SKAITMENINIS SIGNALŲ APDOROJIMAS IR MAŠININIS MOKYMASIS 2022

Laboratorinis darbas nr. 2

**DISKRETINIO SKAITMENINIŲ FILTRŲ TYRIMAS**

**Ž. Marma, E MEI-2 gr.** Dėstytojas D. Sokas

*KTU, Elektros ir elektronikos fakultetas*

**Įvadas**

Laboratorinio darbo tikslas – išmokti įgyvendinti ir tirti skaitmeninių filtrų sistemą sprendžiant elektrokardiografinių signalų apdorojimo problemą.

Laboratorinio darbo užduotis – suprojektuoti skaitmeninius filtrus ir jais apdoroti elektrokardiogramos signalus. Laboratoriniam darbui realizuoti buvo naudojamas 13 EKG signalas.

**Skaitmeninio RIR filtro įgyvendinimas ir tyrimas**

Žemųjų dažnių RIR filtro skirtuminė lygtis (1) gauta iš duotos struktūrinės schemos

. (1)

Toliau buvo rastos RIR filtro charakteristikos: impulsinė charakteristika (1 pav.), amplitudės ir fazės dažninės charakteristikos (2 pav.) ir nulių-polių diagrama (3 pav.).

Chart, scatter chart

Description automatically generated

**1 pav.** RIR filtro impulsinė charakteristika.

Chart

Description automatically generated

**2 pav.** RIR filtro amplitudės ir fazės dažninės charakteristikos.

Chart, scatter chart

Description automatically generated

**3 pav.** RIR filtro nulių-polių diagrama.

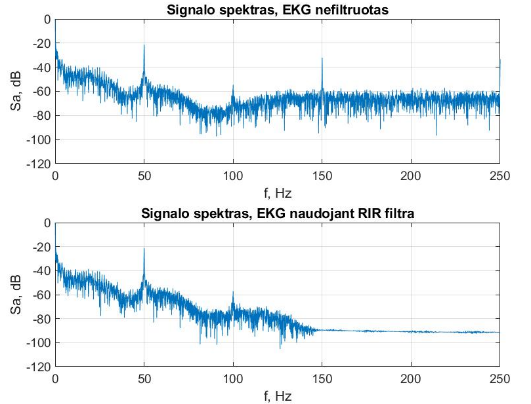
Išanalizavus filtro impulsinę charakteristiką (1 pav.) matyti, jog sumodeliuotas filtras yra stabilus, nes į sistemą įvedus vienetinį šuolį filtro atsakas nusistovi. Remiantis amplitudės dažnio charakteristika (2 pav.) filtro pralaidumo juosta yra šiek mažesnė nei 100 Hz. Nulių­-polių diagramoje (3 pav.) pastebima, kad nuliai, esantys ant vienetinio apskritimo rodo dažnius ties kuriais signalas yra labiausiai silpninamas. Pats filtras yra stabilus, nes poliai yra vienetinio apskritimo viduje.

Suprojektuoto RIR filtro parametrai: filtro pjūvio dažnis yra 100 Hz, pereinamoji juosta ties 100 Hz – 150 Hz, maksimalus filtro pralaidumo juostos bangavimas lygus 1,27 dB (0,61dB - (-0,668dB)), minimalus slopinimas filtro slopinimo dažnių juostoje lygus 47,34dB. Filtre esantis filtro pralaidumo juostos bangavimas lems amplitudės iškraipymus pralaidumo zonoje – vienus dažnius neženkliai stiprins, o kitus neženkliai silpnins.

Chart, line chart

Description automatically generated

**4 pav.** EKG signalo dalis laiko srityje naudojant RIR filtrą.



**5 pav.** EKG signalas dažnių srityje naudojant RIR filtrą.

Įgyvendinus RIR filtrą laiko srityje (4 pav.) galima matyti švaresnį EKG signalą (aukšto dažnio dedamųjų panaikinimas). Analizuojant signalą dažnių srityje (5 pav.) akivaizdžiai galima matyti stiprus slopinimas nuo 150 Hz. Tačiau signale vis dar lieka elektros tinklo dažnio (50 Hz) dedamoji ir jos harmonikos.

**Skaitmeninio NIR filtro įgyvendinimas ir tyrimas**

Naudojantis laboratorinio darbo apraše esančiomis formulėmis buvo rasti filtrui projektuoti reikalingi koeficientai ir pateikiamos skirtuminė (2) ir perdavimo lygtys (3):

(2)

, (3)

Toliau buvo rastos NIR filtro charakteristikos: impulsinė charakteristika (6 pav.), amplitudės ir fazės dažninės charakteristikos (7 pav.) ir nulių-polių diagrama (8 pav.).

