

Tomasz PANDER, Ewaryst TKACZ
Instytut Elektroniki Politechniki Śląskiej

ANALIZA WEKTOKARDIOGRAMU OTRZYMANEGO NA PODSTAWIE STANDARDOWYCH ODPROWADZEŃ EKG

Streszczenie. Suma wszystkich SEM pojawiających się w trakcie rozchodzenia się fali pobudzenia stanowi SEM serca, czyli wektor serca. Graficzną rejestrację zmian wielkości i kierunku wektora serca względem czasu nazywa się wektokardiografią.

Pętla WKG otrzymuje się w trzech prostopadłych płaszczyznach: czołowej, horyzontalnej i strzałkowej bocznej. Korzysta się z 12 standardowych odprowadzeń EKG pogrupowanych w 4 podgrupy (I, II, III), (aVR, aVL, aVF), (V1, V2, V3), (V4, V5, V6). Pierwsze dwie podgrupy pozwalają otrzymać obraz w płaszczyźnie czołowej, następne dwie w płaszczyźnie horyzontalnej.

W celu poprawy jakości rysowanych pętli WKG zastosowano technikę opartą na funkcjach sklepanych 3 stopnia. Użycie ich powoduje, że funkcja aproksymowana jest ciągła do drugiej pochodnej włącznie oraz tak otrzymany sygnał ma najmniejszą energię, co jest zgodne z ogólną tendencją układów fizycznych w stanie ustalonym.

Przedstawioną metodę użyto jako narzędzie pomocnicze w komputerowym systemie interpretacji sygnału EKG.

ANALYSIS OF VECTORCARDIOGRAM OBTAINING FROM STANDARD LEADS OF ECG

Summary. This article describes the method of obtaining VCG loops from standard leads of ECG and the way of smoothing loops of VCG by splines.

DIE ANALYSE DER VEKTORKARDIOGRAPHIE AUF GRUND DIE EKG - STANDARDABLEITUNGEN

Zusammenfassung. In vorliegen Aufsatz wurde die Frage der Vektorkardiographie der WKG - Schlingengewinnung, aufgrund die EKG-Standardableitungen und die Glättziehungsweise der Schlingen der Vektorkardiographie mit Hilfe von spline Funktionen.

1. Wprowadzenie

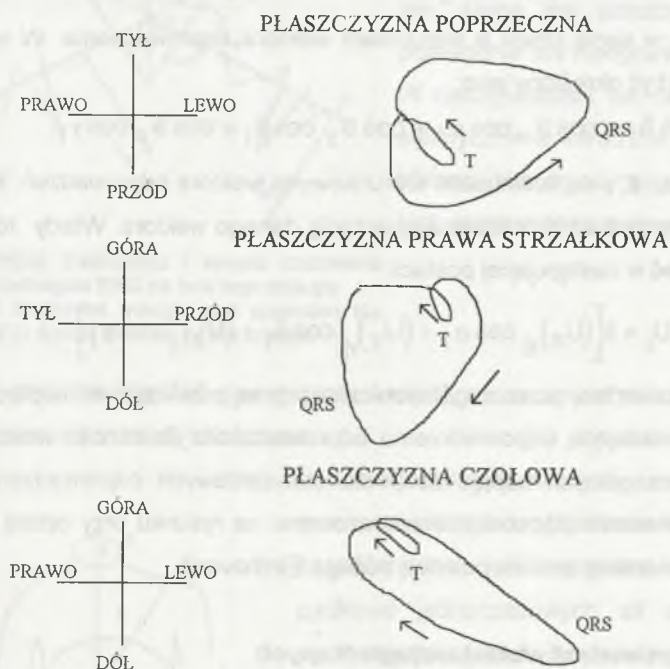
W każdym momencie czynności serca można sobie wyobrazić powierzchnię rozgraniczenia między podrażnioną i nie podrażnioną częścią serca jako złożoną z wielkiej ilości elementarnych dipolów. Każdy z nich ma wpływ na wytworzenie wypadkowego rozkładu potencjału w otoczeniu.

W każdym włóknie mięśniowym elektrycznie czynnym powstają dipole elementarne, które można przedstawić „zbiorczo” za pomocą wektora ekwiwalentnego, charakteryzującego się: wielkością, kierunkiem i zwrotem. Wektory ekwiwalentne tych bardzo licznych włókien, tworzących pewien fragment mięśnia, można przedstawić za pomocą jednego wektora, zwanego wektorem zintegrowanym. Wektor ten, powstający w określonym momencie czynności serca (a więc wtedy, gdy stan czynny objął określony fragment serca), nazywany jest chwilowym wektorem serca lub chwilowym wektorem SEM serca. Określając to prościej można powiedzieć, że chwilowy wektor serca powstaje w wyniku sumowania się w określonym momencie czynności serca (np. w początkowej fazie repolaryzacji lub depolaryzacji) wszystkich wektorów ekwiwalentnych powstałych w elektrycznie czynnych włóknach przedsionków lub komór. Zmiany parametrów chwilowego wektora uzależnione są od rozłożenia pierwotnych źródeł aktywności elektrycznej serca oraz przebiegu podrażnienia w tkance serca.

