

Jolanta FILIPOWSKA
Adam MRÓZEK
Piotr WALICHIEWICZ

Institut Informatyki Teoretycznej
i Stosowanej PAN

PRZYKŁAD KONSTRUKCJI ALGORYTMU OCENY KURCZLIWOŚCI ODCINKOWEJ MIĘŚNIA LEWEJ KOMORY SERCA

Streszczenie. Niniejsza praca przedstawia algorytm oceny kurczliwości odcinkowej serca opierający się na analizie obrazów angiograficznych za pomocą zmodyfikowanej metody Hermana. Została ona wykorzystana do obliczenia wskaźników kurczliwości oraz określenia atrybutów obserwowalnych. Na ich podstawie zbudowano regułę decyzyjną rozpoznawania zaburzeń kurczliwości odcinkowej, metodą zbiorów przybliżonych.

AN EXAMPLE OF ALGORITHM CONSTRUCTION FOR ESTIMATING SEGMENTAL CONTRACTION OF HEART LEFT VENTRICLE

Summary. Our article presents an algorithm for heart segment contraction estimation based on the analysis of angiographic images using modified Herman's method. This method was used to calculate contraction factors and to estimate observable attributes. Those were in turn used to construct a decision rule for recognizing the segmental contraction distortions by the rough sets method.

UNE EXEMPLE DE LA RECONSTRUCTION D'UNE METHODE D'ESTIMATION DE CONTRACTILITE SEGMENTALE DE MUSCLE DE VENTRICULE GAUCHE DE COEUR

Resumé. L'article présente une méthode d'estimation de contractilité segmentale de couer. Ell est réalisée a la base d'une analyse des images angiographiques a l'aide de la méthode modifiée de Herman. Cette méthode a été appliquée au calcul des indices de contractilité ainsi qu'a la définition des attributs observables. A la base de ses attributs il est défini, profitant des méthodes des ensembles approximatifs, une règle décisive de la reconnaissance des troubles de contractilité segmentale.

1. Wprowadzenie

Rozwój techniki spowodował wzrost zastosowań komputerów, w wyniku czego nastąpił intnesywny rozwój urządzeń umożliwiających kontakt komputera z otoczeniem. Ze względu na rosnące zapotrzebowania na dokładną analizę i przetwarzanie sygnałów wizyjnych powstały karty akwizycji obrazów.

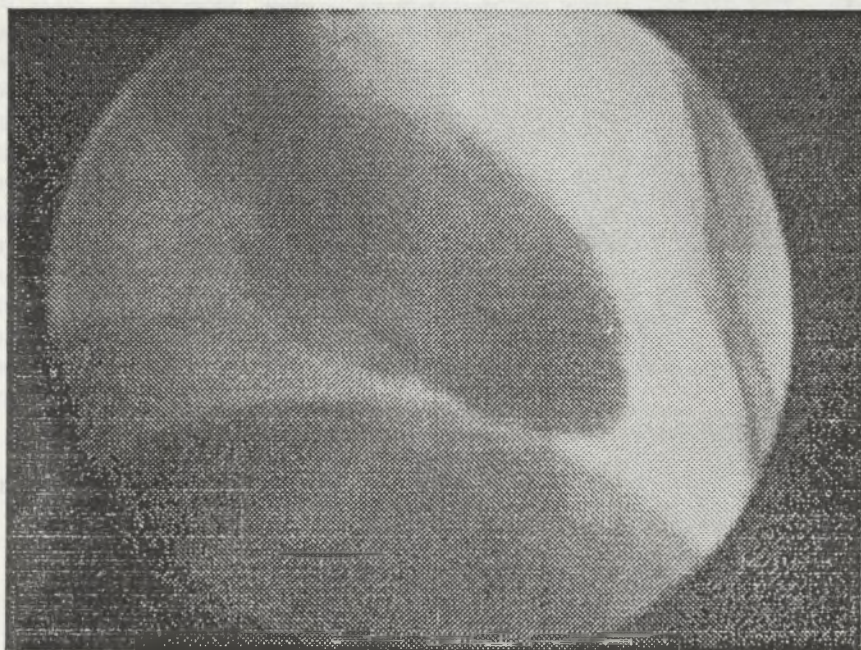
Jedną z bardziej zaawansowanych technicznie kart akwizycji obrazów jest MATROX IMAGE-IC. Karta ta ma zdolność obsługi zewnętrznych urządzeń rejestrujących (np. kamery, magnetowidy, skanery) posiadających wyjście analogowe lub cyfrowe. Umożliwia ona również zapis i odczyt obrazów z pamięci masowych, szybką realizację procedur przetwarzających obrazy oraz procedur graficznych [8], [9], [10], [11], [12].