Chart, histogram

Description automatically generated

**6 pav.** NIR filtro impulsinė charakteristika.

Chart

Description automatically generated

**7 pav.** NIR filtro amplitudės ir fazės dažninės charakteristikos.

Chart, scatter chart

Description automatically generated

**8 pav.** NIR filtro nulių polių diagrama.

Projektuojant NIR tipo filtrą slopinamų dažnių juostos plotis ∆𝑓 buvo pasirinktas 1,5 Hz, filtro slopinimo reikšmė S išpjovos centre buvo pasirinkta 150 kartų t.y. 43,52 dB. Analizuojant NIR filtro impulsinę charakteristiką (6 pav.) akivaizdu, kad sukurtas filtras yra stabilus, nes filtro atsakai į vienetinį šuolį artėja link nulio. Amplitudės ir fazės charakteristikoje (7 pav.) galima matyti, kad yra slopinami 50 Hz ir jo harmonikų (100 Hz, 150 Hz ... n\*50 Hz) signalai. Būtent taip yra pašalinamas elektros tinklo dažnio sukuriamas triukšmas iš signalo. Polių nulių diagramoje (8 pav.) galima matyti, kad poliai yra vienetinio apskritimo viduje (labai neženkliai), todėl filtras stabilus.

Chart

Description automatically generated

**9 pav.** EKG signalas laiko srityje po RIR apdorojimo ir EKG signalas po RIR ir NIR filtrų apdorojimo.

Iš EKG signalo laiko srityje grafiko (9 pav.) galima matyti, jog iš EKG signalo yra pašalinamas dreifas ir dar stipriau slopinamas aukšto dažnio triukšmas, likęs po RIR filtro. Būtent tokios formos signalas yra tinkamesnis medicinos darbuotojams, analizuojantiems sveikatos parametrus iš EKG signalų.

Chart

Description automatically generated

**10 pav.** EKG signalas dažnių srityje po RIR apdorojimo ir EKG signalas po RIR ir NIR filtrų apdorojimo.

Analizavus EKG signalą dažnių srityje po NIR filtro (10 pav.) galima pastebėti nuslopinimą ties 50 Hz ir 100 Hz dažniu. Nors nuo 150 Hz dažnių signalo dedamosios yra slopinamos RIR filtro galima pastebėti dar padidėjusius 50 Hz signalo harmonikų slopinimus.

**Daugiasparčio RIR filtro įgyvendinimas**

Toliau darbe buvo analizuojamas daugiaspartis filtras kurį galima būtų naudoti vietoj šukų tipo NIR filtro. Šis filtras susideda iš dviejų nuosekliai sujungtų decimatorių, pagrindinio žemųjų dažnių filtro ir dviejų interpoliatorių. Kuriant šį filtrą projektuojamo žemųjų dažnių filtrui buvo pasirinktas 1 Hz slopinimo juostos ribinis dažnis , o pralaidumo juostos ribinis dažnis parinktas 0,4 Hz . Toliau buvo surastas M koeficientas pagal lygtį (4)

(4)

Išsprendus šią lygtį gauti trys sprendiniai, iš kurių tik vienas realusis rodantis, kad M yra lygus 55,1. Tai įvertinus M buvo pasirinktas 50. Toliau buvo apskaičiuoti optimalūs decimacijos koeficientai D1opt ir D2opt pagal pateiktas formules (5, 6)

(5)

(6)

Gautos reikšmės D1op = 12,9 ir D2op =3,9. Kadangi šių koeficientų sandauga turi būti lygi M, buvo parinktos atitinkamai 10 ir 5 koeficientų D1 ir D2 reikšmės. Daugiaspartis filtras buvo įgyvendintas atliekant dažnio mažinimo operacijas su MATLAB funkcija downsample ir papildomai sukurtu apsauginiu filtru. Tuo tarpu dažnio didinimo operacijos buvo atliktos su MATLAB funkcija upsample ir tais pačiais apsauginiais filtrais. Apsauginiai filtrai buvo suprojektuoti siekiant atkartoti decimate funkcijoje esantį apsaugos efektą. Todėl pirmąjame filtre buvo pasirinkta 45 filtro eilė, antrąjame 60, o ŽDF 40. Visi šie RIR filtrai buvo sukurti naudojantis fir1 funkciją. Kadangi visų (H(z), H1(z) ir H2(z)) suprojektuotų filtrų slopinimas slopinimo juostoje turi būti bent -50 dB yra pateikiama šių filtrų amplitudės dažninės charakteristikos (11 pav.).

