardiogramoje gali atsispindėti žmogaus tam tikros nervinės dalies veikla. Iš 3.3 poskyryje aptartos informacijos (kaip nervinė sistema įtakoja fiziologinius parametrus), galime teigti, kad iš širdies plakimo dažnio galima nustatyti žmogaus emocinę būseną. Jei plakimo dažnis didėja, vadinasi žmogaus susijaudinimo laipsnis didėja, priešingu atveju mažėja.

Čia įvedama dar viena sąvoka – širdies dažnio kitimas (*HRV*). Yra pastebėta, kad priklausomai nuo žmogaus būsenos kinta ir *HRV*. Atsipalaidavimo būsenoje *HRV* padidėja, tai susiję su *PNS*. Aktyvioje, įsitempusioje būsenoje *HRV* mažėja, tai susiję su *SNS*. *HRV* mažėjimas pastebėtas netik dirbant fizinį darbą, bet ir mažstant, sprendžiant tam tikrą uždavinį. Tai galima sieti su valentingumo laipsniu dviejų dimensijų emocijų modelyje [8, 9].

*HRV* apskaičiuojamas iš *HR* variacinės eilutės. *HR* apskaičiuojamas pagal plakimo intervalą<sup>6</sup> (**angl.**, *Interbeat Interval*), toliau *IBI*. *HRV* apskaičiavimui reikia mažiausiai trijų širdies plakimo ciklų. Norint paskaičiuoti *IBI*, reikia žinoti *R* dantelių pozicijas laike, tai galima padaryti pasinaudojant 3.2 poskyryje išanalizuotais *SVW* arba siūlomu *Marchesi (2004 [22])* metodais.

<sup>6</sup> laiko tarpas tarp dviejų kardiogramos dantelių R-R.

*HRV* gali būti vertinamas laiko ir dažnio domenuose. Apskaičiuojant kiekvieno širdies ciklo *HRV* ir  $x$  ašyje atvaizdant laiką, o  $y$  ašyje – *HRV*, gauname laiko domeno analizę (22 pav., kairėje). Atvaizdant  $y$  ašyje *HRV* dažninę išraišką, gauname dažnio domeno analizę (22 pav., dešinėje).



22 pav. Kairėje laiko domeno signalas, dešinėje pateikta signalo pateikto kairėje pusėje spektrograma (Selesnic, 2005 [24])

Teigiama, kad, tiriant *HRV* tam tikro dažnio ribose, galima išgauti daug naudingos informacijos apie emocijas (Villon, 2006 [23]). Išskirtos trys spektrinės analizės dažnių ribos: aukšto dažnio (0,15–0,4 Hz) siejamas su *PNS* (poilsis, atsipalaidavimas), vidutinio dažnio (0,04–0,15 Hz) siejama su *SNS* (skristi ar kovoti) ir žemo dažnio (0,01–0,04 Hz), kurio prasmė dar nėra aiškiai atskleista [9, 10, 23]. Šie dažnių diapazonai skirtinguose šaltiniuose šiek tiek skiriasi. Atsižvelgiant į prieš tai pasakytus teiginius, galime teigti, jog čia yra reikalinga *HRV* spektrinė analizė.

Spektrinė analizė yra naudinga dėl to, kad: parodo, kokiuose dažniuose ir kaip stipriai keičiasi signalas, pašalinami trumpalaikiai (atsitiktiniai) signalo triukšmai, ženkliai sumažinamas apdorojamos informacijos kiekis ir apdorojimo laikas (Kučinskas, 2007 [20]).

Egzistuoja daug metodų, skirtų signalo keitimui į dažninę sritį. Anksčiau dažniausiai buvo naudojami du metodai: greitoji Furjė transformacija (**angl.**, *Fast Fourier Transform*), toliau *FFT*, ir *AR* spektrinis vertinimas (**angl.**, *AR spectral estimation*). Korhonen (1997 [10]), atlikęs šių metodų lyginimo analizę, teigia, kad *AR* metodas yra pranašesnis už *FFT* dėl tokių priežasčių: geriau glodina, daug lengviau interpretuojamas spektras, geresnė spektro rezoliucija esant trumpiems duomenų ilgiams ir paprasta spektro dekompozicija į šakninius komponentus. Tačiau nepaisant to *FFT* yra dažniau naudojamas.

Pateikiama *FFT* formulė (12) [53]:

$$X(k) = \sum_{j=1}^N x(j) \omega_N^{(j-1)(k-1)} \quad (12)$$

čia,  $x(j)$  – kompleksiniai skaičiai apskaičiuojami pagal formulę (13) [53],  $k = 0, \dots, N-1$ ,

$N$  – įeinamo signalo nuoskaitų kiekis,  $\omega_N = e^{\frac{(-2 \cdot \pi \cdot i)}{N}}$ .

$$x(j) = \left( \frac{1}{N} \sum_{k=1}^N X(k) \omega_N^{-(j-1)(k-1)} \right) \quad (13)$$

Kaip matome, formulės (12, 13) yra gana sudėtingos, tad, realizuojant *FFT* bet kokioje programavimo terpėje, gali kilti tam tikrų nesklandumų. *Matlab* turi tokia *FFT* skaičiavimo funkciją. Skaičiuojant *FFT* naudojant *Matlab* neturėtų kilti jokių sunkumų.

Pastaruoju metu dažnai sutinkamas trumpojo laiko *Furjė* transformacijos (**angl.**, *Short Time Fourier Transform*), toliau *STFT*, panaudojimas (*Selesnic, 2005 [24]*). Tai dar vienas *Furjė* transformacijų šeimos metodas. Čia visas duomenų masyvas skaldomas į dalinai persidengiančius tarpusavyje gabalus. Kiekvienas iš gabalų atskirai transformuojamas ir gauti kompleksiniai rezultatai surašomi į matricą. Matricos įrašai rodo signalo amplitudę ir fazę kiekvienu laiko momentu ir kiekvienoje dažnio atkarpoje (*Kučinskas, 2007 [20]*). Šį procesą galima būtų aprašyti taip (14) [54]:

$$STFT\{x[n]\} \equiv X(m, \omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n] \cdot w[n-m] \cdot e^{-j\omega \cdot n} \quad (14)$$

čia  $x[n]$  – signalas,  $w[n]$  – „langas“ (periodas, kuriam atliekama transformacija (žr. 23 pav.)), apskaičiuojamas pagal „Hamming“ lango funkcijos formulę (15).

$$w[k+1] = 0.54 - 0.46 \cos\left(2\pi \frac{k}{n-1}\right) \quad (15),$$

kur  $k = 0, \dots, n-1$

*Matlab* nėra tokio atskiro metodo, skirto *STFT* skaičiavimams, tačiau yra spektrogramos funkcija, kurioje realizuotas šis metodas. Pasinaudojus spektrogramos funkcija, gauname *STFT* rezultatus.

*Villon (2006 [23])* siūlo naudoti trumpojo laiko greitąją *Furjė* transformaciją, toliau *STFFT*. Čia iš esmės naudojama greitosios *Furjė* transformacijos algoritmas, tačiau jis atliekamas su tam tikru besikeičiančiu laike duomenų kiekiu. Pvz., pirma skaičiuojama *FFT* iš *IBI* aibės elementų nuo 1-20, po to perstumiami *IBI* aibės masyvo elementai per 1 poziciją (2-21), iš kurio vėl skaičiuojamas *FFT*. Šie *IBI* aibės elementai yra vadinami langu (spektru). Kiekvienos iteracijos rezultate gaunamas spektro dažnio stiprumo vektorius, kuris yra laikoma *HRV*. 24 pav. pateiktas šis *HRV* išskyrimo modelis, čia:

- 1 etapas. Kardiogramos *R* dantelių nustatymas.
- 2 etapas. Apskaičiuojami intervalai (*IBI*) tarp *R-R* dantelių.
- 3 etapas. Parenkamas langas tam tikram *IBI* kiekiui (*N*).
- 4 etapas. *IBI* transformuojami į dažninę sritį pagal *FFT* (čia autorius žymi *STFT*, tai klaidinga, kadangi tai yra kitas metodas, nors labai artimas autoriaus metodui) metodu.
- 5 etapas. Pagal formulę (16) atliekama galios spektro tirštumo (**angl.**, *Power Spectral Density*), toliau *PSD*, analizė.

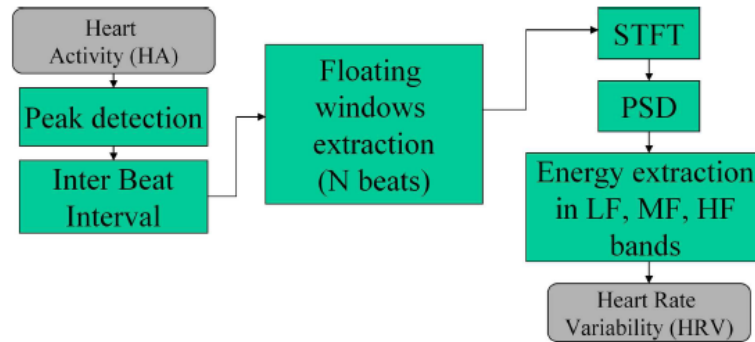


23 pav. Hamming langas naudojamas *STFT*

$$PSD(i) = |FFT(i)|^2 \quad (16)$$

6 etapas. Dažnių diapazonų, kuriuose parodoma *ANS* veikla, išskyrimas ir jų galios apskaičiavimas. Tam reikia apskaičiuoti dažnių intervalą  $f(i) = i * F_s / N$ , čia  $F_s$  – duomenų (šiuo atveju *IBI*) nuskaitymo dažnis, kuris paskaičiuojamas pagal 17 formulę:

$$F_s = \frac{\sum_{i=1}^N IBI_i}{N} \quad (17)$$



24 pav. Širdies dažnio kitimo matavimo modelis dažnių srityje (Villon, 2006 [23])

### 3.6. Odos laidumo (SC) metodo veikimo principas ir atpažinimo algoritmas

*Odos laidumas* yra vienas iš labiausiai naudojamų *FPF* metodų, žmogaus psichologinės būsenos per jo fiziologinius parametrus tyrimui. Metodas siejamas su žmogaus simpatine nervų sistema (Mandryk, 2005 [9]). Simpatinė nervų sistema reguliuoja prakaito liaukų veiklą (Villon, 2006 [23]). Natūraliai, stresinėse situacijose, prakaito liaukos išskiria daugiau prakaito, todėl mažėja odos laidumas. Tad odos elgsena susijusi ne tik su odos temperatūros pokyčiais, bet ir su nervinimusi ar jaudinimusi. Iš to išplaukia, jog odos elektrinis aktyvumas yra geras faktorius nustatant žmogaus susijaudinimo laipsnį. Odos laidumas dar kitaip vadinamas elektriniu odos aktyvumu (**angl.**, *Electrodermal Activity – EDA*).

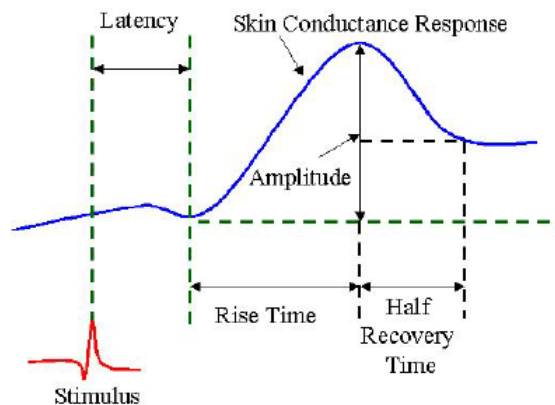
Egzistuoja keletas pagrindinių odos laidumo matavimo principų: per odą leidžiant nedidelę įtampą, matuojamas srovės arba įtampos kitimas. *SC* paprastai yra matuojama „mikro–Symensais“ (**angl.**, *Siemens*) ( $\mu S$ ) (Schmidt, 2000 [35]). Symensai yra siejami su odos varža (**angl.**, *Skin Resistance*), toliau *SR*, tai atvirkštinis dydis *SC*. *SR* yra matuojamas „mega–omais“, kurio išraiška yra:  $\Omega = \frac{1}{S}$ . *SR* nebėra naudojamas odos elektriniam aktyvumui matuoti.

Kaip jau buvo minėta 1.2 poskyryje, odos laidumas turi du parametrus: odos laidumo laipsnį ir odos laidumo atsaką. *SCL* nusako toninį<sup>7</sup> odos laidumą, kuris siejamas su susijaudinimo laipsniu.

<sup>7</sup> – kintantį nežymiai, palaipsniui.

Kitas parametras nusako fazinį<sup>8</sup> *SCL* kitimą. Šį kitimą iššaukia trumpas 1 sekundės impulsas, po kurio *SCL* pradeda augti, pasiekia maksimumą ir grįžta į pradinę padėtį. Šis laiko tarpas yra vadinamas *SCR*. *SCR* gali būti charakterizuojamas keturiais parametrais (25 pav.): *SCR* amplitudė (maksimalus odos laidumo padidėjimas), atsako gaištis (**angl.**, *Latency*) laikas po stimulo (trunka apie 1-4s), odos laidumo augimo laikas (**angl.**, *Rise time*) iki maksimalaus taško (trunka apie 2-10 s) ir atsako laikas (**angl.**, *Half recovery time*), per kurį odos laidumo amplitudė sumažėjo per pusę (*Schmidt, 2000 [35]*). Literatūroje *SCR* dar yra vadinamas taip: galvaninis odos atsakas (**angl.**, *Galvanic Skin Response*), galvaninė odos reakcija (**angl.**, *Galvanic Skin Reflex*) arba elektrinis odos atsakas (**angl.**, *Electrodermal response*), tačiau šiuo metu naudojamas *SCR* terminas (*Perry, 2007 [18]*).

*SCL* kitimas yra siejamas su susijaudinimo laipsniu, o *SCR* parametų kitimo priklausomybė nuo fiziologinių veiksnių dar nėra tiksliai nustatyta. Tačiau tikrai žinoma, kad *SCR* atsiradimą iššaukia tam tikri stimulai: dūris, grėsmė, įsivaizdavimas, protinės pastangos, emocijos, susijaudinimas ar dėmesys. Į šiuos stimulus reaguoja simpatinė nervų sistema, reguliuodama endokrininių liaukų veiklą. Kuo didesnis odos laidumo atsako laikas ir kuo trumpesnė gaištis tuo didesnis susijaudinimas (*Perry, 2007 [18]*).



25 pav. Fazinio odos laidumo kitimo teorinė kreivė, čia pateikti *SCR* parametrai [8]

Kadangi turime du skirtingus *SC* parametrus, juos turime atskirti. Tam yra naudojami filtravimo algoritmai, kuriuos išnagrinėjome 3.1 poskyryje. Tarkime *SCL* kitimo periodas yra 10s, o *SCR* kinta 3 kartus greičiau. Tada, norint gauti *SCR* signalą, mums reikės nufiltruoti *SCL* signalą, kintantį  $\frac{1}{10} = 0,1\text{Hz}$  dažniu. Analogiškai su *SCL* signalo išskyrimu,  $1 \div \frac{10}{3} = 0,3\text{Hz}$ . Čia galima naudoti žemo dažnio arba aukšto dažnio filtravimo algoritmus. Taip pat reikia nepamiršti, jog reikia nufiltruoti triukšmus.

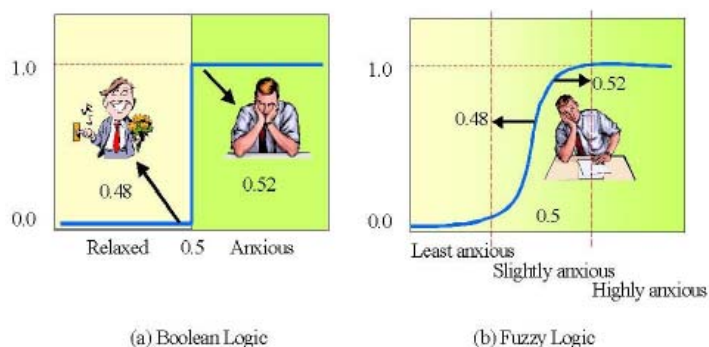
Atlikus filtravimą, galima sudarinėti *SC* parametų atpažinimo algoritmus. *SCL* nustatymui nereikia jokių skaičiavimų, kadangi *SCL* neturi banginės prigimties kitimų ir jo reikšmę atitinka

<sup>8</sup> – kintantį tam tikrą laiką, kuris yra žymiai trumpesnis už toninį kitimą. Siejama su staigiais pokyčiais.

reali elektrinė odos laidumo reikšmė. Atpažinti *SCR* parametrus yra sudėtingiau. Pirmiausia reikia pasiruošti signalą taip, kad nebūtų jokių atsitiktinių signalo šuolių. Tam panaudojamas *SVW* algoritmas, kuris nustato signalo kitimo slenksčius. Toliau, reikalingas algoritmas nustatantis keturis *SCR* parametrus. Tokį algoritmą sudarė *Wang* (žr., 1 priedo 5 pav.) (*Wang, 2006 [36]*).

### 3.7. Neraiškiosios valdymo sistemos panaudojimas atpažįstant emocijas

Neraiškioji logika (**angl.**, *Fuzzy Logic*) buvo išrasta profesoriaus *Lotfi A. Zadeh* 1960 m. (Berkeley universitetas, Kalifornija). Neraiškioji logika buvo plėtojama siekiant pakeisti matematinės taisyklės ir funkcijos, norint užklausas vykdyti natūraliąja kalba. Neraiškioji logika pateikia tarpines skaičiavimo reikšmes tarp teisybės ir neteisybės su galutinėmis reikšmėmis tarp 0 ir 1 (*Chen, 2000 [37]*). Pasinaudojus neraiškiaja logika yra galimybė įvertinti, pvz., vidutinišką susirūpinimą tarp visiškai atsipalaidavusio ir susirūpinusio žmogaus (26 pav.).

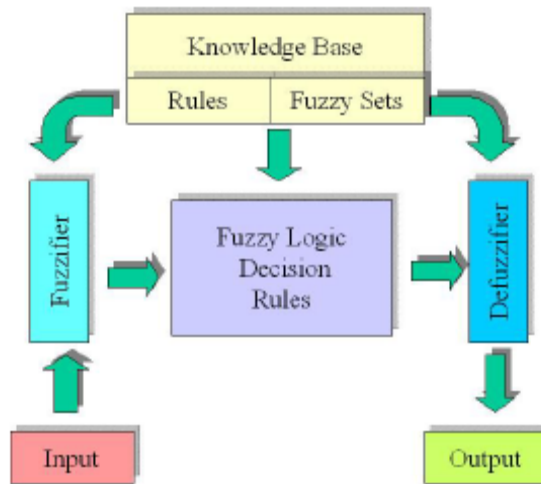


26 pav. Neraiškiosios (b) ir tradicinės logikos (a) pavyzdys (*Rani, 2003 [8]*)

Sudaryta neraiškiosios logikos sprendimų priėmimo sistema (27 pav.), kuri ir yra laikoma neraiškiaja valdymo sistema (**angl.**, *Fuzzy Control System*), toliau *FCS*. 27 pav. vaizduojamos *FCS* sudedamosios dalys: *įėjimas*, *įėjimo fuzifikacija*<sup>9</sup>, *žinių bazė*, sudaryta iš taisyklių ir neraiškiųjų aibių, neraiškiosios logikos *sprendimų priėmimo* blokas, *defuzifikacija*<sup>10</sup>, *išėjimas* (*Chen, 2000 [37]*).

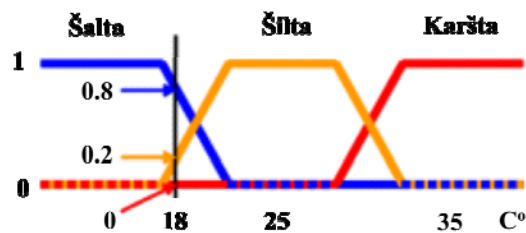
<sup>9</sup> – raiškių įėjimo dydžių išreiškimas neraiškomis aibėmis.

<sup>10</sup> – neraiškių išėjimo dydžių keitimas į raiškius dydžius.



27 pav. Neraiškiosios sprendimų priėmimo sistemos principinė diagrama (Rani, 2003 [8])

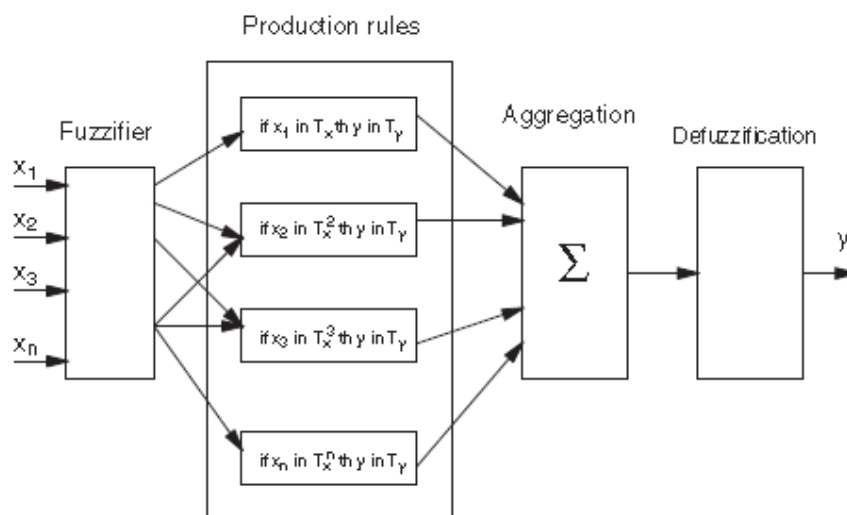
Įėjimai gali būti tolydieji dydžiai, kuriuos nusako tam tikros funkcijos ribose [0, 1] (28 pav.). 28 pav. pateiktas neraiškiosios logikos *fuzifikacijos* procesas, kur pateikiamos 3 temperatūros funkcijos: *šalta*, *šilta* ir *karšta*. Šiuo atveju temperatūra yra įėjimas, o *fuzifikacijos* proceso tikslas yra nustatyti kiekvienos funkcijos reikšmę pagal įėjimo temperatūrą. Pvz., turime temperatūrą 18°C. Ties 18°C išvedus statmenį x ašiai, gauname susikirtimo taškus su temperatūros funkcijomis.



28 pav. Neraiškiosios logikos įėjimo (temperatūros) funkcijos, dar kitaip vadinama *fuzifikacija*

Tie susikirtimo taškai nusako kiekvienos funkcijos reikšmę: *šalta* = 0,8, *šilta* = 0,2, *karšta* = 0, šios reikšmės yra vadinamos neraiškiais dydžiais. Tokiu būdu kiekvienai funkcijai sudaroma neraiškioji aibė, kur poruojama įėjimo reikšmė su atitinkama neraiškia reikšme pagal funkciją:  $\tilde{A} = \{x, \text{šalta}_A(x) \mid x \in X\}$ , čia  $x$  – raiški įėjimo temperatūros reikšmė,  $\text{šalta}_A(x)$  – funkcijos *šalta* neraiški reikšmė nuo  $x$ ,  $X$  – raiški temperatūros reikšmių aibė.

Taisyklės aiškiai nusako ryšį tarp įėjimo kintamųjų ir išėjimo. Čia naudojama *IF/THEN* kalba. Pvz., *IF*  $x = \text{šalta}$  *AND*  $x = \text{šilta}$  *THEN*  $\text{orotemp} = \text{vidutiniškaišilta}$ . Tokius išvedimus atlieka *neraiškiosios logikos sprendimų taisyklių blokas*. Neraiškioji išvedimo sistema pateikta 29 pav. Esant daugiau negu vienai taisyklei, vykdomas *agregavimo procesas*, kuris, pagal kiekvienos taisyklės padarytus išvedimus, apskaičiuoja kiekvieno kintamojo neraiškiosios aibės elementus.



29 pav. Neraiškiosios išvedimo sistemos blokinė diagrama (Chen, 2000 [37])

Po agregavimo vykdomas defuzifikacijos procesas, kuris transformuoja neraiškiosios aibės elementus į raiškiuosius skaičius [37].

Naudojant *FCS*, *Mandryk* pirmajame etape, remiantis fiziologiniais parametrais, išveda susijaudinimo bei valentingumo laipsnius. Antrajame etape pagal susijaudinimo ir valentingumo laipsnius išvedamos emocijos: nuobodulys, iššūkis, susijaudinimas, nusivylimas, malonumas. Šios sistemos įėjime autorė naudoja *SCR*, *HR*, *EMG<sub>sypsenā</sub>* ir *EMG<sub>antakiai</sub>*. Visi fiziologiniai parametrai yra normalizuojami pagal formulę (18). Pagal įėjimo fiziologinių parametų reakciją į emocijas buvo sudarytos 22 taisyklės susijaudinimo ir valentingumo laipsnių išvedimui. Siekiant išvesti emocijas buvo sudaryta 66 taisyklės (1 priedo 6 pav.) [9].

$$HRV(i) = \left( \frac{HRV(i) - HRV_{\min}}{HRV_{\max} - HRV_{\min}} \right) \cdot 100 \quad (18)$$

Šį metodą naudojo ir *Rani*, kuris panaudojo daugiau fiziologinių parametų įėjime, tačiau išėjime išvedė tik susijaudinimo laipsnį [8]. Tad galime teigti, jog neraiškioji logika yra naudojama emocijų atpažinimo procese, tačiau kuo ji pranašesnė už kitus mašininio mokymosi ar neuroninių tinklų metodus?

*Mandryk* teigia, jog neuroniniai tinklai yra jautrūs duomenų netikslumams (atsitiktiniams dydžiams) išeinantiems iš bendro modelio ribų. Netikslumai gali įtakoti modelio pakitimus, kadangi neuroninių tinklų atveju bendrinis klasterizavimo modelis yra išmokomas iš tiksliai apibrėžtų įėjimo ir išėjimo duomenų. Neraiškiosios logikos atveju viskas yra priešingai: įėjimo ir išėjimo duomenys yra neraiškūs, surišti su gerai apibrėžtomis *IF/THEN* ekspertinėmis taisyklėmis [9].

Bendriniu atveju neraiškioji logika turi būti naudojama tokiais atvejais (Cox, 1992 [38]):

- (1) vienas ar keli valdymo kintamieji yra tolydieji;
- (2) kai procesui neegzistuoja matematinis modelis;
- (3) kuomet susiduriama su dideliais aplinkos triukšmais;

- (4) kuomet ekspertas gali identifikuoti taisykles, nusakančias sistemos aplinką ir neraiškiąsias aibes, kurios nusako kiekvieno kintamojo charakteristikas.

Projektuojamos emocijų atpažinimo sistemos atveju: visi fiziologiniai parametrai yra tolydieji dydžiai, jokio atskiro matematinio modelio emocijų išvedimui neegzistuoja, sutinkami triukšmai, bei ekspertas gali identifikuoti taisykles ir neraiškiąsias aibes. Šis atvejis tenkina visus punktus. Tačiau iškyla problema – įėjimo kintamųjų funkcijų nustatymas. Jas reikia išgauti remiantis eksperimentiniais tyrimais, kaip tai darė *Mandryk* (1 priedo 8 pav.). Nustačius vienos sistemos kintamųjų funkcijas, kitoje sistemoje jos gali būti kiek kitokios, tad reikėtų vėlgi atlikti eksperimentus.

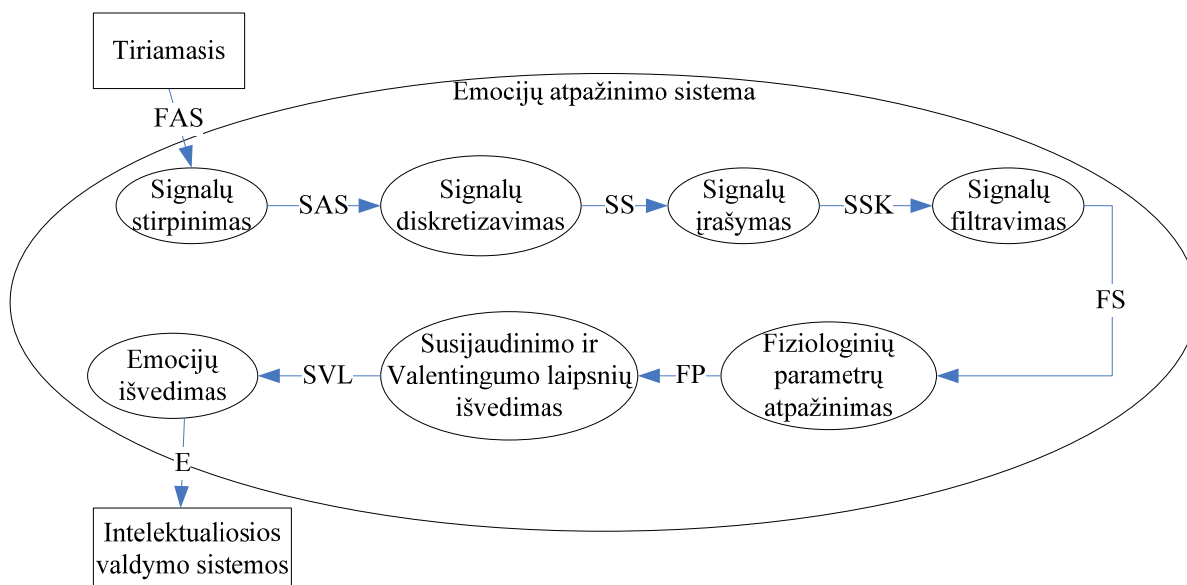
#### 4. ŽMOGAUS EMOCIJŲ ATPAŽINIMO SISTEMOS PROJEKTAVIMAS

Šiame skyriuje yra projektuojama emocijų atpažinimo sistema, kurią sudaro aparatūrinė ir programinė įranga. Pirmojoje dalyje pateikiamas emocijų atpažinimo sistemos koncepcinis modelis, antrojoje – aparatūrinės įrangos modelis. Trečiojoje dalyje aptariama protokolo formavimo, sąsajoje tarp mikrovaldiklio ir kompiuterio, problema. Ketvirtojoje dalyje pateikiami suprojektuoti algoritmai, skirti, fiziologiniams parametrms iš fiziologinių signalų, nustatymui. Ir penktojoje dalyje projektuojama neraiškioji valdymo sistema siekiant atpažinti emocijas.

