

H. KOWARZYK, J. JAGIELSKI, M. GIEROŃ-ZASADZIENIOWA,  
J. WAŃCZYK i R. WRONA (Wrocław)

## AUTOMATYCZNA ANALIZA WEKTOKARDIOGRAMÓW PRZESTRZENNYCH

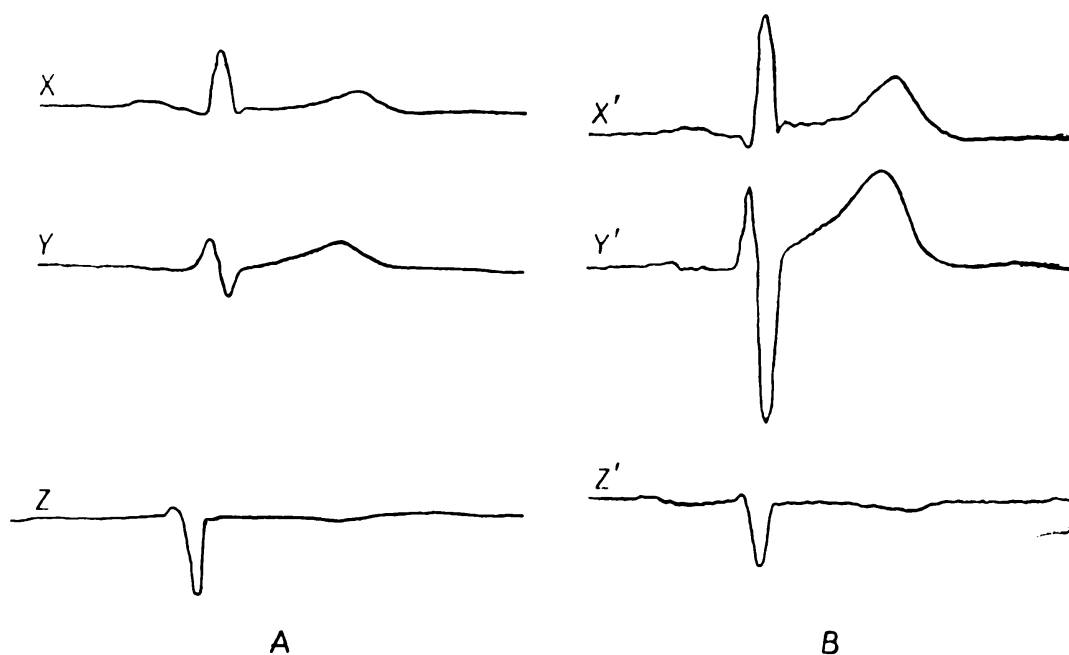
Serce podczas skurczu wytwarza pole potencjału elektrycznego, które nazywamy  *polem kardioelektrycznym* . Pole to badamy metodą elektrokardiografii, to jest metodą ciągłej rejestracji napięć między elektrodami przyłożonymi na powierzchnię ciała. Linie łączące dwie elektrody nazywamy  *osiłą odprowadzeń* . Wychodzimy z założenia, że źródło pola kardioelektrycznego można uważać w przybliżeniu za dipol i przedstawić w układzie osi odprowadzeń jako wektor. Wykres zmian kierunku i długości tego wektora w czasie nazywamy  *wektokardiogramem przestrzennym* .

Ocena diagnostyczna wymaga porównania wektokardiogramu pacjenta z wektokardiogramem prawidłowym lub z wektokardiogramami innych pacjentów. Ponadto z przyczyn historycznych stosowane są różne systemy wektokardiograficzne i pilnie potrzebna jest metoda porównania wektokardiogramów tego samego pacjenta uzyskanych w różnych klinikach. Pipberger [16] przeprowadza ocenę takich elektrokardiogramów przy użyciu wielocechowej analizy statystycznej. Rikli i inni [17] porównywali 12 wybranych cech elektrokardiogramów ludzi zdrowych i pacjentów, wśród których były wielkości czasu odczytane między charakterystycznymi punktami elektrokardiogramów. W Polsce Pędich [15] badał podobieństwa 20 różnych cech elektrokardiogramów i wektokardiogramów bliźniąt jednojajowych i dwujajowych.

