

GPS SKAITINIŲ METODŲ TAIKYMAS
ELEKTROKARDIOGRAMŲ ANALIZEIJonas Skeivalas¹, Romualdas Kizlaitis²

¹ Geodezijos ir kadastro katedra, Vilniaus Gedimino technikos universitetas,
Saulėtekio al. 11, LT-10223 Vilnius, Lietuva
El. paštas Jonas.Skeivalas@ap.vgtu.lt

² Informatikos ir plėtros centras, Vilniaus universiteto ligoninės Santariškių klinikos,
Santariškių g. 2, LT-08661 Vilnius, Lietuva
El. paštas Romualdas.Kizlaitis@santa.lt

Įteikta 2008 07 20; priimta 2008 09 22

Santrauka. Analizuojama elektrokardiogramų standartinių derivacijų ir jų parametrų, gautų išmatavus, kaita virtualioje erdvėje bei laike. Tyrimams taikyta derivacijų koreliacinė analizė, remiantis kovariacinių funkcijų teorijos principais. Derivacijų analizei taikant virtualiųjų koordinacių sistemą, nustatyta elektrinio lauko jėgos intensyvumo vektorių, kaip atitinkamų derivacijų komponentų atstojamųjų, tarpusavio kovariacijų kaita laiko skalėje. Atliekant skaičiavimus taikyta globalinės padėties nustatymo sistemos (GPS) metodika Žemės jonosferos kaitos būklei analizuoti.

Reikšminiai žodžiai: elektrokardiograma, kovariacija, virtualiųjų koordinacių sistema.

1. Įvadas

Elektrokardiogramų derivacijų kreivės sudaromos pagal žmogaus širdies sukuriamų elektros potencialų pokyčius tam tikruose taškuose. Dabartiniai elektrokardiografai fiksuoja nuo 0,05 Hz iki 1 kHz dažnių elektrinius biolauko virpesius (Rugienius 2004). Taigi matavimo prietaisų dažninės bei fazinės charakteristikos turi didelę įtaką elektrokardiogramų derivacijų formai ir kokybei (Berškienė 2005, Janušauskas 2007, Patackaitė 2007, Rugienius 2004, Warner 2002).

Straipsnyje nagrinėjama derivacijų tarpusavio kovariacija, taikant kovariacinių funkcijų teorijos principus ir remiantis prielaida, kad elektrokardiogramų derivacijos yra atsitiktinės stacionariosios funkcijos $F(t)$. Ši prielaida išplaukia iš to, kad derivacijos yra vieno elektrinių virpesių šaltinio atsitiktinių virpesių išraiška, kai atsitiktinio proceso vidurkis $MF(t) = \text{const}$ ir dispersija $DF(t) = \text{const}$. Atsitiktiniais virpesiais tampa dėl atsitiktinio proceso vidinių ir išorinių faktorių įtakos bei dėl atsitiktinių matavimo klaidų. Taikant virtualiųjų koordinacių sistemą buvo analizuota elektrinio lauko jėgų stiprio kovariacijų kaita pagal laiką. Sudarytos formulės virtualiųjų koordinacių kovariacijų matricių įvertinimui skaičiuoti.

2. Elektrokardiogramos derivacijų kovariacija

12 elektrokardiogramos derivacijų pagal jų fizinę prasmę buvo suskirstytos į 4 virtualiųjų trimačių stačiakampių

koordinacių sistemas: I, II, III derivacijos – pirmoji sistema, aVR, aVL, aVF derivacijos – antroji sistema, V1, V2, V3 derivacijos – trečioji sistema ir V4, V5, V6 derivacijos – ketvirtoji sistema. Taigi atitinkamos derivacijos yra savosios sistemos elektrinio lauko jėgų stiprio komponentų realizacijos. Toliau panaudojame 4 virtualiuosius elektrinius laukus su atitinkamais jų jėgų stipriais (Skeivalas 2007, 2008).

Pateiksime bendrąją išraišką kovariacijai tarp elektrinio lauko jėgos stiprio $F(t)$ reikšmių, nustatytų skirtingais laiko momentais t_i ir t_s , skaičiuoti:

$$K\{F(t_i), F(t_s)\} = M\{\delta F(t_i) \cdot \delta F(t_s)\} =$$
$$M\{\delta F(t_i) \cdot hF(t_s)\} = h \cdot M\{\delta F(t_i)\}^2 = h\sigma_{F(t_i)}^2, \quad (1)$$

čia K , M – atitinkamai kovariacijos ir vidurkio simboliai, $\delta F(t_i) = F(t_i) - MF(t_i)$ – elektrinio lauko jėgos stiprio atsitiktinė klaida dėl atsitiktinių faktorių įtakos, $\delta F(t_s) = h\delta F(t_i)$, h – koeficientas, rodantis jėgos stiprių $F(t)$ tarpusavio bei kovariacijų pokytį pagal laiko momentus t_i ir t_s , $\sigma_{F(t_i)}$ – standartinis nuokrypis.