##### 4.1. Emocijų atpažinimo sistemos koncepcinio modelio projektavimas

Remiantis analitinės dalies išvadomis (1.4 poskyris), buvo sudarytas emocijų atpažinimo koncepcinis modelis (30 pav.). Naudota duomenų srautų diagramų (**angl.**, *Data Flow Diagram*) metodika. Čia ovalais žymimi procesai, stačiakampiais – išoriniai sistemos objektai, rodyklėmis – informaciniai srautai tarp procesų ar objektų. Toliau pateikiamas informacinių srautų aiškinimas:

*FAS* – fiziologinis analoginis signalas, gautas nuo tiriamojo kūno naudojant elektrodus; *SAS* – stiprintuvų komplekso sustiprintas analoginis signalas; *SS* – skaitmeninis signalas; *SSK* – skaitmeninis signalas kompiuteryje; *FS* – filtruotas signalas; *FP* – fiziologiniai parametrai; *SVL* – susijaudinimo ir valentingumo laipsniai; *E* – emocijos.



30 pav. Emocijų atpažinimo sistemos koncepcinė diagrama

Išskiriami du pagrindiniai šios sistemos išorės objektai: tiriamasis ir intelektualiosios valdymo sistemos, toliau *IVS*. Pagal gautus tiriamojo emocinės būsenos rezultatus *IVS* turėtų parinkti tiriamajam optimaliausią poveikio sprendimą. *IVS* gali būti įvairios sistemos, pvz.,: intelektualaus namo sistemos, medicininės priežiūros nuotolinės sistemos, neįgaliųjų adaptavimosi visuomenėje sistemos ir pan. Šio darbo tikslas yra išvesti *IVS* tiriamojo emocinę būseną pagal tiriamojo fiziologinius parametrus. Kaip matome iš 30 pav., tokią sistemą sudaro 7 pagrindiniai

procesai. Pirmieji 4 procesai yra reikalingi sistemose, kur visa techninė įranga yra kuriama, t.y., jei nėra naudojamos jau sukurtomis sistemomis, kurios yra gana brangios.

Pirmasis etapas: elektrodais gauti fiziologinius signalus nuo tiriamojo kūno.

Antrasis etapas – *signalų stiprinimas*: fiziologiniai signalai gauti nuo tiriamojo kūno turi būti sustiprinti daug kartų, kadangi *FAS* yra labai maži. Tad čia yra naudojamas stiprintuvų kompleksas, pagrįstas preciziniais operaciniais stiprintuvais.

Trečiasis etapas – *signalų diskretizavimas*: sustiprinti fiziologiniai signalai turi būti diskretizuoti, t.y., suprantami kompiuteriui. Čia reikia analoginio signalo keitiklo į skaitmeninį (**angl.**, *Analog to Digital Converter*), toliau *ADC*, tai puikiai atlieka „*Atmega16*“, kuris turi tokį modulį.

Ketvirtasis etapas – *signalų įrašymas*: diskretizuoti fiziologiniai signalai turi būti perduoti į kompiuterį ir išsaugoti duomenų bazėje. Čia vėlgi naudojamas mikroprocesorius „*Atmega16*“, kuris, naudojant *UART* protokolą turi galimybę komunikuoti su kompiuteriu per *COM* prievadą. Reikia naujo protokolo formavimo, kadangi *COM* prievado kanalo pralaidumas yra 8 bitai, kuomet *ADC* konvertuoja signalą į 10 bitų. Taip pat reikėtų nepamiršti, jog turime ne vieną, o kelis signalus. Reikia kompiuterinės programos, kuri turėtų tokias charakteristikas: komunikavimas su *COM* prievadu, suformuoto protokolo palaikymas ir signalų saugojimas duomenų bazėje išreikštas *SI* sistemos vienetais.

Penktasis etapas – *signalų filtravimas*: signalai turi įvairiausių triukšmų: tinklo įtampos svyravimai *50Hz*, elektrodų kontaktinė varža, elektrodų judėjimas, diskretizavimo paklaida. Visi šie triukšmai gali gana stipriai iškreipti signalą, tad čia reikia signalų filtravimo. Egzistuoja įvairiausių skaitmeninio signalo filtravimo algoritmų, kuriuos aptarėme 3.1 poskyryje. Filtravimo algoritmus galima realizuoti: mikroprocesoriuje, programoje, kuri įrašinėja signalus į duomenų bazę arba programoje, kuri atlieka emocijų išvedimą.

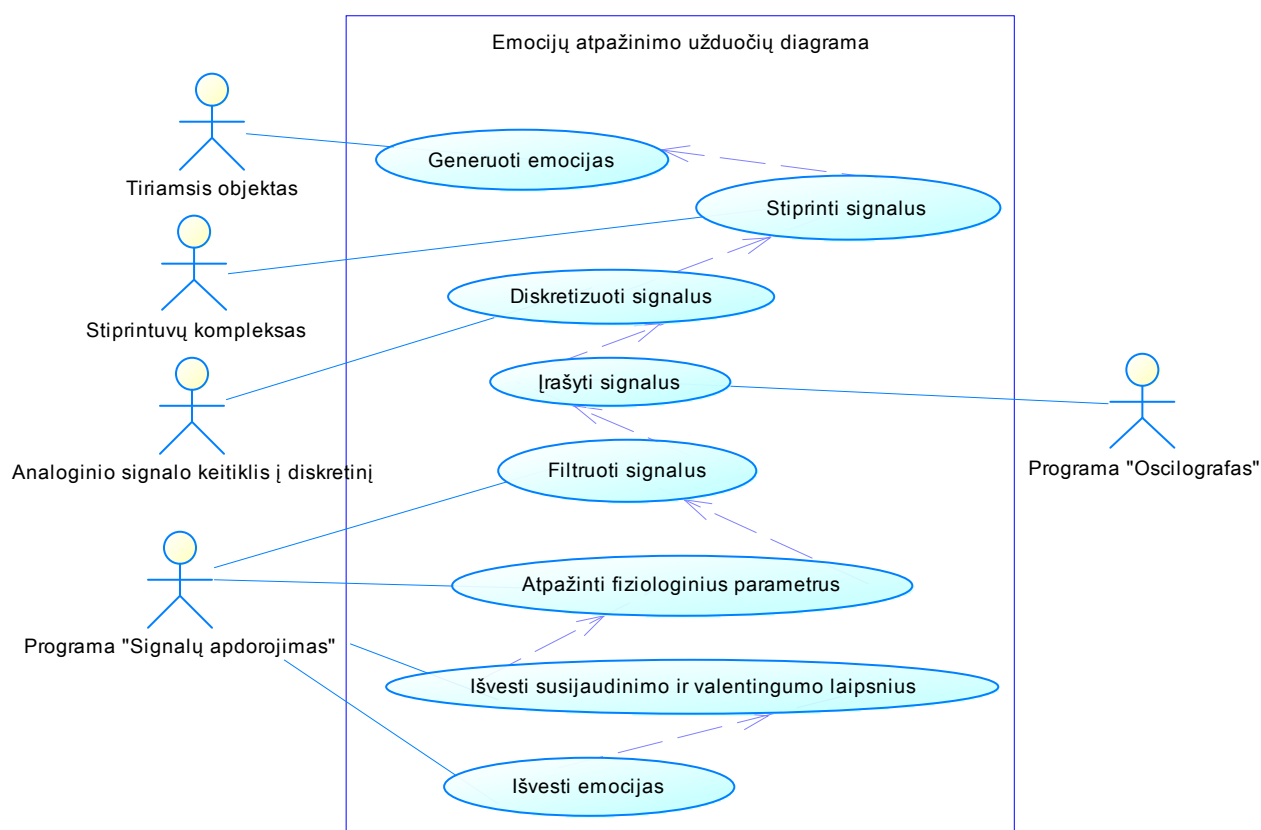
Šeštasis etapas – *fiziologinių parametrų išvedimas*: Iš gautų diskretizuotų signalų reikia nustatyti fiziologinius parametrus, pvz.: *EKG* – dantelių pozicijos laike, *SC* – bangų kilimo ir leidimosi pozicijų nustatymas. Vėliau laike iš šių pozicijų nustatomi kiti parametrai: širdies plakimo dažnis, odos laidumo atsako laikas. Naudojama ir spektrinė analizė, kurią realizuoti nepasinaudojant sukurtais komponentais yra gana sudėtinga.

Septintasis etapas – *susijaudinimo ir valentingumo laipsnių išvedimas*: kadangi fiziologiniai parametrai yra siejami su žmogaus nervų sistema, kuri yra labai susijusi su žmogaus emocijomis, tad iš normalizuotų fiziologinių parametrų galime išvesti tiriamojo susijaudinimo ir valentingumo laipsnius. Tai bus daroma neraiškiosios logikos pagrindu.

Aštuntasis etapas – *emocijų išvedimas*. Pagal *Russell* dviejų dimensijų emocijų atpažinimo modelį bus išvestos emocijos iš susijaudinimo ir valentingumo laipsnių. Čia taip pat bus naudojama neraiškioji logika.

Toliau ciklas kartojasi, iš išvestų emocijų *IVS* atlikus poveikį tiriamajam keičiasi tiriamojo emocinė būsena, kuri vėlgi yra tiriama pagal prieš tai aprašytą procesą.

Siekiant išsiaiškinti tokios sistemos aktorius bei jų atliekamus uždavinius, buvo sudaryta užduočių diagrama, vaizduojanti emocijų atpažinimo procesą (31 pav.).



31 pav. Emocijų atpažinimo užduotys

Kaip matome iš pateikto 31 pav. visos užduotys yra susijusios, kiekviena užduotis naudoja kitų užduočių ir generuoja kitoms užduotims tam tikrus rezultatus, tad kiekviena užduotis vykdoma tam tikru laiku. Identifikuoti du programiniai aktoriai („*Oscilografas*“ ir „*Signalų apdorojimas*“), du aparatūriniai (*stiprintuvų kompleksas* ir *analoginio signalo keitiklis į skaitmeninį*) ir vienas fiziologinis (*tiriamasis objektas*). Kiekviena iš uždavinių gali būti skaidomas į smulkesnius uždavinius.

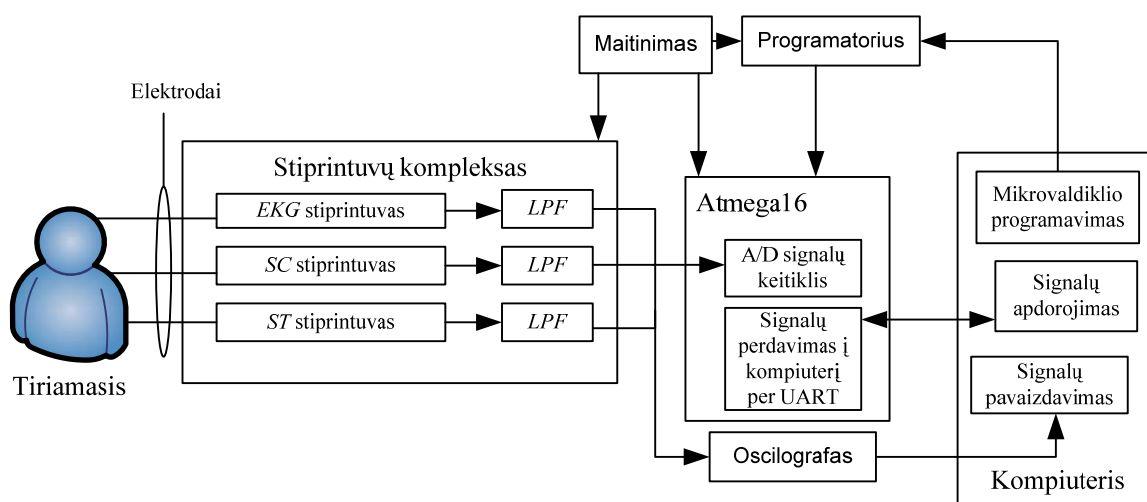
## 4.2. Aparatūrinės įrangos projektavimas

Išskirtos trys dažniausiai naudojamas fiziologinių parametrų fiksavimo diagnostines sistemas:

1. *ProComp+* (*Predinger, 2003 [11]* ir *Zakharov, 2007 [19]*) –dažnai naudojama, dėl plačių galimybių. Priklausomai nuo įrenginio versijos, galimos kanalų skaičiaus variacijos: 2, 5, 8 ar 10 kanalų. Kiekvienas kanalas gali fiksuoti *EEG, EMG, EKG, BVP*, kvėpavimą, temperatūrą,

odos laidumą ir kitų metodų signalus. Sensoriai perkami atskirai kaip ir programinė įranga. Tačiau su šia sistema galima iš karto pereiti prie susijaudinimo ir valentingumo laipsnių nustatymo ir emocijų išvedimo. Patogus įrenginys moksliniams tyrimams, tačiau nelabai tinkamas sistemų realizacijoje.

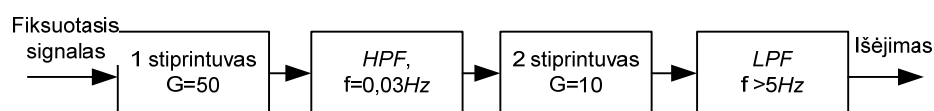
2. *BrainMaster* (Morrissey, 2006 [15]) – skirtas tik *EEG* matavimams. Šis įrenginys pranašesnis už prieš tai minėtąjį, kaina, ir jei reikia atlikti tik *EEG* matavimus, tuomet šis įrenginys tinka optimaliausiai.
3. *Pasidaryk pats* (Healey 2000 [17]) – tiems, kam finansinės galimybės neleidžia įsigyti profesionalių diagnostikos įrankių, kuriamai sistemai, ją gali pasidaryti patys. Taip ir buvo pasirinkta šiame darbe. Nors tai sudėtingiausias ir dar daugiau tyrimų ir eksperimentų reikalaujantis kelias, tačiau jo realizaciją galima bus pritaikyti praktiškai visose tokio tipo sistemose.



32 pav. Suprojektuota blokinė aparatūros įranga

Kaip jau minėjome prieš tai aprašytame skyriuje (4.1), jog emocijų atpažinimo sistemą sudaro du blokai: aparatūrinė įranga ir programinė įranga. Šiame skyriuje yra pateikiama suprojektuota aparatūrinės įrangos sistema (žr. 32 pav.), kurią sudaro:

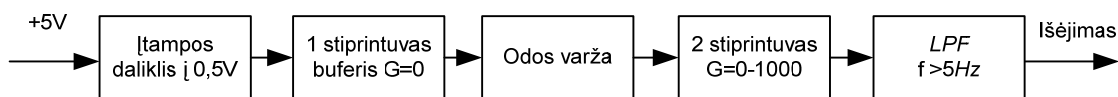
**Stiprintuvų kompleksas** – stiprinami *EKG*, *SC*, *ST* signalai ir filtruojami su *LPF* fiziniame lygmenyje. Elektrinė schema pateikta 1 priedo 15 pav.



33 pav. *EKG* signalo stiprinimo etapai [39]

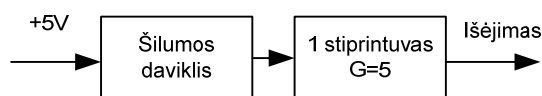
*EKG* naudojamas *AD620* instrumentinis stiprintuvas, kuris 50 kartų sustiprina nuo kūno ateinančią įtampą, jo išėjime yra *HPF* filtruojantis  $0,03\text{Hz}$  dažnį. Šis nufiltruotas signalas vėl stiprinamas 10 kartų su *OP97* preciziniu stiprintuvu. Sustiprintas signalas praleidžiamas pro *LPF* didesniu negu  $5\text{Hz}$  dažniu (šis dažnis reguliuojamas potenciometru) (žr. 33 pav.).

*SC* signalui gauti naudojamas  $0,5V$  daliklis, jo išėjime *OP97* precizinis stiprintuvas, kuris naudojamas čia kaip buferis. Buferio išėjime prijungiami elektrodai prijungti prie odos pirštų. Tuomet signalas stiprinamas ir pagaliau praleidžiamas pro *LPF* (žr. 34 pav.). Šią *SC* schemą pateikė *Healey* savo daktaro disertacijoje [17].



34 pav. *SC* signalo stiprinimo etapai [17]

*ST* gavimo schema sudaryta iš dviejų dalių: šilumos daviklio ir *OP97* precizinio stiprintuvo, kuris 5 kartus stiprina šilumos daviklio generuojamą signalą.



35 pav. *ST* signalo stiprinimo etapai

Mikrovaldiklio „*Atmega16*“ blokas – atliekamas analoginio signalo keitimas į diskretinį, kuris po keitimo perduodamas per „*UART*“ protokolą į kompiuterį dešimtainėje kodavimo sistemoje. Jeigu yra naudojamas 16 bitų (65536 galimų reikšmių) analoginio signalo keitiklis į skaitmeninį, tuomet *SCL* ir *SCR* parametrus atskirti programavimo lygmenyje bus nesudėtinga, bet, jei yra naudojamas tik 12 bitų (4096 galimų reikšmių) signalo keitiklis, tokiu atveju signalą reikia keisti naudojant du kanalus (*Schmidt, 2000 [35]*). Nors *Wang* kartu su bendraautoriumi demonstruoja, jog užtenka 10 bitų signalo keitiklio (*Wang, 2006 [36]*). Turint 10 bitų dydžio signalą susiduriama su kanalo pralaidumo problema. *COM* prievado maksimalus paketo dydis yra 8 bitai, o gaunamas skaitmeninis signalas yra 10 bitų. Tad čia reikia rasti tam tikrų sprendimo metodų. Elektrinė schema pateikta 1 priedo 17 pav., kur reikia paminėti, jog yra įmontuotas optroninių porų blokas, skirtas atskirti signalus tarp kompiuterio ir mikrovaldiklio. Šis blokas reikalingas saugumo sumetimais, nes tiriamasis žmogus bus viena iš sistemos grandžių.

**Maitinimo** blokas – įtampos stabilizatorius skirtas maitinti operacinius stiprintuvus ir mikroschemas (*Max232, Atmega16*). Elektrinė schema pateikiama 1 priedo 16 pav.

**Programatoriaus** blokas – programuojamas „*Atmega16*“ mikrovaldiklis. Elektrinė schema pateikiama 1 priedo 18 pav.

**Oscilografas** – atlieka „*Atmega16*“ bloko funkciją, skirtą testavimams.

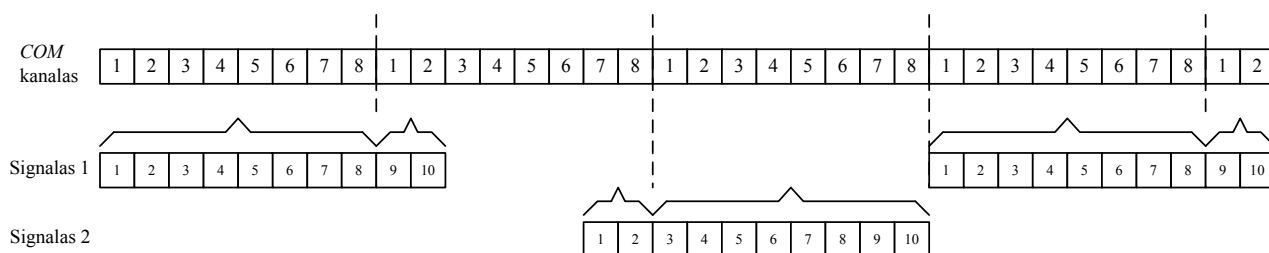
**Kompiuteris** – sudaromas mikrovaldiklio programinis kodas, apdorojami ir atvaizduojami signalai.

**Elektrodai.** Tiek *EKG*, tiek *SC* elektrodai turi būti stabiliai pridėti prie kūno, padengti sidabro chlorido junginiu (*Ag/AgCl*), rekomenduojama naudoti 11mm skersmens. Prieš naudojant gerai nuvalyti tiek elektrodus, tiek odos paviršių. *SC* galimos jungimo vietos yra koja arba delnas. Rekomenduojama matavimus atlikti 25–26<sup>0</sup>C ribose.

### 4.3. Duomenų perdavimo į kompiuterį protokolo formavimas

Realizuojant fiziologinių signalų fiksavimo įrenginį iškilo problema, kaip per 8 bitų kanalą perduoti 10 bitų signalą? Tam buvo išskirti trys pagrindiniai būdai:

- (1) Nuo 10-ies bitų (1111111111) signalo reikia atskelti du bitus ir išsiųsti juos kitu paketu. Tokiu būdu pirmuoju paketu išsiunčiami pirmi 8 bitai, o antruoju paketu kiti 2 bitai. Jeigu norima siųsti kelis signalus vienu metu, tuomet į antrąjį paketą įdedame kito signalo pirmuosius du bitus (žr. 36 pav.). Tokiu būdu dviejų kanalų 10 bitų signalą per 8 bitų kanalą galime perduoti su 3 paketais. Tai atliekama mikrovaldiklyje, o kompiuteryje reikia atlikti priešingą procesą, t.y., sujungti tam tikras paketų dalis.



36 pav. 10 bitų dviejų signalų perdavimo protokolas per 3 paketus

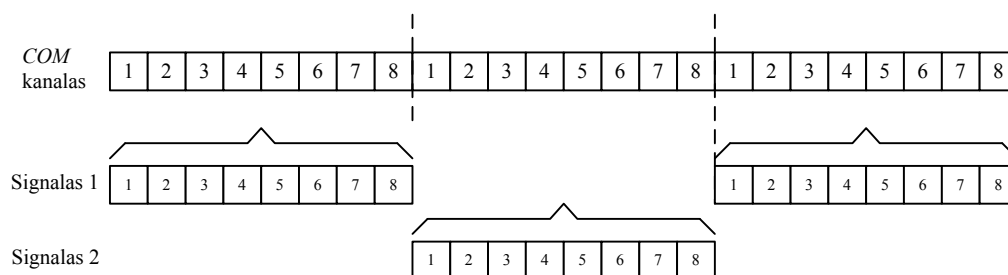
- (2) 10-ies bitų signalą galima konvertuoti į 8 bitus, pagal žemiau pateiktas formules. Skaičiavimai mikrovaldiklyje:

$$U_{10} = \frac{ADC_{10}}{1024} \cdot 5, \quad ADC_8 = \frac{U_{10}}{5} \cdot 256, \quad \text{čia } U_{10} - \text{įtampa, gauta iš 10 bitų signalo, } ADC_8 -$$

$U_{10}$  konvertuojamas į 8 bitų signalą.

Po konvertavimo, gautas 8 bitų signalas perduodamas į kompiuterį per 8 bitų kanalą. Kompiuteryje signalas išreiškiamas įtampa pagal formulę (19). Šiuo atveju du signalai bus perduodami per 2 paketus (žr. 37 pav.). Šis būdas yra greitesnis negu prieš tai aptartas, tačiau turintis tam tikrą nedidelę paklaidą.

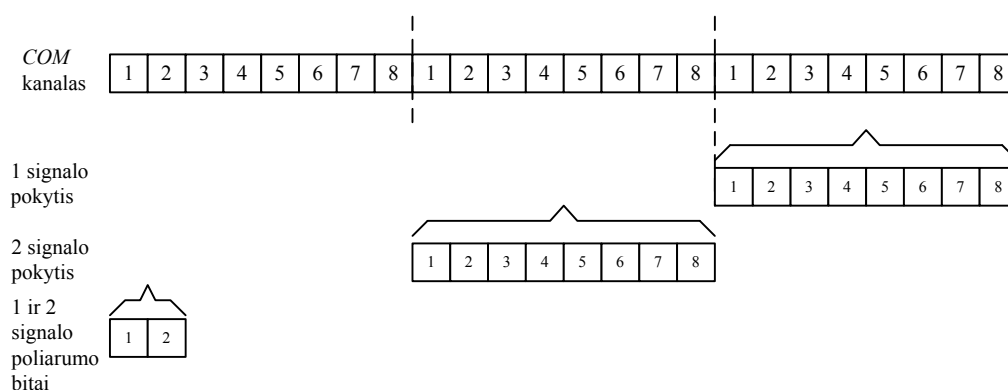
$$U_8 = \frac{ADC_8}{255} \cdot 5 \quad (19)$$



37 pav. 8 bitų dviejų signalų perdavimo protokolas per 2 paketus

- (3) Pokyčio siuntimas. G. Griciaus [55] buvo pasiūlyta siųsti tik signalo pokytį, kartu su informacija apie pokyčio poliarumą (žr. 38 pav.). Pokytis negali būti didesnis už 8 bitus

(255 dešimtainėje skaičiavimo sistemoje). Jeigu pokytis yra didesnis už 8 bitus, tuomet priimama kita reikšmė, kuri lyginama su buvusia, ir pokytis vėl išsiunčiamas.



**38 pav.** Pokyčio siuntimo protokolas per 3 paketus

Reikėtų pastebėti, jog sistema, naudojanti šį protokolą, galėtų dirbti tiksliai tik tuo atveju, jeigu būtų išvengta signalo pokyčių didesnių už 8 bitus. Tai galima būtų padaryti turint didelį nuskaitymo dažnį, bet kuo didesnis nuskaitymo dažnis, tuo labiau yra apkraunamas kompiuteris, ir sistema tampa nenaši. Reikia pasirinkti tokį protokolą, kuris dirbtų tiksliai ir stabiliai visų dažnių diapazonuose (rekomenduojama 255Hz).

#### 4.4. Fiziologinių parametrų atpažinimo algoritmų sudarymas

Šioje dalyje pateikiami algoritmai, kurie nusako, kaip iš fiziologinių signalų nustatyti fiziologinius parametrus. Pirmojoje dalyje yra pateikiamas *IBI* nustatymo algoritmas iš *EKG* signalo. Antrojoje dalyje yra pateikiamas *HRV* spektrinės analizės algoritmai. Paskutinėje dalyje pateikiami *SCR* parametrų nustatymo algoritmai. Odos temperatūrai nustatyti atskiro algoritmo nereikia.

##### 4.4.1. *EKG* parametrų atpažinimo algoritmo projektavimas

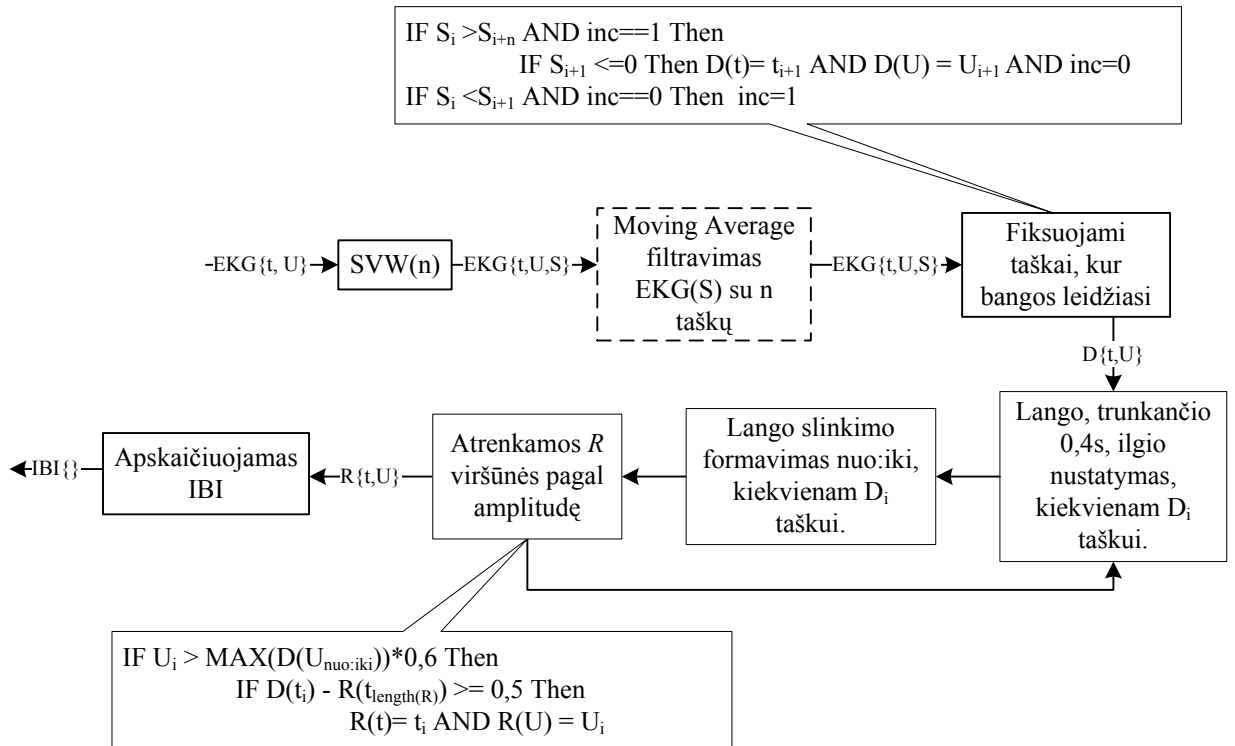
*EKG* parametrams atpažinti (*R* bangų pozicija laike ir amplitudė) pasirinktas šlaito vektoriaus bangos algoritmas (3.2 poskyrius). Šio algoritmo pagrindas yra bangų šlaitai, kurie gaunami iš dviejų gretimų taškų pokyčių. Gauta šlaitų vektorių aibė kartu su laiko ir amplitudės aibėmis siunčiamos į filtravimo etapą. Šlaitų aibė galima filtruoti arba ne.

Toliau yra tiriama, kur banga kyla, kur leidžiasi ir kada banga pasiekia maksimumą. Banga leidžiasi, jeigu kitas šlaito taškas yra mažesnis už esamą ir jeigu prieš tai banga kilo. Banga yra aukščiausiam pakilimo taške, jeigu kitas šlaitas yra mažesnis arba lygus nuliui.