Do badań porównawczych elektrokardiogramów Netušil [14] proponował rachunek korelacji. Kolejne napięcia chwilowe  $v_1, v_2, \dots, v_n$  oraz  $v'_1, v'_2, \dots, v'_n$  elektrokardiogramów wprowadzał Netušil do wzoru:

gdzie  $r$  — współczynnik korelacji napięć chwilowych porównywanych elektrokardiogramów,  $v$  — napięcia chwilowe jednego elektrokardiogramu,  $v'$  — napięcia chwilowe drugiego elektrokardiogramu.

Jeżeli dwa elektrokardiogramy są proporcjonalne w napięciach i zgodne w kolejności czasowej, to współczynnik korelacji równa się jedności. Jeżeli dwa elektrokardiogramy różnią się, to współczynnik jest mniejszy od jedności. Jeżeli elektrokardiogramy są zwierciadlane, to współczynnik korelacji wynosi  $-1$ . Współczynnik przybiera wartość  $0$ , jeżeli suma napięć jednego z elektrokardiogramów równa się  $0$ .



Rys. 1. J. H. 30<sup>a</sup> zdrowy; elektrokardiogramy wektoralne zdjęte A:  $xyz$  diamentoidowym systemem odprowadzeń [9], B:  $x'y'z'$  systemem Laufbergera [13]; korelacja EKG:  $A_x B_{x'} = 0,97$ ;  $A_y B_{y'} = 0,99$ ;  $A_z B_{z'} = 0,93$ ; korelacja wektokardiogramów  $A_{xyz} B_{x'y'z'} = 0,92$ ; po transformacji afinicznej osi odprowadzeń: korelacja EKG:  $A_{x''} B_{x''} = 0,99$ ;  $A_{y''} B_{y''} = 1,00$ ;  $A_{z''} B_{z''} = 0,99$ ; korelacja wektokardiogramów  $A_{x''y''z''} B_{x''y''z''} = 0,993$ ; odstęp między pionowymi liniami =  $0,01$  sek., współrzędne napięciowe do obliczeń odczytywano co  $0,005$  sek.

Rys. 1 przedstawia dwa przykłady elektrokardiogramów wektoralnych, tj. elektrokardiogramów służących do konstrukcji wektokardiogramów. Jeden z nich, nazwany A, przedstawia trzy elektrokardiogramy  $XYZ$  zdjęte po trzech prostopadłych osiach systemu odprowadzeń nazwanego *Diamentoidem* [9]. Drugi, oznaczony literą B, przedstawia trzy elektrokardiogramy  $X'Y'Z'$  zdjęte po trzech osiach prostopadłych systemu Laufbergera [13]. Odczytujemy napięcia zarejestrowane jako odległość punktów trasy elektrokardiograficznej od linii podstawowej zwanej zero. Mierzmy w ten sposób wszystkie napięcia po kolei w odstępach

co 0,5 mm na linii podstawowej, które w użytym przykładzie odpowiadają 5 msek. przesuwu taśmy podczas rejestracji elektrokardiogramu. Zawsze odczytujemy napięcia na punktach elektrokardiogramów leżących pod sobą, tzn. synchronicznych. Powstaje w ten sposób lista kilkudziesięciu trójek liczb. Każda trójka definiuje przestrzenny wektor chwilowy. Pełna seria tych odczytów definiuje wektorkardiogram przestrzenny. Zadanie polega na porównaniu wektorkardiogramu  $A$  i  $B$  według programu, który wykorzystuje źródło informacji wyżej zdefiniowanych.

Program stosowany w ośrodku wrocławskim od 1964 r. ([3], [11]) służy do badania przystawalności dwóch wektorkardiogramów do siebie i uwzględnia wypadek, kiedy wektorkardiogramy są zdjęte w różnych systemach odprowadzeń lub przy różnych cechach wzmacnienia.