1.1. Zastosowanie karty akwizycji obrazów do badań angiograficznych

Ze względu na swoje własności karta znalazła wiele zastosowań. Jednym z nich jest cyfrowa analiza obrazów angiokardiograficznych służąca do oceny ukrwienia mięśnia sercowego.

Angiokardiografia jest metodą badania jam serca i tętnic wieńcowych na podstawie ich radiologicznej wizualizacji. Istotę tej metody stanowi uwidocznienie badanych struktur poprzez wstrzyknięcie środka pochłaniającego promienie rentgenowskie. Jest on podawany do żyły, tętnicy lub serca, a jednocześnie jest wykonywana seria zdjęć, rejestrująca przepływ krwi cieniującej (otrzymane obrazy jamy komory serca nazywamy wentrikulogramami) [5], [6].

Aby móc przeprowadzić cyfrową analizę wentrikulogramów, należy najpierw dokonać akwizycji przygotowanych przez lekarzy obrazów lewej komory serca, zarejestrowanych na magnetowidzie w trakcie badań angiograficznych (rys. 1).

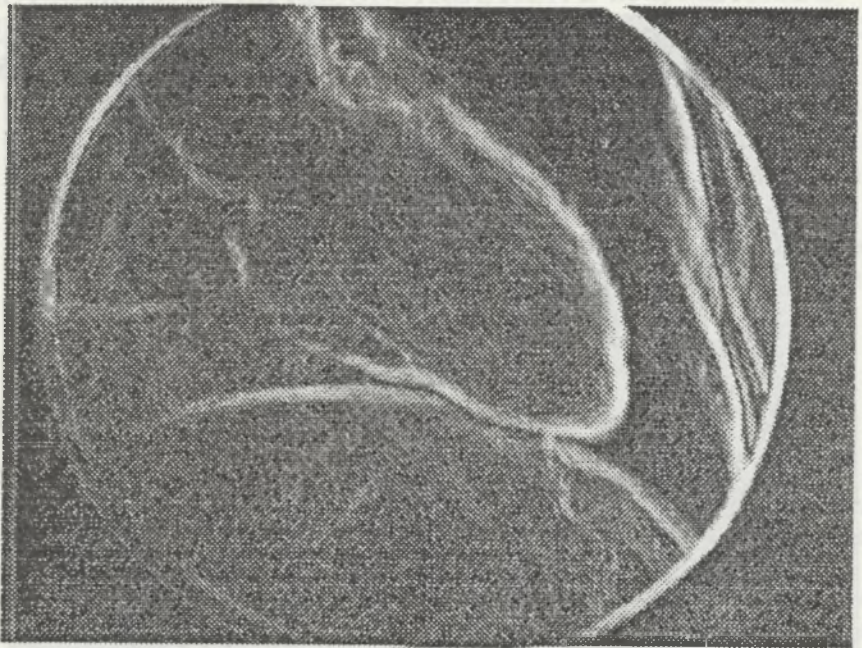


Rys. 1. Wentrikulogram lewej komory
Fig. 1 Ventriculogram of the left ventricle

Otrzymane w ten sposób obrazy nie zawsze są dobrej jakości ze względu na ograniczoną ilość wstrzykniętego środka cieniującego, który nie jest dokładnie wymieszany z krwią. Poza tym inne organy rzucają cień, który ma tendencję do zmniejszania wyrazistości części krawędzi ściany komory. Spore zakłócenia powstają również w torze transmisji oraz w wyniku rejestracji ruchomego obrazu. Aby polepszyć jakość otrzymanego wentrikulogramu, konieczne jest zastosowanie filtracji obrazu, których szeroki zestaw posiada karta akwizycji obrazów. Przykładowy wentrikulogram po zastosowaniu filtru Kirscha przedstawiono na rysunku 2.