Identifikavus kiekvienos bangos maksimumo pozicijas, kiekvienai bangai nustatomas lango, trunkančio 0,4s, ilgis. Tada kiekvienai bangai suformuojamas slenkamo lango intervalas. Šis slenkamas langas toliau naudojamas *R* bangų atrinkimui, lyginant maksimalią slenkamo lango amplitudę su esamo taško amplitude. Į slenkamo lango intervalą gali pateikti dvi *R* bangos, todėl maksimali slenkamo lango amplitudė padauginama iš tolerancijos koeficiento ( $[0..1]$ ). Tada

atrenkami visi taškai, kurie yra didesni už paskaičiuotą reikšmę. Tie taškai ir bus  $R$  bangų maksimumai. Jeigu į  $R$  bangų aibę patenka ir kitos mažesnės bangos ( $P$  ar  $T$ ), tuomet reikia didinti tolerancijos koeficientą arba tam priimama kita sąlyga. Negali būti mažesnis laiko tarpas negu  $0,5s$  tarp dviejų artimiausių  $R$  bangų. Po kiekvieno bangos  $R$  nustatymo, langas yra paslenkamas per naujai nustatytą lango ilgį. Tokiu principu galima išskirti ir kitų bangų pozicijas laike.

Paskutiniu žingsniu yra apskaičiuojami intervalai tarp  $R$  bangų, kurie toliau bus spektrinės analizės įėjimai. Visas šis aprašytas algoritmas pateiktas 39 pav. Paskaičiuotą  $HR$  iš  $IBI$  galima naudoti kaip vieną iš įėjimų į neraiškiają valdymo sistemą aibių.



39 pav. IBI intervalų nustatymo algoritmo etapai

#### 4.4.2. Širdies plakimo dažnio kitimo spektrinės analizės projektavimas

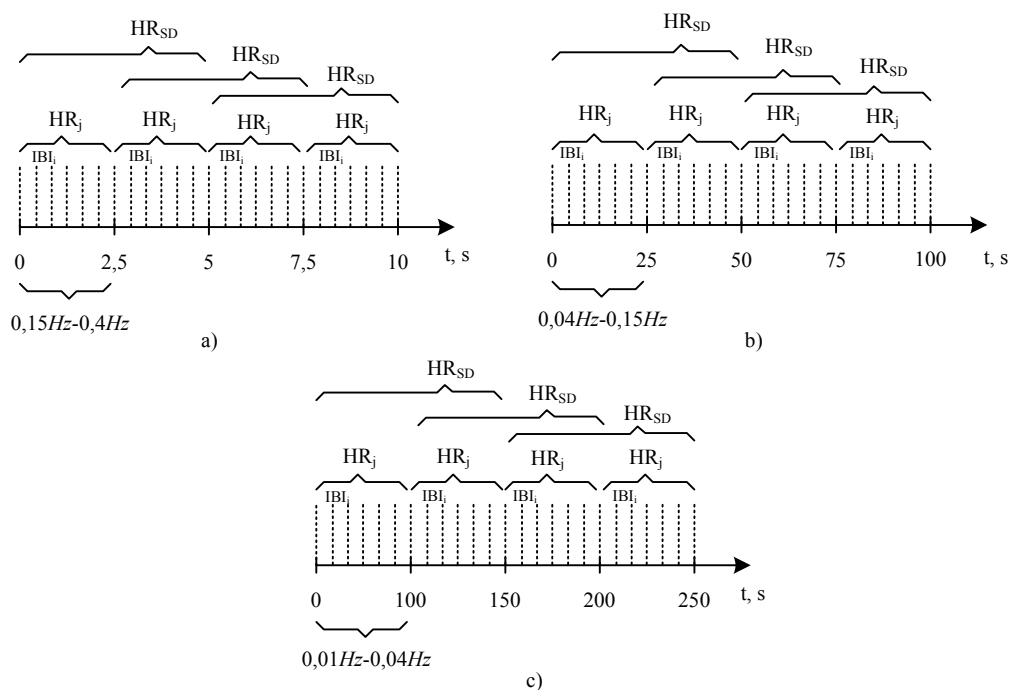
Teorinėje dalyje (3.5) buvo iškeltos tokios hipotezės:

- Relaksacijos būsenoje žmogaus širdies plakimo dažnis pradeda kisti fiksuojant  $EKG$  aukšto dažnio ( $0,15-0,4 Hz$ ) ribose.
- Aukštoje sužadavimo būsenoje išnyksta žmogaus širdies plakimo dažnio kitimas fiksuojant  $EKG$  vidutinio dažnio ( $0,04-0,15 Hz$ ) ribose.

Tad siekiant pagrįsti šias hipotezes, reikalinga kardiogramos spektrinė analizė. Spektrinę analizę galima atlikti dviem būdais. Pirmasis būdas yra skaidymas į spektrus laiko srityje naudojant statistinius metodus (Perry, 2007 [18]). Ir antrasis būdas – skaidymas į spektrą dažninėje srityje naudojant Furjė transformacijas (Villon, 2006 [23]). Su prielaida, kad gaunamas pakankamas kiekis  $EKG$  duomenų.

**Spektrinės analizės laiko srityje algoritmas naudojant statistinius metodus.**

Tarkime, turime aukštą dažnį  $0,4\text{Hz}$ , tai reiškia, jog spektrinėje analizėje vieno spektro intervalas bus  $\frac{1}{0,4\text{Hz}} = 2,5\text{s}$ . Taigi, išsiaiškinę spektrinės analizės dažnių ribas pereiname prie spektrinės analizės vykdymo algoritmo.



**40 pav.** Spektrinės analizės laiko srityje algoritmo pavaizdavimas a) aukšto, b) vidutinio ir c) žemo dažnio srityse.

Pirmasis etapas:

1. Apskaičiuojamas pirmojo spektro  $IBI$  intervalo trukmės vidurkis (20).

$$M_{IBI} = \frac{\sum_{i=1}^n IBI_i}{n} \quad (20),$$

čia  $n$  – širdies plakimo skaičius telpantis į nustatyto dydžio spektrą,  $i$  – širdies plakimo eilės numeris.

2. Po to apskaičiuojamas širdies plakimo dažnis (21).

$$HR_j = \frac{60}{M_{IBI}} \quad (21), \text{ čia } j \text{ spektro eilės numeris.}$$

Antrasis etapas– apskaičiuojama:

3. Antro spektro  $IBI$  intervalo trukmės vidurkis (20).
4. Antro spektro širdies plakimo dažnis (21).
5. Širdies plakimo dažnio vidurkis tarp buvusių ir dabartinės  $HR$  reikšmių (22).

$$M_{HR_j} = \frac{\sum_{j=0}^k HR_j}{k} \quad (22), \text{ čia } k - \text{ apjungiamų spektrų skaičius.}$$

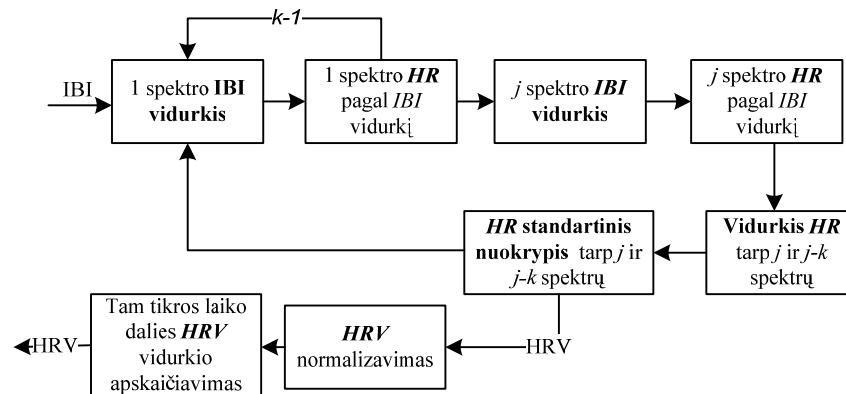
6. Širdies plakimo dažnio spektruose standartinis nuokrypis (23).

$$HR_{SD} = \frac{\sum_{j=0}^k \sqrt{(HR_j - M_{HR_j})^2}}{k-1} \quad (23).$$

Pirmasis etapas vykdomas  $k-1$  kartų, tada vykdomas vieną kartą antrasis etapas, po kurio vėl pirmasis  $k-1$  kartų. Tokio algoritmo vizualinė realizacija pateikta 40 pav.

7. Gauta  $HR_{SD}$  variacinė eilutė toliau normalizuojama pagal formulę (18).

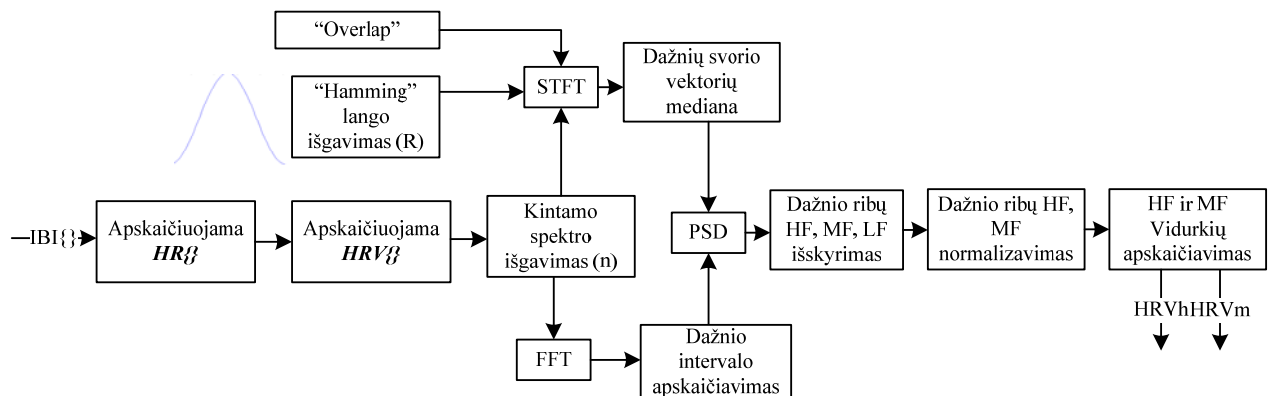
Šio algoritmo etapai pateikti 41 pav. Normalizuotos  $HR_{SD}$  reikšmės yra viena iš neraiškiosios logikos valdymo sistemos įėjimo aibių.



41 pav. Spektrinės analizės laiko srityje algoritmas

### Spektrinė analizė dažnio srityje naudojant Furjė transformacijas

Spektrinei analizei dažnio srityje atlikti yra remiamasi Villon [23] (žr. 3.5 poskyris) pateiktu modeliu. Šis modelis yra šiek tiek pakoreguotas. Įvedama trumpojo laiko Furjė transformacija, kurios išėjime turėtų gautis panašus rezultatas kaip ir greitosios Furjė transformacijos. Naudojant šį modelį (žr. 42 pav.), bus galima lyginti FFT ir STFT rezultatus.



42 pav. Spektrinės analizės dažnio srityje algoritmas

Pirmajame etape yra sudaroma širdies plakimo dažnio ( $HR$ ) aibė, iš kurios apskaičiuojamas širdies plakimo dažnio kitimas ( $HRV$ ). Tada pagal  $IBI$  intervalų aibės pasirinktą skaičių ( $n$ ) išskiriamas  $HRV$  duomenų langas (tam tikras  $HRV$  poaibis–spektras). Atsiradus naujiems  $IBI$ , langas pastumiamas per įėjusių  $IBI$  skaičių. Šis skaičius gali būti reguliuojamas. Po lango išskyrimo galima atlikti arba  $FFT$  arba  $STFT$  analizę. Norint atlikti  $STFT$  reikia pagal lango funkciją apskaičiuoti  $R$  ilgio langą ir užsikeičiamo lango dydį („overlap“). Čia yra naudojama „Hamming“ lango funkcija, kuri, kaip ir daugelis kitų, artima sinusoilinio tipo normaliosios kreivės skirstiniui. Šiuo metodu išskirtas spektras iš  $n$  elementų yra suskaidomas į smulkesnius spektrus po  $R$  elementus, kurių ilgis nėra didesnis už spektro ilgį  $n$ . Po  $STFT$  apskaičiuojama gautų dažnių svorio vektorių, toliau  $DSV$ , mediana.

Norint atlikti  $FFT$  analizę, nereikia jokių papildomų parametru, išskyrus duomenų dažnio, pagal kurį apskaičiuojamas dažnio intervalas. Po to atliekami tokie patys procesai tiek  $FFT$ , tiek  $STFT$  metodams. Galios spektro tirštumo ( $PSD$ ) procesas, kur  $HRV$  dažnio stiprumo vektorius išreiškiamas galia. Išskiriamos aukšto, žemo ir vidutinio dažnių sritys. Aukšto ir vidutinio dažnio sritys normalizuojamos. Iš normalizuotų reikšmių išvedamas vidurkis, čia *Villon* naudojo nenormalizuotos dažnių galios sumavimo operaciją. Gaunami du  $HRVh$  ir  $HRVm$  parametrai naudojami neraiškiosios valdymo sistemos įėjime.

#### **4.4.3. SC fiziologinių parametru atpažinimo algoritmo sudarymas**

$SC$  parametru nustatymui galima naudoti analogišką algoritmą kaip ir  $EKG$  parametru nustatyme. Tik čia jis bus daug sudėtingesnis, kadangi reikia nustatyti 3  $SCR$  bangos taškus. Sudaryto algoritmo blokinė schema pateikta 43 pav.

Pirmajame etape galima išskirti  $SCL$  ir  $SCR$  parametrus pagal dažnine charakteristiką.

Antrajame etape surandame bangų šlaitinius vektorius pagal  $SVW$  algoritmą. Tuomet ji galima filtruoti arba ne.

Toliau yra fiksuojamos pozicijos laike, kuriose banga pradeda kilti, pasiekia maksimumą ir nusileidžia. Šio algoritmo sudarymui buvo pasiremta *Wang* [36] pateiktu  $SCR$  parametru nustatymo algoritmu. Šis algoritmas sudarytas iš keturių etapų:

1 etapas. Bangos didėjimo inicijavimas. Vykdomas pradžioje arba po deformuotos bangos.

2 etapas. Jei bangos didėjimas pirmajame etape nebuvo atsitiktinis, fiksuojami bangos kilimo pradžios laikas ir amplitudė.

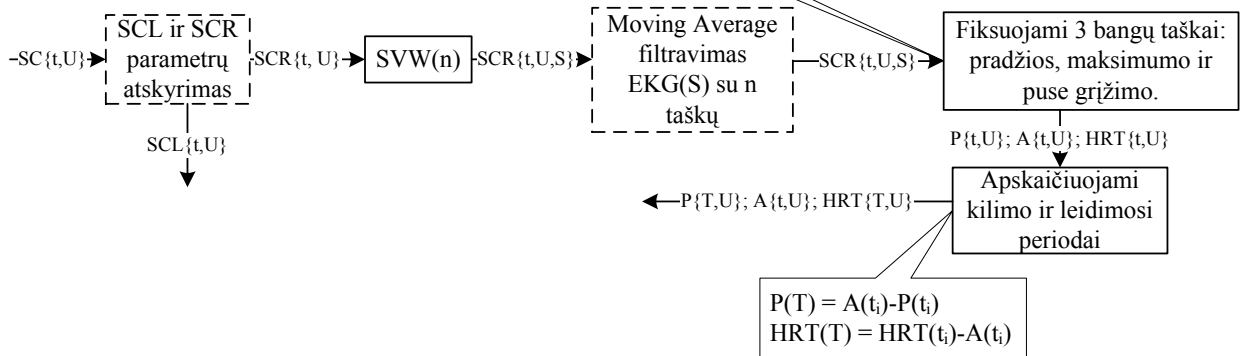
3 etapas. Fiksuojamas bangos aukščiausias pakilimo taškas ir laiko momentas.

4 etapas. Fiksuojamas pusė maksimalios bangos amplitudės sumažėjimo laikas ir amplitudė. Jeigu banga nustoja leisti nepasiekusi pusės bangos amplitudės sumažėjimo, tuomet banga yra laikoma deformuota ir anuliuojami visi parametrai.

```

IF (Si-1 < Si) AND (inc==0) AND (P(t) == 0) Then (inc=1) (inicijuojamas pirmas bangos kilimas)
IF (Si-1 < Si) AND (inc==1) AND (P(t) == 0) Then (P(t)= ti) AND (P(U) = Ui) (jeigu banga vis auga fiksuojam pradžia)
IF (Si-1 > Si) AND (inc==1) AND (P(t) <> 0) Then (jeigu banga augo ir dabar pradėjo mažėti)
    IF (Si <= 0) Then (A(t)= ti) AND (A(U) = Ui) AND (inc=0) (jeigu šlaitas kirto x ašį ties 0 fiksuojame amplitudę)
IF (Si-1 < Si) AND (A(t) <> 0) AND (inc==0) Then (jeigu banga mažėjo ir dabar pradėjo augti)
    IF (Si >= 0) Then (jeigu šlaitas iš neigiamos srities kirto x ašį ties 0)
        IF (Ui >= A(U)/2) Then (jeigu dabartinė amplitudė yra mažesnė arba lygi pusei bangos amplitudei fiksuojame bangos pabaigą)
            (HRT(t) = ti) AND (HRT(U) = Ui)
        ELSE (A(t,U) = [0,0]) AND (P(t,U) = [0,0]) (kitu atveju banga deformuota)

```



43 pav. SC parametrų nustatymo algoritmo blokinė schema

Nustačius laikus, prie kurių banga pradeda kilti, pasiekia maksimumą ir grįžtą per pusę maksimalios amplitudės, galima apskaičiuoti laiko intervalus  $T$ , kurie yra vieni iš  $SCR$  parametrų.

#### 4.5. Neraiškiosios valdymo sistemos projektavimas emocijų atpažinimo procese

Emocijoms atpažinti reikalingos dvi neraiškiosios valdymo sistemos. Pirmoje iš fiziologinių parametrų yra nustatomi susijaudinimo–valentingumo laipsniai, o antroje iš susijaudinimo–valentingumo laipsnių išvedamos emocijos.

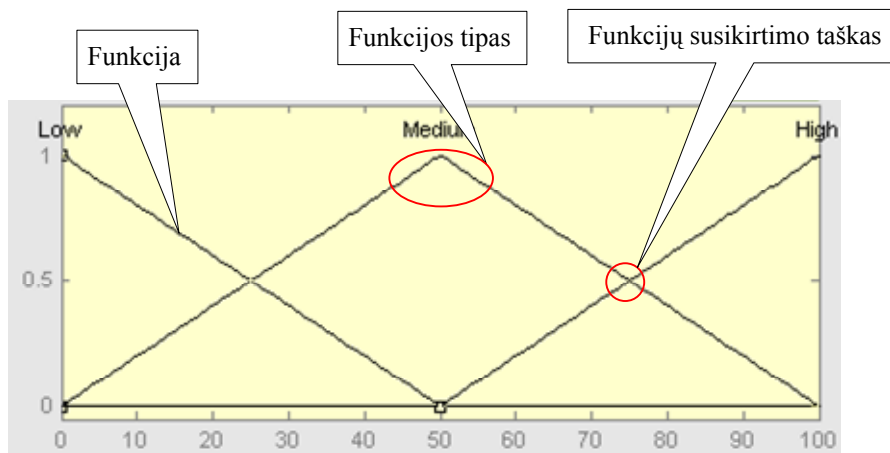
##### *Susijaudinimo–valentingumo laipsnių nustatymas*

Po fiziologinių parametrų nustatymo, kitas emocijų atpažinimo sistemos etapas yra nustatyti susijaudinimo–valentingumo laipsnius. Tam pasirinkta neraiškioji valdymo sistema.

Pirmas *FCS* etapas yra nustatyti kiekvieno įėjimo (fiziologinio parametro) ir išėjimo funkcijas, t.y., funkcijų skaičių, tipą ir jų susikirtimo taškus. Funkcijų skaičių ir susikirtimo taškus galima nustatyti remiantis ekspertinėmis žiniomis arba eksperimentiškai. Eksperimentinis įvertinimas yra daug tikslesnis. Funkcijos tipas dažniausiai naudojamas trikampio formos (žr. 44 pav.).

*HR*, *SCR* parametrų ir susijaudinimo–valentingumo laipsnių funkcijas eksperimentiškai nustatė *Mandryk* (žr. 1 priedo 6, 8 pav.), kur *HR* sudarytas iš trijų funkcijų (low, medium, high), o *SCR* iš keturių (low, mid-low, mid-high, high). Atsižvelgiant į *HRV* ir *ST* parametrų mažą kitimo diapazoną, jiems bus sudarytos trys funkcijos (low, medium, high). Funkcijos susikirs ties 0,5 neraiškiojo tašku. Kol nėra eksperimentinių duomenų, tol funkcijų susikirtimų tašku yra laikomas

0,5. Taip yra padaryta ir su susijaudinimo–valentingumo laipsnių funkcijų susikirtimais. Susijaudinimo laipsnio įėjimo aibė sudaryta iš keturių funkcijų (low, mid-low, mid-high, high), o valentingumo laipsnis iš penkių (very low, low, neutral, high, very high).



44 pav. Neraiškiosios įėjimo aibės funkcijų parametrai

Kitas *FCS* etapas yra remiantis ekspertinėmis žiniomis sudaryti taisyklės nusakančias aiškų ryšį tarp neraiškiųjų įėjimo ir išėjimo aibių. Remiantis analitinės dalies ir teorinės dalies padarytomis išvadamis buvo iškeltos šešios hipotezės, nusakančios sąryšį tarp susijaudinimo–valentingumo laipsnių ir fiziologinių parametrų ( $HR$ ,  $HRV$ ,  $SCR$ ,  $ST_{galva}$ ,  $ST_{pirštas}$ ):

- (1) širdies plakimo dažniui didėjant, didėja susijaudinimo laipsnis, kitu atveju susijaudinimo laipsnis mažėja;
- (2) širdies plakimo dažnio kitimui mažėjant aukšto dažnio ( $0,15-0,4 Hz$ ) ribose ir didėjant žemo dažnio ribose ( $0,015-0,15 Hz$ ), mažėja valentingumo laipsnis;
- (3) širdies plakimo dažnio kitimui didėjant aukšto dažnio ( $0,15-0,4 Hz$ ) ribose ir mažėjant žemo dažnio ribose ( $0,015-0,15 Hz$ ) didėja valentingumo laipsnis;
- (4) didėjant odos laidumo atsakui, didėja susijaudinimo laipsnis, kitu atveju susijaudinimo laipsnis mažėja;
- (5) didėjant galvos temperatūrai valentingumo laipsnis mažėja, kitu atveju valentingumo laipsnis didėja;
- (6) didėjant piršto temperatūrai valentingumo laipsnis didėja, kitu atveju valentingumo laipsnis mažėja;

Iš čia išeina, jog  $HRV$  turės būti skaidomas į žemo dažnio  $HRV_{LF}$  ir aukšto dažnio  $HRV_{HF}$  ribas. Remiantis hipotezėmis, buvo sudarytos 36 taisyklės (žr., 1 priedo 19 pav.)

### **Emocijų išvedimas**

Iš susijaudinimo–valentingumo laipsnių su 66 taisyklėmis *Mandryk* (žr., 6, 7 pav.) išvedė 5 emocijas: linksmas, iššūkis, nuobodulys, nusivylimas, susijaudinimas. Norint į šį sąrašą įtraukti daugiau emocijų, reikėtų atlikti eksperimentinius tyrimus, kurių rezultatus panaudoti, koreliacijos

tarp susijaudinimo–valentingumo laipsnių ir naujų emocijų, nustatymui. Tačiau pirmiausia, reikia realizuoti pirmąją *FCS* dalį.

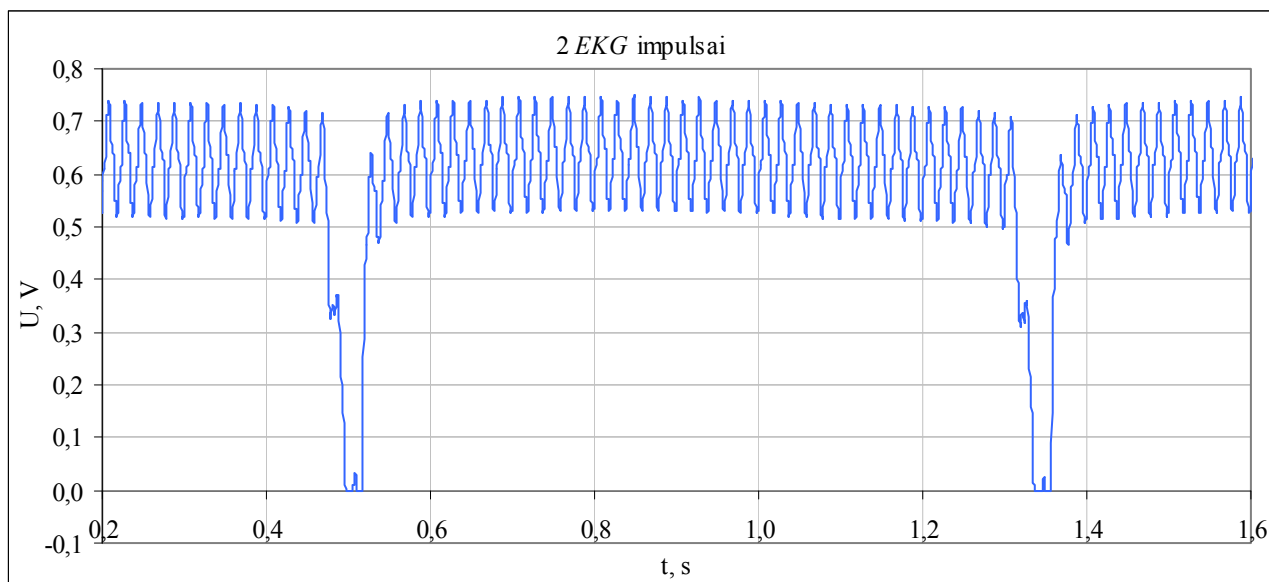
## 5. EMOCIJŲ ATPAŽINIMO SISTEMOS PER ŽMOGAUS FIZIOLOGINIUS PARAMETRUS PROTOTIPO TYRIMAS

Šioje dalyje yra pateikiamas realizuotos emocijų atpažinimo sistemos prototipas. Testuojama sukonstruota aparatūrinė įranga, bandomi algoritmai.

### 5.1. Aparatūrinės įrangos realizacija ir testavimas

Pagal sudarytą aparatūrinės įrangos modelį (32 pav.), pirmiausia buvo realizuoti „Atmega16“ blokas, programatorius ir maitinimo blokas (1 priedo 22, 23 pav.). Išbandyta bendravimo su kompiuteriu sąsaja per *UART* protokolą. Pasinaudojant įtampos dalikliu išbandytas *ADC* keitiklis, kuris priklausomai nuo daliklio padėties turi išvesti į terminalą dešimtainį skaičių nuo 0 iki 255 (1 priedo 24 pav.). Čia buvo naudojamas 4.3 skyriuje aptartas (2) protokolai. Mikrovaldiklis buvo programuojamas „*microPascal*“ programiniu paketu, kur programinis kodas atlieka: analoginio signalo keitimo nuskaitymą, signalo filtravimą *GS* metodu ir skaitmeninio signalo perdavimą į terminalą, pateiktas 3 priede.

Kitame etape realizuoti stiprintuvų kompleksai bei elektrodai (1 priedo 25, 26, 27, 28 pav.). *EKG* signalams fiksuoti naudojami medicininiai galūniniai elektrodai. *SC* signalams fiksuoti naudojami elektrodai padaryti priklijuojant aliuminio foliją prie medžiagos [51]. Stiprintuvų derinimui ir testavimui buvo naudojamas „*PCS500*“ oscilografas (1 priedo 20, 21 pav.).



45 pav. Gautas EKG signalas su triukšmais

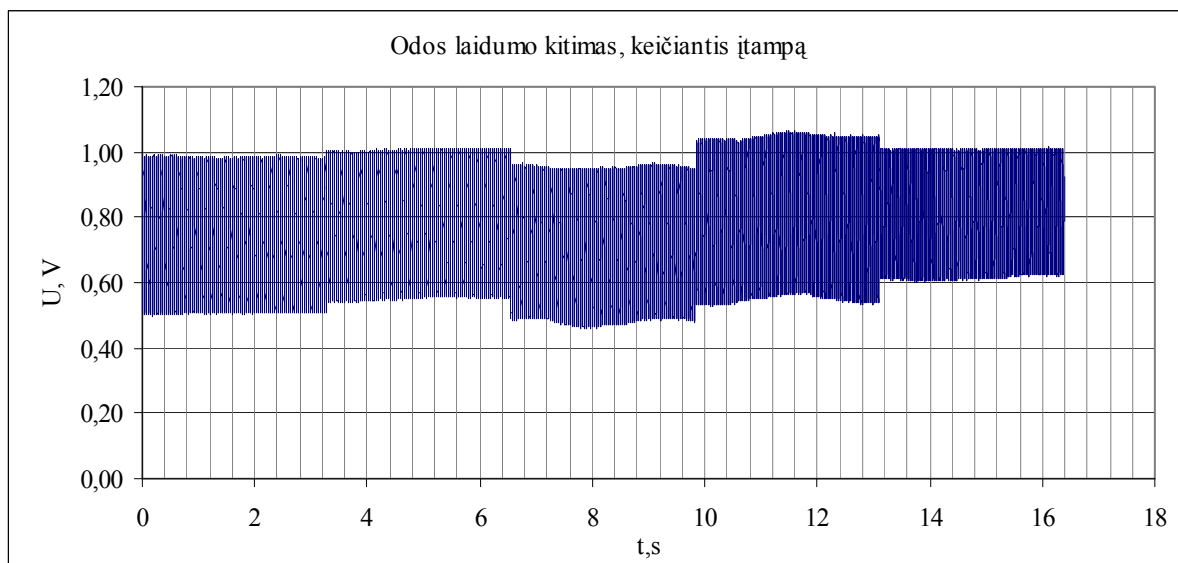
*EKG* stiprintuvo testavimas.