Elektrinio lauko jėgos stiprio $F(t_i)$ standartinius nuokrypius $\sigma_{F(t_i)}$ galima išreikšti atitinkamos derivacijos komponentų F_x , F_y , F_z standartiniais nuokrypiais. Galime parašyti:

$$F(t) = \varphi\{F_x(t), F_y(t), F_z(t)\}.$$

Toliau, skleidami eilute, gauname

$$F(t) = F_0 + \frac{\partial F(t)}{\partial F_x(t)} \delta F_x(t) + \frac{\partial F(t)}{\partial F_y(t)} \delta F_y(t) + \frac{\partial F(t)}{\partial F_z(t)} \delta F_z(t) + R, \quad (2)$$

arba

$$\delta F(t) = a_x \delta F_x(t) + a_y \delta F_y(t) + a_z \delta F_z(t), \quad (2)$$

čia F_0 – pradinė $F(t)$ reikšmė, R – artima nuliui netiesinių eilutės narių suma; a_x, a_y, a_z – dalinių išvestinių reikšmės, apskaičiuotos pagal žinomas komponentių reikšmes.

Toliau galime rašyti:

$$\sigma_{F(t)}^2 = a_x^2 \sigma_{F_x(t)}^2 + a_y^2 \sigma_{F_y(t)}^2 + a_z^2 \sigma_{F_z(t)}^2. \quad (3)$$

Laikydami, kad $\sigma_{F_x} \approx \sigma_{F_y} \approx \sigma_{F_z} \approx \sigma_0$, gauname

$\sigma_{F(t)} \approx \sigma_0$, nes $a_x^2 + a_y^2 + a_z^2 = 1$ (stačiakampėje koordinatinių sistemoje).

3. Kovariacijų koordinatinės išraiškos

Parašysime elektrinio lauko jėgos stiprio $F(t)$ kovariacijos formulę, remdamiesi komponentine išraiška (Skeivalas 2007, 2008):

$$K\{F(t_i), F(t_s)\} = K\{\delta F(t_i), \delta F(t_s)\} = M\left\{\left(a_{x_i} \delta F_{x_i} + a_{y_i} \delta F_{y_i} + a_{z_i} \delta F_{z_i}\right) \times \left(a_{x_s} \delta F_{x_s} + a_{y_s} \delta F_{y_s} + a_{z_s} \delta F_{z_s}\right)\right\} \leq M\left\{\left(\delta F_{x_i} + \delta F_{y_i} + \delta F_{z_i}\right) \left(\delta F_{x_s} + \delta F_{y_s} + \delta F_{z_s}\right)\right\}. \quad (4)$$

Koeficientų $a_{x_i}, a_{y_i}, a_{z_i}$ ($i = 1, \dots, s$) reikšmės yra ne didesnės už vienetą, t. y. $a_{x_i} \leq 1, a_{y_i} \leq 1, a_{z_i} \leq 1$.

Toliau formulė (4) įgauna tokį pavidalą:

$$K\{F(t_i), F(t_s)\} \leq K(F_{x_i}, F_{x_s}) + K(F_{y_i}, F_{y_s}) + K(F_{z_i}, F_{z_s}) + 2K(F_{x_i}, F_{y_s}) + 2K(F_{x_i}, F_{z_s}) + 2K(F_{y_i}, F_{z_s}), \quad (5)$$

čia $K(F_{x_i}, F_{y_s}) = K(F_{x_s}, F_{y_i}), K(F_{x_i}, F_{z_s}) = K(F_{x_s}, F_{z_i}), K(F_{y_i}, F_{z_s}) = K(F_{y_s}, F_{z_i})$.

Tardami, kad kovariacija tarp $F(t)$ komponentių maždaug vienoda, rašome:

$$K\{F(t_i), F(t_s)\} \leq 9(F_{\alpha_i}, F_{\alpha_s}). \quad (6)$$

Elektrinio lauko jėgos stiprio $F(t)$ kovariacijų įvertinimui skaičiuoti panaudojame jėgos komponentių matavimų rezultatų s laiko momentais matricinę išraišką:

$$F_{\alpha} = (F_{\alpha_1}, F_{\alpha_2}, \dots, F_{\alpha_s}) = \{F_{\alpha}(t_1), F_{\alpha}(t_2), \dots, F_{\alpha}(t_s)\}, \\ F_{\alpha_i} = (F_{x_i}, F_{y_i}, F_{z_i})^T, \quad i = 1, \dots, s$$

ir

$$F_{\alpha} = \begin{pmatrix} F_{x_1} & F_{x_2} & \dots & F_{x_s} \\ F_{y_1} & F_{y_2} & \dots & F_{y_s} \\ F_{z_1} & F_{z_2} & \dots & F_{z_s} \end{pmatrix}. \quad (7)$$