Wiadomo, że pobudzenie zaczynające się w węzle zatokowym przechodzi najpierw od lewej do prawej strony mięśnia przedsionków. Przez czas dość powolnego przejścia fali przez węzeł przedsionkowo-komorowy dalsza transmisja jest spowalniana (czas fizjologicznego opóźnienia pobudzenia komór wynosi około 70 [ms]), co uniemożliwia jednoczesne wystąpienie skurczu przedsionków i komór serca oraz utrudnia przejście do komór zbyt wielu pobudzeń w jednostce czasu. Kolejność rozprzestrzeniania się stanu pobudzenia w mięśniu przedsionków i mięśniu komór zależy nie tylko od ukształtowania przedsionków i komór, ale również od lokalizacji, rodzaju i stanu czynnościowego tkanki przewodzącej.

Oczywisty jest fakt, że wielkość i kierunek wypadkowego dipola zastępczego jest uzależniona od ilości elementarnych składowych (własności osobniczych), a co za tym idzie, od grubości mięśnia sercowego, gdzie właśnie znajduje się rozgraniczenie podrażnionej i niepodrażnionej tkanki. Należy zdawać sobie sprawę, że ze względu na różnokierunkowy przebieg włókien mięśniowych w poszczególnych, czynnych w danym momencie fragmentach mięśnia przedsionków i komór część wektorów ekwiwalentnych wzajemnie „neutralizuje się”, co oczywiście zmniejsza wielkość wektora wypadkowego, powstającego w danej fazie czynności serca. Chwilowe wektory serca można oznaczać dla wybranego momentu depolaryzacji komór lub repolaryzacji komór. Mimo że podczas jednej akcji serca pojawia się duża liczba chwilowych wektorów, to jednak dla celów praktycznych rozpatruje się tylko kilka, np. zmiany wektora

dla załamek P, T, zespołu QRS. Jeśli połączyć groty chwilowych wektorów, powstających podczas depolaryzacji mięśnia komór, linią, to otrzymuje się pętlę wektorkardiograficzną zespołu QRS. Trzeba przy tym pamiętać, że początek wektora ciągle pozostaje w tym samym punkcie - punkcie zerowym. Jest to oczywiście twór przestrzenny i rysunki (na płaszczyźnie) przedstawiają rzuty tego wektora w kierunku trzech płaszczyzn (czołowej, poprzecznej oraz strzałkowej).



Rys.1. Pętle wektorkardiograficzne w trzech płaszczyznach
Fig.1. The VCG loops in three levels

2. Metoda

Do określenia zależności między ortogonalnie mierzonymi napięciami a napięciami z różnych innych odprowadzeń można wykorzystać fakt, że napięcia we wszystkich odprowadzeniach dadzą się określić jako iloczyn skalarny momentu dipola z wektorem odpowiedniego odprowadzenia. Przy czym wektory odprowadzeń mają wielkość wynikającą ze sposobu rejestracji (np. unipolarny lub bipolarny) oraz

odległości. Ich kierunek wynika z połączenia miejsc efektywnego umieszczenia elektrod. Każde z napięć można określić za pomocą zależności:

$$U_j = \bar{m} \cdot \bar{f}_j = \frac{j \cdot \omega \cdot m \cdot k_j}{4 \cdot \pi \cdot \sigma^2 + r_j} \cdot \cos(\vartheta_j), \quad (1)$$

gdzie k_j jest względną wielkością wektora odprowadzenia odniesioną do wektora odprowadzenia unipolarnego, kąt ϑ_j jest definiowany jako kąt między kierunkiem momentu dipola w danej chwili a kierunkiem wektora odprowadzenia. W ogólnym przypadku może być określony jako:

$$\cos \vartheta_j = \cos \vartheta_x \cos \alpha_j + \cos \vartheta_y \cos \beta_j + \cos \vartheta_z \cos \gamma_j, \quad (2)$$

gdzie kosinusy α , β , γ są kosinusami kierunkowymi wektora odprowadzeń. Przy ich określeniu należy zadbać o poprawną orientację danego wektora. Wtedy równanie (2) można zapisać w następującej postaci:

$$U_j = k \left[(U_x)_{r_j} \cos \alpha_j + (U_y)_{r_j} \cos \beta_j + (U_z)_{r_j} \cos \gamma_j \right], \quad (3)$$

gdzie napięcia zawarte w poszczególnych członach są przeliczonymi napięciami na odległość odpowiadającą odpowiedniemu odprowadzeniu. Zależność wektorkardiogramu od poszczególnych napięć EKG dla standardowych odprowadzeń, której podstawą jest równanie (3), zostanie zobrazowana na rysunku przy opisie metody uzyskania wektorkardiogramu za pomocą trójkąta Einthovena.