A picture containing chart

Description automatically generated

**11 pav.** RIR filtrų esančių daugiasparčiame filtre amplitudžių dažninės charakteristikos

Kaip galima matyti grafike (11 pav.) visi trys filtrai slopinimo juostoje signalą slopina bent 50 dB, todėl galima teigti, kad yra suprojektuoti tinkamai.

Toliau atliekant suprojektuoto filtro analizę prieš apdorojant EKG signalą su daugiasparčiu filtru, signalas buvo apdorotas su žemų dažniu filtru. Šio pradinio filtro analizę nebus atliekama, tačiau jis buvo sukurtas su MATLAB „Filter Designer“ programa ir skirtas pašalinti signale esančias didesnes nei 50 Hz dedamąsias (filtro pjūvio dažnis yra 47,5 Hz). Taip pat buvo įvertintas vėlinimas kurį sukuria daugiaspartis filtras, jis buvo lygus 1681 laiko atsakų (šiek tiek virš 3 sekundžių). Šis vėlinimas buvo kompensuotas į signalą įvedus nulių. Gautas nufiltruotas EKG signalas su daugiasaičiu filtru pateiktas laiko srityje (12 pav.) ir dažnių srityje (13 pav.).

Chart

Description automatically generated

**12 pav.** EKG signalas laiko srityje apdorojus daugiasparčiu filtru.

Chart

Description automatically generated

**13 pav.** EKG signalas dažnių srityje apdorojus daugiasparčiu filtru.

Iš EKG signalo laiko srities grafiko (12 pav.) galima matyti, jog iš signalo buvo pašalintas dreifas. Tik vienoje vietoje (ties 8 sekundėmis) filtras veikė ne visai teisingai. Analizuojant filtro spektrą (13 pav.), kad aukštų dažnių dedamosios yra mažiau slopinamos ir galima pastebėti nežymias 50 Hz signalo dedamąsias.

**Elektrokardiogramos apdorojimo filtrų testavimas**

Toliau sukurtas daugiaspartis filtras buvo testuojama registruojamus reaguojant į stačiakampius (14 pav.) ir trikampius impulsus (15 pav.). Filtro rezultatai yra palyginami su NIR šukų tipo filtru.

A picture containing engineering drawing

Description automatically generated

**14 pav.** Daugiasparčio ir NIR filtrų testavimas su stačiakampiais impulsais.

Testuojant filtrus su stačiakampiu signalu galima (14 pav.) matyti, jog suprojektuoto daugiasparčio filtro maksimalus nuokrypis (0,35 mV) yra mažesnis, nei NIR filtro (1,05 mV). Tačiau pagal EN 60601-2-51 standarte pateikiamus nurodymus atlikus šį testą nuokrypis neturėtų viršyti 0,1 mV todėl suprojektuotas filtras neatitiktų reikalavimų.

Chart

Description automatically generated with medium confidence

**15 pav.** Daugiasparčio ir NIR filtrų testavimas su trikampiais impulsais.

Testuojant filtrus su trikampiais impulsais yra įvertinamas amplitudės sumažėjimas, kuris neturėtų būti didesnis nei 12 %. Šio testo metu vėl geresnis atrodė daugiaspartis filtras (15 pav.). NIR tipo šukų filtro amplitudė sumažėjo 20,1 % (nuo 1,5 mV iki 1,19 mV), o daugiasparčio filtro amplitudė sumažėjo 10,1 % (nuo 1,5 mV iki 1,34 mV).

**Rezultatai**

Laboratoriniame darbe buvo įgyvendinti ir ištirti skaitmeniniai filtrai sprendžiant elektrokardiografinių signalų apdorojimo problemą. Buvo suprojektuoti filtrai skirti apdoroti elektrokardiogramos signalus – pašalinti aukštų dažnių triukšmą, elektros tinklo sukuriamas pašalines 50 Hz harmonikų dedamąsias ir pašalinti signale esantį dreifą. MATLAB programa buvo realizuotas RIR filtras, pašalintais aukštų dažnių triukšmą. Suprojektuotas NIR šukų tipo filtras skirtas pašalinti bazinės linijos dreifą bei pramoninio įtampos tinklo dedamąją, įskaitant ir jos kartotines harmonikas. Taip pat darbe sukurtas daugiaspartis filtras kuris savo veikimu yra panašus į NIR filtrą tačiau naudoja mažiau skaičiavimo resursų.

**Diskusija**

Sukūrus daugiaspartį filtrą iš EKG signalo dreifas yra sėkmingai pašalinamas (12 pav.), tačiau iš signalo spektro (13 pav.) galima matyti, kad nėra pilnai pašalinama elektros tinklo 50 Hz dedamoji ir jos harmonikos. Tai rodo, kad NIR šukų tipo filtras yra paprastesnis ir efektyvesnis. Šie daugiasparčiai filtrai turėtų būti kuriami tik jeigu filtravimo reikia energiją taupančioje įterptinėje sistemoje. Tuo tarpu sistemoje turinčioje skaičiavimo resursus prioritetas turėtų būti teikiamas NIR šukų tipo filtrams.