Tiriant *EKG* stiprintuvų schemą iškilo keblumų. Prijungus tiriamąjį objektą prie trijų elektrodų stiprintuvai išėjimo signalą nuslopina. Atjungus teigiamo *AD620* įėjimo elektroda stiprintuvų išėjime atsirasdavo *EKG* signalas. Toks signalo gavimo būdas vadinamas vieno poliaus. Norint gauti signalą dviem poliais, reikalingas išsamus šios elektrinės schemos tyrimas. 45 pav.

pateiktas dviejų *EKG* impulsų grafikas, kuriame matomi dideli tinklo svyravimo triukšmai. Šie triukšmai gali būti mažesnių *EKG* bangų nematymo priežastimi.

*SC stiprintuvo testavimas.*

Eksperimentas buvo vykdomas 15 minučių, per kurias maksimalus signalo pokytis buvo  $\sim 1V$ . Per odą leista  $2,2V$  įtampa. Nustatyta optimali įtampos riba nuo  $1,5V$ . Naudojant mažesnę įtampą, signalas tampa iškraipytas arba neigiamas. 15 minučių eigoje keičiantis signalo amplitudei buvo užfiksuoti 5 intervalai po 4 sekundes (46 pav.), kur išryškėja dideli tinklo svyravimai. Šie triukšmai bus šalinami kitame skyriuje.



**46 pav.** *SC kitimas su triukšmais*

## 5.2. Filtravimo metodų parinkimo tyrimas

Realizuoto stiprintuvų komplekso gautas signalas turi gana didelius triukšmus (45, 46 pav.), tad čia reikia atlikti signalo filtravimą. Tačiau koks filtravimo metodas geriausiai pašalintų visus nepageidaujamus signalų triukšmus? Pats pagrindinis ir labiausiai signalus iškraipantis triukšmas yra  $50Hz$  tinklo įtampos svyravimas. Kaip matome, gautas *EKG* signalas yra šiek tiek keistokas (*R* bangos į apačią bei nesimato šalia kitų esančių bangų), tai dėl nesuderintų iki galo stiprintuvų. Be to, buvo matuojama su dviem elektrodais, vietoje dviejų. Toks matavimo būdas taip pat yra galimas. Gautas signalo dažnis yra  $1250Hz$ .

Filtravimo metodų testavimui buvo pasirinkta *Excel* skaičiuoklė, nes su šiuo įrankiu galima gana greitai išbandyti filtravimo metodus. Žinoma, čia nėra naudojama daug duomenų, kitu atveju *Excel* skaičiuoklė netiktų.

Filtravimas buvo vykdomas su *MA*, *GS*, *FIR*, *HPF*, *LPF* ir *BPF* metodais.

*MA* metodas geriausiai atlieka filtravimą prie 25 taškų (1 priedo 9 pav.). Prie 12 taškų, signalas yra filtruojamas, tačiau išlieka tam tikri svyravimai. Pastebėta, jog didinant taškų skaičių, *R*

bangą pradeda krypti į vieną pusę, tai gali kiek iškreipti signalą. Taip pat nėra aišku, dėl  $R$  bangos amplitudės, ji išlieka tokia pati, nors turėtų būti mažesnė, lyginant su originaliu signalu.

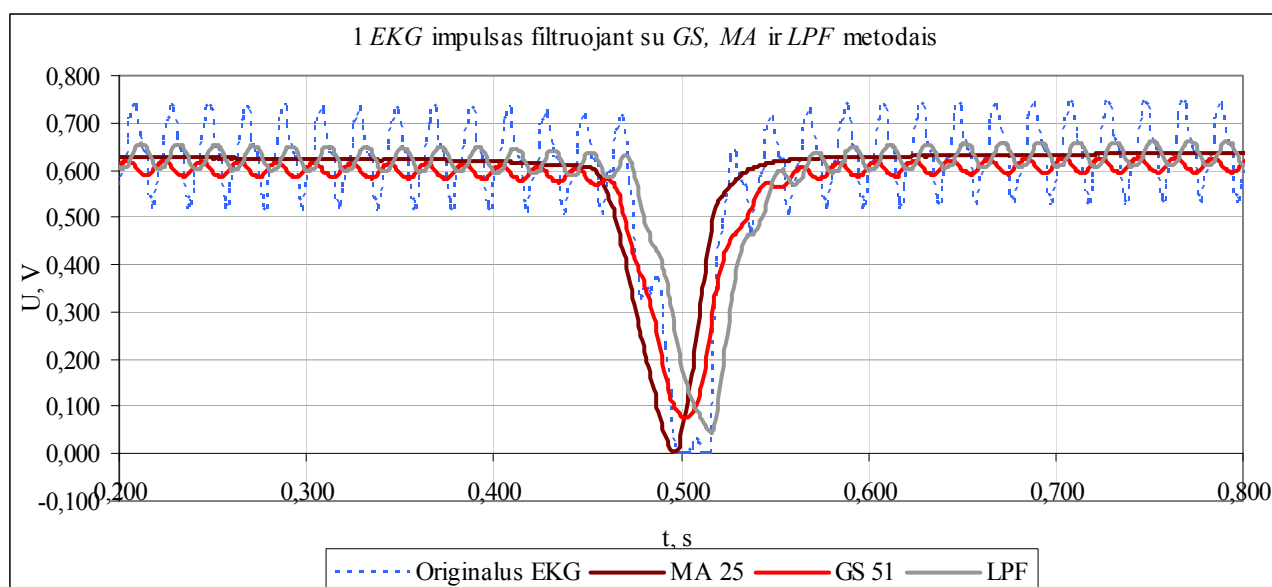
$GS$  metodas filtruoja sunkokai, tačiau, padidinus taškų skaičių iki 51 ir sigma koeficientą iki 11, gautas neblogas rezultatas (1 priedo 10 pav.). Jeigu, didinant sigma koeficientą, signalas pradeda slopti, o signalas nėra dar pakankamai nufiltruotas, tuomet reikia didinti  $G(x)$  koeficientų skaičių. Tad, norint  $GS$  metodu gauti visiškai nufiltruotą signalą, reikia didelio koeficientų skaičiaus. Taip yra todėl, kad šiuo atveju turimas per didelis nuskaitymo dažnis  $1250\text{Hz}$ .

$FIR$  metodas patyrė visišką fiasko. Jis arba visai nefiltruoja arba prideda dar daugiau triukšmų (1 priedo 11 pav.). Tai gali būti siejama su per dideliu nuskaitymo dažniu, kadangi filtravimas vyksta tik per tris taškus. Šiaip ar taip, šis metodas yra sunkokai realizuojamas dėl sudėtingų matematinių formuliu.

$HPF$  pasirodė visiškai netinkamas tokio dažnio diapazono filtravimui (1 priedo 12 pav.). Jis labiau yra tinkamas filtruoti  $EKG$  triukšmus, esančius mažo dažnio diapazone  $0,001-1\text{Hz}$ . Taip pat pastebėta, jog jis palaiapsniui mažina amplitudę, tai nėra pageidautina.

$LPF$  atliko pastebimus signalo pakitimus, tačiau vis tiek išliko gana dideli svyravimai (1 priedo 13 pav.). Esant  $50\text{Hz}$  dažniui,  $LPF$  labai mažai įtakojo signalą. Sumažinus dažnio ribą iki  $15\text{Hz}$   $LPF$  pastebimai sumažino tinklo dažnio trikdžius, tačiau pradėjo išryškėti kiti minusai: sumažėjo  $R$  bangos amplitudė bei pakito šios bangos pozicija laike. Toliau mažinant dažnį šie defektai vis stipriau ryškėja.

Sujungus  $HPF$  ir  $LPF$  metodus, gautas  $BPF$  metodas (1 priedo 14 pav.), kur matomas nepageidaujamas  $HPF$  metodo proporcingas signalo slopinimas. Kaip matome tiriamas  $EKG$  signalas neturi jokių kitų pašalinių triukšmų mažo dažnio diapazone, tad programinis  $HPF$  filtravimas tampa nereikalingas, nes šis filtravimas puikiai atliekamas fiziniame lygmenyje.

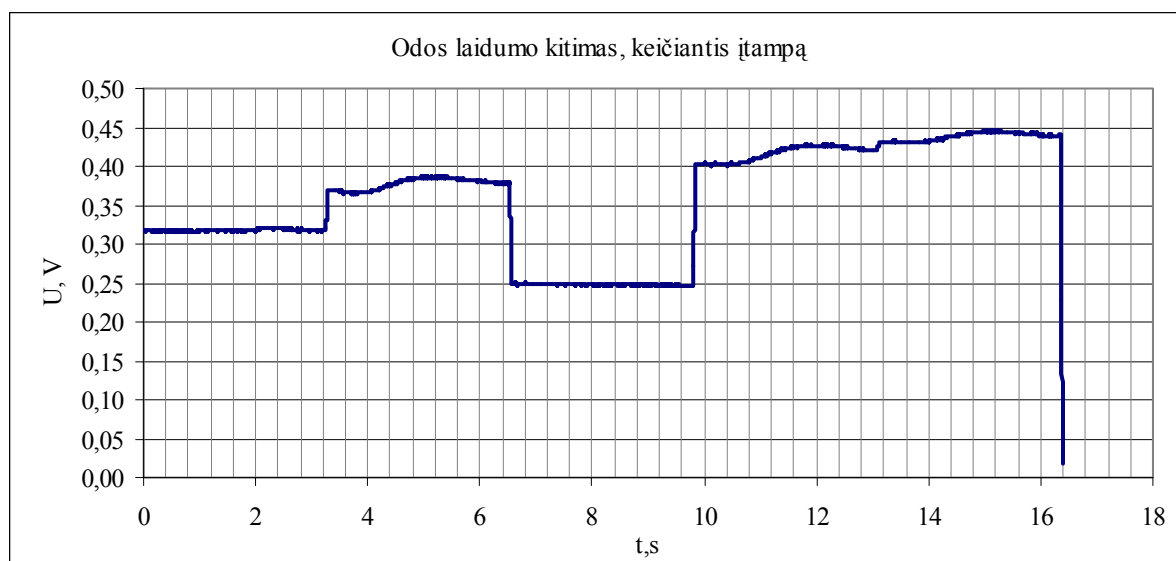


47 pav. Pastebimai filtruojantys skaitmeninį signalą MA, GS ir LPF metodai

Išbandžius visus šiuos signalų filtravimo metodus, galime teigti, jog gautą signalą pastebimai filtruoja *MA*, *GS* ir *LPF* metodai (47 pav.). *MA* yra paprastas ir greitas, tačiau iškyla klausimų, dėl signalo bangų pozicijos laike bei amplitudės pakitimų. *GS* metodas išlaiko signalo bangų poziciją laike bei amplitudę, tačiau jam realizuoti reikia didelio koeficientų skaičiaus (51 nepakanka). *LPF* metodas yra pats greičiausias ir filtruoja panašiai kaip *GS*, tačiau iškyla amplitudės ir *R* bangos pozicionavimo laike problemos, kaip ir su *MA* metodu. Tad visi šie trys metodai priklausomai nuo situacijos filtruoja gerai.

Jei reikia labai greito metodo, *R* bangos deformacija nėra svarbi ir nėra labai svarbu visiškai pašalinti tinklo svyravimus, tuomet tinkamiausias yra *LPF* metodas. Jeigu reikia greito metodo, kuris visiškai pašalintų tinklo svyravimus ir *R* bangos deformacija nėra labai svarbi, tuomet tinkamiausias yra *MA* metodas. Jeigu yra svarbu gauti nedeformuotą *R* bangą, filtravimo greitis nėra svarbus ir nėra svarbu visiškai pašalinti tinklo svyravimus, tuomet tinkamiausias yra *GS* metodas.

48 pav. pateiktas nufiltruotas 46 pav. pateikto *SC* kitimo signalas naudojant *MA* filtravimą su 25 taškais. Iš šio grafiko išryškėja intervalai, kuriuose buvo padidėjęs odos laidumas. Tuose laiko intervaluose galima išvelgti *SCR* bangos fragmentus. Kaip matome 4 skundžių signalo fiksavimo *SCR* įvertinimui nepakanka.

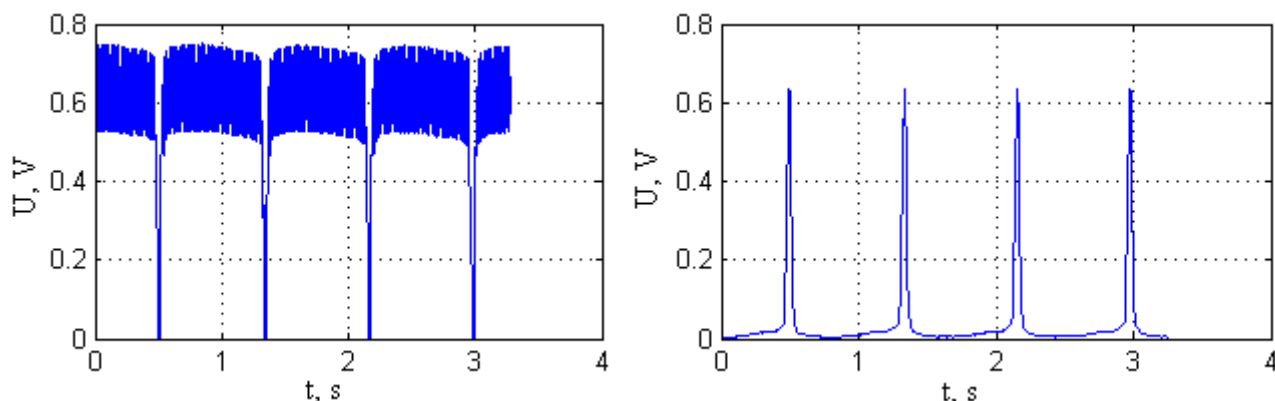


48 pav. *SC* kitimas po *MA* filtravimo su 25 taškais

### 5.3. *EKG* signalų atpažinimo algoritmų tyrimas

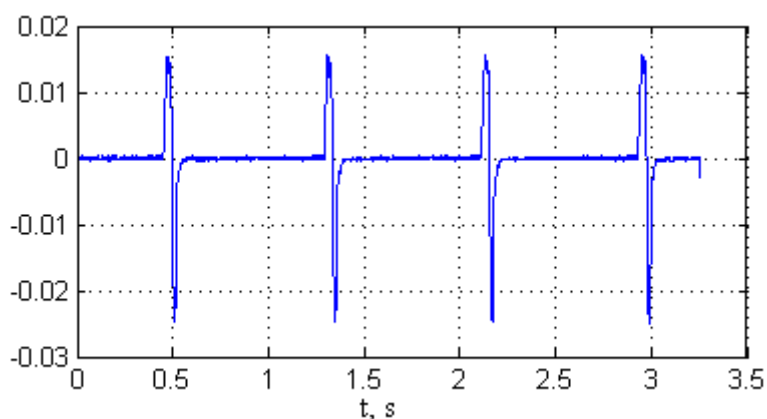
Vienas iš pagrindinių metodų naudojamų atpažinti emocijas yra *EKG*. Vietoje jo galima naudoti *BVP*, tačiau jis naudojamas rečiau. Pagrindinis parametras, kurį reikia nustatyti iš *EKG*, tai *R* bangų pozicijos laike. Nustačius visus laiko momentus ties kuriais *R* banga yra aukščiausiam pakilimo taške, toliau galima surasti atstumus tarp kiekvienos *R* bangos (*IBI*), iš ko apskaičiuojamas širdies plakimo dažnis (*HR*).

Sudaryto algoritmo testavimui pirmu atveju buvo naudojami duomenys, gauti realizavus projektuotą sistemą, kitu atveju – *PhysioNet* duomenų bazėje pateikiamais pacientų *EKG* duomenimis [49].



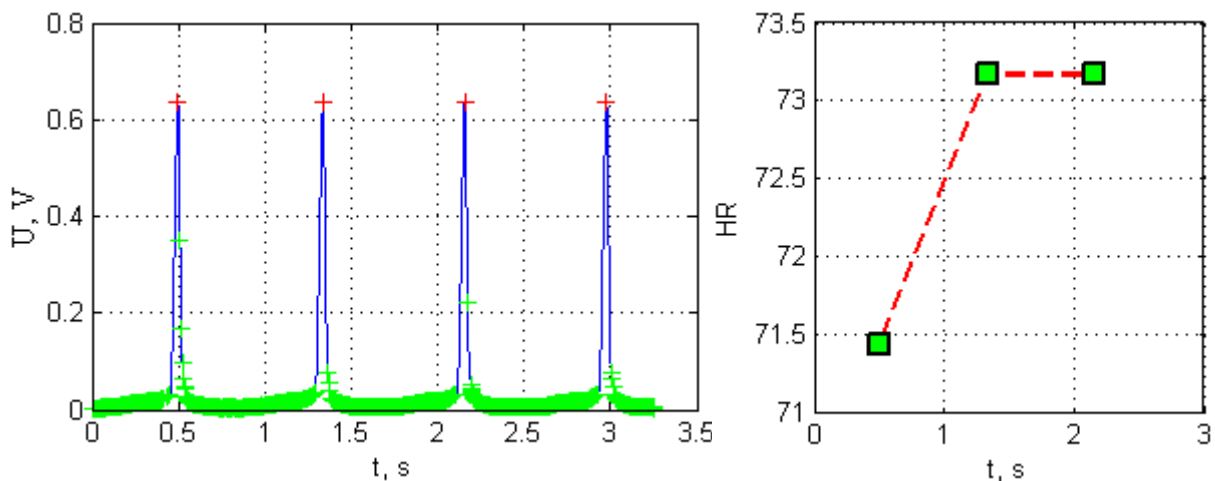
**49 pav.** Kairėje originalus *EKG* signalas gautas realizuota sistema ir dešinėje *MA* metodu nufiltruotas ir invertuotas signalas

Pirmajame etape signalas yra filtruojamas pagal *MA* metodą su 25 taškais ir invertuojamas (49 pav.). Toliau vykdoma šlaito vektoriaus signalo formos (*SVW*) algoritmo realizacija, kuri aprašyta 3.2 poskyryje. Šio algoritmo rezultate gaunami šlaitai, nusakantys kuriose vietose bangos didėja, kur sustoja ir kur leidžiasi. 50 pav. pateikta *EKG* signalo *SVW* realizacija, kai  $n = 1$ . Matosi šiek tiek triukšmų, kuriuos galime sumažinti padidinę  $n$ . Jeigu turime mažo dažnio signalą, tuomet nepatartina didinti  $n$ , tačiau šiuo atveju dažnio (1250Hz) užtenka. Siekiant pašalinti šiuos trikdžius, galime pasinaudoti filtravimo algoritmais (*GS* ar *MA*). Nors atsiradę triukšmai visiškai netrukdo *R* bangų pozicijų nustatymui.



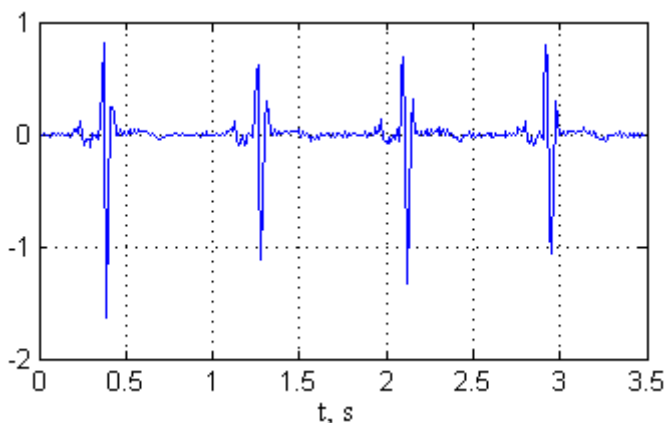
**50 pav.** *EKG* signalo šlaitai po *SVW* algoritmo realizacijos, kai  $n=1$

Toliau atliekamas kitas *R* bangų pozicijų nustatymo etapas. Ten, kur šlaitinis vektorius kerta  $x$  ašį, tuo laiko momentu banga yra maksimume. Tokiu būdu identifikuojamos *R* bangų pozicijos (51 pav. kairėje raudoni plusai), pagal kurias paskaičiuojamas širdies plakimo dažnis (51 pav. dešinėje).

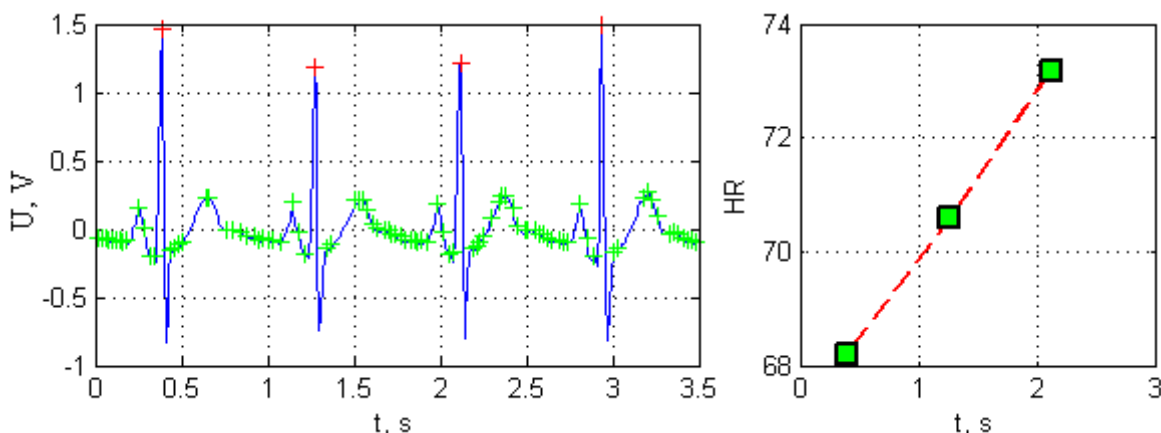


**51 pav.** Kairėje surastos  $R$  pozicijos laike, dešinėje paskaičiuotas širdies plakimo dažnis iš  $R$ - $R$  laiko intervalų

Šis algoritmas paprastai ir greitai susidorojo su turimais duomenimis. Siekiant išsiaiškinti ar algoritmas yra veiksnus turint kitokio tipo duomenis, buvo apdoroti atsitiktinai pasirinkti nežinomo paciento  $EKG$  duomenys iš medicininės *PhysioNet* duomenų bazės. Duomenų nuskaitymo dažnis yra  $100\text{Hz}$  ir yra matomos  $P$ ,  $R$ ,  $T$  bangos. Tai turėtų apsinkinti parametų nustatymą.



**52 pav.** *PhysioNet* duomenų bazės  $EKG$  signalo šlaitai po  $SVW$  algoritmo realizacijos, kai  $n=1$



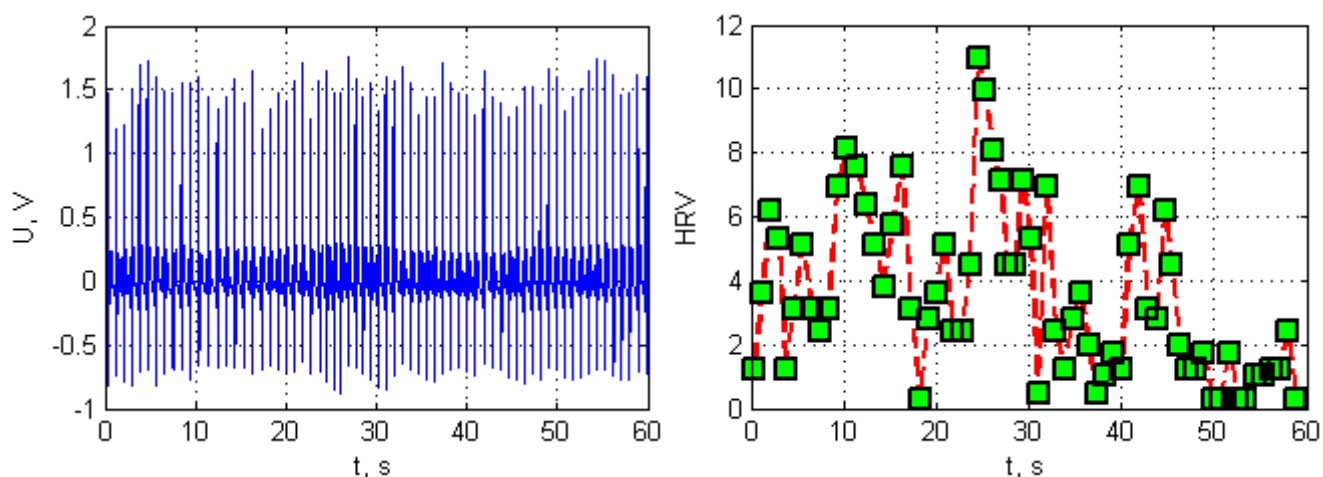
**53 pav.** *PhysioNet* duomenų bazės duomenys. Kairėje surastos  $R$  pozicijos laike, dešinėje paskaičiuotas širdies plakimo dažnis iš  $R$ - $R$  laiko intervalų

*PhysioNet* duomenys apdorojami naudojant tą patį algoritmą. 52 pav. pateikta  $SVW$  algoritmo realizacija. 53 pav. kairėje matome identifikuotas  $R$  bangų aukščiausio pakilimo (raudoni kryžiuikai) ir kitų bangų ( $P$  ir  $T$ ) buvo taip pat

identifikuotos, tad galime teigti, jog šis algoritmas yra universalus t.y., tinkamas įvairaus dažnio ir tipo *EKG* signalo (*P*, *R*, *T*) bangų identifikavimui.

#### 5.4. Širdies plakimo dažnio kitimo (*HRV*) spektrinės analizės tyrimas

Spektrinei analizei atlikti buvo panaudotas 4.4.2 poskyryje suprojektuotas algoritmas. Buvo naudojami medicininės *PhysioNet* duomenų bazės atsitiktinai pasirinkto paciento, kurio emocinė būseną tyrimo metu nėra žinoma, 60 sekundžių *EKG* duomenys (žr. 54 pav. kairėje). Tad šios analizės tikslas yra nusakyti galimą paciento emocinę būseną, susijusią su teigiamomis arba neigiamomis emocijomis.

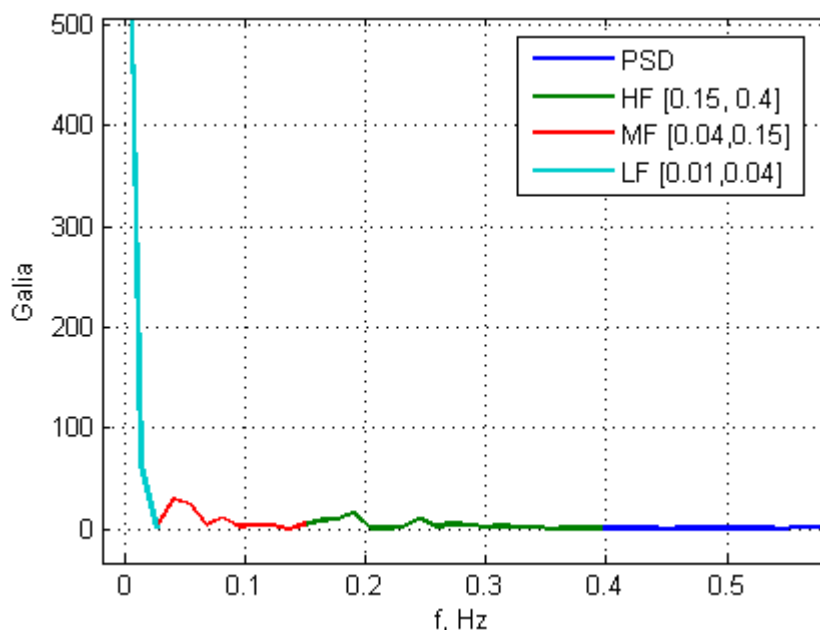


54 pav. Kairėje 60 sekundžių paciento kardiograma, dešinėje širdies plakimo dažnio kitimas Furjė transformacijos

Čia naudojamas prieš tai buvusiame 5.3 poskyryje analizuotas algoritmas, skirtas nustatyti širdies plakimo dažnį. Toliau, plečiant šį algoritmą, iš širdies plakimo dažnio buvo apskaičiuoti širdies plakimo dažnio nuokrypiai nuo visos imties vidurkio (žr. 54 pav. dešinėje), kurie ir yra spektrinės analizės įėjimas. Toliau, pasinaudojant *Matlab* „*FFT*“ funkcija, surandamas dažnių svorio vektorius, kurį pakėlus kvadratu gaunama dažnių galia. Dažninė *x* ašis apskaičiuojama atskirai pagal *R-R* intervalo vidurkį (55 pav.).

Iš *HRV* dažninės charakteristikos (žr. 55 pav.) galima pasakyti, jog pacientas tyrimo metu nebuvo labai atsipalaidavęs, jo emocijos buvo neigiamos arba neutralios. Tai rodo aukšto dažnio, kur *HRV* kinta mažai, ir vidutinio dažnio, kur pastebimas didesnis *HRV* kitimas, sritys. Dažninė charakteristika rodo, jog aukšto dažnio intervalo pradžioje *HRV* kinta, nors pagal teoriją visame dažnio intervale *HRV* kitimas turi būti panašus. Tai gali būti susiję su tuo, jog dažnio *x* ašį reikia paskaičiuoti atskirai nuo galios *y* ašies skaičiavimo. Tad šiuo atveju dažnio ribas reikėtų perstumti per 0,1Hz: aukšto dažnio – [0,25Hz – 0,5Hz], vidutinio dažnio – [0,14Hz – 0,25Hz], žemo dažnio – [0,01Hz – 0,14Hz]. Kai kurie autoriai sujungia žemo ir vidutinio dažnio sritis [18], kadangi *HRV*

kitimas abiejose srityse panašiai nusako valentingumą. Tuo tarpu aukšto dažnio srityje *HRV* kitimas nusako visiškai priešingą valentingumą, tad yra labai svarbu išskirti šias dažnines sritis.