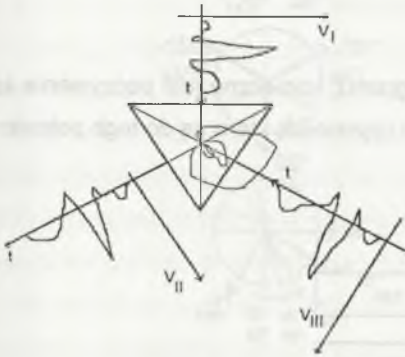
2.1. Układy odprowadzeń wektorkardiograficznych

W celu uzyskania rzutu SEM serca na parę płaszczyzn umożliwiających przestrzenną orientację przebiegu wektora, stosuje się określone układy odprowadzeń wektorkardiograficznych. Przyjętych układów jest dużo, co bardzo utrudnia interpretację porównawczą obrazów wektorkardiograficznych (WKG). Różnią się one nie tylko punktami przyłożenia elektrod, lecz i ich liczbą (od kilku do kilkudziesięciu). Wy różnić można trzy zasadnicze grupy układów:

- oparte na zasadzie trójkąta Einthovena (rys.2),
- oparte na porównaniu WKG w płaszczyznach prostopadłych do siebie. Do najbardziej znanych należą tu sześciąt Grishmana oraz prostopadłościan Duchosala i Sulzera. Układy te opierają się na odprowadzeniach umiejscowionych w trzech prostopadłych do siebie osiach: czołowej (oś „X”), pionowej (oś „Y”) i strzałkowej (oś „Z”).

- układy przyjmujące za punkt odniesienia rzeczywisty rozkład SEM w obrębie ciała (odrzućenie zasad Einthovena).

Wiadomo, że trójkąt Einthovena jest uproszczeniem, w którym poczyniono pewne założenia: ciało jest jednorodnym przewodnikiem, serce jest jedynym dipolem, serce jest położone centralnie i przewodnik ma nieograniczone rozmiary. W rzeczywistości tak nie jest - zmiany elektryczne w sercu nie mogą być traktowane jako pojedynczy dipol, ciało nie jest jednorodnym przewodnikiem (kości,

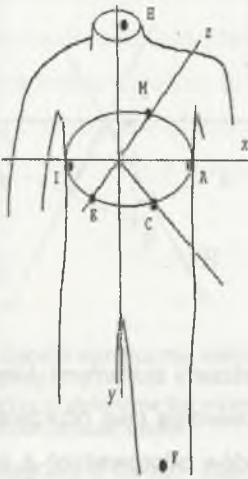


Rys.2. Trójkąt Einthovena i sposób rzutowania przebiegów EKG na boki tego trójkąta
 Fig.2. An Einthoven triangle and projection the ECG Signal on sides of this triangle

mięśnie, zmienna objętość, nieregularny kształt), serce nie jest położone centralnie i wymiary przewodnika są skończone.

Serce jest dużym narządem, a siły elektromotoryczne powstają jednocześnie w wielu miejscach i nawet chwilowe wektory serca, stanowiące wypadkowe jednoczasowych sił elektromotorycznych, mają nie jeden, lecz wiele punktów początkowych. Wymienione zastrzeżenia stały się przyczyną poszukiwań układów, które zmniejszałyby wpływ otaczających tkanek na ocenę zmiennego pola elektrycznego serca i jego wektora (np. trójkąt Burgera).

Odwroćeniem metody wyznaczania rzeczywistego przebiegu wektora serca przy użyciu trójkąta Burgera jest wprowadzenie skorygowanych systemów ortogonalnych, w których rozmieszczenie elektrod i podłączenie ich do ściśle wyznaczonych oporników pozwala na rejestrację krzy-

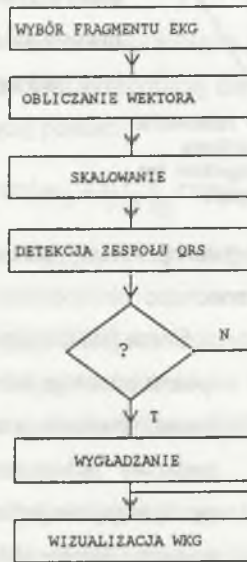


Rys.3. Sposób umieszczenia elektrod w układzie odprowadzeń Franka
 Fig.3. Electrode locations of the Frank orthogonal lead system

wych EKG lub wektokardiogramów „elektrycznie ortogonalnych”, bez zniekształceń związanych z nieregularnością powierzchni ciała i niecentralnym położeniem serca. Jednym z najbardziej znanych odprowadzeń jest układ Franka.