Testuojant daugiaspartį filtrą su stačiakampiais ir trikampiais impulsais, abejais atvejais signalas žymiai ilgesnį laiko tarpą išbuvo neigiamos amplitudės zonoje. Tai galimai signalizuoja neteisingą veikimą ir norint šį filtrą naudoti medicinos srityje reikėtų detalesnės analizės.

**Išvados**

Laboratoriniame darbe buvo atliktas EKG signalo filtravimas pašalinant nenaudingas dedamąsias. Darbe sukurti ir išanalizuoti skaitmeniniai filtrai reikalingi filtravimui atlikti.

**Priedai**

Pagrindinės užduoties MATLAB programos kodas:

clc, clear, close all

set(0,'defaultAxesFontName','TimesNewRoman')

set(0,'defaultAxesFontSize',10)

load("signalai/EKG\_13")

fd = 500; %add \_Hz % Diskretizavimo freq

ts = 11;

t =(0:(ts\*fd)-1)\*1/fd;

%% 3.3.1 RIR filtras

% Filtro koeficientai

b = [0.0181, 0.0319, -0.0084, -0.0803, -0.0449, 0.1709, 0.4008, 0.4008, ...

0.1709, -0.0449, -0.0803, -0.0084, 0.0319, 0.0181];

a = zeros(1,length(b));

a(1) = 1;

ekg\_filtered = filter(b, a, ekg);

figure();

plot(t, ekg\_filtered)

%% 3.3.2

figure();

impz(b, a);

ylabel("Amplitude"); xlabel('n'); title('RIR filtro impulsine charakteristika'); xlim([0 14]); grid on;

f\_saveFig("3.3.2-RirImpls")

%% 3.3.3

f\_plotFreqz(b, a, fd, "3.3.3-amplitFazesChar")

%% 3.3.4

figure()

zplane(b,a)

grid on; title('Filtro poliu nuliu diagrama');

f\_saveFig("3.3.4-RirZeroPole")

%% 3.3.5 - plot for time

figure()

subplot(211);

plot(t, ekg);

xlabel('t, s'); ylabel('A, mV');

grid on; title('Laiko sritis, EKG nefiltruotas');

subplot(212);

plot(t, ekg\_filtered);

xlabel('t, s'); ylabel('A, mV');

grid on; title('Laiko sritis, EKG naudojant RIR filtra');

f\_saveFig("3.3.5-EkgCompare", true);

%% plot freq: plot signal in freqency domain

figure()

nfft = length(ekg);

ekg\_freq = abs(fft(ekg))/nfft;

ekg\_freq = 20\*log10(ekg\_freq/max(ekg\_freq));

k = 0:1:nfft-1;

f = k\*fd/nfft;

subplot(211)

plot(f, ekg\_freq);

xlabel('f, Hz'); ylabel('Sa, dB'); xlim([0 fd/2]); ylim([-120 0]);

grid on; title('Signalo spektras, EKG nefiltruotas');

ekgFilter\_freq = abs(fft(ekg\_filtered))/nfft;

ekgFilter\_freq = 20\*log10(ekgFilter\_freq/max(ekgFilter\_freq));

subplot(212)

plot(f, ekgFilter\_freq);

xlabel('f, Hz'); ylabel('Sa, dB'); xlim([0 fd/2]); ylim([-120 0]);

grid on; title('Signalo spektras, EKG naudojant RIR filtra');

f\_saveFig("3.3.5-EkgCompareFreq", true);

%% 3.4 NIR Filtras

fDelta\_Hz = 1.5;

% constans:

f0\_Hz = 50;

K0 = 1;

L = 3;

S = mag2db(150);

%3.4.2

K = K0 \* 10^(-S/20);

Kr = K0 \* 10^(-L/20);

%3.4.3

N = fd/f0\_Hz;

%3.4.4

beta = sqrt((Kr^2 - K0^2)/(K^2 - Kr^2)) \* tan((N\*pi\*fDelta\_Hz) / (2\*fd));

k1 = (K0 + (K\*beta)) / (1 + beta);

k2 = (K0 - (K\*beta)) / (1 + beta);

k3 = (1 - beta) / (1 + beta);

bNIR = [k1, zeros(1,N-1), -k2];

aNIR = [1, zeros(1,N-1), -k3];

%3.4.6

ekg\_afterNIR = filter(bNIR, aNIR, ekg\_filtered);