Akwizycja obrazów analogowych za pomocą karty IMAGE-LC w czasie rzeczywistym daje lekarzom możliwość oglądania przetworzonych obrazów w ruchu, a tym samym obserwację dynamicznych zmian rozchodzenia się kontrastu w jamie komory. Dzięki dokładnemu obejrzeniu akcji serca można określić ruch małych segmentów ściany serca i stwierdzić, które regiony komory pracują normalnie, a do których częściowo lub całkowicie nie dopływa krew. Jakościowa analiza ciągu obrazów pozwala na wykrycie skurczów asynchronicznych.

Lekarz powinien mieć również możliwość porównania paru obrazów, dzięki czemu zostanie zminimalizowana możliwość pomyłki przy wyborze wentrikulogramu w maksymalnym skurczu oraz maksymalnym rozkurczu.



Rys. 2. Wentrikulogram lewej komory po zastosowaniu filtra Kirscha
 Fig. 2. Ventriculogram of the left ventricle after applying the Kirsch filter

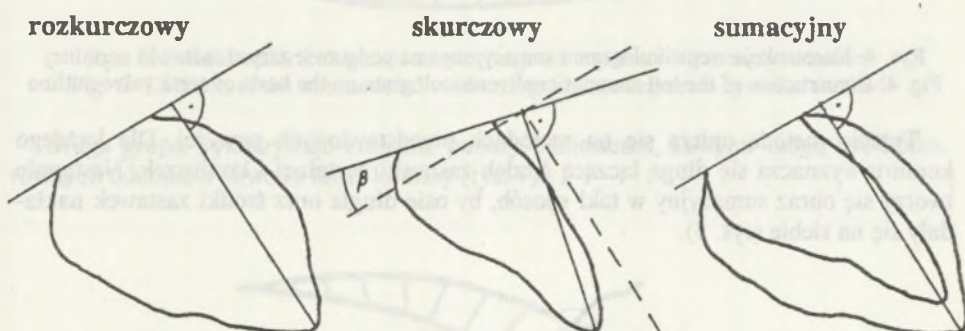
Najczęściej obserwowaną nieprawidłowością jest upośledzenie skurczu mięśnia komory. Może ono być tak duże, że bardzo trudno jest odróżnić wentrikulogram skurczowy od rozkurczowego. Stan taki może być oceniany subiektywnie, lecz nie jest to ocena precyzyjna i dlatego poszukuje się skutecznej oceny ilościowej. Koniecznym elementem dotychczas stosowanych metod jest ręczne zaznaczanie punktów odniesienia wentrikulogramów: skurczowego i rozkurczowego. Wymaga to zaznaczenia przez lekarza konturu oraz koniuszka serca. Dopiero na podstawie tak wyznaczonych danych można obliczyć wskaźniki kurczliwości, które pomogą w ocenie stanu mięśnia sercowego.

2. Opis algorytmu

W celu wyznaczenia wskaźników kurczliwości utworzono algorytm, który przedstawiono poniżej.

1. Kontur figury uzyskujemy obrysowując za pomocą myszy wentrikulogram. Współrzędne punktów zapamiętywane są w dynamicznej tablicy, dzięki czemu mogą być potem odtwarzane i używane do dalszych obliczeń.