2.2. Opis metody

Aby było możliwe stworzenie wektokardiogramu, konieczne jest poczynienie szeregu przygotowań. Zakres tych przygotowań i czynności, które są do tego potrzebne, ilustruje poniższy schemat blokowy:

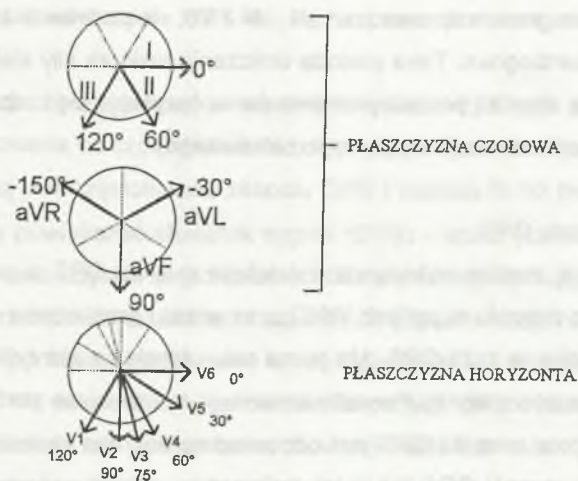


Rys. 4. Schemat blokowy obliczania wektokardiogramu

Fig.4. Algorithm for counting VCG loops

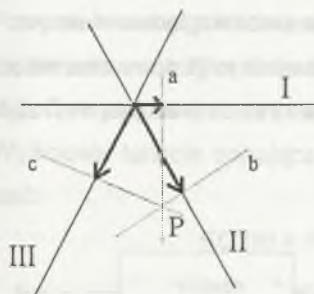
A. Obliczanie wektora

Napięcia zmierzone przez elektrokardiograf są wielkościami skalarnymi. Powstają przez rzutowanie wektora elektrycznego serca na odpowiednie osie odprowadzeń. Rysunek 5 przedstawia odpowiednie ułożenie osi układów odprowadzeń z zaznaczeniem kierunku dodatniego i kąta osi. Linia ciągła oznacza dodatni kierunek wektora, a linia przerywana kierunek ujemny.



Rys.5. Osie odprowadzeń EKG
Fig.5. Axes of ECG leads

Do wyznaczenia współrzędnych wektora elektrycznego serca wystarczy użyć dwóch odprowadzeń EKG z danej grupy odprowadzeń. Trzecie odprowadzenie z danej grupy może być użyte dla sprawdzenia poprawności operacji na dwóch sygnałach. Metodę wyznaczania wektora przedstawia rys.6.



Rys.6. Sposób wyznaczania wektora SEM serca
Fig.6. Way of determine the electromotive force of heart vector

Taki rozkład napięć na osiach odprowadzeń może mieć miejsce w chwili T. Metoda wyznaczenia wektora serca polega na naniesieniu wartości próbki na osiowy układ odprowadzeń wraz z zachowaniem znaków. Punkt (P) przecięcia prostych prostopadłych (a,b,c) do wyznaczonych wektorów na osiach odprowadzeń wskazuje koniec wektora siły elektromotorycznej serca.

W procedurze została przyjęta ta metoda, z tym że do wyznaczenia punktu P użyte zostają tylko sygnały z dwóch odprowadzeń EKG. Dla grupy odprowadzeń I, II i III do wyznaczenia wektora użyte zostają odprowadzenia I i III, dla grupy aVR, aVL i aVF użyte są odprowadzenia aVL i aVF, dla grupy V1, V2, V3 użyte są odprowadzenia V1 i V3, a dla grupy V4, V5 i V6 zostają użyte odprowadzenia V4 i V6. Dodatkowo

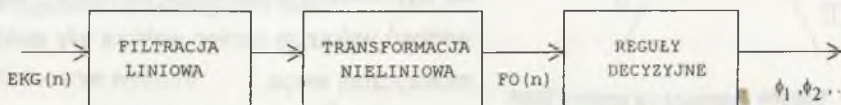
została dołączona grupa odprowadzeń V1, V4 i V6, na podstawie której też można wykreślić wektokardiogram. Taka metoda doliczania wektora siły elektromotorycznej serca jest szybka również po zaimplementowaniu (uzyskuje się to dzięki stosowaniu operacji na liczbach dwubajtowych, typu całkowitego).