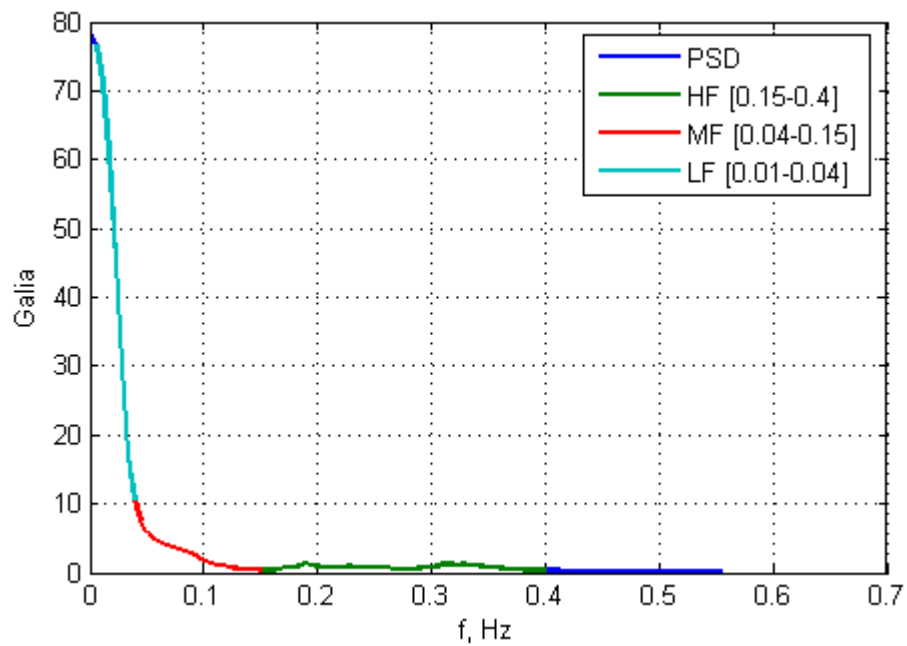
55 pav. Širdies plakimo dažnio kitimo spektrinė analizė naudojant FFT

Kitame etape *HRV* dažnių spektrų išskyrimui buvo naudojama greitojo laiko Furjė transformacija. Konkrečiai šio metodo funkcijos *Matlab* neturi, tačiau šis metodas realizuotas spektrogramos skaičiavimo funkcijoje (*specgram*). *STFT* skiriasi nuo *FFT* tuo, kad *STFT* metodu yra apskaičiuojamas dažnių svorio vektorius kiekvienam langui (žr. 1 priedo 29 pav.) (žr. 3.5 poskyrį), taip gaunamas *DSV* aibė.

Spektro skaidymas į smulkesnius spektrus suteikia galimybę nustatyti dažnių svorį kiekvieno lango pabaigos laiko momentu. 1 priedo 30 pav. pateikti *HRV* 3-D paviršius ir spektrograma, kuriuose matosi kiekvieno dažnio kiekvienu laiko momentu stiprumas. Tai parodo spalvos, kuo „karštesnė“ spalva, tuo signalas, tame dažnio diapazone tam tikru laiko momentu, yra stipresnis. Norint atlikti *FFT* ir *STFT* palyginimą, reikia surasti bendrą dažnių svorio vektorių iš *STFT* metodu apskaičiuotų vektorių aibės.

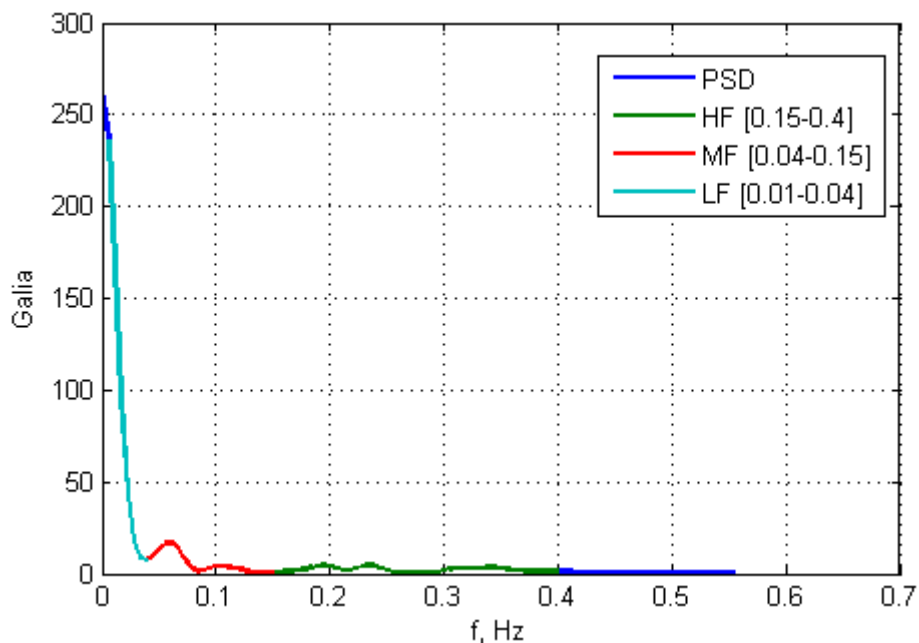
Nustatyta, jog, siekiant gauti optimaliausią bendrą dažnių svorio vektorių, reikia naudoti vektorių aibės medianą. Mediana nereaguoja į didelius skaičius. Tuo tarpu skaičiuojant vidurkį, gaunamas vektorius yra iškraipomas, dėl atsiradusių atsitiktinių didelių skaičių. Didelis dažnių svoris žemo dažnio diapazone nuslopina kitų dažnių diapazonų svorius, kurie yra daug mažesni lyginant su žemo dažnio diapazonu. Apskaičiavus medianą, toliau paskaičiuojama dažnių galia pagal *PSD*.

*STFT* dažninės charakteristikos labai priklauso nuo įvedamų parametrų: lango bei neužsikeičiančio lango dydžių. 56 pav. pateikiamas dažnių galios vektorius, kuris gautas naudojant lango dydį 30 iš 67 galimų. Aukšto dažnio diapazone matomi panašumai su *FFT* charakteristikomis. Tačiau vidutinio dažnio diapazono dažnių galios charakteristikos išsiskiria.



**56 pav.** Širdies plakimo dažnio kitimo spektrinė analizė naudojant STFT, kai lango dydis 30 iš 67 galimų ir neušikeičiamo lango dydis 29

Siekiant panaikinti vidutinio dažnio diapazono dažnių galios charakteristikos netikslumus, lango dydis padidinamas iki 60 (žr. 57 pav.). Šiuo atveju išryškėja dažnių galios charakteristikų panašumai visuose dažnių diapazonuose lyginant su *FFT* metodo charakteristikomis. Tik šiuo atveju jos yra glodesnės, o dažnių galia žemo dažnio diapazone žymiai mažesnė.



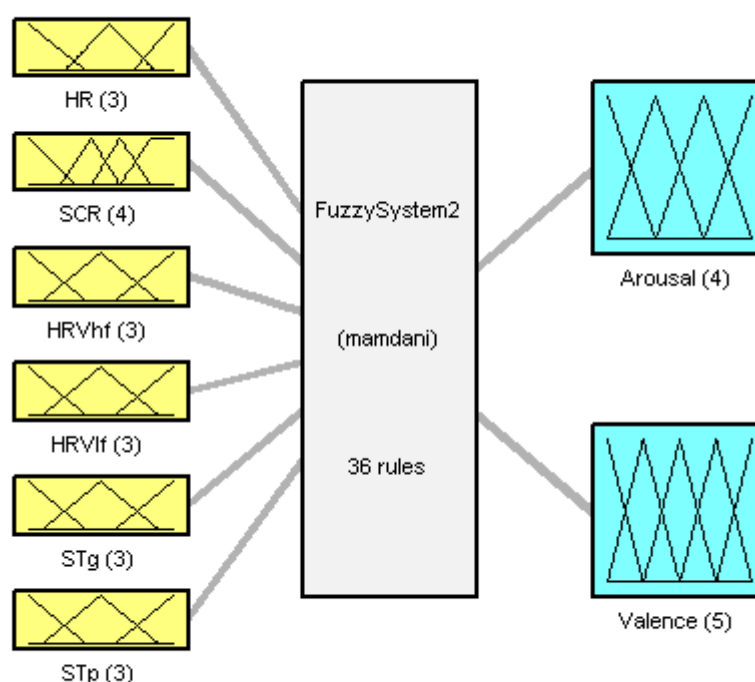
**57 pav.** Širdies plakimo dažnio kitimo spektrinė analizė naudojant STFT, kai lango dydis 60 iš 67 galimų ir neušikeičiamo lango dydis 59

Norint išsiaiškinti, kuris metodas yra tikslesnis reikia atlikti eksperimentus su daugiau negu 60s trunkančiu *EKG* signalu, žinant tiriamojo emocinę būseną signalų gavimo metu. Pastebėta, jog *STFT* metodą yra patartina naudoti tik turint didelį spektro dydį. 60-ies nevisiškai pakanka. Tad *STFT* metodą geriau naudoti turint daugiau duomenų, siekiant gauti geresnes dažnines

charakteristikas ir turėti galimybę vertinti dažnio galią tam tikrais laiko momentais. Tačiau čia reikia atlikti daugiau skaičiavimų.

### 5.5. Emocijų atpažinimo sistemos pagal neraiškiają valdymo sistemą eksperimentas

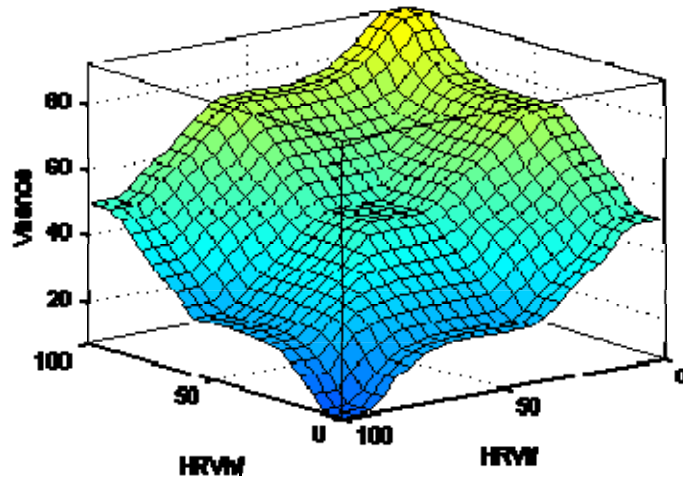
*Matlab* neraiškiosios logikos įrankiu buvo sudarytas *susijaudinimo–valentingumo* laipsnių išvedimo iš fiziologinių parametrų modelis, kurį sudaro: įėjimo parametrai ( $HR$ ,  $HRV_{hf}$ ,  $HRV_{lf}$ ,  $SCR$ ,  $ST_{(pirštas)}$ ,  $ST_{(galva)}$ ), jų funkcijos, išėjimai (susijaudinimas, valentingumas) ir 36 taisyklės, nusakančios įėjimų ir išėjimų ryšį (58 pav.). Šią sistemą galima realizuoti modeliuojant objektiškai arba programiniu kodu.



System FuzzySystem2: 6 inputs, 2 outputs, 36 rules

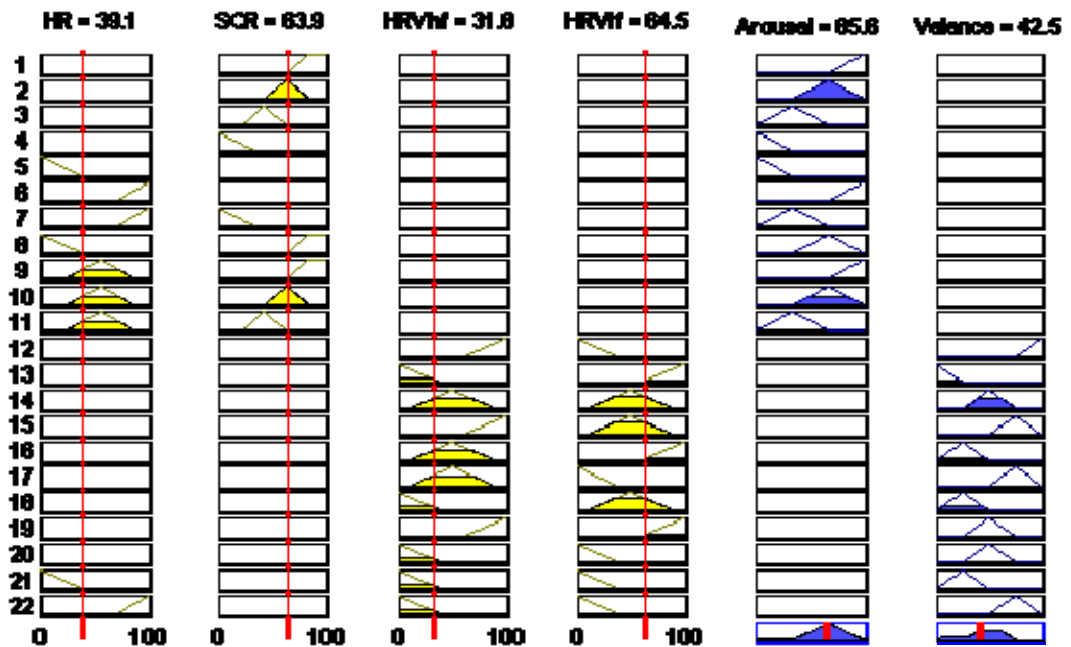
#### 58 pav. *Susijaudinimo–valentingumo laipsnių išvedimo neraiškioji valdymo sistema*

Suvedus taisykles, sugeneruojamas 3-D paviršius, nusakantis kiekvieno išėjimo priklausomybes nuo įėjimų. 59 pav. pateiktas 3-D paviršius, nusakantis valentingumo priklausomybę nuo širdies plakimo dažnio kitimo žemo ir aukšto dažnio diapazonuose. Didėjant  $HRV$  žemo dažnio srityje, valentingumas mažėja, o didėjant aukšto dažnio srityje – didėja. Mažiausias valentingumas yra prie didžiausio  $HRV$  žemo dažnio srityje ir mažiausias – aukšto dažnio srityje. Valentingumas laikomas neutraliu ties 50.



59 pav. Valentingumą nusakantis širdies plakimo dažnio kitimas aukšto ir žemo dažnio srityse

Yra galimybė simuluoti sudarytas taisykles (60 pav.). Keičiant įėjimo parametrų reikšmes, gaunamos išėjimų reikšmės.

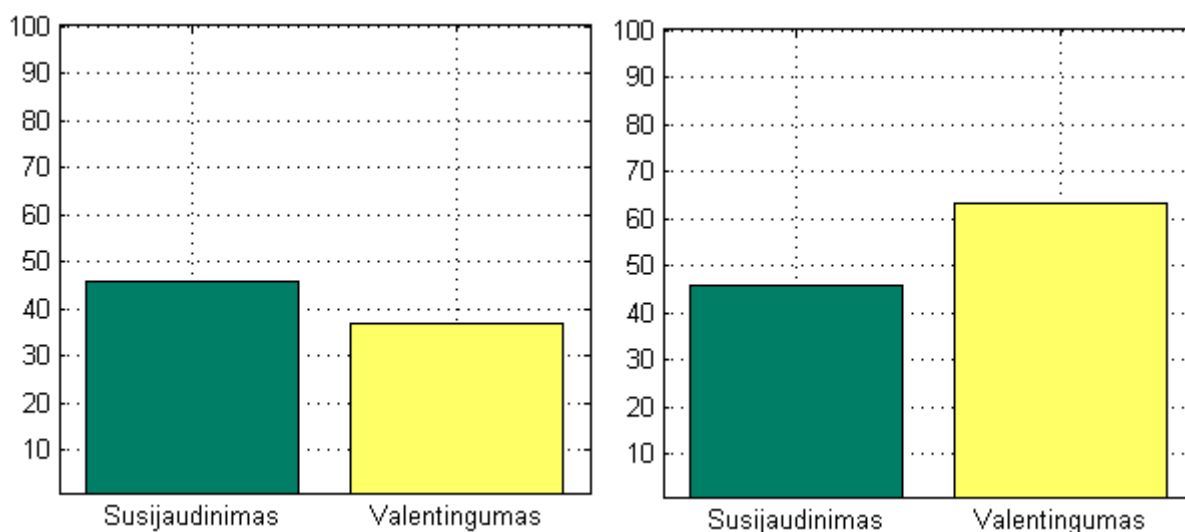


60 pav. Taisyklių testavimo langas

Sudarytą neraiškiosios valdymo sistemos susijaudinimo–valentingumo laipsnių išvedimo modelį galima bus plėtoti atliekant eksperimentus su realiais fiziologinių parametrų duomenimis.

5.4 poskyryje išskyrėme *HRV* aukšto ir vidutinio dažnio srityse. Toliau, normalizavus *HRV* pagal formulę (18), yra išvedami vidurkiai ( $HRVh = 6,44$  ir  $HRVm = 26$ ), kurie naudojami neraiškiosios valdymo sistemos įėjime. Vienas iš įėjimų imamas širdies plakimo dažnio 60 sekundžių normalizuotas vidurkis ( $HRM = 43$ ). Odos laidumo atsakas nebuvo analizuotas, tad čia jį laikysime 50. 61 pav. kairėje pateiktas *FCS* išėjimas, tiriant 60 sekundžių paciento duomenis. Čia valentingumas  $\sim 37$ , o susijaudinimas  $\sim 45$ . Tad pacientas yra neigiamų emocijų būsenoje. Panašios išvados buvo padarytos spektrinės analizės metu. Siekiant paeksperimentuoti kaip *FCS* elgsis kitu

atveju, buvo sukeistos aukšto ir vidutinio dažnio diapazonų *HRV* įėjimų reikšmės. Gautas priešingas variantas, kur valentingumas ~62, tai reiškia teigiamą emocinę būseną (žr. 61 pav. dešinėje).

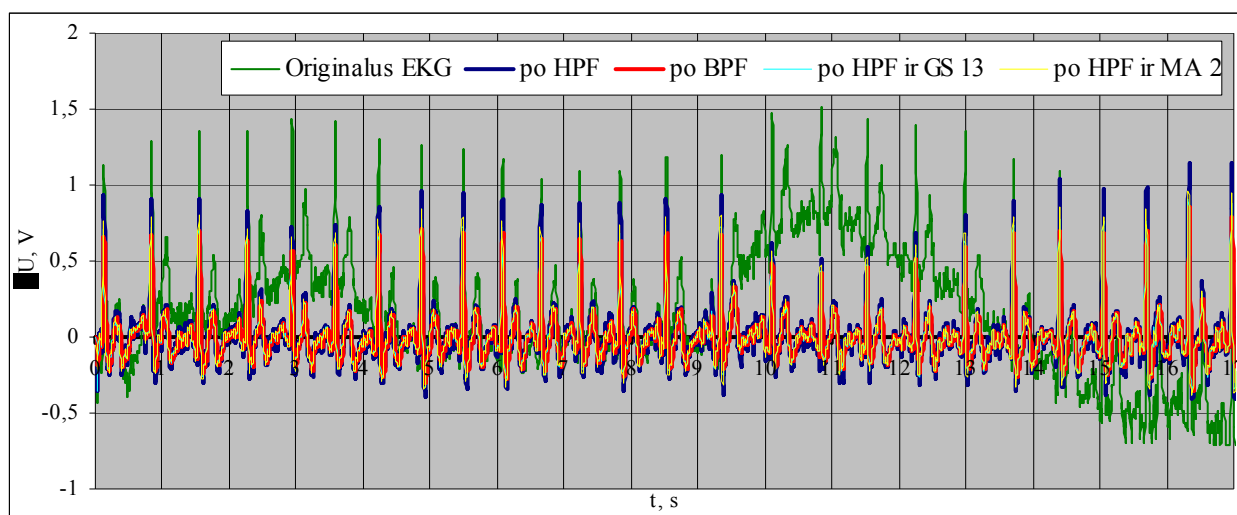


61 pav. FCS susijaudinimo ir valentingumo išėjimų reikšmės

Išbandžius abu (*FFT* ir *STFT*) transformacijos metodus, neraiškiosios valdymo sistemos įėjime gaunamas panašus valentingumo laipsnis su paklaida  $\pm 5$ .

### 5.6. Nauji valentingumo laipsnio išvedimo tyrimai

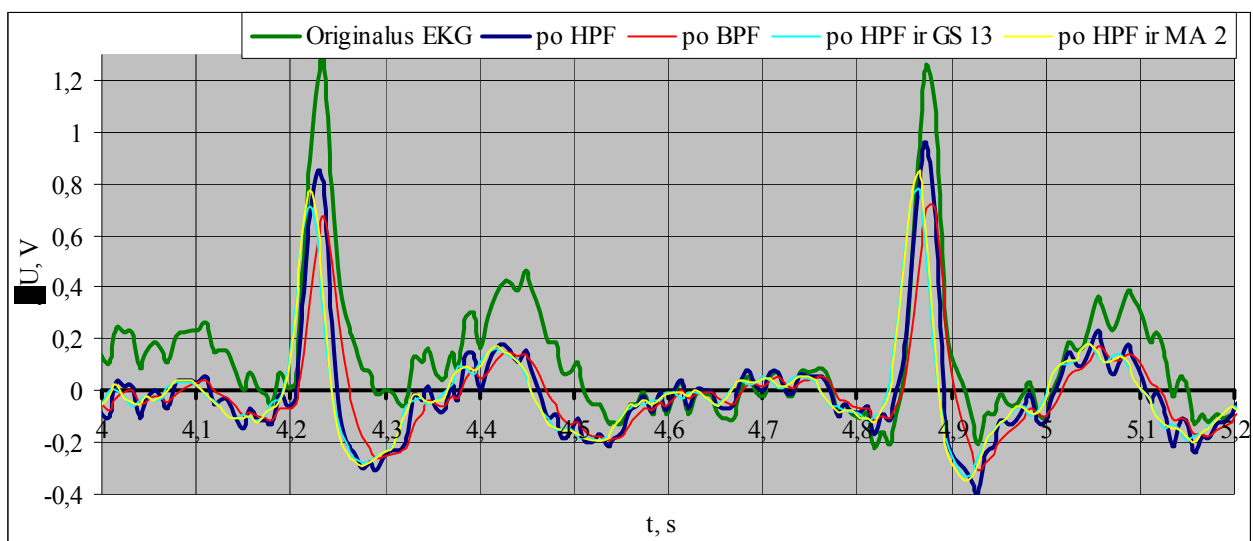
Suderinus *EKG* schemą, buvo gauta kardiograma turinti visus dantelius. Kardiograma buvo fiksuojama *Griciaus* laisvai platinama „*Atmega Oscilografas 5v.*“ programa [55]. Šie pasikeitimai suteikė naujų galimybių pratęsiant emocijų atpažinimo vykdomus tyrimus. Gautas signalas yra labai nestabilus, o schema sunkiai kalibruojama.



62 pav. *EKG* signalo filtravimas

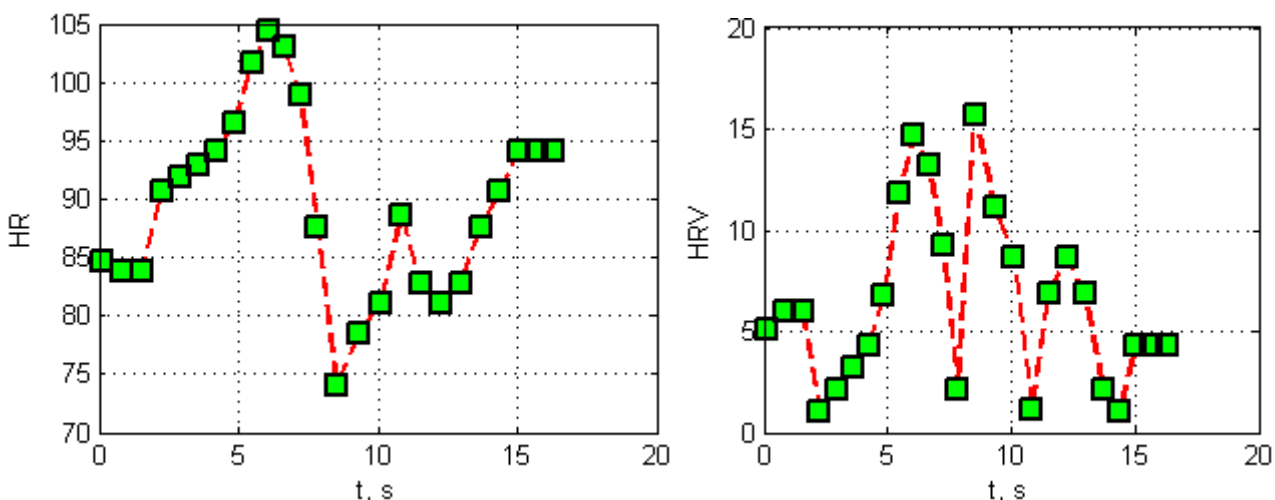
Po signalų diskretizavimo ir įrašymo atliekamas signalų filtravimas. Čia išryškėja nauji signalo trikdžiai. Vienas iš jų yra kvėpavimas turintis žemą dažnį (žr. 62 pav. žalia kreivė). Pasinaudojant *HPF*, šis trikdys buvo sėkmingai pašalintas, tačiau išryškėja neigiamas poveikis. Toje

vietoje, kur trikdžio banga buvo aukštai pakilusi, sumažėjo *EKG* bangų amplitudė. Tai turės įtakos *R* bangų pozicijų laike nustatymui. Reikės praplėsti sukurtą algoritmą.



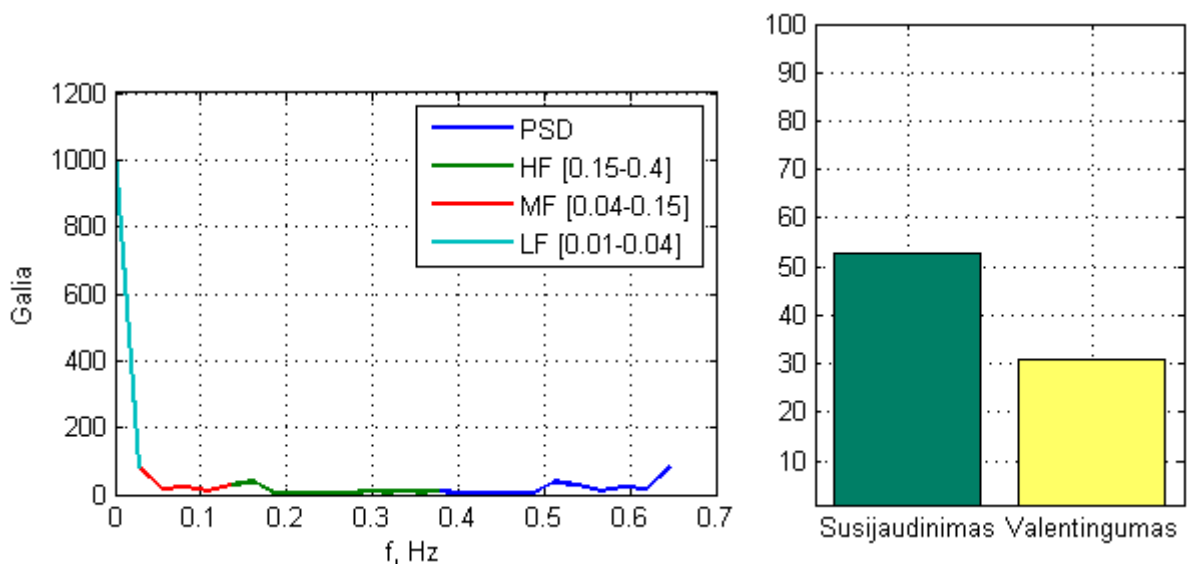
63 pav. *EKG* signalo filtravimas

Likę aukšto dažnio trikdžiai filtruojami *BPF*, *GS* ir *MA* metodais. Čia *MA* ir *GS* filtravimas skiriasi labai nežymiai. Be to, *MA* veikia vos su 2 taškais. *BPF* filtruoja taip pat neblogai, tačiau po filtravimo šiek tiek sumažėja *R* bangos amplitudė (daugiau negu naudojant *MA* ir *GS* metodus) (žr. 63 pav.). *MA* ir *GS* šiek tiek pakreipia *R* poziciją laike.



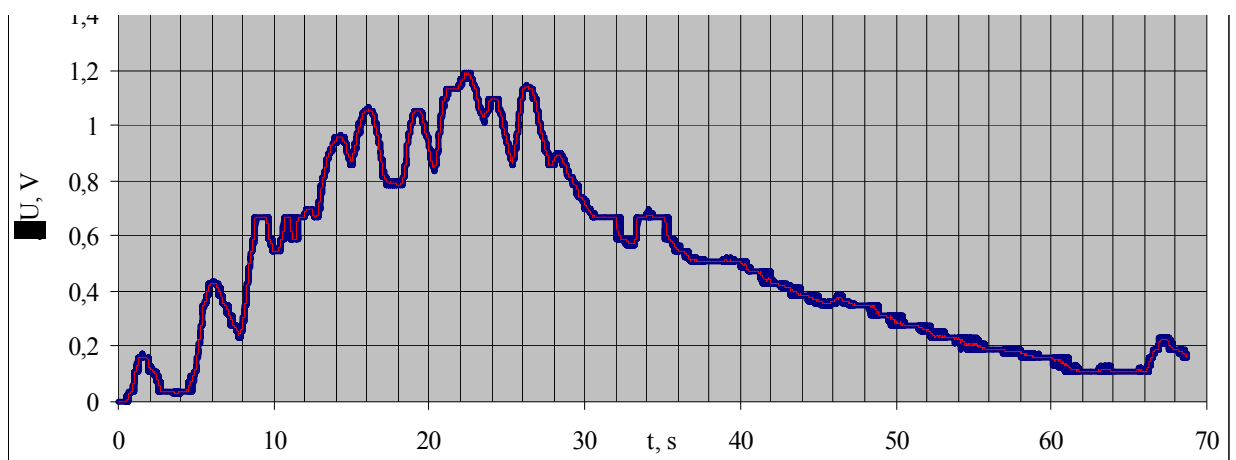
64 pav. Kairėje širdies plakimo dažnis, dešinėje širdies plakimo dažnio kitimas

Gautas 17s *EKG* signalas toliau analizuojamas su praplėstu *R* bangų pozicijų laike nustatymo algoritmu (žr. 4.4.1 poskyris) (64 pav.). Tada atliekama spektrinė analizė naudojant *FFT* (65 pav. kairėje) ir pagaliau įvykdomas valentingumo laipsnio išvedimas, naudojant neraiškiają valdymo sistemą (65 pav. dešinėje). Gaunamas valentingumo laipsnis lygus 30. Tai reiškia, jog tiriamasis buvo neigiamų emocijų būsenoje. Tyrimo metu, tiriamasis derino schemą, kuri sudėtingai derinasi, tad tai patvirtina faktą, jog gautas valentingumo laipsnis atitinka realybę.