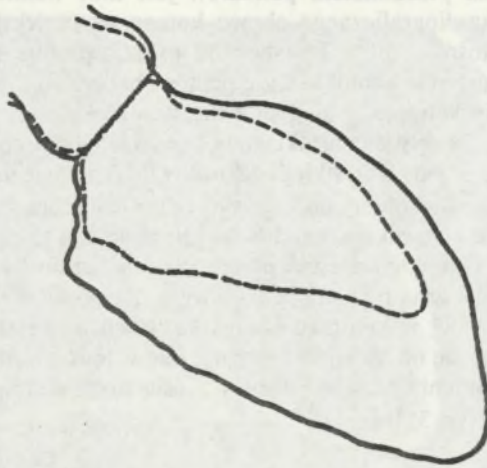
2. Bezpośrednim przedmiotem pomiarów jest tzw. wentrikulogram sumacyjny, uzyskany z angiokardiograficznego obrazu komory w projekcji PPS 30° (projekcja prawa przednia skośna - 30°). Powstaje on przez wpisanie konturu jamy komory w fazie pełnego skurczu w kontur w fazie pełnego rozkurczu. Sposób wpisania nie jest obojętny. Aby wnioskowanie było poprawne, wentrikulogram sumacyjny musi dokładnie odpowiadać rzeczywistemu układowi przestrzennemu obu konturów względem siebie. Musi on być przede wszystkim adekwatny do fizjologicznego ruchu poszczególnych fragmentów ściany komory podczas skurczu. Ruch ścian prawidłowej komory jest koncentryczny, choć jego zakres (amplituda) jest różny dla różnych okolic topograficznych. Najbardziej charakterystyczne punkty zarysu: zastawka aortalna i koniuszek wykazują również wyraźną ruchomość skurczową. Zastawka aortalna przemieszcza się ku dołowi i do przodu, w kierunku koniuszka. Ruch koniuszka jest przeciwny, przy czym przesuwa się on ku górze i nieznacznie w lewo. Wskutek tego hipotetyczna oś długa komory zmienia pozycję i tworzy z osią rozkurczową niewielki, wynoszący kilka stopni, kąt β (rys. 3) [6].



Rys. 3. Konstrukcja lewostronnego wentrikulogramu sumacyjnego na podstawie zarysu zastawki aortalnej i koniuszka komory

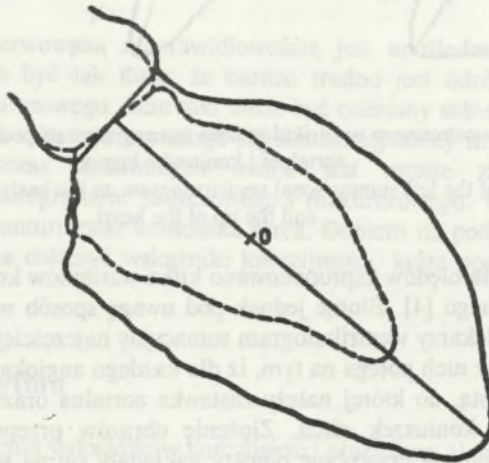
Fig. 3. Construction of the left summational ventriculogram on the basis of aorta valve outline and the tip of the heart

W celu uniknięcia błędów zaproponowano kilka wariantów konstruowania wentrikulogramu sumacyjnego [4]. Biorąc jednak pod uwagę sposób wykonywanych badań oraz doświadczenie lekarzy wentrikulogram sumacyjny najczęściej uzyskuje się trzema metodami. Pierwsza z nich polega na tym, iż dla każdego angiokardiogramu wyznacza się dwie proste: prostą, do której należy zastawka aortalna oraz prostopadłą do niej przechodzącą przez koniuszek serca. Złożenie obrazów przeprowadza się w taki sposób, aby te dwa charakterystyczne obiekty nakładały się na siebie (rys. 3). Druga metoda (propozycja Kleina) polega na utworzeniu wentrikulogramu sumacyjnego według położenia zastawki (kierunku i środka) (rys. 4).