Kolejne chwilowe współrzędne napięciowe  $xyz$  oraz  $x'y'z'$  porównywanych wektorkardiogramów przestrzennych wprowadza się do wzoru na korelację

$$R = \frac{\sum_{i=0}^n [(x'_i - \bar{x}') \cdot (x_i - \bar{x}) + (y'_i - \bar{y}') \cdot (y_i - \bar{y}) + (z'_i - \bar{z}') \cdot (z_i - \bar{z})]}{\sqrt{\sum_{i=0}^n [(x'_i - \bar{x}')^2 + (y'_i - \bar{y}')^2 + (z'_i - \bar{z}')^2] \cdot \sum_{i=0}^n [(x_i - \bar{x})^2 + (y_i - \bar{y})^2 + (z_i - \bar{z})^2]}}$$

gdzie

$$\begin{aligned} \bar{x} &= \frac{1}{n} \sum_{i=0}^n x_i, & \bar{y} &= \frac{1}{n} \sum_{i=0}^n y_i, & \bar{z} &= \frac{1}{n} \sum_{i=0}^n z_i, \\ \bar{x}' &= \frac{1}{n} \sum_{i=0}^n x'_i, & \bar{y}' &= \frac{1}{n} \sum_{i=0}^n y'_i, & \bar{z}' &= \frac{1}{n} \sum_{i=0}^n z'_i, \end{aligned}$$

$R$  — współczynnik korelacji wektorkardiogramów,  $xyz$  — współrzędne napięciowe wektorkardiogramu w układzie  $OXYZ$ ,  $x'y'z'$  — współrzędne napięciowe wektorkardiogramu w układzie  $O'X'Y'Z'$ .

Korelację wektorów chwilowych badano za pomocą wzoru:

$$r = \frac{(x'_i - \bar{x}') \cdot (x_i - \bar{x}) + (y'_i - \bar{y}') \cdot (y_i - \bar{y}) + (z'_i - \bar{z}') \cdot (z_i - \bar{z})}{\sqrt{(x'_i - \bar{x}')^2 + (y'_i - \bar{y}')^2 + (z'_i - \bar{z}')^2} \cdot \sqrt{(x_i - \bar{x})^2 + (y_i - \bar{y})^2 + (z_i - \bar{z})^2}} \quad (i = 0, 1, \dots, n).$$

Korelację współrzędnych badano przy użyciu wzorów: dla współrzędnych  $x$

$$R_x = \frac{\sum_{i=0}^n (x'_i - \bar{x}') \cdot (x_i - \bar{x})}{\sqrt{\sum_{i=0}^n (x'_i - \bar{x}')^2 \cdot \sum_{i=0}^n (x_i - \bar{x})^2}},$$

dla współrzędnych  $y$

$$R_y = \frac{\sum_{i=0}^n (y'_i - \bar{y}') \cdot (y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (y'_i - \bar{y}')^2 \cdot \sum_{i=0}^n (y_i - \bar{y})^2}},$$

dla współrzędnych  $z$

$$R_z = \frac{\sum_{i=0}^n (z'_i - \bar{z}') \cdot (z_i - \bar{z})}{\sqrt{\sum_{i=0}^n (z'_i - \bar{z}')^2 \cdot \sum_{i=0}^n (z_i - \bar{z})^2}}.$$

Współczynnik korelacji 1 oznacza identyczność porównywanych wektokardiogramów. Współczynnik mniejszy od 1 może być wyrazem zmian orientacyjnych wektokardiogramów lub zmian elektrodynamicznych.

Różne systemy odprowadzeń wektokardiograficznych, jakie powstały w ciągu lat, dają różne obrazy tego samego serca. Systemy te przypisują osiom odprowadzeń wektokardiograficznych orientację przestrzenną i skalę odpowiadającą geometrii tułowia i elektrod rozmieszczonych na tułowiu. Wskutek jednak nieregularności serca i klatki piersiowej, osie odprowadzeń wektokardiograficznych nie mają kierunku i długości osi geometrycznych, które można przeprowadzić między miejscami przyłożenia elektrod. Dlatego wierne wyznaczenie wektora z dowolnych odprowadzeń jest możliwe tylko przez korekcję napięć na osiach, co do wielkości i kierunku. Operator korygujący nazywa się wektorem wiodącym Burgera [1].