65 pav. Kairėje HRV dažninė charakteristika pagal FFT, dešinėje neraiškiosios valdymo sistemos išėjimai

Padidinus operacinių stiprintuvų maitinimo įtampą, gauta didesnė SC signalo kitimo raiška. Čia išryškėja SCR susijaudinimo bangos (66 pav.). Su kiekvienu dūriu į ranką, jos vis dažniau pasikartoja ir vis stipriau įtakoja toninį odos laidumą. Nutraukus dūrius į delną, SCR pamažu išnyksta, o toninis laidumas grįžta į pradinę būseną. Buvo atliekami eksperimentai kaip stimulą naudojant garsią muziką (žr. 1 priedo 31 pav.) bei tiriamojo garsų šaukimą (žr. 1 priedo 32 pav.). Rezultate taip pat išryškėjo SCR ir SC didėjimas, o išjungus muziką ar nustojus šaukti – mažėjimas.



66 pav. Odos laidumo kitimas, dėl dūrių į delną

## REZULTATŲ APTARIMAS IR TOLIMESNI DARBAI

Realizavus fiziologinių parametrų stiprintuvų kompleksą, gauti *EKG* ir *SC* metodų analoginiai signalai. Analoginiai signalai keičiami į skaitmeninius ir perduodami į kompiuterį, naudojant kompiuterinį oscilografą, kuris yra skirtas stiprintuvų komplekso testavimui. Gauti signalai kompiuteryje turi didelius tinklo triukšmus, kurie buvo filtruojami įvairiais filtravimo (*MA*, *GS*, *FIR*, *HPF*, *LPF*, *BPF*) metodais. Ateityje bus realizuotas kūno odos temperatūrą matuosiantis termometras.

*EKG* signalas yra neigiamas, invertuotas ir nesimato mažesniųjų (*P*, *T*) bangų, tačiau šiame darbe tokio *EKG* signalo su *R* bangomis visiškai pakanka. Ateityje numatomas *EKG* stiprintuvo tyrimas. *P* ir *T* bangų gali nesimatyti dėl atsiradusių didelių triukšmų, o signalo neigiamumas bei inversiškumas atsiranda dėl į stiprintuvo įėjimus patenkančios įtampos poliarumo.

Lyginant su teorinio signalo forma gautas *SC* signalas yra be didesnių modifikacijų. Tačiau kompiuterinio oscilografo (maksimaliai fiksuoja tik 3,5s) nepakanka, siekiant fiksuoti kelių minučių *SC* signalą. Tad ateityje numatomas *Atmega16* bloko panaudojimas, kuris turėtų pakeisti kompiuterinį oscilografą. Fiksuojant *SC* signalą 15 min laiko tarpe 4s intervalu, tam tikrais epizodais išryškėja *SCR* banga.

*HR* apskaičiavimui, remiantis *SVW* algoritmu, suprojektuotas ir realizuotas algoritmas, kuris ištestuotas su *EKG* duomenimis, gautais iš pasidarytų stiprintuvų, bei *PhysioNet* duomenų bazės. Numatomas šio algoritmo praplėtimas, nustatant kiekvienos *EKG* bangos pradžios, aukščiausio pakilimo ir pabaigos laiko pozicijas. Taip pat numatomas suprojektuoto *SCR* algoritmo tyrimas.

*HRV* analizei buvo naudojamos *Furjė* transformacijos (*FFT* ir *STFT*), skirtos keisti laiko domeno sritį į dažnio domeno sritį. Išskirti dažnių diapazonai, kuriuose širdies plakimo dažnis kinta priklausomai nuo žmogaus emocijų. Ateityje bus realizuota *HRV* spektrinė analizė laiko domene.

Remiantis iškeltomis hipotezėmis, sudarytos naujos taisyklės (praplečiant *Mandryk* modelį), nusakančios sąryšį tarp fiziologinių parametrų ir susijaudinimo–valentingumo laipsnių. Šios taisyklės realizuotos neraiškiojoje valdymo sistemoje.

Toliau bus praplečiamas sukurtas emocijų atpažinimo prototipas taip, kad galima būtų fiksuoti ilgo laiko fiziologinių parametrų fiksavimo metodų signalus. Tokiame praplėstame prototipe bus galima atlikti eksperimentus, kurių metu bus nustatyti neraiškiosios valdymo sistemos įėjimo fiziologinių parametrų funkcijų susikirtimo taškai. Eksperimento rezultatai leis pakoreguoti fiziologinių parametrų taisykles bei nustatyti naujas (kitas, kurias pateikė *Mandryk* savo emocijų išvedimo modelyje) emocijų išvedimo taisykles.

Suprojektavus aiškų emocijų išvedimo modelį, neraiškiosios valdymo sistemos pagrindu, ši modelį reikės perkelti į kitas programavimo aplinkas (*Delphi* ir kt.). Visi algoritmai bus perdaryti į

realaus laiko algoritmus. Kitas etapas būtų intelektualios valdymo sistemos projektavimas, priklausomai nuo sistemos realizacijos. Sukurtas emocijų atpažinimo modelis galės būti naudojamas visose emocijomis grindžiamose sistemose. Reikėtų paminėti ir tai, jog šiai sistemai nereikės didelių finansinių resursų.

## IŠVADOS

- Remiantis atlikta fiziologinių parametru fiksavimo metodų analize, siūloma emocijų atpažinimo procese naudoti širdies plakimo dažnį, širdies plakimo dažnio kitimą aukšto ir žemo dažnio diapazonuose, odos laidumo atsaką, piršto odos temperatūros ir galvos odos temperatūros fiziologinius parametrus.
- Atlikus skaitmeninių signalų filtravimo metodų tyrimą, nustatyta, kad, priklausomai nuo situacijos, geriausiai signalą filtruoja judėjimo vidurkio, *Gauso* glodinimo ir žemo praėjimo filtravimo metodai.
- Išbandytas *EKG* fiziologinių parametru nustatymo algoritmas šlaitinio vektoriaus (*SVW*) algoritmo, skirto fazinių signalų pradžios, aukščiausio pakilimo ir pabaigos laikams nustatyti, pagrindu, parodė, kad jis yra tinkamas įvairaus tipo *EKG* signalams apdoroti.
- Remiantis *Furjė* transformacijos metodais atlikta širdies plakimo dažnio kitimo (*HRV*) spektrinė analizė patvirtino iškeltą hipotezę, jog aukšto dažnio ( $0,15\text{--}0,4\text{ Hz}$ ) bei žemo dažnio ( $0,04\text{--}0,15\text{ Hz}$ ) srityse, priklausomai nuo žmogaus emocinės būsenos, atsiranda širdies plakimo dažnio kitimas.
- Praplėstas susijaudinimo–valentingumo laipsnių išvedimo modelis, pagrįstas širdies plakimo dažnio, širdies plakimo dažnio kitimo aukšto ir žemo dažnio diapazonuose, odos laidumo atsako, piršto odos temperatūros ir galvos odos temperatūros fiziologiniais parametrais bei jų sąryšiais su žmogaus emocijomis per tam tikras taisykles.
- Rekomenduojamas šio emocijų atpažinimo prototipo tolimesnis plėtojimas pritaikant jį socialinės e-rūpybos paslaugų aplinkai. Tai vienas iš galimų plėtojimo variantų.

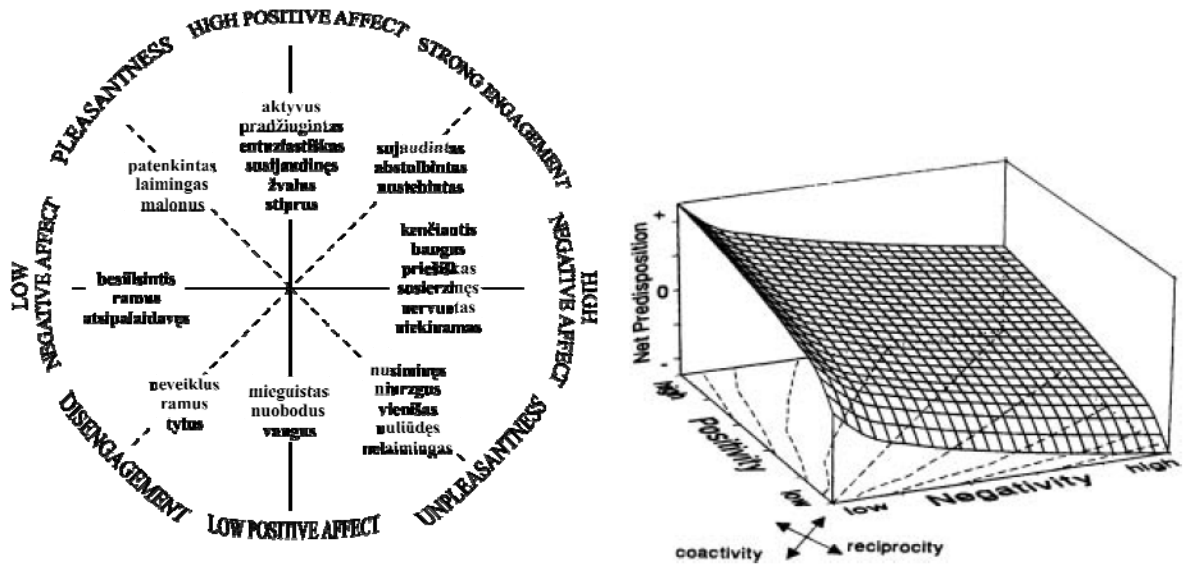
## LITERATŪRA

1. Macy A. J. *Students AS Signal Sources In The Biomedical Engineering Laboratory*. 2001 Proceedings of the 23rd Annual EMBS International Conference, October 25-28, Istanbul, Turkey
2. Itoh K., Miwa H., Nukariya Y., Zecca M., Takanobu H., Roccella S., Carrozza M. C., Dario P., Takanishi A. *Development of a Bioinstrumentation System in the Interaction between a Human and a Robot*. Proceedings of the 2006 IEEE/RSJ, International Conference on Intelligent Robots and Systems, October 9-15, 2006, Beijing, China
3. Karenauskaitė V., Bagdonas S., Streckytė G., Butrimaitė J., Rotomskis R. *Biomedicinos Fizika*. Mokomoji knyga, 2002 Vilnius. [interaktyvus], (žiūrėta 2008.03.15) [http://www.ff.vu.lt/biophotonics/knyga3/knyga1\\_11.html](http://www.ff.vu.lt/biophotonics/knyga3/knyga1_11.html)
4. Straipsnis apie EKG <http://en.wikipedia.org/wiki/Ecg> [Atverta 2007.03.05]
5. Markienė Z. O. *Klinikinė elektrokardiografija*. Monografija, Vilnius, 2000. [interaktyvus], (žiūrėta 2008.03.12) <http://www.ekg.lt/index.html>
6. MacLeod R., Birchler B. *ECG Measurement and Analysis*. February 28, 2007 [interaktyvus], (žiūrėta 2008.01.21) <http://www.cvrti.utah.edu/~macleod/bioen/be6000/labnotes/ecg/13-ecg.pdf>
7. Welch Allyn Beaverton EMC Lab. *ELECTROCARDIOGRAPHY*. Clinical Support article. 1995. [interaktyvus], (žiūrėta 2008.02.21) [http://www.assomed.ru/welchallyn/doc/ECG\\_basics.pdf](http://www.assomed.ru/welchallyn/doc/ECG_basics.pdf)
8. Rani P. *HUMAN ROBOT COLLABORATION BASED ON AFFECT SENSING*. For the Degree of Master of Science. 2003
9. Mandryk R. L. *Modeling User Emotion in Interactive Play Environments: A Fuzzy Physiological Approach*. PhD thesis. 2005
10. Korhonen I. *Methods for the analysis of short-term variability of heart rate and blood pressure in frequency domain*. PhD thesis, 1997
11. Predinger H., Mori J., Mayer S. *Character-based Interfaces Adapting to Users' Autonomic Nervous System Activity*. IEICE TRANS. INF. & SYST., VOL.E0{D}, NO.0 1917, 2003
12. Russell, J. A. *A circumplex model of affect*. Journal of personality and social psychology, 1161 – 1178, 1980
13. Fontaine J. R. J., Scherer K. R., Roesch E. B., Phoebe C. *The World of Emotions Is Not Two-Dimensional*. Psychological Science 18 (12) , Volume 18 Issue 12 Page 1050-1057, December 2007
14. Shaver P., Schwartz J., Kirson D., O'Connor C. *Emotion Knowledge: Further Exploration of a Prototype Approach*. Journal of Personality and Social Psychology. 1987, 1061-1086 p.
15. Morrissey M. *Affective Choice: A Learning Approach toward Intelligent Emotional Behaviour for Ubiquitous Computing Applications*. For the Degree of Master of Science. 92psl., 2006
16. Alma Litera. *Interleksis – Kompiuterinis tarptautinių žodžių žodynas*, 2001
17. Healey J. A. *Wearable and Automotive Systems for Affect Recognition from Physiology*. PhD thesis, Massachusetts Institute of Technology, 2000.
18. Perry J. C. *The Psychophysiology of Risk Processing and Decision Making at a Regional Stock Exchange*. PhD thesis, Massachusetts Institute of Technology, 2007
19. Zakharov K. *Affect Recognition and Support in Intelligent Tutoring Systems*. For the Degree of Master of Science. 2007
20. Gintaras Kučinskis. *EEG signalų atpažinimas*. Baigiamasis magistrinis darbas. 2007
21. Xu X., Liu Y. *ECG QRS Complex Detection Using Slope Vector Waveform (SVW) Algorithm*. Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS. San Francisco, CA, USA, September 1-5, 2004
22. Marchesi C., Paoletti M. *ECG Processing Algorithms for Portable Monitoring Units*. The Internet Journal of Medical Technology. 2004

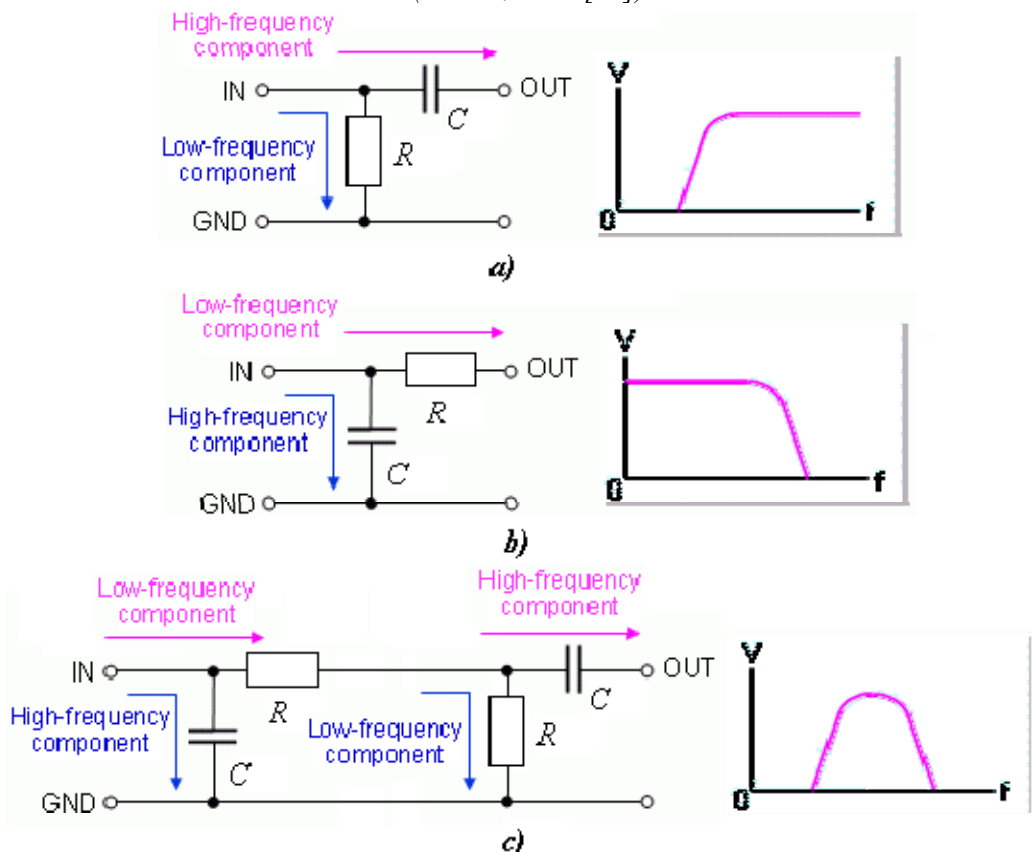
23. Villon O., Lisetti C. *A User-Modeling Approach to Build User's Psycho-Physiological Maps of Emotions using Bio-Sensors*. In proceedings of IEEE RO-MAN 2006, The 15th IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication, Session Emotional Cues in Human-Robot Interaction, Hatfield, United Kingdom, September 8, 2006, p 269-276
24. Selesnick I. *Short Time Fourier Transform*. Work is produced by The Connexions Project. Aug 9, 2005
25. Brunton L., Laz J., Parker K. *The Pharmacological Basis of Therapeutics*. McGraw-Hill Professional, 2005.
26. Nasoz F, Alvarez K., Lisetti C. L., Finkelstein N. *Emotion Recognition from Physiological Signals for Presence Technologies*. In *International Journal of Cognition, Technology, and Work - Special Issue on Presence*, Vol.6(1), 2003.
27. Larsen J. T., McGraw A. P., Cacioppo J. T. *Can People Feel Happy and Sad at the Same Time?* Journal of Personality and Social Psychology October 2001 Vol. 81, No. 4, 684-696
28. Rakotonirainy A., Maire F. *Context-aware driving behavioural model*. In Proceedings 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles ESV'19, Washington DC. 2005
29. Lee M., Yang G., Lee H., Bang S. *Development Stress monitoring System based on Personal Digital Assistant*. Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS. San Francisco, CA, USA September 1-5, 2004
30. Mokslo naujų straipsniai, [interaktyvus], (atverta 2008.03.04)  
<http://www.newscientist.com/channel/being-human/brain/mg19626315.600-monkey-brains-use-web-link-to-control-robot-legs.html> – beždžionė valdo roboto ranką.  
[http://techdigest.tv/2008/02/scientists\\_teac.html](http://techdigest.tv/2008/02/scientists_teac.html) – beždžionė priverčia robotą eiti savo mintimis.
31. Isshiki H., Yamamoto Y. *Instrument for Monitoring Arousal Level Using Electrodermal Activity*. Conference Proceedings. 10th Anniversary. Advanced Technologies in I & M., 1994 IEEE
32. Malan D., Fulford-Jones T., Welsh M., Moulton S. *Codeblue: An ad hoc sensor network infrastructure for emergency medical care*. In Proceeding of the International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, 2004.
33. CodeBlue: Wireless Sensor Networks for Medical Care. [Interaktyvus], (atverta 2008.02.12)  
<http://www.eecs.harvard.edu/~mdw/proj/codeblue/>
34. Ahuja N. D., Agarwal A. K., Mahajan N. M., Mehta N. H., Kapadia H. N. *GSR and HRV: Its Application in Clinical Diagnosis*. Computer-Based Medical Systems, 2003. Proceedings. 16th IEEE Symposium
35. Schmidt S., Walach H. *Electrodermal Activity — State-Of-The-Art Measurement and Techniques for Parapsychological Purposes – EDA*. Journal of Parapsychology, 2000
36. Wang P., McCreary H. *EDA matavimų eksperimentinis projektas*. 2006. [intyeraktyvus], (atverta 2007.11.03)  
[http://instruct1.cit.cornell.edu/courses/ee476/FinalProjects/s2006/hmm32\\_pjw32/#SHDesign](http://instruct1.cit.cornell.edu/courses/ee476/FinalProjects/s2006/hmm32_pjw32/#SHDesign)
37. Chen G., Tat Pham T. *Introduction to Fuzzy Sets, Fuzzy Logic, and Fuzzy Control Systems (Hardcover)*. 2000. p. 328.
38. Cox E. Fuzzy fundamentals. IEEE Spectrum, 29(10), 1992, 58-61
39. Wright State Universitete mokslų daktaro Ping He vykdomas elektronikos laboratorinis, kur tiriami EKG signalai. [interaktyvus] (atverta 2008.02.09)  
[http://www.cs.wright.edu/~phe/EGR199/Lab\\_4/](http://www.cs.wright.edu/~phe/EGR199/Lab_4/)
40. Steven W. Smith. *The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing*. 2006, 810 p. Elektroninė prieiga <http://www.dspguide.com/>
41. R. Fisher, S. Perkins, A. Walker, E. Wolfart. *Gaussian Smoothing*. 2003. [interaktyvus], (atverta 2008.02.12) <http://homepages.inf.ed.ac.uk/rbf/HIPR2/gsmooth.htm>

42. Starr T. *Filtering A Noisy ECG Signal Using Digital Techniques*. 2005. [interaktyvus], (atverta 2008.03.02) [<http://www.scienceprog.com/removing-60hz-from-ecg-using-digital-band-stop-filter/>]
43. Hollý B, Špilák L. *Digital Filtration of Artifacts in ECG*. 2004. [interaktyvus], (atverta 2008.04.12) <http://www.urel.feec.vutbr.cz/ra2008/archive/ra2004/abstracts/105.pdf>
44. Tseng C. C, Pei S. C. *Design of an equiripple FIR notch filter using a multiple exchange algorithm*. Science Direct, Signal Processing, Volume 75, Issue 3, June 1999, Pages 225-237
45. Mandryk R. L., Atkins M. S. *A fuzzy physiological approach for continuously modeling emotion during interaction with play technologies*. Science Direct Int. J. Human-Computer Studies 65 (2007) 329–347
46. Higgins R. J. *Digital Signals Processing IN VLSI*. Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ 07632, 1990, 575p.
47. Hsiao P. Y., Chou S. S., Huang F. C. *Generic 2-D gaussian smoothing filter for noisy image processing*. TENCON 2007 - 2007 IEEE Region 10 Conference. Oct. 30 2007-Nov. 2 2007 Page(s):1
48. Wink A. M., Roerdink J. B. T. *Denoising functional MR images: a comparison of wavelet denoising and Gaussian smoothing*. Medical Imaging, IEEE Transactions on Volume 23, Issue 3, March 2004 Page(s):374 -387
49. *PheioNet the research resource for complex physiologic signals*. Pacientų fiziologinių parametrų duomenų bazės. [interaktyvus], (atverta 2008.03.06) <http://physionet.org/>
50. Marozas J. *Dirbtinio intelekto taikymas kuriant nežinomoje aplinkoje valdomą objektą*. Bakalauro diplominis darbas. 2006, Klaipėda 64p.
51. Gasperi's M. LEGO Mindstorms NXT/RCX Sensor Input Page. *Kaip pasidaryti odos laidumo matavimo sensorius?* [interaktyvus], (atverta 2008.01.20) <http://www.extremenxt.com/gsr.htm>
52. Gričius G., Drungilas D., Šliamin A., Lotužis K., Bielskis A.A. *Multi-Agent-Based E-Social Care System for People with Movement Disabilities*// Technologijos mokslo darbai Vakarų Lietuvoje. Klaipėda: Klaipėdos universiteto leidykla, ISSN 1822-4652, 2008, VI.-P.67-77
53. Frigo M., Johnson S. G. *The Design and Implementation of FFTW3*. Published in *Proc. IEEE*, vol. 93, no. 2, pp. 216–231 (2005)
54. Boczar T., Zmarzły D. *Application of the short time Fourier transform in evaluation of the acoustic emission signals generated by partial discharges*. Molecular and Quantum Acoustics vol. 25, (2004) 45-67p
55. Bielskis A.A., Gričius G., Marozas J. *Modelling of an autonomous emotion recognition system*. Vadyba, ISSN 1648-7974. Submitted 2008.06.03.

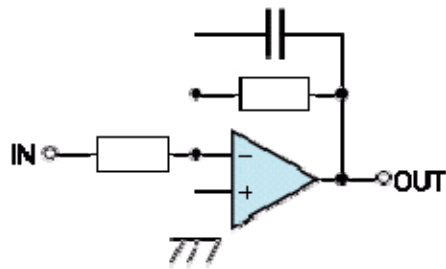
PRIEDAI  
1 PRIEDAS



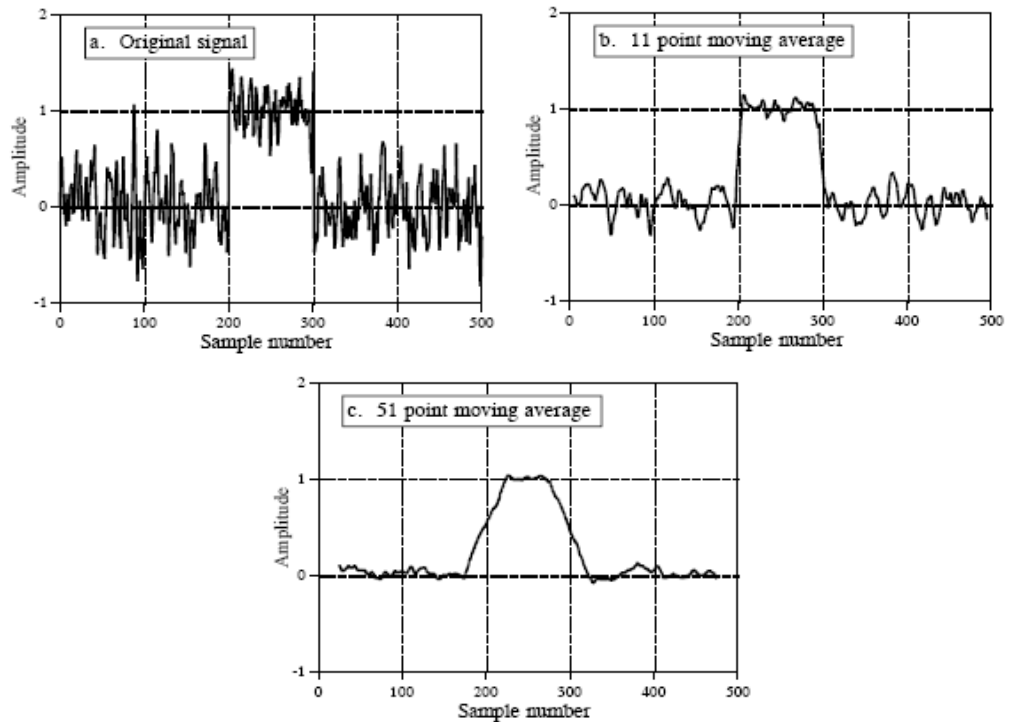
1 pav. Kairėje Watson ir Tellegen keturių dimensijų modelis, dešinėje erdvinis valentingumo vertinimo modelis (Larsen, 2001 [27])



2 pav. RC tipo pasyvių filtrų schemas ir jų dažninės charakteristikos a) aukšto praėjimo b) žemo praėjimo c) diapazono praėjimo [46]



3 pav. Aktyvaus žemo praėjimo filtro pavyzdys naudojant operacinį stiprintuvą [46]



4 pav. Judėjimo vidurkio filtro pavyzdys. a) tam tikra kreivė su atsitiktiniais triukšmais, b) ir c) po MA filtravimo su 11 ir 51 taškais [40]

**Initializing:** wait for slope to stay below threshold for 1 sec

**Waiting for wave:** wait for slope to break threshold value

**Analyzing wave:**

If slope is increasing, keep recording maximum slope value.

If slope starts decreasing, check to make certain slope does not start increasing again.