B. Detekcja zespołu QRS

W procedurze zostaje wykonywana detekcja zespołu QRS w celu zaznaczenia wystąpienia tego zespołu w pętach WKG oraz w celu przekazania danych umożliwiających wygładzanie pętli QRS. Ma to na celu ułatwienie identyfikacji pętli QRS i jej wyróżnienie z pozostałych. Ponadto umożliwia to łatwiejsze porównywanie pętli. Podstawą detektora zespołu QRS jest odpowiednio dobrana kaskada filtrów tak zaprojektowana, by zespół QRS był w jak najlepszym stopniu wykrywany nawet w obecności zakłóceń ([6]). Ta procedura byłaby bardzo przydatna przy monitorowaniu WKG metodą ON LINE. Detekcja zespołu QRS jest niezbędna przy wygładzaniu pętli QRS metodą funkcji sklejanych. W pętli QRS najwyraźniej widać ostre krawędzie pętli. W celu ich wygładzenia należy znać moment wystąpienia i czas trwania zespołu QRS.

Podczas detekcji zespołu QRS napotyka się na szereg problemów:

- zespół QRS zależy od odprowadzenia, stanu ośrodka bódźoprzewodzącego, zmian impedancji elektroda-skóra, zmian położenia serca względem elektrod;
- do sygnału EKG dodane jest niestacjonarne zakłócenie mięśniowe oraz sieciowe i wolnozmiennie, ponadto zakłócenia pochodzące od innych pracujących urządzeń zewnętrznych.



Rys.7. Struktura detektora cyfrowego zespołu QRS

Fig.7. Block diagram of QRS detector

Detekcja zespołu QRS dzieli się na dwa etapy:

- wstępne przetworzenie danych (otrzymanie funkcji opisującej FO), obejmujące filtrację liniową i nieliniową transformację;

- estymacja położenia zespołu QRS Φ_1, Φ_2, \dots przez zastosowanie reguł decyzyjnych.

Liniowa filtracja obejmuje zwykle odpowiednią kaskadę filtrów pasmowoprzepustowych, dopasowaną do częstotliwości środkowej (wraz z tolerancją, czyli np. od 10 do 25 [Hz]), jaką jest częstotliwość zespołu QRS i paśmie 5÷10 [Hz]. Etap liniowej filtracji powinien powiększać stosunek sygnał (QRS) - szum (zakłócenia i inne załamki EKG). W celu uzyskania jednowierzchołkowej funkcji opisującej (FO) stosuje się filtr średniej ruchomej na kwadracie lub module (transformacja nieliniowa) sygnału otrzymanego po filtracji. Maksimum funkcji opisującej FO odpowiada wykrytemu zespołowi QRS. W celu dokładnego określenia pozycji QRS i niewprowadzenia w błąd detektora stosuje się pewien okres niewrażliwości lub detekcję na podstawie większej ilości odprowadzeń.

Zastosowano następującą kaskadę filtrów:

$$g(n) = 0.25 * [e(n+1) + 2 * e(n) + e(n-1)], \quad (4)$$

$$x(n) = 0.125 * [g(n+2) + 2 * g(n+1) + 2 * g(n) + 2 * g(n-1) + g(n-2)], \quad (5)$$

$$y(n) = 0.25 * [x(n+5) - 2 * x(n) + x(n-5)], \quad (6)$$

$$z(n) = 0.25 * [y(n+12) - y(n+4) + y(n-4) - y(n-12)]. \quad (7)$$

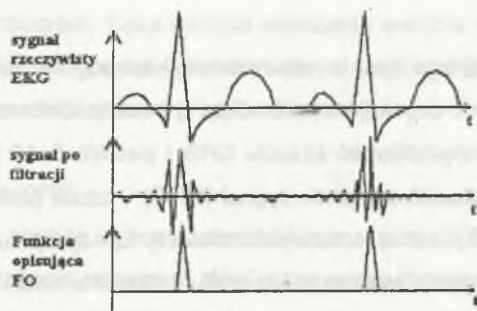
Powyższa kaskada filtrów została podana w formie czasowej i w tej postaci została zaimplementowana. Częstotliwość środkowa tej kaskady, to 16.7 [Hz] i dobroć filtru $Q=4.7$. Operacja nieliniowa polega na podniesieniu do kwadratu wartości próbki.