% analyzsis

%3.4.7

figure();

impz(bNIR, aNIR);

ylabel("Amplitude"); xlabel('n'); title('NIR filtro impulsine charakteristika'); grid on;

f\_saveFig("3.4.7-NirImpls")

%3.4.8

f\_plotFreqz(bNIR, aNIR, fd, "3.4.8-amplitFazesCharNIR")

% 3.4.9

figure();

zplane(bNIR, aNIR)

grid on; title('NIR filtro poliu nuliu diagrama');

f\_saveFig("3.4.9-NirZeroPole")

% 3.4.10 - plot for time

figure();

subplot(211);

plot(t, ekg\_filtered);

xlabel('t, s'); ylabel('A, mV');

grid on; title('Laiko sritis, EKG signalas po RIR filtro');

subplot(212);

plot(t, ekg\_afterNIR);

xlabel('t, s'); ylabel('A, mV');

grid on; title('Laiko sritis, EKG signalas po RIR ir NIR filtru');

f\_saveFig("3.4.10-EkgCompare", true)

% plot freq: plot signal in freqency domain

% (Same as in 1 Lab) - use function

figure();

nfft = length(ekg\_filtered);

ekg\_freq = abs(fft(ekg\_filtered))/nfft;

ekg\_freq = 20\*log10(ekg\_freq/max(ekg\_freq));

k = 0:1:nfft-1;

f = k\*fd/nfft;

subplot(211)

plot(f, ekg\_freq);

xlabel('f, Hz'); ylabel('Sa, dB'); xlim([0 fd/2]); ylim([-150 0]);

grid on; title('Signalas dazniu srityje, EKG po RIR filtro')

ekg\_afterNIR\_fq = abs(fft(ekg\_afterNIR))/nfft;

ekg\_afterNIR\_fq = 20\*log10(ekg\_afterNIR\_fq/max(ekg\_afterNIR\_fq));

subplot(212)

plot(f, ekg\_afterNIR\_fq);

xlabel('f, Hz'); ylabel('Sa, dB'); xlim([0 fd/2]); ylim([-150 0]);

grid on; title('Signalas dazniu srityje, EKG po RIR ir NIR filtro')

f\_saveFig("3.4.10-EkgCompareFreq", true)

figure();

f\_plotAllSignalsTime(t, ekg, ekg\_filtered, ekg\_afterNIR)

figure();

f\_plotAllSignalsFreq(ekg, ekg\_filtered, ekg\_afterNIR, fd)

function f\_saveFig(figName, usingSubplots)

if ~exist('usingSubplots','var')

usingSubplots = false; % third parameter does not exist, so default it to something

end

set(gca, 'units', 'normalized'); %Just making sure it's normalized

Tight = get(gca, 'TightInset'); %Gives you the bording spacing between plot box and any axis labels

%[Left Bottom Right Top] spacing

NewPos = [Tight(1) Tight(2) 1-Tight(1)-Tight(3) 1-Tight(2)-Tight(4)]; %New plot position [X Y W H]

if usingSubplots == false % matlab fucks up subplots

set(gca, 'Position', NewPos);

end

saveas(gca,"outFigs/"+figName+".jpg");

end

function f\_plotAllSignalsTime(t, initial, RIR, NIR)

subplot(311)

plot(t, initial);

title('Laiko sritis neapdoroto ekg');

subplot(312);

plot(t, RIR);

title('Laiko sritis po RIR');

subplot(313);

plot(t, NIR);

title('Laiko sritis po RIR ir NIR');

end

function f\_plotAllSignalsFreq(initial, RIR, NIR, fd)

subplot(311)

[x1, y1] = getFreqOfSignal(initial, fd);

plot(x1, y1);

title('Dazniu sritis neapdoroto ekg');

xlim([0 fd/2])

subplot(312);

[x2, y2] = getFreqOfSignal(RIR, fd);

plot(x2, y2);

title('Dazniu sritis po RIR');

xlim([0 fd/2])

subplot(313);

[x3, y3] = getFreqOfSignal(NIR, fd);

plot(x3, y3);

title('Dazniu sritis po RIR ir NIR');

xlim([0 fd/2])

end

function [x\_fq, y\_fq] = getFreqOfSignal(sig, fd)

nfft = length(sig);

sig\_fq = abs(fft(sig))/nfft;

sig\_fq = 20\*log10(sig\_fq/max(sig\_fq));

k = 0:1:nfft-1;

x\_fq = k\*fd/nfft;

y\_fq = sig\_fq;

end

function f\_plotFreqz(b, a, fd, figName)

n = 15000;

figure();