W celu sprowadzenia różnych obrazów wektokardiograficznych, zdjętych w różnych systemach odprowadzeń, do obrazu wspólnego wprowadziliśmy operację, którą będziemy nazywać *transformacją afiniczną*. Przez transformację można współrzędne wektora, dane w jednym układzie odniesienia, przeprowadzić we współrzędne tego samego wektora w dowolnym innym układzie odniesienia. Można też wektokardiogram zdjęty w jednym systemie odprowadzeń przeprowadzić przez transformację w wektokardiogram zdjęty w innym systemie odprowadzeń. Ta operacja w praktyce nie zawsze się udaje z powodu błędów rejstracji i odczytywania zapisów. Błędy te można eliminować [18, 19]. Przy założeniu, że oba układy współrzędnych są prostokątne współczynniki przekształcenia mają znaczenie cosinusów kątów między osiami obu

układów (cosinusy kierunkowe). Przekształcenia takie wykonali autorzy Horan, Brody, Flowers, Arztaecher [4] w celu porównania systemu odprowadzeń Franka z systemem odprowadzeń SVEC-III.

Zadanie przekształcenia wektokardiogramu zdjętego w jednym układzie osi odprowadzeń w wektokardiogram zdjęty w drugim układzie osi odprowadzeń jest zadaniem bardziej złożonym niż przekształcenie dwóch układów prostokątnych. Warunek ortogonalności układów odprowadzeń bynajmniej nie musi być spełniony, przeciwnie — układy osi odprowadzeń są z reguły ukośnokątne i dlatego stosujemy niżej opisane postępowanie.

Przyjmijmy dwa pęki wektorów  $P_1$  i  $P_2$ . Wektory pęku  $P_1$  oznaczamy przez  $\mathbf{a}_0, \mathbf{a}_1, \dots, \mathbf{a}_n$ , a wektory pęku  $P_2$  przez  $\mathbf{b}_0, \mathbf{b}_1, \dots, \mathbf{b}_n$ . Niech  $x_i, y_i, z_i$  oznaczają składowe wektora  $\mathbf{a}_1$  w pewnym ukośnokątnym układzie współrzędnych  $OXYZ$  w przestrzeni trójwymiarowej. Analogicznie niech  $x'_i, y'_i, z'_i$  oznaczają składowe wektora  $\mathbf{b}_1$  w układzie  $O'X'Y'Z'$ . Załóżmy ponadto, że układy  $OXYZ$  i  $O'X'Y'Z'$  mają wspólny początek. Aby móc porównać odpowiednie składowe wektorów  $\mathbf{a}_i$  i  $\mathbf{b}_i$  trzeba znaleźć składowe wektorów  $\mathbf{a}_i$  w układzie  $O'X'Y'Z'$ . Oznaczmy przez  $x''_i, y''_i, z''_i$  składowe wektora  $\mathbf{a}_i$  w układzie  $O'X'Y'Z'$ . Składowe te wyrażają się za pomocą wzorów

$$(1) \quad \begin{aligned} x''_i &= A_1 x_i + A_2 y_i + A_3 z_i, \\ y''_i &= A_4 x_i + A_5 y_i + A_6 z_i, \quad (i = 0, 1, \dots, n), \\ z''_i &= A_7 x_i + A_8 y_i + A_9 z_i, \end{aligned}$$

gdzie  $A_1, A_2, \dots, A_9$  są współczynnikami przekształcenia układu  $OXYZ$  w układ  $O'X'Y'Z'$ . Jeśli wyjściowe układy współrzędnych są prostokątne, to współczynniki te oznaczają cosinusy kątów między poszczególnymi osiami układu, np.  $A_1$  jest cosinusem kąta, jaki tworzą ze sobą osie  $OX$  i  $O'X'$ ,  $A_2$  cosinusem kąta między osiami  $OY$  i  $O'Y'$ . Współczynniki  $A_1, A_2, \dots, A_9$  wyznaczamy metodą najmniejszych kwadratów. Szukamy takiego przekształcenia, by wyrażenia

$$\begin{aligned} \sum_{i=0}^n (x''_i - x'_i)^2 &= \sum_{i=0}^n (A_1 x_i + A_2 y_i + A_3 z_i - x'_i)^2, \\ \sum_{i=0}^n (y''_i - y'_i)^2 &= \sum_{i=0}^n (A_4 x_i + A_5 y_i + A_6 z_i - y'_i)^2, \\ \sum_{i=0}^n (z''_i - z'_i)^2 &= \sum_{i=0}^n (A_7 x_i + A_8 y_i + A_9 z_i - z'_i)^2 \end{aligned}$$

osiągnęły minimalną wartość.