$F(t)$ komponentių vektoriaus F_{α} pagal koordinates kovariacijų matricos įvertis $\bar{K}'_{F_{\alpha}}$ yra lygus

$$\bar{K}'_{F_{\alpha}} = \frac{1}{s} \delta F_{\alpha} \cdot \delta F_{\alpha}^T, \quad (8)$$

čia $\delta F_{\alpha_i} = (\delta F_{x_i}, \delta F_{y_i}, \delta F_{z_i})^T$,

$$\delta F_{x_i} = F_{x_i} - \frac{1}{s} \sum_1^s F_{x_i},$$

$$\delta F_{y_i} = F_{y_i} - \frac{1}{s} \sum_1^s F_{y_i},$$

$$\delta F_{z_i} = F_{z_i} - \frac{1}{s} \sum_1^s F_{z_i}, \quad i = 1, \dots, s.$$

Išraiška (8) skleistiniu pavidalu:

$$\bar{K}'_{F_{\alpha}} = \begin{pmatrix} K_{xx} & K_{xy} & K_{xz} \\ K_{yx} & K_{yy} & K_{yz} \\ K_{zx} & K_{zy} & K_{zz} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} K_{11} & K_{12} & K_{13} \\ K_{21} & K_{22} & K_{23} \\ K_{31} & K_{32} & K_{33} \end{pmatrix}, \quad (9)$$

čia $K_{xx} = \sigma_x'^2, K_{yy} = \sigma_y'^2, K_{zz} = \sigma_z'^2, \sigma_x', \sigma_y', \sigma_z'$ – standartinių nuokrypių įverčiai.

$F(t)$ komponentių vektoriaus F_{α} pagal laiko momentus kovariacijų matricos įvertis $K'_{F_{\alpha}}$ skaičiuojamas taip:

$$K'_{F_{\alpha}} = \frac{1}{3} \delta F_{\alpha}^T \cdot \delta F_{\alpha}. \quad (10)$$

Formulė (10) skleistiniu pavidalu rašoma:

$$K'_{F_{\alpha}} = \begin{pmatrix} K_{t_1 t_1} & K_{t_1 t_2} & \dots & K_{t_1 t_s} \\ K_{t_2 t_1} & K_{t_2 t_2} & \dots & K_{t_2 t_s} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ K_{t_s t_1} & K_{t_s t_2} & \dots & K_{t_s t_s} \end{pmatrix}, \quad (11)$$

čia $K_{t_i t_j} = K(F_{\alpha_i}, F_{\alpha_j}) = K\{\delta F_{\alpha}(t_i), \delta F_{\alpha}(t_j)\}$.

Elektrinio lauko jėgos stiprių $F(t_i)$ ir $F(t_s)$ kovariacijos įvertis, įvertinant išraiškas (6) ir (8), yra ne didesnis už kovariacijų matricos $\bar{K}'_{F_{\alpha}}$ (9) narių sumą:

$$K'\{F(t_i), F(t_s)\} \leq \sum_{i,j=1}^3 \bar{K}'_{F_{\alpha,ij}}. \quad (12)$$

Taikydami formules (1), (3) ir (12), gauname

$$h\sigma_0^2 \leq \sum_{i,j}^3 \bar{K}'_{F_{\alpha,ij}} \quad (13)$$

ir toliau –

$$h \leq \frac{1}{\sigma_0^2} \sum_{i,j}^3 \bar{K}'_{F_{\alpha,ij}}, \quad (14)$$

čia σ_0' yra σ_0 įvertis.

Taigi koeficientas h rodo elektrinio lauko jėgos stiprių $F(t)$ tarpusavio kovariacijų kaitą pagal laiko momentus t_i ir t_s .

4. Eksperimento ir skaičiavimų rezultatai

Pagal sudarytas formules buvo sudaryta kompiuterinė programa *KorEkg.m*, naudojant *Matlab* programinio paketo operatorius. Skaičiavimai atlikti pagal vienos širdies trijų elektrokardiogramų derivacijas, fiksuojant kas 1 ms 5 s laikotarpiu. Visos trys elektrokardiogramos buvo užrašytos per 5 min, taikant 0,05–150 Hz filtravimą. Elektrokardiogramos užfiksuotos elektroniniu pavidalu, tolesnei analizei duomenys konvertuoti į FDA XML (HL7 aECG) formatą. Programa *KorEkg.m* buvo apskaičiuoti, taikant keturias derivacijų kombinacijas (po tris derivacijas kiekvienoje) pagal 4 virtualiąsias koordinacinių sistemas, elektrinio lauko jėgų stiprių $F(t)$ tarpusavio kovariacijų kaitos koeficientai h . Taip pat gautos visų derivacijų kovariacijų funkcijos bei derivacijų tarpusavio kovariacijų funkcijos, taikant kvantavimo žingsnį $k = 1 : n / 2$, čia $n = 5000$ – derivacijos matavimo taškų skaičius.