[h\_fq,w\_fq] = freqz(b, a, n, fd);

subplot(211)

plot(w\_fq, 20\*log10(abs(h\_fq)))

xlabel('f, Hz'); ylabel('A, dB'); ylim([-80 3]);

title('Amplitudes daznine charakteristika'); grid on

subplot(212)

plot(w\_fq, 360/(2\*pi)\*unwrap(angle(h\_fq)))

xlabel('f, Hz'); ylabel('Faze, laipsniai')

title('Fazes daznine charakteristika'); grid on

f\_saveFig(figName, true);

end

Papildomos užduoties daugiasparčio filtro kūrimo MATLAB programos kodas:

%%

clc, clear, close all;

set(0,'defaultAxesFontName','TimesNewRoman')

set(0,'defaultAxesFontSize',10)

load("signalai/EKG\_13")

f\_SL\_Hz = 1; % projektuojamo zemu dazniu filtro slopinimo juostos ribinis daznis

f\_pr\_Hz = 0.4; % pralaidumo juostos ribinis daznis

f\_d\_Hz = 500;

time\_s = 11;

time\_n =(0:(time\_s\*f\_d\_Hz)-1)\*1/f\_d\_Hz;

% Solve equation to find M

syms x

eqn = (f\_SL\_Hz^2)\*x^3 - (f\_pr\_Hz^2 -((f\_SL\_Hz+f\_pr\_Hz)^2))\*x^2 + (2\*f\_d\_Hz\*(f\_SL\_Hz+f\_pr\_Hz))\*x -f\_d\_Hz^2 == 0;

M\_opt = vpasolve(eqn, x);

M = 50; % Decimacijos koeficientas parenkamas toks, kad diskretizavimo daznio ir koeficiento M dalybos

% rezultatas buti sveikas skaicius

F = (f\_SL\_Hz - f\_pr\_Hz)/f\_SL\_Hz;

D1\_s = (2\*M\*(1 - sqrt( ((M\*F) / (2-F)))));

D1\_d = 2 - F\*(M\*1);

D1\_opt = D1\_s / D1\_d;

D2\_opt = M/D1\_opt;

D1 = 10;

D2 = 5;

if D1\*D2 ~= M

disp("error");

end

%% pries paduodant naudoiti ta pati filtra kai p1 uzduotyje

Fs\_low = 500; % Sampling Frequency

N\_low = 90; % Order

Fpass = 45; % Passband Frequency

Fstop = 47; % Stopband Frequency

Wpass = 1; % Passband Weight

Wstop = 10; % Stopband Weight

% Calculate the coefficients using the FIRLS function.

[b\_low, a\_low] = firls(N\_low, [0 Fpass Fstop Fs\_low/2]/(Fs\_low/2), [1 1 0 0], [Wpass Wstop]);

ekg = filter(b\_low, a\_low, ekg);

freqz(b\_low, 1, 15000, f\_d\_Hz);

% Decimation

if 0 % using matlab API

ekg\_1 = decimate(ekg, D1, 'fir');

ekg\_2 = decimate(ekg\_1, D2, 'fir');

current\_FD = f\_d\_Hz / (D1 \* D2)

else

b\_safety\_H1 = fir1(45,(24.9/(f\_d\_Hz/2))); % Naudojamas panasus filtras i decimate (filtro eile = 30; fp() < (500 / 2\*10)

[b\_H1\_fqH, b\_H1\_fqW] = freqz(b\_safety\_H1, 1, 15000, f\_d\_Hz);

ekg\_1 = filter(b\_safety\_H1, 1, ekg);

ekg\_1 = downsample(ekg\_1, D1);

current\_FD = f\_d\_Hz / D1;

b\_safety\_H2 = fir1(60,(3.5/(current\_FD/2))); % Naudojamas panasus filtras i decimate (filtro eile = 30; fp() < (50 / 2\*5)

[b\_H2\_fqH, b\_H2\_fqW] = freqz(b\_safety\_H2, 1, 15000, current\_FD);

ekg\_2 = filter(b\_safety\_H2, 1, ekg\_1);

ekg\_2 = downsample(ekg\_2, D2);

current\_FD = current\_FD / D2;

end

% Low-pass filtras

b\_lowPass = fir1(40, (0.6/(current\_FD/2)));

[B\_H\_fqH, B\_H\_fzW] = freqz(b\_lowPass, 1, 15000, current\_FD);

ekg\_3 = filter(b\_lowPass, 1, ekg\_2);

if 0 % usisng MATLAB API

ekg\_4 = interp(ekg\_3, D2);

ekg\_5 = interp(ekg\_4, D1); % dreifas

else % make filter ourself

ekg\_4 = upsample(ekg\_3, D2);

ekg\_4 = filter(b\_safety\_H2, 1, ekg\_4);

ekg\_4 = ekg\_4 \* D2;

ekg\_5 = upsample(ekg\_4, D1);

ekg\_5 = filter(b\_safety\_H1, 1, ekg\_5);

ekg\_5 = ekg\_5 \* D1;

end

ekg\_6 = ekg - ekg\_5;