If slope increases, -> Wave Deformed state

if slope decreases, keep current state

If slope is equal or less than zero, we have reached peak of wave

record amplitude

record rise time

record maximum slope

Wait for wave to fall to half of amplitude.

if conductance value starts increasing before falling back to half amp -> Wave Deformed

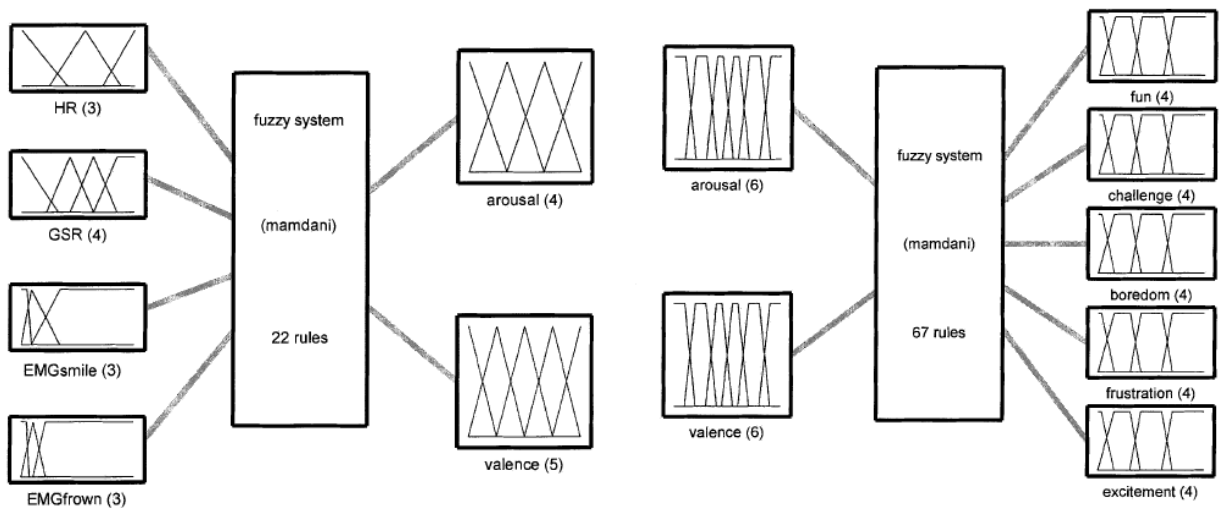
if conductance value steadily decreases, keep current state

if conductance value at half amp, record half recovery time -> Wave Complete

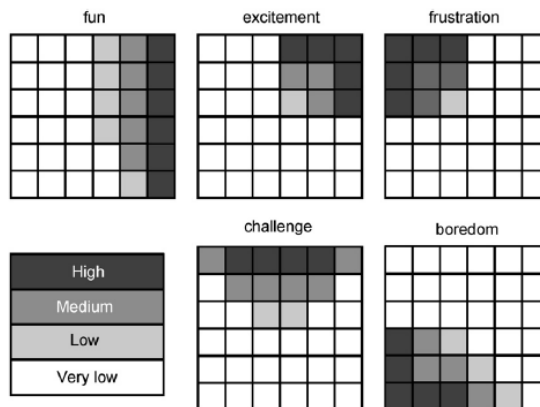
**Wave Completed:** message shows for 1 sec before -> Waiting for Wave

**Wave Deformed:** message shows for 1 sec before -> Initializing

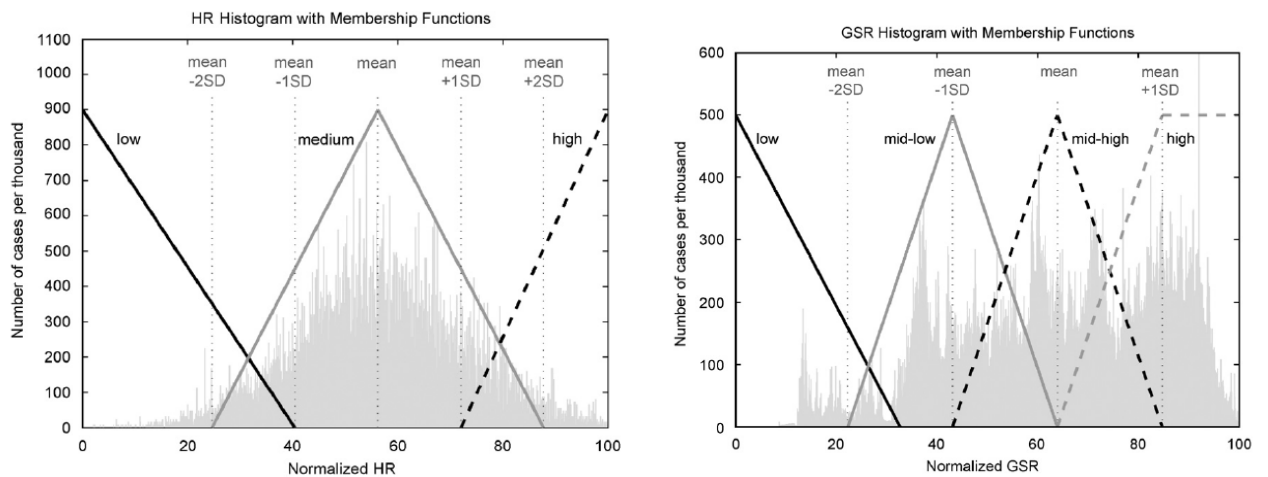
5 pav. SCR bangos parametru fiksavimo algoritmas (Wang, 2006 [36])



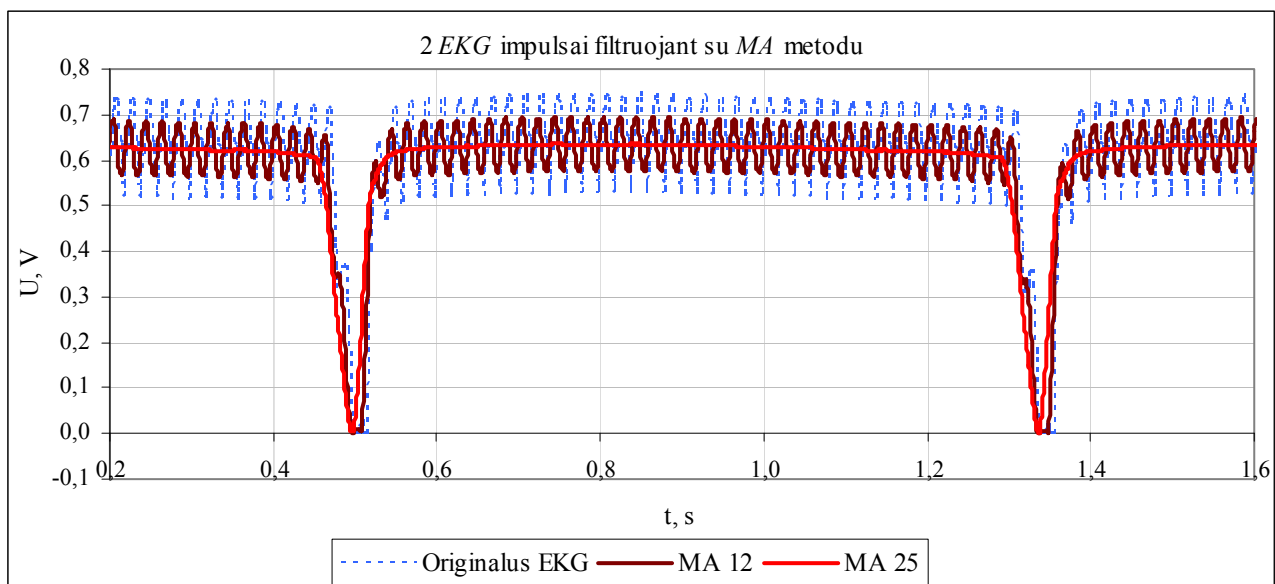
6 pav. Kairėje susijaudinimo ir valentingumo nustatymo modelis dešinėje emocijų nustatymo modelis remiantis neraiškiaja logika (Mandryk, 2007 [45])



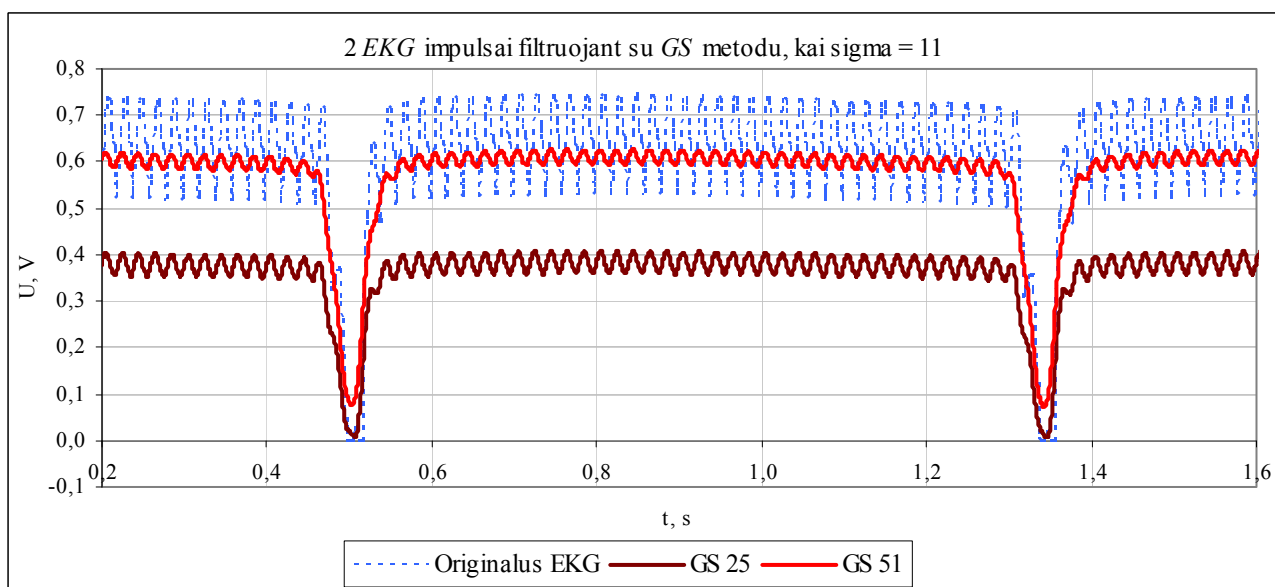
7 pav. 5 emocijų atpažinimo susijaudinimo ir valentingumo modeliai (Mandryk, 2007 [45])



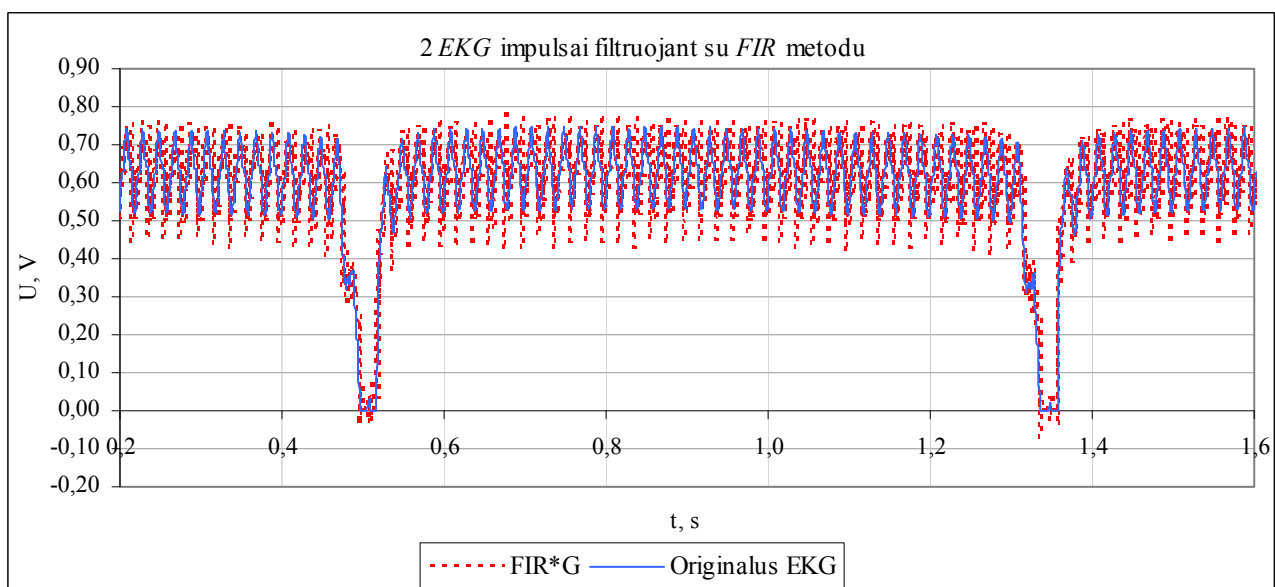
8 pav. Kairėje HR, o dešinėje SCR normalizuotų dydžių neraiškiosios logikos įėjimų funkcijų nustatymas eksperimentiniu būdu (Mandryk, 2007 [45])



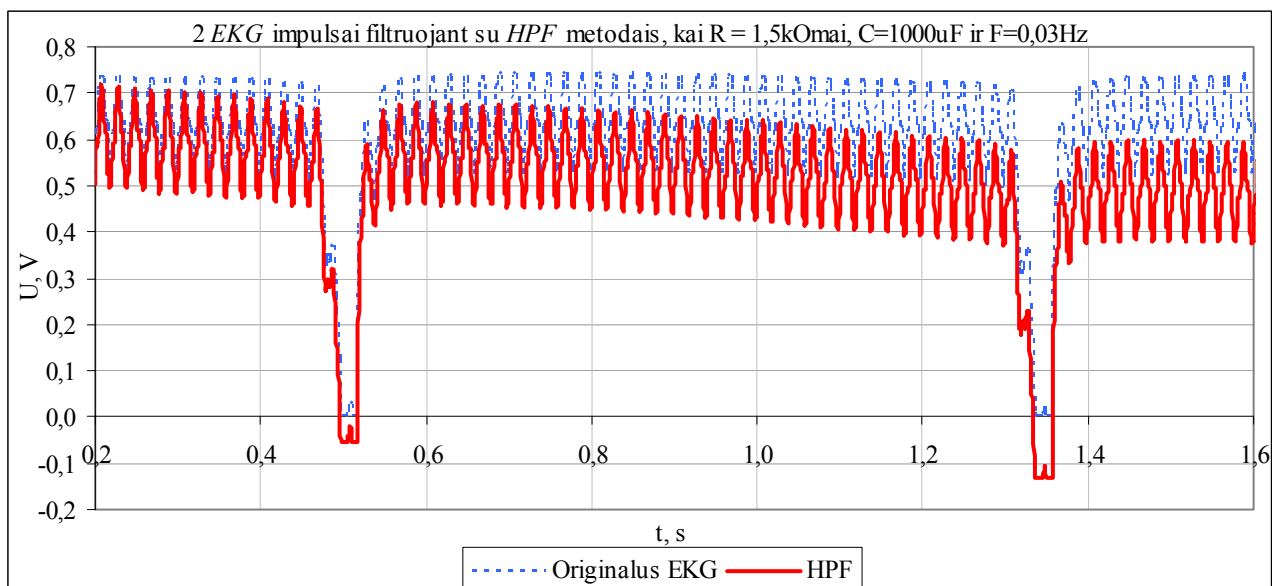
**9 pav.** EKG signalo filtravimas MA metodu su 12 ir 50 taškų



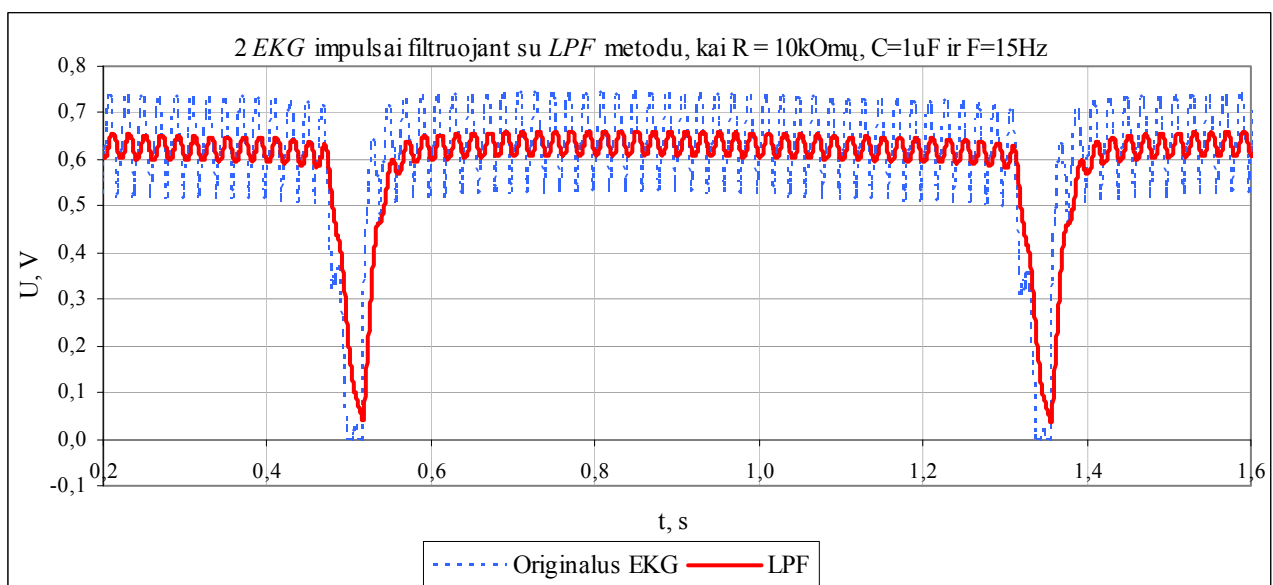
**10 pav.** EKG signalo filtravimas GS metodu su 25 ir 51 taškų, kai sigma 11



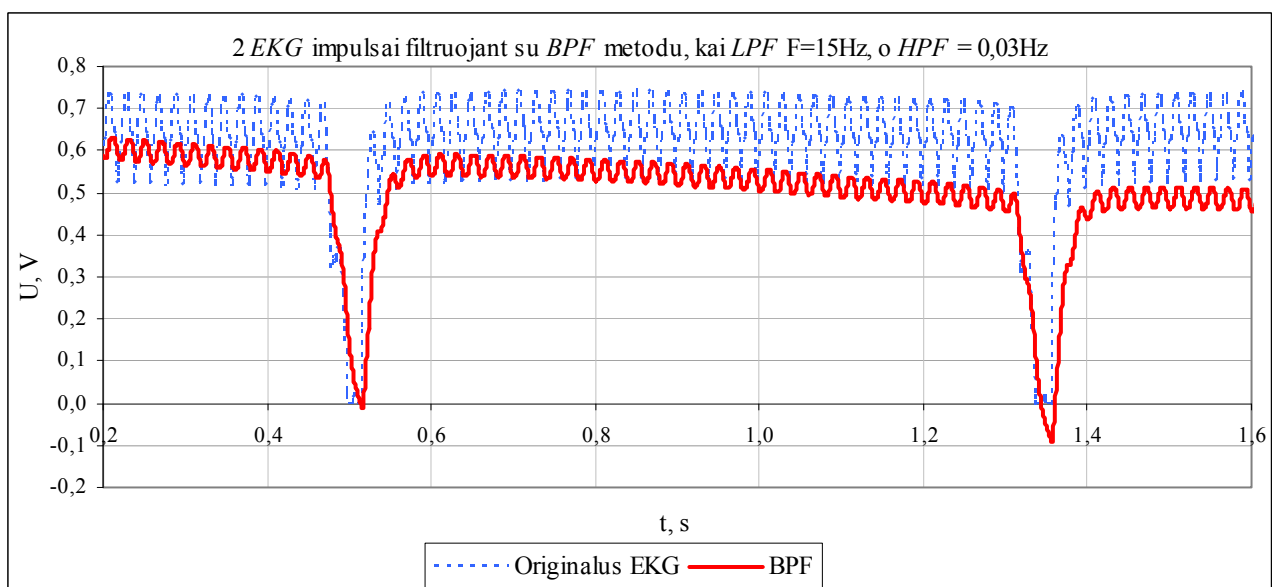
**11 pav.** EKG signalo filtravimas FIR metodu



12 pav. EKG signalo filtravimas HPF metodu, kai praleidžiamas dažnis yra didesnis už 0,03Hz

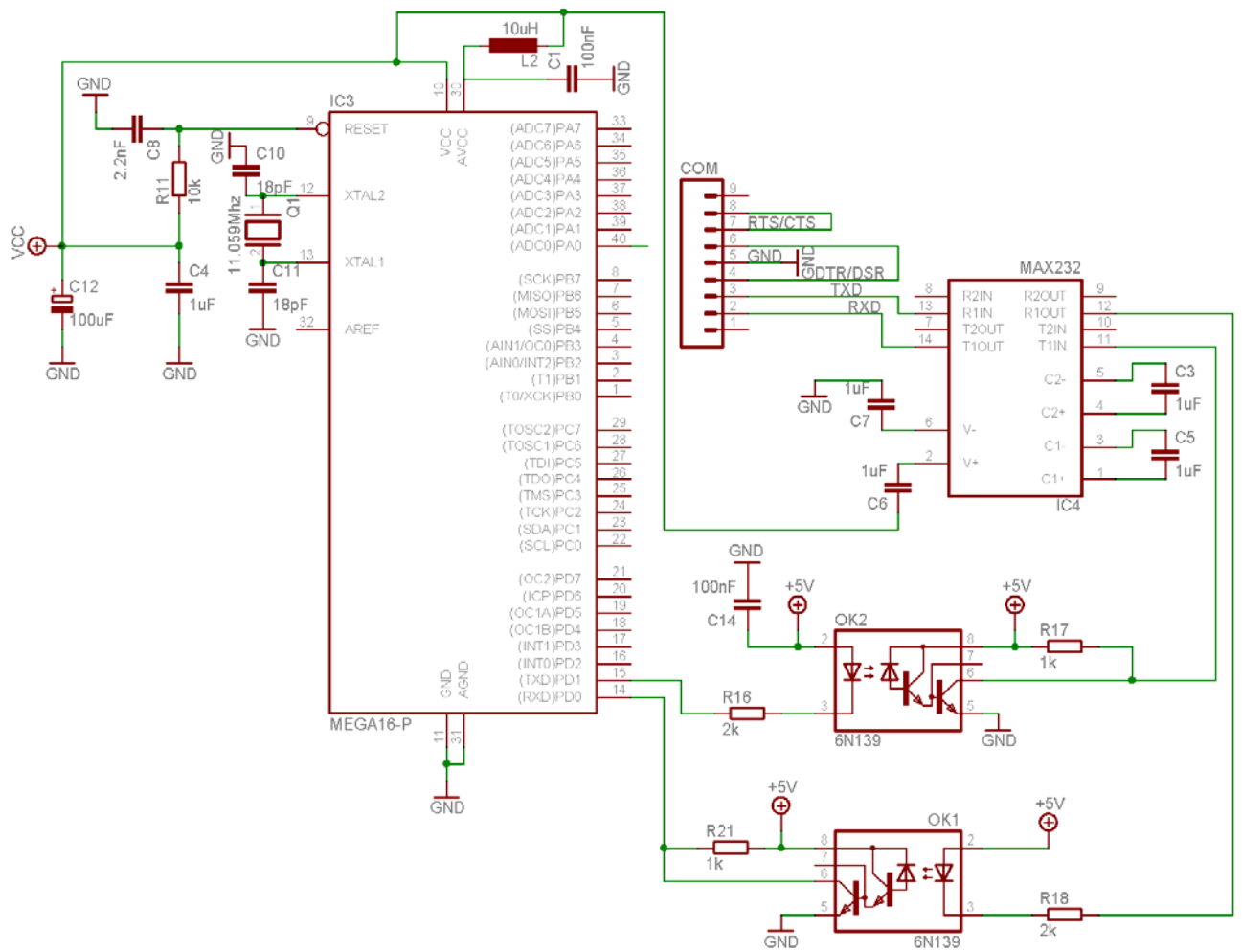


13 pav. EKG signalo filtravimas LPF metodu, kai praleidžiamas dažnis yra mažesnis už 15Hz

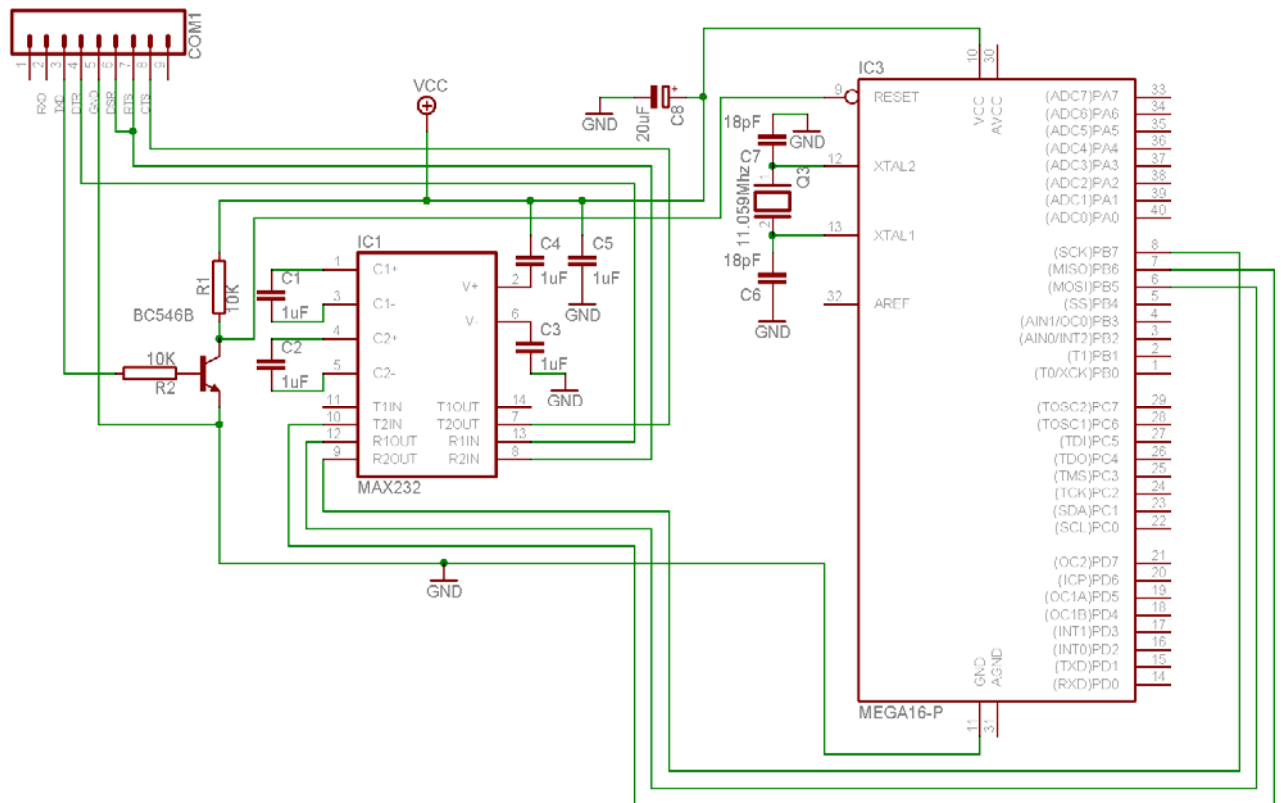


14 pav. EKG signalo filtravimas BPF metodu, kai praleidžiamas dažnis yra intervale [0,03Hz – 15Hz]





17 pav. „Atmega16“ bloko jungimo prie kompiuterio per COM prievadą elektrinė schema [50]



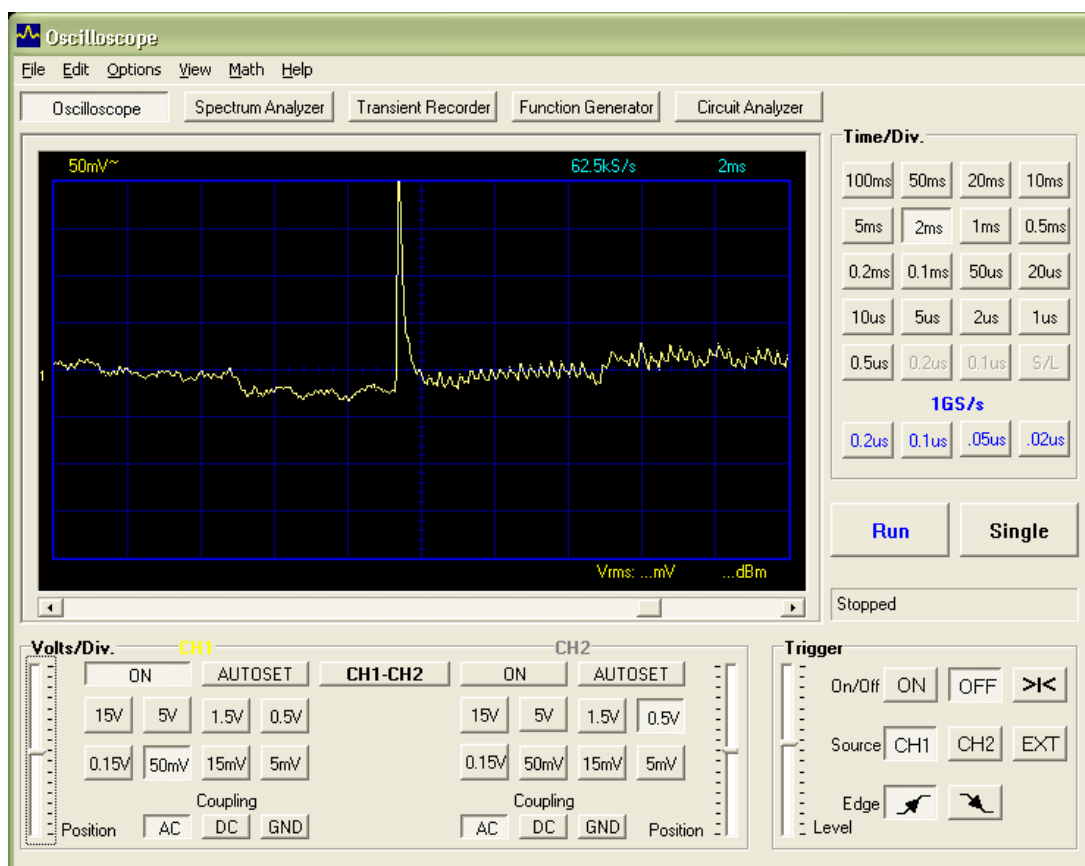
18 pav. Programatoriaus bloko elektrinė schema [50]