Lentelėje parodyti elektrokardiogramos kiekvienų derivacijų nustatymo standartinių nuokrypių įverčiai. Praktikoje patikimais galima laikyti tuos matavimo duomenis, kurių standartinių nuokrypių įverčiai sudaro apie 20 % matuotų dydžių reikšmių.

Derivacijų standartinių nuokrypių įverčiai
Estimations of standard deviations of derivations

Derivacijos	Standartinių nuokrypių įverčiai eilės tvarka, mV		
I, II, III	0,037	0,042	0,032
aVR, aVL, aVF	0,041	0,031	0,035
V1, V2, V3	0,039	0,070	0,067
V4, V5, V6	0,080	0,107	0,083

Pagal lentelėje pateiktus duomenis matyti, kad patikimos elektrokardiogramų derivacijų reikšmės bus tos, kurios ne mažesnės nei 0,2 mV, arba grafiniu pavidalu – 2 mm. Taigi P, Q, S, T ir U dantelių nuokrypiai nuo nulinės ašies turėtų būti ne mažesni nei 2 mm, kad pagal juos daroma diagnozė būtų patikima.

Elektrokardiogramos pavienių derivacijų tarpusavio priklausomybė įvertinama jų koreliacijos koeficientų matricomis, kurios yra lygios:

$$R(I, II, III) = \begin{pmatrix} 1 & 0,88 & 0,58 \\ 0,88 & 1 & 0,78 \\ 0,58 & 0,78 & 1 \end{pmatrix},$$

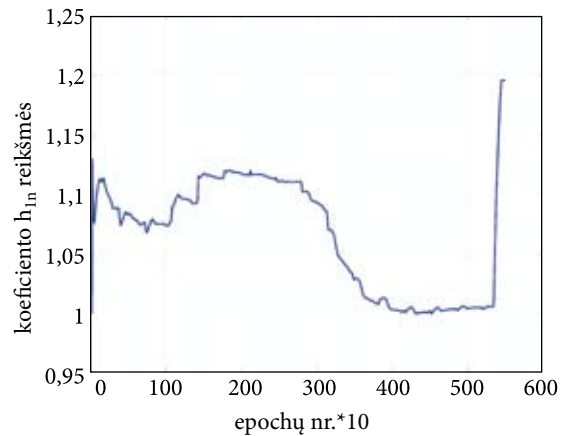
$$R(aVR, aVL, aVF) = \begin{pmatrix} 1 & 0,40 & 0,04 \\ 0,40 & 1 & 0,59 \\ 0,04 & 0,59 & 1 \end{pmatrix},$$

$$R(V1, V2, V3) = \begin{pmatrix} 1 & 0,79 & 0,65 \\ 0,79 & 1 & 0,97 \\ 0,65 & 0,97 & 1 \end{pmatrix},$$

$$R(V4, V5, V6) = \begin{pmatrix} 1 & 0,83 & 0,80 \\ 0,83 & 1 & 0,99 \\ 0,80 & 0,99 & 1 \end{pmatrix}.$$

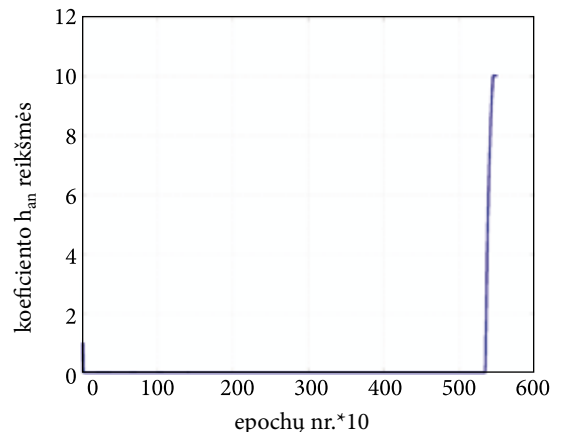
Iš skaičiavimų duomenų akivaizdu, kad mažiausia koreliacija yra tarp aVR, aVL, aVF derivacijų. Tai rodo apie atitinkamų širdies zonų funkcinį sutrikimą.

1–4 paveiksluose pateikti koeficientų h , rodančių keturių derivacijų sistemų elektrinių jėgų atstojamųjų vektorių tarpusavio kovariacijų kaitą pagal t_i ir t_s laiko momentus, grafikai. 2 pav. matyti, kad derivacijų aVR, aVL, aVF atstojamojo elektrinio vektoriaus reikšmių tarpusavio kovariacija pagal t_i ir t_s laiko momentus lygi 0, t. y. vektoriaus reikšmės bet kuriais laiko momentais yra