% check this API:

% grpdelay()

figure() % Plot filters magnitute responces

subplot(311);

plot(b\_H1\_fqW, 20\*log10(abs(b\_H1\_fqH)))

xlabel('f, Hz'); ylabel('A, dB'); ylim([-100 3]);

grid on; title('Amplitudes daznine charakteristika, H1 filtras');

subplot(312);

plot(b\_H2\_fqW, 20\*log10(abs(b\_H2\_fqH)))

xlabel('f, Hz'); ylabel('A, dB'); ylim([-100 3]);

grid on; title('Amplitudes daznine charakteristika, H2 filtras');

subplot(313);

plot(B\_H\_fzW, 20\*log10(abs(B\_H\_fqH)))

xlabel('f, Hz'); ylabel('A, dB'); ylim([-100 3]);

grid on; title('Amplitudes daznine charakteristika, H filtras');

saveas(gca,"outFigs/extra-H1-3-mag.jpg");

figure() % Plot EKG signals

subplot(311);

plot(time\_n, ekg);

title('Laiko sritis: pradinis EKG');

xlabel('t, s'); ylabel('A, mV'); grid on;

subplot(312);

plot(time\_n, ekg\_5);

title('Laiko sritis: Dreifas');

xlabel('t, s'); ylabel('A, mV'); grid on;

subplot(313);

plot(time\_n, ekg\_6);

title('Laiko sritis: po multirat- RIR');

xlabel('t, s'); ylabel('A, mV'); grid on;

% delay of filter

velinimas = length(b\_safety\_H1) + length(b\_safety\_H2)\*D1 + length(b\_lowPass)\*D1\*D2/2

ekg\_withZeros = [zeros(1, velinimas), ekg];

dreif\_withZeros = [ekg\_5, zeros(1, velinimas)];

ekg\_noDreif = ekg\_withZeros - dreif\_withZeros;

figure()

subplot(211);

plot(time\_n, ekg\_withZeros(velinimas+1:end));

xlabel('t, s'); ylabel('A, mV');

grid on; title('Laiko sritis: padinis EKG');

subplot(212);

plot(time\_n, ekg\_noDreif(velinimas+1:end));

xlabel('t, s'); ylabel('A, mV');

grid on; title('Laiko sritis: EKG po filtro');

saveas(gca,"outFigs/extra-EkgAmpl.jpg");

% figure()

% plot(time\_n, dreif\_withZeros(velinimas+1:end));

% title('Laiko sritis: dreifas');

% xlabel('t, s'); ylabel('A, mV'); grid on;

figure()

subplot(211)

[x1, y1] = f\_getFreqOfSignal(ekg\_withZeros(velinimas+1:end), f\_d\_Hz);

plot(x1, y1); ylim([-100 0]);

title('Dazniu sritis: padinis EKG'); grid on;

xlim([0 f\_d\_Hz/2])

subplot(212);

[x2, y2] = f\_getFreqOfSignal(ekg\_noDreif(velinimas+1:end), f\_d\_Hz);

plot(x2, y2);

title('Dazniu sritis: EKG po filtro'); grid on;

xlim([0 f\_d\_Hz/2]); ylim([-100 0]);

saveas(gca,"outFigs/extra-Spekkt.jpg");

function [x\_fq, y\_fq] = f\_getFreqOfSignal(sig, fd)

nfft = length(sig);

sig\_fq = abs(fft(sig))/nfft;

sig\_fq = 20\*log10(sig\_fq/max(sig\_fq));

k = 0:1:nfft-1;

x\_fq = k\*fd/nfft;

y\_fq = sig\_fq;

end

Papildomos užduoties daugiasparčio filtro testavimo MATLAB programos kodas:

clc, clear, close all;

set(0,'defaultAxesFontName','TimesNewRoman')

set(0,'defaultAxesFontSize',10)

fd = 500;

t\_sec = 15;

t = 0: 1/fd: t\_sec-1/fd;

% Test with square

t\_sq = length(t)/t\_sec/10; % 100ms

y\_sq = zeros(1, fd);

for i = 1:t\_sq

y\_sq(i) = 3;

end

y\_sq = repmat(y\_sq, 1, t\_sec);

plot(t, y\_sq)