Znając współczynniki  $A_1, A_2, \dots, A_3$ , obliczamy z wzoru (1) składowe  $x'_i, y'_i, z'_i$ , tj. składowe wektora  $\mathbf{a}_i$  w nowym układzie  $O'X'Y'Z'$ . Teraz możemy już porównywać ze sobą poszczególne wektory pęku  $P_1$  i  $P_2$ , ponieważ znamy składowe współrzędnych w tym samym układzie. Odchylenie składowych wektora  $\mathbf{a}_i$  po przekształceniu od składowych wektora  $\mathbf{b}_i$  oblicza się jako wartość bezwzględną różnicy tych składowych, tj. wg wzorów

$$\begin{aligned}d_x &= |x''_i - x'_i|, \\d_y &= |y''_i - y'_i|, \quad (i = 0, 1, \dots, n), \\d_z &= |z''_i - z'_i|.\end{aligned}$$

Średnie odchylenie składowych wektorów  $\mathbf{a}_i$  ( $i = 0, 1, \dots, n$ ) po przekształceniu od składowych wektorów  $\mathbf{b}_i$  ( $i = 0, 1, \dots, n$ ) obliczamy z wzorów

$$\begin{aligned}S_{d_x} &= \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=0}^n (x''_i - x'_i)^2}, \\S_{d_y} &= \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=0}^n (y''_i - y'_i)^2}, \\S_{d_z} &= \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=0}^n (z''_i - z'_i)^2}.\end{aligned}$$

Za miarę odchylenia wektora  $\mathbf{a}_i$  (wektora, a nie jego składowych) w układzie  $O', X', Y', Z'$  po przekształceniu od wektora  $\mathbf{b}_i$  przyjęliśmy wyrażenie

$$U_i = \sqrt{(x''_i - x'_i)^2 + (y''_i - y'_i)^2 + (z''_i - z'_i)^2}.$$

Średnie odchylenie wszystkich wektorów  $\mathbf{a}_i$  po przekształceniu od wektorów  $\mathbf{b}_i$  ( $i = 0, 1, \dots, n$ ) obliczamy z wzoru

$$K = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=0}^n [(x''_i - x'_i)^2 + (y''_i - y'_i)^2 + (z''_i - z'_i)^2]}.$$

Korelację dwóch wektokardiogramów po transformacji współrzędnych obliczamy z wzoru

$$R = \frac{\sum_{i=0}^n [(x''_i - \bar{x}'') \cdot (x'_i - \bar{x}') + (y''_i - \bar{y}'') \cdot (y'_i - \bar{y}')] \times}{\sqrt{\sum_{i=0}^n [(x''_i - \bar{x}'')^2 + (y''_i - \bar{y}'')^2 + (z''_i - \bar{z}'')^2] \times} \times \frac{\sum_{i=0}^n [(x'_i - \bar{x}')^2 + (y'_i - \bar{y}')^2 + (z'_i - \bar{z}')^2]}{\sum_{i=0}^n [(x'_i - \bar{x}')^2 + (y'_i - \bar{y}')^2 + (z'_i - \bar{z}')^2]},$$

gdzie

$$\bar{x}' = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^n x'_i, \quad \bar{y}' = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^n y'_i, \quad \bar{z}' = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^n z'_i,$$

$$\bar{x}'' = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^n x''_i, \quad \bar{y}'' = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^n y''_i, \quad \bar{z}'' = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^n z''_i,$$

$R$  — współczynnik korelacji,  $x'y'z'$  — współrzędne napięciowe wektorkardiogramu w układzie  $O'X'Y'Z'$ ,  $x''y''z''$  — współrzędne napięciowe wektorkardiogramu nie znakowanego ( $xyz$ ) w układzie  $O'X'Y'Z'$ .