Wyjściowa funkcja opisująca zastosowana w użytym detektorze ma następującą postać:

$$FO(N) = FO(N-1) - z(n-3) + z(n+4). \quad (8)$$

Wyniki powyższych operacji na wybranym sygnale EKG przedstawia rys.8

Wykrycie maksymalnej wartości funkcji opisującej odpowiada zespołowi QRS. Zastosowanie takiego narzędzia detekcji QRS'ów pozwoliło na przeniesienie wykrytego załamka QRS na płaszczyznę wektokardiografii.



Rys.8. Wynik działania detektora QRS

Fig.8. Results of QRS detection

C. Skalowanie pętli wektorkardiograficznych

Skalowanie zostaje wprowadzone w celu poprawy jakości rysowanych pętli i takiego umiejscowienia ich w polu roboczym ekranu, by wszystkie pętle były widoczne i nie następowało wychodzenie poza ekran. Prawidłową lokalizację na ekranie pętli zapewnią również odpowiednie ustalenie położenia punktu zerowego.

D. Wygładzanie

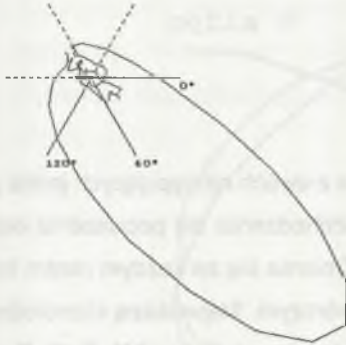
Dla poprawienia dokładności i jakości rysowanych pętli zespołu QRS jako opcję zastosowano wygładzanie metodą funkcji sklejanych tzw. taut spline.

Rysunek 9 pokazuje, jak standardowo jest rysowana pętla QRS podczas pojedynczej ewolucji serca.

Widać, że pętla QRS ma ostre załamania. Wynika to z niedostatku danych. Cały sygnał EKG jest próbkowany z częstotliwością 250 [Hz]. Ta częstotliwość jest wystarczająca dla załamek i pętli P i T (nie wywołuje wrażenia niedostatku danych), ale dla zespołu QRS jest za mała. Wzrost częstotliwości próbkowania w czasie trwania zespołu QRS zwiększyłby ilość dostępnych danych i pętla QRS również byłaby dokładniej zamodelowana. Aby uzupełnić ten ubytek danych, w programie zastosowano interpolację funkcjami sklejanymi trzeciego stopnia (ang. cubic spline).

Wygładzanie krzywych tradycyjną metodą z użyciem wielomianu interpolacyjnego, przy dużej liczbie punktów, może doprowadzić do oscylacji między punktami P_i , co utrudnia modelowanie krzywych ([9]). Rozwiązanie wolne od tej wady polega na za-

stapieniu jednego wielomianu, przybliżającego krzywą w całym przedziale $\langle a, b \rangle$ zmienności parametru t , różnymi wielomianami niskiego stopnia (np. trzeciego),

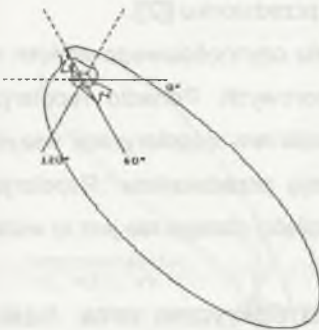


Rys. 9. Pętłe WKG nie wygładzone
Fig.9. Unsmoothed VCG loops

określonymi w podprzedziałach, czyli funkcjami sklejanymi. Współczynniki tych wielomianów dobiera się tak, by ich połączenia były odpowiednio regularną funkcją w całym przedziale $\langle a, b \rangle$.

Metoda, jaką posługują się funkcje sklepane 3 stopnia, polega na tym, że w odpowiednim miejscu, specjalnie wyliczonym, dodawany jest dodatkowy punkt-węzeł, który umożliwia wygładzenie załamań ([8]).

Funkcje sklepane to rozwiązanie, które godzi dwa pozornie przeciwstawne postulaty dotyczące interpolacji wielomianowej: 1) zerowe błędy w węzłach, co wymaga wielomianów wyższych stopnia; 2) małe błędy między węzłami, a to wymaga wielomianów niskiego stopnia. Funkcja sklejana trzeciego stopnia to funkcja będąca przedziałami wielomianem stopnia trzeciego. Użycie funkcji sklepanych czyni niemal idealną funkcję aproksymującą: jest ona funkcją ciągłą (wraz z pochodnymi), o zerowych błędach aproksymacji w węzłach i małych błędach między węzłami. Oznacza to, że funkcje zostały tak umiejętnie „sklejone”, że nawet ślady „klejenia” na granicach przedziałów są niewidoczne - uzyskano funkcję klasy C^2 .