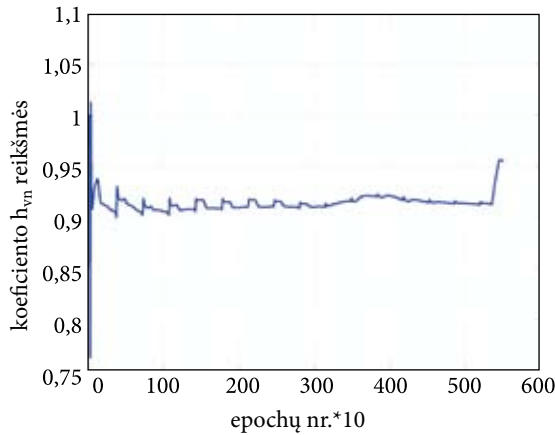
1 pav. I, II, III derivacijų atstojamojo vektoriaus reikšmių tarpusavio kovariacijų kaitos pagal t_i ir t_s laiko momentus koeficiento h_{1n} grafikas

Fig. 1. The graphic of coefficient of h_{1n} of derivations I, II, III of resultant vectors inter-covariations deviations by time moments t_i and t_s



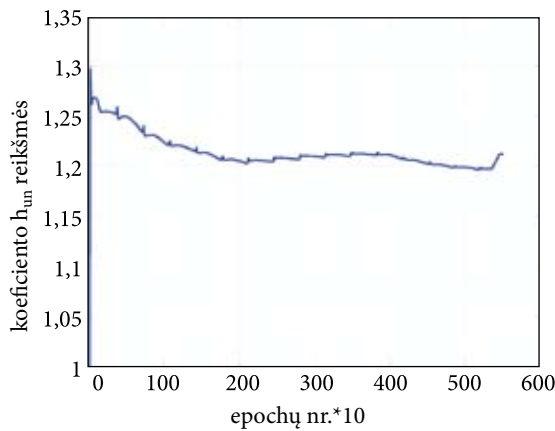
2 pav. aVR, aVL, aVF derivacijų atstojamojo vektoriaus reikšmių tarpusavio kovariacijų kaitos pagal t_i ir t_s laiko momentus koeficiento h_{an} grafikas

Fig. 2. The graphic of coefficient of h_{an} of derivations aVR, aVL, aVF of resultant vectors inter-covariations deviations by time moments t_i and t_s



3 pav. V1, V2, V3 derivacijų atstojamojo vektoriaus reikšmių tarpusavio kovariacijų kaitos pagal t_i ir t_s laiko momentus koeficiento h_{vn} grafikas

Fig. 3. The graphic of coefficient of h_{vn} of derivations V1, V2, V3 of resultant vectors inter-covariations deviations by time moments t_i and t_s

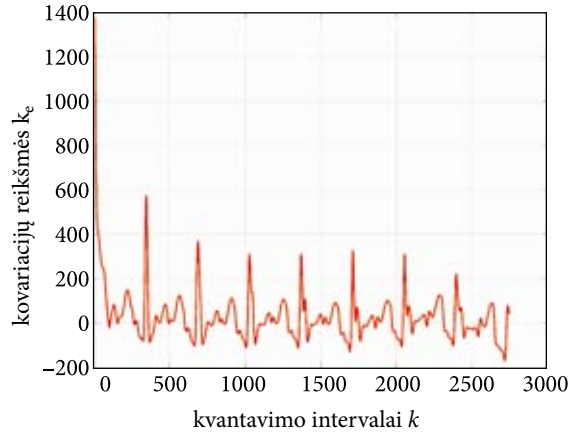


4 pav. V4, V5, V6 derivacijų atstojamojo vektoriaus reikšmių tarpusavio kovariacijų kaitos pagal t_i ir t_s laiko momentus koeficiento h_{un} grafikas

Fig. 4. The graphic of coefficient of h_{un} of derivations V4, V5, V6 of resultant vectors inter-covariations deviations by time moments t_i and t_s

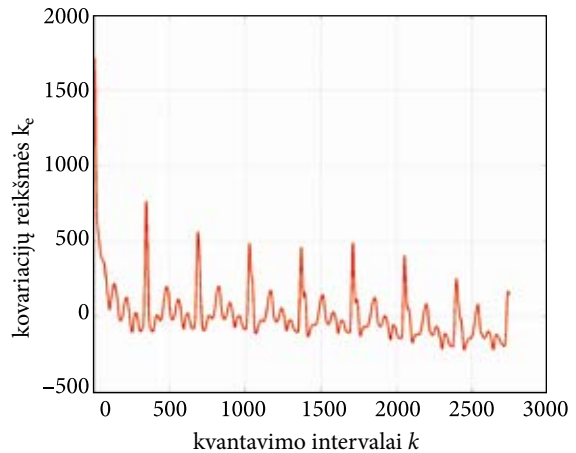
tarpusavyje nepriklausomos. Matyt, yra sutrikęs elektrinis ląstelių laidumas arba ląstelės blokuojamos (Daunoras 2007). Taip pat būdingas 1 pav., iš kurio akivaizdu, kad derivacijų I, II, III atstojamojo elektrinio vektoriaus reikšmių tarpusavio kovariacija pagal t_i ir t_s laiko momentus yra nestabili ir žymiai kintanti.