Korelację wektorów chwilowych po transformacji afinicznej współrzędnych wektorkardiogramów badano za pomocą wzoru:

$$r_i = \frac{(x''_i - \bar{x}'') \cdot (x'_i - \bar{x}') + (y''_i - \bar{y}'') \cdot (y'_i - \bar{y}') + (z''_i - \bar{z}'') \cdot (z'_i - \bar{z}')}{\sqrt{(x''_i - \bar{x}'')^2 + (y''_i - \bar{y}'')^2 + (z''_i - \bar{z}'')^2} \cdot \sqrt{(x'_i - \bar{x}')^2 + (y'_i - \bar{y}')^2 + (z'_i - \bar{z}')^2}}$$

$(i = 0, 1, \dots, n).$

Korelację współrzędnych po transformacji afinicznej porównywanych wektorkardiogramów badano przy użyciu wzorów: dla współrzędnych  $x$

$$R_x = \frac{\sum_{i=0}^n (x''_i - \bar{x}'') \cdot (x'_i - \bar{x}')}{\sqrt{\sum_{i=0}^n (x''_i - \bar{x}'')^2 \cdot \sum_{i=0}^n (x'_i - \bar{x}')^2}},$$

dla współrzędnych  $y$

$$R_y = \frac{\sum_{i=0}^n (y''_i - \bar{y}'') \cdot (y'_i - \bar{y}')}{\sqrt{\sum_{i=0}^n (y''_i - \bar{y}'')^2 \cdot \sum_{i=0}^n (y'_i - \bar{y}')^2}},$$

dla współrzędnych  $z$

$$R_z = \frac{\sum_{i=0}^n (z''_i - \bar{z}'') \cdot (z'_i - \bar{z}')}{\sqrt{\sum_{i=0}^n (z''_i - \bar{z}'')^2 \cdot \sum_{i=0}^n (z'_i - \bar{z}')^2}}.$$

Zadanie programu na maszynę cyfrową polegało na wyszukaniu możliwie najlepszego przekształcenia układu współrzędnych, tzn. takiego, żeby korelacja między porównywanymi wektorkardiogramami zbliżała się do jedności.

W wypadku niejednakowej liczby wektorów chwilowych, a także niesynchronicznego zapisu dwóch wektokardiogramów tego samego pacjenta porównanie wektokardiogramów wymaga synchronizacji, tzn. porządkowania sekwencji wektorów chwilowych jednego wektokardiogramu do sekwencji wektorów chwilowych drugiego wektokardiogramu. Synchronizację przeprowadzano w dwojaki sposób:

1) w programie był przewidziany przesuw skali czasu jednego wektokardiogramu względem drugiego skokami o przyjętą jednostkę czasu (2,5 lub 5 msek.) aż do uzyskania optymalnej korelacji między wektokardiogramami;

2) program umożliwiał również uzyskanie synchronizacji przez sprowadzenie skali czasu obu wektokardiogramów do wspólnej miary.

Jeżeli ewolucja jednego zespołu QRS przebiega w czasie  $t$ , a drugiego zespołu QRS wektokardiogramu w czasie  $T$ , to wspólną miarę daje skala czasu

$$T = \frac{n'}{n} \cdot t,$$

gdzie  $n$  — liczba wektorów chwilowych jednego wektokardiogramu,  $n'$  — liczba wektorów chwilowych drugiego wektokardiogramu,  $t$  — jednostka czasu (milisekundy).

Podobny dzielnik stosował Draper i inni [2] do synchronizacji trzech elektrokardiogramów zdjętych po osiach prostopadłych u tej samej osoby.

Opisany rachunek korelacji i transformacji afinicznej został zastosowany do porównania:

1) wektokardiogramów zdjętych w różnych systemach odprowadzeń ([3], [7], [8], [10], [11]) i w różnych odległościach od serca,

2) wektokardiogramów bliźniąt jednojajowych i dwujajowych ([5], [6]),

3) wektokardiogramów noworodków w pierwszym tygodniu życia [5],

4) wektokardiogramów serca pobudzonego z różnych miejsc układu przewodzącego [12].

Ogółem wykonano około 1000 obliczeń korelacji i transformacji afinicznej wektokardiogramów przestrzennych.