Rys.10. Wygładzone pętłe WKG
Fig.10. Smoothed VCG loops

Porównując oba rysunki widać istotną różnicę w jakości modelowania obu

pętli QRS. Jedyne „ostre” załamania pętli są wynikiem zmiany kierunku ruchu wektora. Użycie funkcji sklejanych 3 stopnia powoduje, że uzyskany w wyniku interpolacji ciągły sygnał posiada najmniejszą energię, co jest zgodne z ogólną tendencją układów fizycznych w stanie ustalonym.

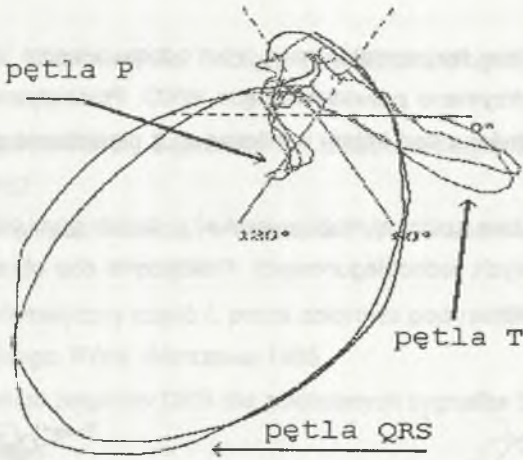
3. Wnioski

Pętłe wektokardiogramu (P, T, QRS) pochodzące z dwóch następujących jedna po drugiej ewolucji serca nie są takie same. Drogi rozchodzenia się pobudzenia elektrycznego w mięśniu sercowym są różne (rys.11). Zmienia się za każdym razem liczba komórek biorących udział w procesie bodźcotwórczym. Największą różnorodnością zmian wektora elektrycznego serca cechuje się załamek P (rys.11). Pętla P odpowiada depolaryzacji przedsionków. Pętłe załamka P prawie się nie pokrywają. Wynika to częściowo z faktu, że węzeł zatokowy jest dużym zgrupowaniem komórek, o przeciętnym wymiarze $15 \times 3 \times 2$ [mm] ([2]), położonym w obrębie prawego przedsionka. Na tym obszarze mieści się kilka tysięcy komórek rozrusznikowych, które synchronicznie wytwarzają bodziec startowy dla serca. Ostatnio przeprowadzone badania w dziedzinie układu bodźcoprzewodzącego dowodzą, że w sercu ludzkim istnieje cała sieć rozruszników przedsionkowych, pełniących wymiennie funkcję rozrusznika prowadzącego rytm serca. W prawym przedsionku sieć ta - z węzłem zatokowo-predsionkowym w środku - zajmuje obszar 7.5×1.5 [cm]; ponadto stwierdzono też wysepki komórek rozrusznikowych w lewym przedsionku ([2]).

Warto także zwrócić uwagę, że kształt potencjału czynnościowego włókien mięśniowych przedsionka jest inny niż włókien komorowych. Ponadto repolaryzacja przedsionków zaczyna się jeszcze przed zakończeniem depolaryzacji wszystkich włókien. W zapisie EKG widać tylko depolaryzację przedsionków. Repolaryzacja przebiega w tym samym czasie co depolaryzacja komór, dlatego nie jest to widoczne także w pętlach WKG.

Kształt pętli QRS pomaga określić kierunek osi elektrycznej serca. Jeżeli rozprzestrzenianie się fali depolaryzacji komór przebiega bez przeszkód, największy wektor w pętli QRS wskaże kierunek osi elektrycznej serca. W warunkach fizjologicznych kierunek ten zależy od trzech zasadniczych czynników:

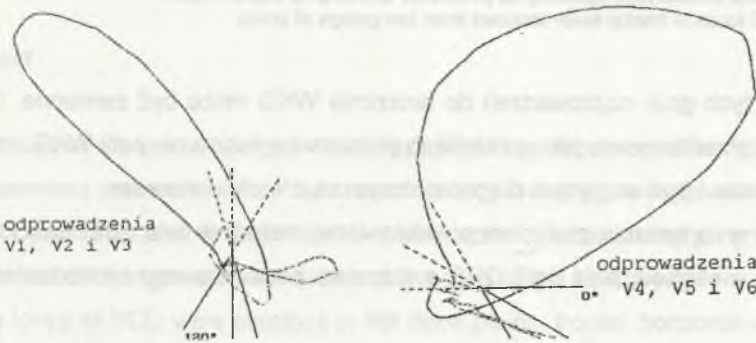
- położenia serca w klatce piersiowej;
- wzajemnego stosunku mas mięśniowych obu komór;
- wieku.