5–8 paveiksluose parodyti derivacijų kovariacinių funkcijų grafiniai vaizdai. Koreliacinė priklausomybė tarp derivacijų reikšmių susidaro, kai kvantavimo žingsnis k_0 kinta nuo 0 ms iki 300 ms: I, II derivacijose kvantavimo žingsnis $k_0 = 0–150$ ms (III derivacijoje – $k_0 = 0–800$ ms), aVR, aVL, aVF derivacijose – $k_0 = 0–200$ ms, V1, V2, V3 derivacijose – $k_0 = 0–100$ ms, V4, V5, V6 derivacijose – $k_0 = 0–300$ ms. Tos pačios sistemos derivacijų (pvz., V1V2, V1V3, V2V3) tarpusavio koreliacinė priklausomybė susidaro, kai kvantavimo žingsnio kitimo intervalas $k_0 = 0–100$ ms. Pateiktieji duomenys rodo, kad



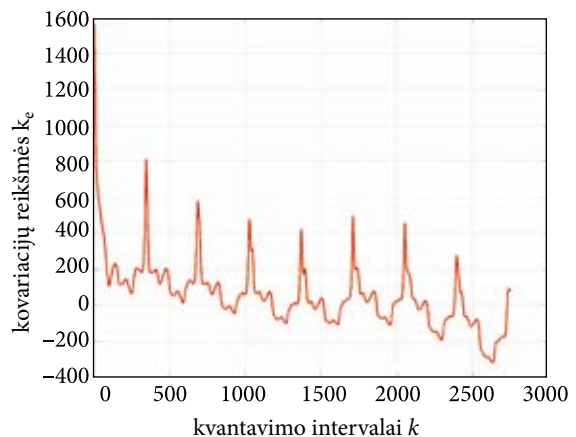
5 pav. I derivacijos kovariacinės funkcijos grafikas, $k_0 = 0–100$ mV

Fig. 5. Graphic of function covariation of derivation I, $k_0 = 0–100$ mV



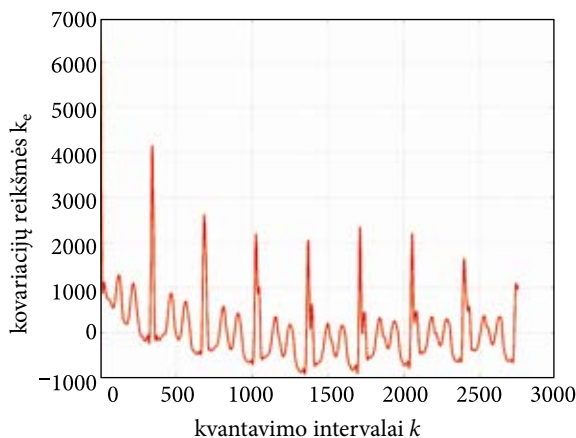
6 pav. aVR derivacijos kovariacinės funkcijos grafikas, $k_0 = 0–200$ mV