W badaniach tych okazało się, że wektokardiogramy zdjęte z elektrod ułożonych w narożnik sześciianu lub prostopadłościanu na klatce piersiowej lub tułowi są afiniczne ([3], [11]). Przekształcały się także wektokardiogramy zdjęte w pobliżu serca w wektokardiogramy zdjęte w znacznej odległości od serca [8]. Identyczne okazały się również wektokardiogramy rodzeństwa jednojajowego [6]. Szybko zmieniające się wektokardiogramy serca noworodków w pierwszym tygodniu życia są nieafiniczne [5]. Także



wektokardiogramy serca pobudzonego z różnych miejsc układu przewodzącego nie przekształcają się w siebie nawzajem [12].

Przedstawiona metoda uwalnia lekarza od różnic, które wprowadzają wielorakie systemy odprowadzeń wektokardiograficznych stosowane w klinikach. Rezultat pracy maszyny numerycznej można tak napisać, żeby lekarz otrzymał charakterystykę wszystkich wektorów chwilowych badanego wektokardiogramu, np. w formie współrzędnych biegunowych lub ich sum.

Przeszkodą wprowadzenia metody do szerszego użytku klinicznego jest brak aparatury do automatycznego odczytywania współrzędnych elektrokardiogramów zarówno co do napięcia, jak i czasu.

Koszty opracowania programu i pracy maszyny Elliott 803 pokryto z subwencji przyznanej przez Prezydium Polskiej Akademii Nauk w 1964 r. oraz częściowo z subwencji przyznanej Katedrze Patologii Ogólnej i Doświadczalnej Akademii Medycznej we Wrocławiu przez Komisję Zastosowań Matematyki w Naukach Klinicznych Wydziału VI Nauk Medycznych PAN.

#### Prace cytowane

- [1] H. C. Burger i J. V. van Milaan, *Heart-vector and leads*, Brit. Heart J., I: 8 (1946), str. 157, II: 9 (1947), str. 154, III: 10 (1948), str. 229-233.
- [2] H.W. Draper, C. J. Peffer, F. W. Stallmann, D. Littmann i H. V. Pipberger, *The corrected orthogonal electrocardiogram and vectorcardiogram in 510 normal men (Frank lead system)*, Circulation 30 (1964), str. 853-864.
- [3] M. Gieroń-Zasadzieniowa, *Badania nad naturą dipolową przestrzeni kardioelektrycznej*, Postępy Higieny i Medycyny Doświadczalnej 20 (1966), str. 551-598.
- [4] L. G. Horan, D. A. Brody, N. C. Flowers i R. C. Arzbaeher, *Some comparative aspects of corrected lead systems*, Vectorcardiography 1965, str. 26-32.
- [5] J. Jagielski, *Ewolucja serca noworodka w obrazie wektokardiograficznym zespołu QRS*, Postępy Higieny i Medycyny Doświadczalnej 20 (1966), str. 599-656.
- [6] J. Jagielski, J. Nolisowa, M. Osińska i Z. Orczykowska-Świątkowska, *Further studies on the conformity of the vectorcardiograms in the twins*, w pracy zbiorowej *Neue Ergebnisse der Elektrokardiologie*, G. Fischer, Jena 1966, str. 219-224.
- [7] W. Kornaszewski, J. Jagielski i H. Kopel, *Vectorkardiographische Untersuchungen in der Unterdruckkammer*, w pracy zbiorowej *Neue Ergebnisse der Elektrokardiologie*, G. Fischer, Jena 1966, str. 207-210.
- [8] H. Kowarzyk, J. Grabiński, J. Jagielski, P. Wyróst i M. Gieroń-Zasadzieniowa, *Eksperymentalny przyczynek do teorii pola kardioelektrycznego*, Polski Tygodnik Lekarski 23 (1968), str. 1388-1391.
- [9] H. i Z. Kowarzykowie, K. Dyba, J. Jagielski, T. Kubisz i P. Paszkowski, *Propozycja sieci odprowadzeń wektokardiograficznych*, Polski Tygodnik Lekarski 19 (1964), str. 820-823.