Rys.11. Różne pętle wektokardiogramu (płaszczyzna czołowa, dwie kolejne ewolucje serca)
 Fig.11. Different VCG loops (frontal level, two next heart actions)

Na zmianę kierunku osi elektrycznej serca i układu wektorów w obrębie serca mogą mieć wpływ np. zaburzenia przewodzenia śródkomorowego (bloki odnóg pęczka Hisa), rozległa martwica mięśnia komór.

Obraz pętli w płaszczyźnie horyzontalnej nie pokrywa się z tym, co podaje literatura. Poniższe rysunki pokazują typową sytuację:



Rys.12. Widok pętli WKG w płaszczyźnie horyzontalnej
 Fig.12. VCG loops in horizontal level

W procedurze obliczającej współrzędne końca wektora przyjęto, że odprowadzenia V1, V2, V3, V4, V5 i V6 leżą w jednej płaszczyźnie. Jednak uzyskane wyniki świadczą o czymś innym. Jest to wynik lokalizacji elektrod poszczególnych odprowadzeń.

Wspólną płaszczyznę horizontalną mają tylko odprowadzenia V4, V5 i V6 i dla tych odprowadzeń otrzymano prawidłowe pętle WKG. Płaszczyzna odprowadzeń V1, V2 i V3 jest nachylona pod kątem wynikającym z przełożenia elektrod V1, V2 i V3 do pacjenta.

Obraz w płaszczyźnie czołowej można uzyskać z dwóch grup odprowadzeń: Einthovena i kończynowych, jednobiegunowych. Praktycznie oba obrazy (A,B) są bardzo podobne do siebie.



A) odprowadzenia I, II, III
A) I, II, III leads

B) odprowadzenia aVR, aVL, aVF
B) aVR, aVL, aVF leads

Rys. 13. Widok płaszczyzny czołowej na podstawie dwóch grup odprowadzeń
Fig. 13. VCG loops in frontal level obtained from two groups of leads

Użycie tych grup odprowadzeń do tworzenia WKG może być zamienne. Odprowadzenia przedsercowe, jak wcześniej to pokazano w tworzeniu pętli WKG, są lepiej zróżnicowane i pod względem diagnostycznym są o wiele ciekawsze.

Czynione są badania z użyciem przedstawionej metody w celu określenia korelacji pomiędzy wielkością pola pętli ORS a stopniem pozawałowego uszkodzenia lewej komory.

LITERATURA

1. Bogdanowicz S.: Najłatwiejsza elektrokardiografia, Impuls, wydanie I, Kraków 1993
2. Dąbrowska B., Dąbrowski A.: Podręcznik elektrokardiografii, PZWL, Warszawa 1993
3. Bobes S., Sąbrowska B., Dąbrowski A.: Elektrokardiografia praktyczna, PZWL, Warszawa 1982
4. Zarys Kardiologii pod redakcją H. Chlebusa i Wł. Januszewicza, PZWL, Warszawa 1984
5. Poradnik matematyczny część I, praca zbiorowa pod redakcją I. Dziubińskiego i T. Świątkowskiego. PWN, Warszawa 1985
6. Łęski J.: Detekcja zespolów QRS dla zakłóconych sygnałów EKG; Post. Fiz. Med., 1991, 26, 3-4
7. IBM, Health Care Support/Electrocardiogram (ECG) Analysis Program General Information Manual
8. de Boor C.: A Practical Guide to Splines, 1978 Springer-Verlag New York Inc.
9. Jankowski M.: Elementy grafiki komputerowej, WNT, Warszawa 1990

Recenzent: Prof. dr hab.inż. Adam Piątkowski

Wpłynęło do Redakcji 15.12.1994 r.

Abstract

The sum of all source charges which appear during dispersing of excitable impulse determines the heart vector. Vectorcardiography is a graphic registration of changes of magnitude and direction of this heart vector. Vectorcardiography is graphic registration of changes of magnitude and direction of this heart vector.

The loops of VCG were obtained in the three plains: frontal, horizontal and sagittal, but only two of them i.e. frontal and horizontal were significant. The standard leads ECG, grouped into four groups (I, II, III), (aVR, aVL, aVF), (V1, V2, V3), (V4,

V5, V6) was applied. The first two groups allow to obtain loops in the frontal plain and the other two in the horizontal plain. To reach better quality of presented loops of VCG the application of splines was considered. Using splines that make approximation function of VCG loops smooth and continuous up to the 2nd derivative we preserve the general trend in physical systems which tend to reach minimum energy in the steady-state.

This method was validated as one of useful tool of ECG computer interpretation.