Fig. 6. Graphic of function covariation of derivation aVR, $k_0 = 0–200$ mV



7 pav. V1 derivacijos kovariacinės funkcijos grafikas, $k_0 = 0–500$ mV

Fig. 7. Graphic of function covariation of derivation V1, $k_0 = 0–500$ mV



8 pav. V4 derivacijos kovariacinės funkcijos grafikas, $k_0 = 0-250$ mV

Fig. 8. Graphic of function covariation of derivation V4, $k_0 = 0-250$ mV

egzistuoja palyginti nedidelio kvantavimo žingsnio derivacijų elektrinių laukų potencialų koreliacija.

```
%Programa KorEkg.m
%Elektrokardiogramų koreliacine analize KorEkg.s.m,
%ekgi-vektorinių reikšmių masyvas,duomenys kas 1ms 5s
%laikotarpiu;
load C:\matlab\EKGs\ekg1.txt;
load C:\matlab\EKGs\ekg2.txt;
load C:\matlab\EKGs\ekg3.txt;
ekg1=ekg1(:);
ekg2=ekg2(:);
ekg3=ekg3(:);
n1=size(ekg1,1);
n2=size(ekg2,1);
n3=size(ekg3,1);
dg1=ekg1-mean(ekg1);
dg2=ekg2-mean(ekg2);
dg3=ekg3-mean(ekg3);
gek1=plot(dg1(1:n1),'-r'),grid;
title('kardiograma');
set(gek1,'LineWidth',3);
xlabel('epochų nr.');
```

```
ylabel('kardiogramos reikšmės c');
print('-dtiff',-r400,'C:\matlab\EKGs\gek1.tiff');
fc12=conv(dg1,dg2);
gfc12=plot(fc12(1:n1),'-r'),grid;
title('skleistinė sx');
set(gfc12,'LineWidth',3);
xlabel('epochu nr.');
```

```
ylabel('skleistinės reikšmės s');
print('-dtiff',-r400,'C:\matlab\EKGs\gfc12.tiff');
dg123=[dg1 dg2 dg3];
m123=size(dg123,2);
for k=1:(n1/2+1);
    sum=0;
    for i=1:n1-k+1;
        sum=sum+dg1(i)*dg1(k-1+i);
        %kf1(k)=1/(n1-k)*sum;
    end;
    kf1(k)=1/(n1-k)*sum;
```

```
end;
gkf1=plot([kf1'],'-r'),grid;
title('kovariacijų funkcija kf1');
set(gkf1,'LineWidth',3);
xlabel('kvantavimo intervalai k');
ylabel('kovariacijų reikšmės ke');
print('-dtiff',-r400,'C:\matlab\EKGs\gkf1.tiff');
k=1:(n1/2+1);
kf1e=polyfit(k,kf1,9);
kf1p=polyval(kf1e,k);
gkf1p=plot(kf1p,'-r'),grid;
title('aprosimuota kovariacijų funkcija kp');
set(gkf1p,'LineWidth',3);
xlabel('kvantavimo intervalai k');
ylabel('aprosimuotų kovariacijų reikšmės kp');
print('-dtiff',-r400,'C:\matlab\EKGs\gkf1p.tiff');
for k=1:(n2/2+1);
    sum=0;
    for i=1:n2-k+1;
        sum=sum+dg2(i)*dg2(k-1+i);
        kf2(k)=1/(n2-k)*sum;
    end;
    %kf2(k)=1/(n2-k)*sum;
end;
gkf2=plot([kf2'],'-r'),grid;
title('kovariacijų funkcija kf2');
set(gkf2,'LineWidth',3);
xlabel('kvantavimo intervalai k');
ylabel('kovariacijų reikšmės ke');
print('-dtiff',-r400,'C:\matlab\EKGs\gkf2.tiff');
%kff2=fft(gek2);
%gkff2=plot([kff2'],'-r'),grid;
%title('kovariacijų funkcija');
%set(gkff2,'LineWidth',3);
%xlabel('epochų nr.');
```

```
ylabel('kovariacijų reikšmės k');
%print('-dtiff',-r400,'C:\matlab\EKGs\gkff2.tiff');
for k=1:(n3/2+1);
    sum=0;
    for i=1:n3-k+1;
        sum=sum+dg3(i)*dg3(k-1+i);
        kf3(k)=1/(n3-k)*sum;
    end;
end;
gkf3=plot([kf3'],'-r'),grid;
title('kovariacijų funkcija kf3');
set(gkf3,'LineWidth',3);
xlabel('kvantavimo intervalai k');
ylabel('kovariacijų reikšmės ke');
print('-dtiff',-r400,'C:\matlab\EKGs\gkf3.tiff');
for k=1:(n1/2+1);
    sum=0;
    for i=1:n1-k+1;
        sum=sum+dg1(i)*dg2(k-1+i);
        kf12(k)=1/(n1-k)*sum;
    end;
end;
gkf12=plot([kf12'],'-r'),grid;
title('kovariacijų funkcija kf12');
set(gkf12,'LineWidth',3);
```

```

xlabel('kvantavimo intervalai k');
ylabel('kovariacijų reikšmės ke');
print('-dtiff',-r400,'C:\matlab\EKGs\gkf12.tiff');
for k=1:(n1/2+1);
    sum=0;
    for i=1:n1-k+1;
        sum=sum+dg1(i)*dg3(k-1+i);
        kf13(k)=1/(n1-k)*sum;
    end;
end;
gkf13=plot([kf13],-r');grid;
title('kovariacijų funkcija kf13');
set(gkf13,LineWidth,3);
xlabel('kvantavimo intervalai k');
ylabel('kovariacijų reikšmės ke');
print('-dtiff',-r400,'C:\matlab\EKGs\gkf13.tiff');
for k=1:(n2/2+1);
    sum=0;
    for i=1:n2-k+1;
        sum=sum+dg2(i)*dg3(k-1+i);
        kf23(k)=1/(n2-k)*sum;
    end;
end;
gkf23=plot([kf23],-r');grid;
title('kovariacijų funkcija kf23');
set(gkf23,LineWidth,3);
xlabel('kvantavimo intervalai k');
ylabel('kovariacijų reikšmės ke');
print('-dtiff',-r400,'C:\matlab\EKGs\gkf23.tiff');
for i=1:n1/10;
    dg=dg123(1:i*10,:);
    Kx=cov(dg); %koordinacių vektoriiaus kovariacijų matricos
    įvertis;
    m=size(Kx,1);
    v=ones(1,m);
    skx=v*Kx*v';
    Dx=mean(diag(Kx));
    h1(i)=1/Dx*skx; %diagramos pokyčio koeficientas tarp epochų
    t1 ir ts;
    h1n(i)=1/h1(1)*h1(i);
    h1n1=[h1n];
    sx=sqrt(diag(Kx)); %koordinacių standartinių nuokrypių įver-
    čių vekt.;
    Rx=corrcoef(dg);%koordinacių kor. koef.matricos įvertis;
    %Kt=cov(dg'); %koordinacių vektoriiaus pagal epochas kovari-
    acijų %matricos įvertis;
    %Rt=corrcoef(dg'); %koord.kor.koef.pagal epochas matric.
    įvertis;
    %Rte=Rt(1,:);
    %st=sqrt(diag(Kt)); %koordinacių standartiniu nuokrypiu
    įverčiu %pagal epochas vektorius;
    end;
    kff2=fft(h1);
    gkff2=plot([kff2],-r');grid;
    title('Furje funkcija kf');
    set(gkff2,LineWidth,3);
    xlabel('epochu nr.');
```

```

gkx=surf(Kx);
print('-dtiff',-r400,'C:\matlab\EKGs\gkx.tiff');
gh1n=plot(h1n),grid;
title('koeficientų h1n kaita tarp t1 ir ts epochų');
set(gh1n,LineWidth,2);
xlabel('epochų nr.*10');
ylabel('koeficientų h1n reikšmės');
print('-dtiff',-r400,'C:\matlab\EKGs\gh1n.tiff');
%grte=plot(Rte),grid;
%title('koreliacijos koeficientai pagal epochas');
%set(grte,LineWidth,2);
%xlabel('epochu nr.');
```