[10] H. Kowarzyk, J. Jagielski, M. Gieron-Zasadzieniowa i P. Paszkowski, *Further studies on the vectorial representation of the cardioelectric*, Colloquium Vectorcardiographicum VII, Smolenice 1966, w pracy zbiorowej *Sources and surface representation of the cardiac field*, Publishing House of the Slovak Academy of Sciences, Bratislava 1970, str. 387-390.

[11] H. Kowarzyk, Z. Kowarzykova, J. Jagielski i P. Paszkowski, *Studien über die metrischen und elektrischen Raumverhältnisse des kardioelektrischen Feldes*, w pracy zbiorowej *Neue Ergebnisse der Elektrokardiologie*, G. Fischer, Jena 1966, str. 85-94.

[12] Z. Kowarzykova i I. Lipowska, *Vectorcardiograms of extrasystoles*, w pracy zbiorowej *Neue Ergebnisse der Elektrokardiologie*, G. Fischer, Jena 1966, str. 197-200.

[13] V. Laufberger, *Spaciocardiography*, Czech. Acad. Sci., Prague 1964.

[14] M. Netušil, *About the lead orthogonality*, w pracy zbiorowej *Neue Ergebnisse der Elektrokardiologie*, G. Fischer, Jena 1966, str. 47-51.

[15] W. Pędich, *Rodzinne podobieństwo i cechy genetyczne serca w obrazie bioelektrycznym*, Kwartalnik Opolski, Zeszyty Przyrodnicze nr 2 (1962).

[16] H. V. Pipberger, *Computer analysis of the electrocardiogram*, w pracy zbiorowej *Computers in biomedical research*, Academic Press, New York — London 1965, str. 377-407.

[17] A. E. Rikli, W. E. Tolles, C. A. Steinberg, W. J. Carbery, A. H. Freiman, S. Abraham i C. A. Caceres, *Computer analysis of electrocardiographic measurements*, *Circulation* 24 (1961), str. 643-649.

[18] H. Kowarzyk, J. Jagielski i J. Huk, *Program sumatora wektokardiogramów przestrzennych dla maszyny numerycznej*, posiedzenie Komisji Zastosowań Matematyki w Naukach Klinicznych PAN, 11. VI. 1968.

[19] H. i Z. Kowarzykowie, J. Jagielski i A. Utzig, *Obrazy wektokardiogramu w różnych systemach odprowadzeń*, *Polski Tygodnik Lekarski* 25 (1970), str. 283-287.

OŚRODEK KARDIOLOGICZNY  
PAŃSTWOWY SZPITAL KLINICZNY NR 1  
WE WROCŁAWIU

KATEDRA METOD NUMERYCZNYCH  
UNIwersytetu WROCŁAWSKIEGO

*Praca wpłynęła 3. 5. 1968*

Х. КОВАЖИК, Й. ЯГЕЛЬСКИ, М. ГЕРОНЬ-ЗАСАДЗЕНИОВА,

**Й. ВАНЬЧИК** и Р. ВРОНА (Вроцлав)

## АВТОМАТИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ ПРОСТРАНСТВЕННЫХ ВЕКТОКАРДИОГРАМОВ

### РЕЗЮМЕ

В статье предлагается и обсуждается метод сравнения двух разных вектокардиограммов. Он заключается главным образом в вычислении коэффициента корреляции между координатами пространственных пунктов, являющихся результатом электрокардиографических измерений. Чтобы учесть разные системы проводов, перед вычислением корреляции выполняется аффинное преобразование. В статье описана программа для ЭВМ сделанная с этой целью.

H. KOWARZYK, J. JAGIELSKI, M. GIEROŃ-ZASADZIENIOWA,  
**J. WAŃCZYK** and R. WRONA (Wrocław)

**AUTOMATIC ANALYSIS OF SPATIAL VECTOCARDIOGRAMS**

SUMMARY

A method of comparing two different vectocardiograms is proposed and discussed. The idea of it consists in calculating the coefficient of correlation between the coordinates of the spatial points representing the results of electrocardiographic measurements. In order to take into account various lead systems an affine transformation is introduced before calculating correlations. The paper describes a computer programme developed for this purpose.

---