[y\_multi, vel] = f\_getMultirate(y\_sq, fd);

figure()

subplot(211)

plot(t, y\_multi(vel+1:end))

xlabel('t, s'); ylabel('A, mV'); xlim([0 4]); ylim([-1.2 3]);

grid on; title('Staciakampiai impulsai - daugiaspartis filtras');

yNir = f\_getNirFilter(y\_sq, fd);

subplot(212)

plot(t, yNir)

xlabel('t, s'); ylabel('A, mV'); xlim([0 4]); ylim([-1.2 3]);

grid on; title('Staciakampiai impulsai - NIR filtras');

saveas(gca,"outFigs/5.test-Square.jpg");

%% Test wih triangle

fd = 500;

t\_sec = 15;

t = 0: 1/fd: t\_sec-1/fd;

t\_triangle\_sec = 0.202;

t\_temp = 0: 1/fd: t\_triangle\_sec-1/fd;

for ii = 1:length(t\_temp)

if t\_temp(ii) <= 0.1

y\_triangle(ii) = 15\*t\_temp(ii);

else

y\_triangle(ii) = -15\*t\_temp(ii) + 3;

end

end

y\_triangle = [y\_triangle, zeros(1, fd - length(t\_temp))];

y\_triangle = repmat(y\_triangle, 1, t\_sec);

figure()

plot(t, y\_triangle)

% get filters

[y\_multi, vel] = f\_getMultirate(y\_triangle, fd);

figure()

subplot(211)

plot(t, y\_multi(vel+1:end))

xlabel('t, s'); ylabel('A, mV'); xlim([0 4]); ylim([-0.5 1.5]);

grid on; title('Trikampiai impulsai - daugiaspartis filtras');

yNir = f\_getNirFilter(y\_triangle, fd);

subplot(212)

plot(t, yNir)

xlabel('t, s'); ylabel('A, mV'); xlim([0 4]); ylim([-0.5 1.5]);

grid on; title('Trikampiai impulsai - NIR filtras');

saveas(gca,"outFigs/5.test-Triangle.jpg");

function [out\_y, velinimas] = f\_getMultirate(sig\_y, f\_d\_Hz)

D1 = 10

D2 = 5

% Decimation

b\_safety\_H1 = fir1(45,(24.9/(f\_d\_Hz/2))); % Naudojamas panasus filtras i decimate (filtro eile = 30; fp() < (500 / 2\*10)

ekg\_1 = filter(b\_safety\_H1, 1, sig\_y);

ekg\_1 = downsample(ekg\_1, D1);

current\_FD = f\_d\_Hz / D1;

b\_safety\_H2 = fir1(60,(3.5/(current\_FD/2))); % Naudojamas panasus filtras i decimate (filtro eile = 30; fp() < (50 / 2\*5)

ekg\_2 = filter(b\_safety\_H2, 1, ekg\_1);

ekg\_2 = downsample(ekg\_2, D2);

current\_FD = current\_FD / D2;

% Low-pass filtras

b\_lowPass = fir1(40, (0.6/(current\_FD/2)));

ekg\_3 = filter(b\_lowPass, 1, ekg\_2);

% iterpolate

ekg\_4 = upsample(ekg\_3, D2);

ekg\_4 = filter(b\_safety\_H2, 1, ekg\_4);

ekg\_4 = ekg\_4 \* D2;

ekg\_5 = upsample(ekg\_4, D1);

ekg\_5 = filter(b\_safety\_H1, 1, ekg\_5);

ekg\_5 = ekg\_5 \* D1; % dreifas

ekg\_6 = sig\_y - ekg\_5;

velinimas = length(b\_safety\_H1) + length(b\_safety\_H2)\*D1 + length(b\_lowPass)\*D1\*D2/2

ekg\_withZeros = [zeros(1, velinimas), sig\_y];

dreif\_withZeros = [ekg\_5, zeros(1, velinimas)];

out\_y = ekg\_withZeros - dreif\_withZeros;

end

function out\_y = f\_getNirFilter(sig\_y, fd)

fDelta\_Hz = 1.5;

f0\_Hz = 50;

K0 = 1;

L = 3;

S = mag2db(150);

%3.4.2

K = K0 \* 10^(-S/20);

Kr = K0 \* 10^(-L/20);

%3.4.3

N = fd/f0\_Hz;

%3.4.4

beta = sqrt((Kr^2 - K0^2)/(K^2 - Kr^2)) \* tan((N\*pi\*fDelta\_Hz) / (2\*fd));

k1 = (K0 + (K\*beta)) / (1 + beta);

k2 = (K0 - (K\*beta)) / (1 + beta);

k3 = (1 - beta) / (1 + beta);

bNIR = [k1, zeros(1,N-1), -k2];

aNIR = [1, zeros(1,N-1), -k3];

%3.4.6

out\_y = filter(bNIR, aNIR, sig\_y);

end