5. Išvados

1. Išvestos formulės širdies elektrinio lauko jėgų stiprio $F(t)$ kovariacijoms ir jų pokyčiams tarp pradinio ir einamojo laiko momentų nustatyti, taikant elektrokardiogramų derivacijas.
2. Remiantis kovariacinėmis funkcijomis, atlikti tyrimai elektrokardiogramos derivacijų reikšmių koreliacijai pagal kvantavimo žingsnį nustatyti.
3. Iš gautųjų rezultatų daromos išvados, apie atitinkamų širdies funkcinių zonų funkcinius sutrikimus.

Literatūra

- Berškienė, K. 2005. Ryšys tarp elektrokardiogramos parametų ir arterinio sistolinio kraujo spaudimo, *Lithuanian Journal of Cardiology* 12(2): 86–91.
- Daunoras, J. 2007. Pulse sensor of physiological parameter monitoring system, *Electronics and Electrical Engineering* 78(6): 67–70.
- Janušauskas, A. 2007. Sinchroniškai įrašytų elektrokardiogramos ir impedanso kardiogramos charakteringų taškų radimas naudojant empirinę modų dekompoziciją, iš *Biomedicininė inžinerija* [Biomedical engineering]: tarptautinės konferencijos medžiaga, 2007 m. spalio 25–26 d. Kaunas: Technologija, 36–40.
- Patackaitė, K. 2007. Henkelio matricų panaudojimas tiriant elektrokardiogramos R bangos parametų kompleksišku- mą, *Matematika ir matematinis modeliavimas* 3: 110–113.
- Rugienius, J. S. 2004. *Klinikinė elektrokardiologija*. Vilnius. 260 p.
- Skeivalas, J. 2007. Koreliacinė analizė jonosferos įtakai GPS matavimams nustatyti [Practice of correlation analysis for determination of ionospheric influence on GPS measurements], *Geodezija ir kartografija* [Geodesy and Cartography] 33(4): 98–101.

Skeivalas, J. 2008. *GPS tinklų teorija ir praktika* [Theory and practice of GPS networks]. Vilnius: Technika. 288 p.

Warner, R. *et al.* 2002. Improved electrocardiographic detection of left ventricular hypertrophy, *Journal of Electrocardiol* 35: 111–5.

Jonas SKEIVALAS. Prof, Doctor Habil. Vilnius Gediminas Technical University. Dept of Geodesy and Cadastre, Saulėtekio al. 11, LT-10223 Vilnius, Lithuania. Ph +370 5 2744 703, Fax +370 5 2744 705, e-mail: jonas.skeivalas@ap.vgtu.lt.

Author of 3 monographs and more than 150 research papers. Participated in many intern conferences and research visits to the Finish Geodetic Institute.

Research interests: processing of measurements with respect to tolerances, adjustment of geodetic networks.

Romualdas KIZLAITIS. Director of Informatics and Development Centre, Vilnius University Hospital Santariškių klinikos, Santariškių g. 2, LT-08661 Vilnius, Lithuania. Ph +370 5 2365005, Fax +370 5 2365111, e-mail: Romualdas.Kizlaitis@santa.lt.

He is a key person in several EU funded and international projects such as the Eastern Lithuania Cardiology project, Electronic Patient Appointment Reservation System and Baltic eHealth Project. Regular speaker at eHealth conferences all over the world, propagating Web-based Electronic Patient Record systems, integration of patient data, use of mobile technologies in patients' care.

Research interests: medical informatics, medical data security, Electronic Patient Records and their integration data like electric signals.