1. IF (SCR is high) THEN (arousal is high)
2. IF (SCR is mid-high) then (arousal is mid-low)
3. IF (SCR is mid-low) then (arousal is mid-low)
4. IF (SCR is low) then (arousal is low)
5. IF (HR is low) then (arousal is low)
6. IF (HR is high) then (arousal is high)
7. IF (SCR is low) and (HR is high) then (arousal is mid-low)
8. IF (SCR is high) and (HR is low) then (arousal is mid-high)
9. IF (SCR is high) and (HR is mid) then (arousal is high)
10. IF (SCR is mid-high) and (HR is mid) then (arousal is mid-high)
11. IF (SCR is mid-low) and (HR is mid) then (arousal is mid-low)
12. IF (HRV<sub>H</sub> is high) and (HRV<sub>L</sub> is low) then (valence is very-high)
13. IF (HRV<sub>H</sub> is low) and (HRV<sub>L</sub> is high) then (valence is very-low)
14. IF (HRV<sub>H</sub> is medium) and (HRV<sub>L</sub> is medium) then (valence is neutral)
15. IF (HRV<sub>H</sub> is high) and (HRV<sub>L</sub> is medium) then (valence is high)
16. IF (HRV<sub>H</sub> is medium) and (HRV<sub>L</sub> is high) then (valence is low)
17. IF (HRV<sub>H</sub> is medium) and (HRV<sub>L</sub> is low) then (valence is high)
18. IF (HRV<sub>H</sub> is low) and (HRV<sub>L</sub> is medium) then (valence is low)
19. IF (HRV<sub>H</sub> is high) and (HRV<sub>L</sub> is high) then (valence is neutral)
20. IF (HRV<sub>H</sub> is low) and (HRV<sub>L</sub> is low) then (valence is neutral)
21. IF (HR is low) and (HRV<sub>H</sub> is low) and (HRV<sub>L</sub> is low) then (valence is low)
22. IF (HR is high) and (HRV<sub>H</sub> is high) and (HRV<sub>L</sub> is high) then (valence is high)
23. IF (ST<sub>P</sub> is high) and (ST<sub>G</sub> is low) then (valence is very-high)
24. IF (ST<sub>P</sub> is low) and (ST<sub>G</sub> is high) then (valence is very-low)
25. IF (ST<sub>P</sub> is medium) and (ST<sub>G</sub> is medium) then (valence is neutral)
26. IF (ST<sub>P</sub> is high) and (ST<sub>G</sub> is medium) then (valence is high)
27. IF (ST<sub>P</sub> is medium) and (ST<sub>G</sub> is high) then (valence is low)
28. IF (ST<sub>P</sub> is medium) and (ST<sub>G</sub> is low) then (valence is high)
29. IF (ST<sub>P</sub> is low) and (ST<sub>G</sub> is medium) then (valence is low)
30. IF (ST<sub>P</sub> is high) and (ST<sub>G</sub> is high) then (valence is neutral)
31. IF (ST<sub>P</sub> is low) and (ST<sub>G</sub> is low) then (valence is neutral)
32. IF (ST<sub>P</sub> is high) and (ST<sub>G</sub> is low) and (HRV<sub>H</sub> is high) and (HRV<sub>L</sub> is low) then (valence is very-high)
33. IF (ST<sub>P</sub> is low) and (ST<sub>G</sub> is high) and (HRV<sub>H</sub> is low) and (HRV<sub>L</sub> is high) then (valence is very-low)
34. IF (ST<sub>P</sub> is medium) and (ST<sub>G</sub> is medium) and (HRV<sub>H</sub> is medium) and (HRV<sub>L</sub> is medium) then (valence is neutral)
35. IF (ST<sub>P</sub> is low) and (ST<sub>G</sub> is medium) and (HRV<sub>H</sub> is low) and (HRV<sub>L</sub> is medium) then (valence is low)
36. IF (ST<sub>P</sub> is medium) and (ST<sub>G</sub> is low) and (HRV<sub>H</sub> is medium) and (HRV<sub>L</sub> is low) then (valence is high)

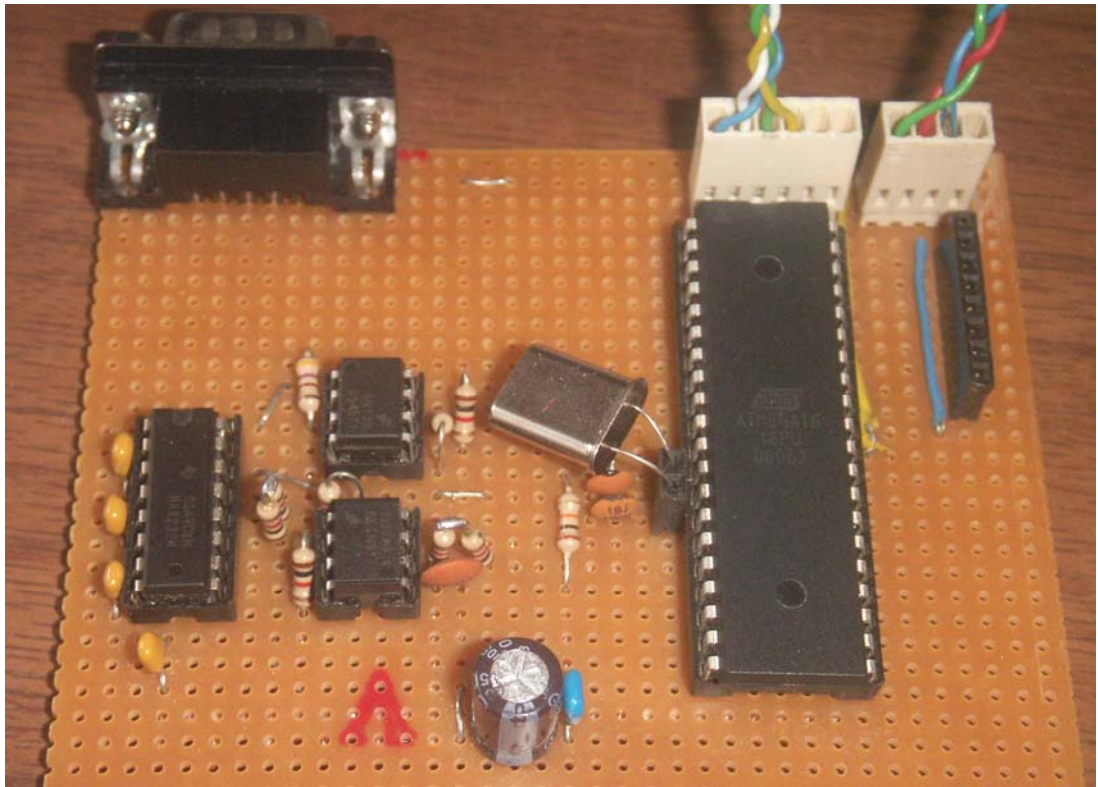
**19 pav.** *Susijaudinimo–valentingumo laipsnių nustatymo taisyklės. 1–11 pagal Mandryk, 12–22 sudarytos autoriaus*



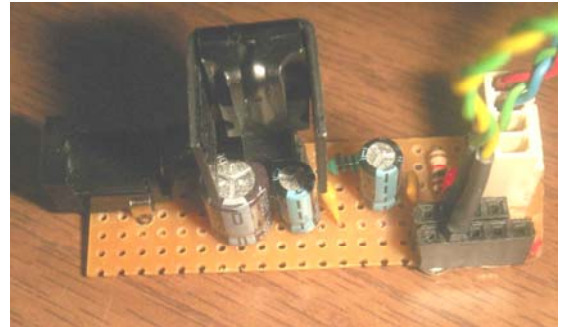
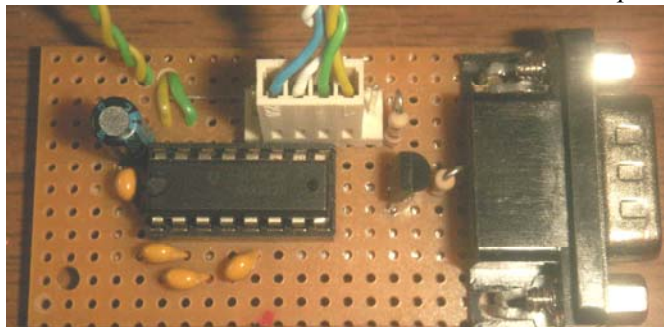
20 pav. PCS500 vieno kanalo kompiuterinis oscilografas



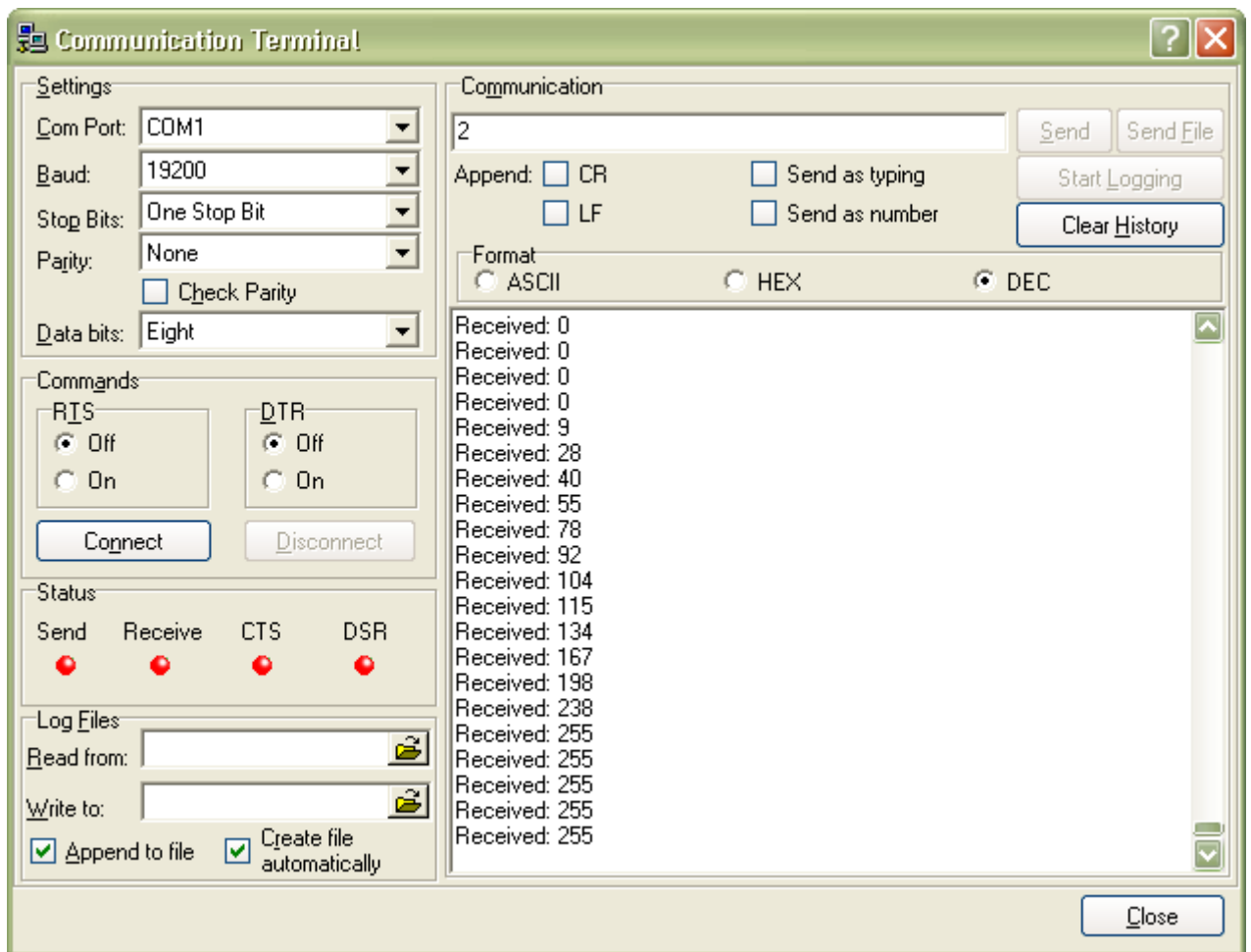
21 pav. PCS500 vieno kanalo kompiuterinio oscilografo grafinė sąsaja



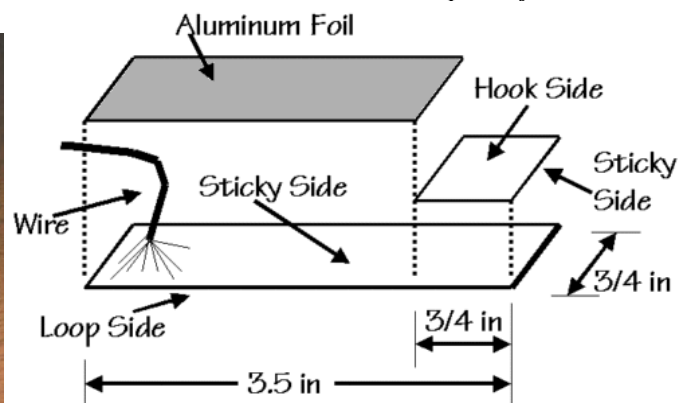
*22 pav. Realizuotas Atmega16 blokas skirtas analoginių signalų diskretizavimui bei jų perdavimui į kompiuterį*



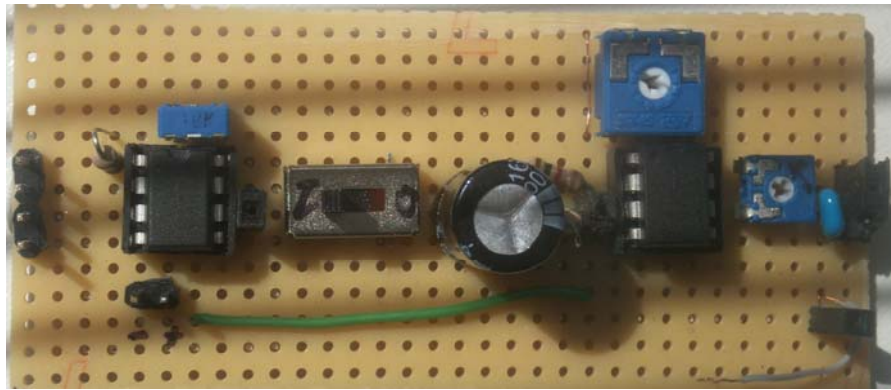
*23 pav. Realizuoti mikrovaldiklio COM programatorius kairėje ir maitinimo blokas dešinėje*



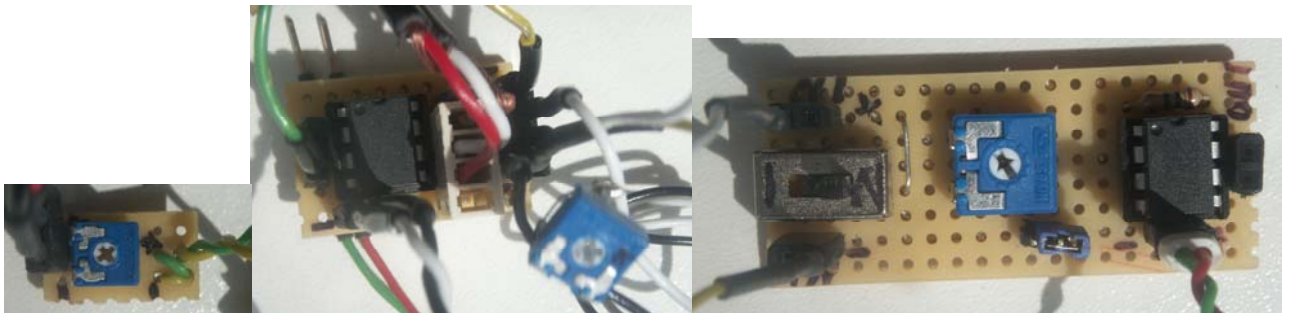
24 pav. Analoginio signalo keitiklio testavimas Communication Terminal aplinkoje



25 pav. SC elektrodai kairėje, dešinėje jų gaminimo schema ir apačioje EKG galūniniai elektrodai



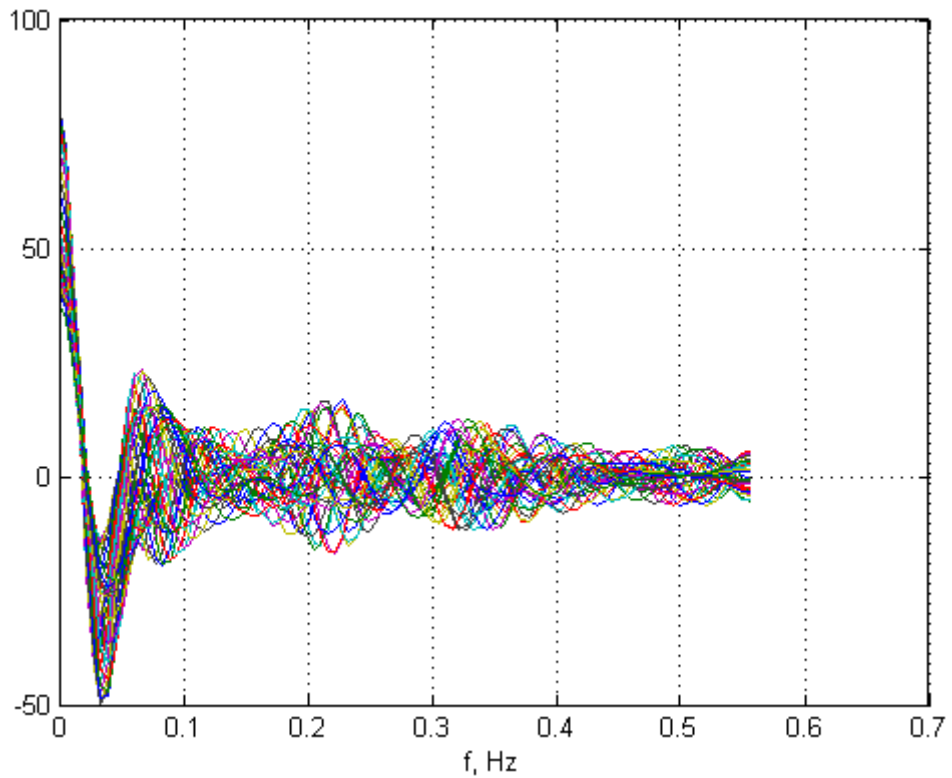
*26 pav. Realizuotas EKG stiprintuvas*



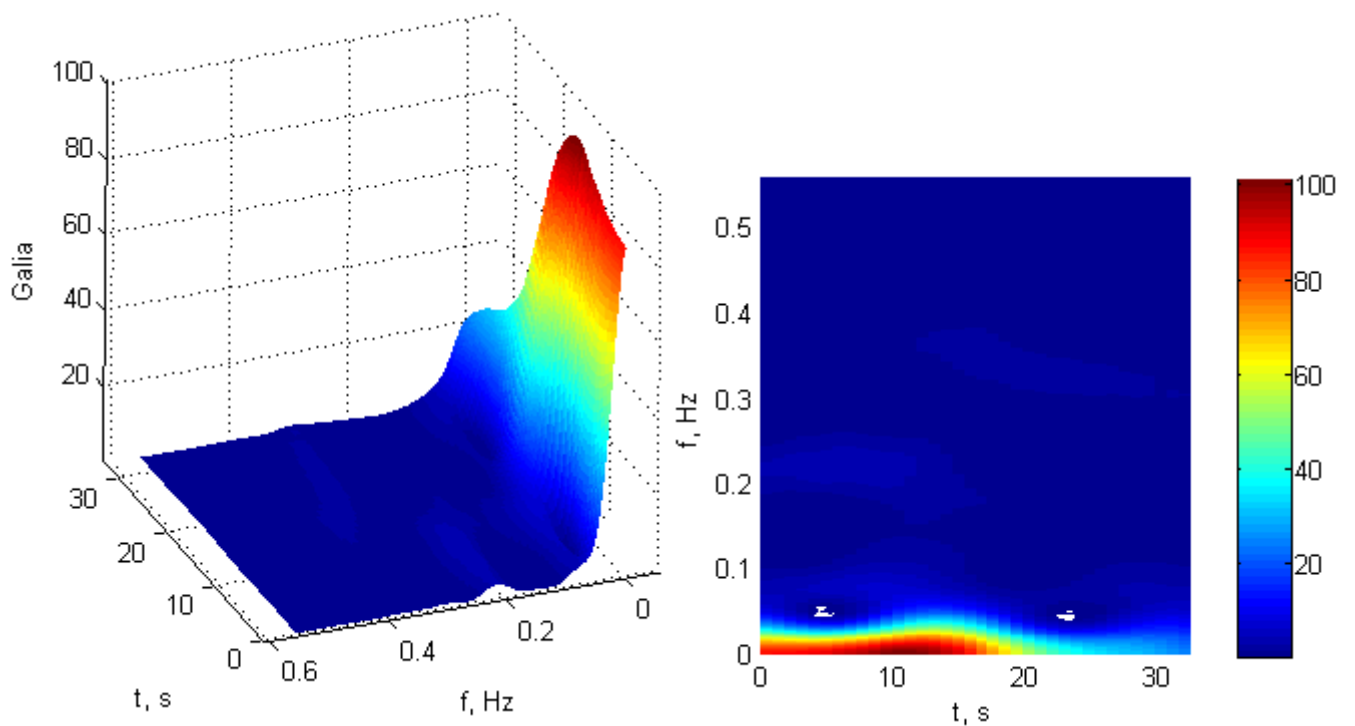
*27 pav. Kairėje įtampos daliklis, centre buferinis operacinis stiprintuvas (čia jungiami SC elektrodai) ir dešinėje 1000 kartų stiprinantis signalą invertuojantis ir ne invertuojantis operacinis stiprintuvas*



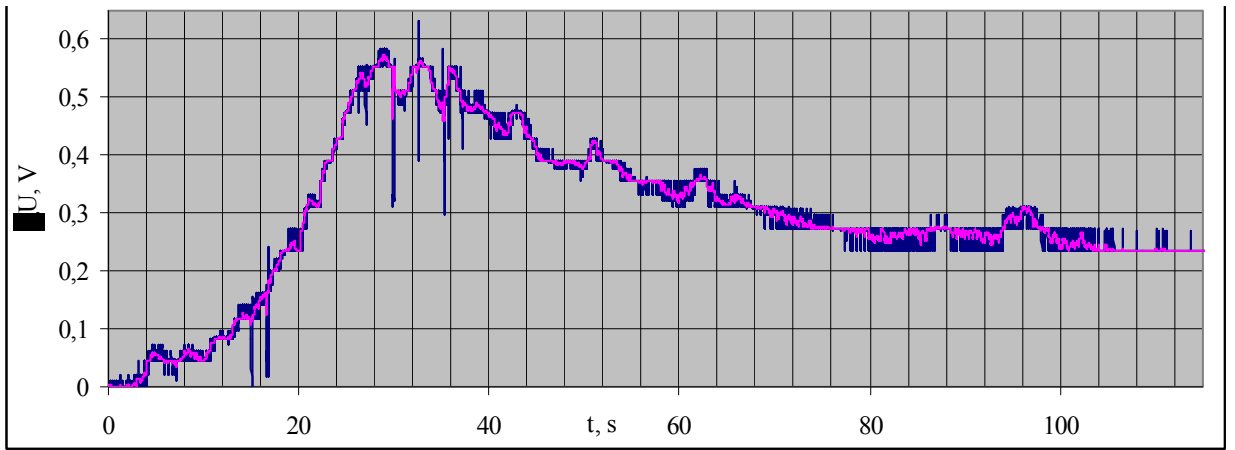
*28 pav. SC matavimo eksperimento vykdymo nuotrauka*



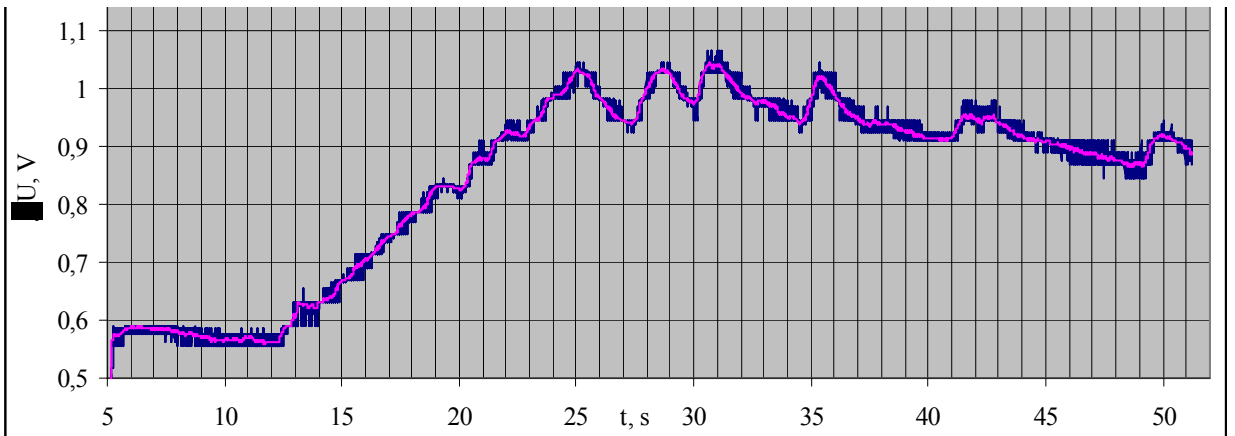
**29 pav.** Širdies plakimo dažnio kitimo dažnių svorio vektoriai naudojant STFT, kai spektro lango dydis 30 ir neužkeičiamo langas dydis 29



**30 pav.** HRV 3-D paviršius kairėje ir dešinėje spektrograma naudojant STFT, kai spektro lango dydis 30 ir neužkeičiamo langas dydis 29



*31 pav. Odos laidumo kitimas, dėl garsios muzikos*



*32 pav. Odos laidumo kitimas, dėl garsaus šaukimo*

## 2 PRIEDAS

*1 lentelė. Emocijų atpažinimo sistemų lyginimo lentelė*

<i>Autorius</i>	<i>Fiksuojami FP</i>	<i>Emocijų atpažinimo metodai ir algoritmai.</i>	<i>Emocijų atpažinimo metodų aprašymas.</i>	<i>Emocijos</i>
<i>Predinger, 2003</i>	Raumenų susitraukimas, odos elektrinis laidumas.		Iš odos elektrinio laidumo nustatomas susijaudinimo laipsnis, o iš raumenų būsenos valentingumo laipsnis, toliau pagal <i>Russell</i> dviejų dimensijų modelį nustatomi emocijų koeficientai.	Piktas, susierzines, atsipalaidavęs, linksmas, susijaudinęs.
<i>Zakharov, 2007</i>	Veido nuotrauka	1. Active Appearance Model 2. Gabor wavelets 3. Hybrid approach 4. Principal Component Analysis	Naudoja tam tikrus vaizdų atpažinimo algoritmus, iš kurių turėtų nustatyti žmogaus emocinę būseną. Siejama su <i>Russell</i> dviejų dimensijų modeliu. Emocijų atpažinimas šiame darbe miglotas.	Valentingumas ir susijaudinimas. Konkrečiai emocijų nepateikta.
<i>Morrissey, 2006</i>	<i>EEG.</i>	Support Vector Machine for Classification and Regression	Klasifikuojami <i>EEG</i> parametrai dviejų dimensijų erdvėje išskiriant tam tikras kategorijas. Realizuojama realaus laiko sistemoje, siejama su <i>Russell</i> dviejų dimensijų modeliu.	Laimė, pyktis, liūdesys, baimė, pasipiktinimas.
<i>Nasoz, 2003</i>	Odos laidumas, širdies plakimo dažnis, odos temperatūra.	Mašininio mokymosi klasterizavimo algoritmai: 1. k-Nearest Neighbor Algorithm 2. Discriminant Function Analysis 3. Marquardt Back propagation	Eksperimentiniu būdu nustato <i>FP</i> reikšmės esant tam tikroms emocijoms. Tada atlieka kitą eksperimentą, kur naudojant tam tikrus klasifikavimo algoritmus yra atpažįstamos emocijos. Nustatoma kaip stipriai koreliuoja išgauti ir atpažinti emocijų rezultatai. Gautos stiprios koreliacijos, tačiau šiuo atveju reikalingas didelis duomenų kiekis bei kalibravimas.	Liūdesys, pyktis, baimė, staigmena, nusivylimas, malonumas.
<i>Mandryk, 2005</i>	Odos laidumo atsakas, žandikaulių ir antakių raumenų būseną, širdies plakimo dažnis.	Neraiškioji valdymo sistema.	Naudojant neraiškiosios logikos aparatą iš pradžių pagal fiziologinius parametrus yra nustatomas valentingumo ir susijaudinimo laipsnis, toliau pagal <i>Russell</i> dviejų dimensijų modelį nustatomi emocijų laipsniai.	Smagumas, iššūkis, nuobodulys, nusivylimas, susijaudinimas.
<i>Perry, 2007</i>	Odos laidumo atsakas, širdies plakimo dažnis, galvos ir piršto temperatūra, rankos ir nugaros raumenų būseną, <i>EEG</i>	<i>EEG</i> parametrams atpažinti atliekama spektrinė analizė, visų kitų metodų parametru atpažinimui taikomi statistiniai metodai.	Iš nustatytų parametru nustatomi valentingumo ir susijaudinimo laipsniai, toliau pagal <i>Russell</i> modelį nustatomi emocijų koeficientai. Šių emocijų koeficientų kitimas laike lyginamas su akcijų vertės svyravimu.	Valentingumo ir susijaudinimo laipsnius atitinkančios emocijos.
<i>Rani, 2003</i>	Simpatinės ir parasimpatinės nervų sistemos įtaka širdies plakimo dažniui. Odos laidumu atsako laiko vidurkis ir dažnis. Žandikaulio ir kaktos raumenų būseną.	Bangų viršūnių nustatymo algoritmas (tolydžioji bangų transformacija). Galios spektrinė analizė. Neraiškioji valdymo sistema.	Tolydžioji bangų transformacija skirta nustatyti <i>R</i> bangų pozicijas. Galios spektrinė analizė naudojama paversti širdies plakimo dažnio kitimą į dažninę sritį, siekiant išskirti simpatinius ir parasimpatinius svyravimus. Toliau, naudojant neraiškioją valdymo sistemos, nustatomas nerimo laipsnis.	Nerimo laipsnis

<i>Isshiki, 1994</i>	Odos laidumas, odos elektrinio laidumo atsakas.	Neraiškioji logika	Matuojami odos elektrinio laidumo parametrai, pagal tai, naudojant neraiškioją logiką, yra sprendžiama, kada įjungti signalizaciją, kada išjungti.	Emocijų neatpažįstama.
<i>Lee, 2004</i>	Odos laidumas, širdies plakimo dažnis, odos temperatūra.	1. Multilayer perceptron (MLP) 2. Generalized regression neural network (GRNN) 3. Adaptive network based fuzzy inference system (ANFIS)	Iš fiziologinių parametrų remiantis neuroninių tinklų modifikacijomis yra suklasifikuojama tiriamojo būseną į dvi grupes: streso ir ne streso. Pagal tai sistema keičia intelektualaus namo parametrus.	Stresas