Rys. 4. Konstrukcja wentrikulogramu sumacyjnego na podstawie zarysu zastawki aortalnej
 Fig. 4. Construction of the left summational ventriculogram on the basis of aorta valve outline

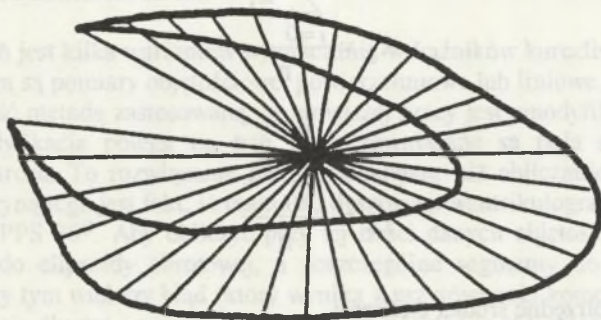
Trzecia metoda opiera się na metodach przedstawionych powyżej. Dla każdego konturu wyznacza się długą łączącą środek zastawki aortalnej i koniuszek. Następnie tworzy się obraz sumacyjny w taki sposób, by osie długie oraz środki zastawek nakładały się na siebie (rys. 5).



Rys. 5. Konstrukcja wentrikulogramu sumacyjnego na podstawie środka zastawki aortalnej i koniuszka serca

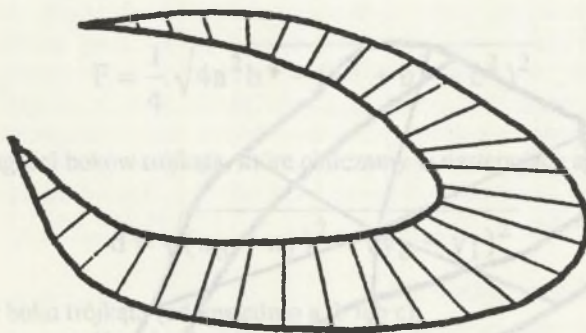
Fig. 5. Construction of the left summational ventriculogram on the basis of the middle of aorta valve and the tip of the heart

3. Dowolnie otrzymany wentrikulogram sumacyjny należy podzielić na odpowiednie części. Istniejące metody wyznaczania segmentów można podzielić, ze względu na proponowany algorytm, na dwie podstawowe grupy. Pierwsza grupa opiera się na podziale segmentów względem jednego stałego punktu odniesienia (np. środka ciężkości) (rys. 6).



Rys. 6. Podział wentrikulogramu sumacyjnego na segmenty wg metody radialnej
Fig. 6. Division of the summational ventriculogram into segments by radial method

Druga grupa wykorzystuje zmienne punkty odniesienia, którymi mogą być końce równych odcinków obwodu lewej komory (rys. 7).



Rys. 7. Podział wentrikulogramu sumacyjnego na segmenty wg metody odcinkowej
Fig. 7. Division of the summational ventriculogram into segments by circumferential method

Ze względu na większą skuteczność do obliczania wskaźników kurczliwości zastosowano w niniejszej pracy metodą radialną. W tym celu konieczne jest wyznaczenie jednego stałego punktu odniesienia, względem którego kontur figury będzie dzielony na segmenty. Za najwłaściwszy uznano środek ciężkości. Dzięki wykorzystaniu zalet karty MATROX IMAGE-LC oraz komputera IBM PC-486 poniżej

przedstawiony algorytm znalazł praktyczne zastosowanie. Polega on na wyznaczeniu środka ciężkości z definicji. Ze względu na fakt iż badany obraz jest zdyskretyzowany, współrzędne środka ciężkości wentrikulogramu są równe średniej arytmetycznej współrzędnych wszystkich, należących do niego pikseli:

$$x_s = \frac{\sum_{i=0}^n x_i}{n}$$

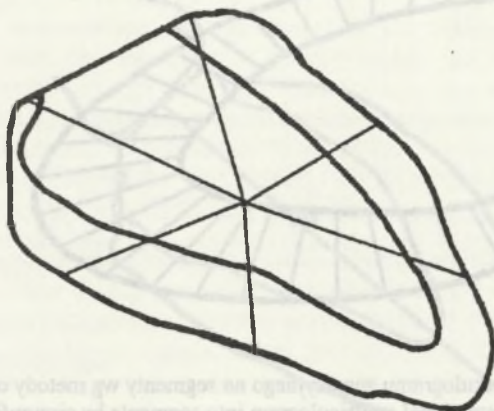
$$y_s = \frac{\sum_{i=0}^n y_i}{n}$$

x_s, y_s - współrzędne środka ciężkości,

n - ilość punktów należących do figury,

x_i, y_i - współrzędne x, y i-tego punktu.

Ilość punktów należących do figury oraz ich współrzędne zostały wyznaczone w wyniku zapelnienia konturu komory jednym kolorem, a następnie odczytaniu położenia oraz zliczeniu wszystkich punktów o danej jasności.



Rys. 8. Podział wentrikulogramu sumacyjnego na pięć części

Fig. 8. Division of the summational ventriculogram into five segments

4. Po obliczeniu środka ciężkości dla obrazu serca w maksymalnym rozkurcu obydwaj kontury dzielone są na segmenty. Najpierw od 360° jest odejmowany kąt

między dwoma półprostymi, zaczynającymi się w środku ciężkości i przechodzącymi przez obydwie końce zastawki aortalnej. Kąt α , który powstanie po powyższej operacji, dzielony jest na pięć części. W zależności od tego, czy chcemy wyznaczyć obszary segmentów automatycznie, czy też ręcznie, kąt α dzielony jest na równe części (rys. 8) lub zgodnie z życzeniem użytkownika. Następnie rysowane są odcinki oddzielające wyznaczone segmenty. W tym celu konieczne jest znalezienie punktów przecięcia rysowanego odcinka z konturem serca.

5. Możliwych jest kilka wariantów wyznaczania wskaźników kurczliwości. Zasadniczo ich podstawą są pomiary objętościowe, powierzchniowe lub liniowe. Ze względu na dużą skuteczność metodą zastosowaną w niniejszej pracy jest zmodyfikowana metoda Hermana. Modyfikacja polega na tym, że porównywane są pola segmentów dla skurczu i rozkurczu. To rozwiązanie jest dokładniejsze niż obliczanie objętości segmentów. Przyczyną tego jest fakt, iż mamy do dyspozycji wentrikulogramy tylko w jednej projekcji - PPS 30°. Aby obliczyć przy tej ilości danych objętość komory, przyrównujemy ją do elipsoidy obrotowej, a poszczególne segmenty do jej wycinków. Popelniamy przy tym większy błąd (który wynika z przyrównania komory do elipsoidy oraz pomiaru osi: długiej i poprzecznej, a na ich podstawie obliczenia objętości) niż przy obliczaniu pól. Również większy błąd popelniamy, gdy bierzemy pod uwagę stopień skracania pólosi. Powodem jest wielkość porównywanych parametrów, a poza tym przy analizie liniowej badamy ruchomość punktu znajdującego się na konturze komory, natomiast przy analizie powierzchniowej obliczamy kurczliwość całego segmentu. Pola segmentów liczone są w czasie ich wyznaczania. Ponieważ znane są współrzędne wierzchołków trójkątów, z których zbudowano segmenty, do obliczenia ich pól korzystamy z następujących zależności:

$$F = \frac{1}{4} \sqrt{4a^2b^2 - (a^2 + b^2 - c^2)^2}$$

a, b, c - długości boków trójkąta, które obliczamy w następujący sposób:

$$d = \sqrt{(x_0 - x_1)^2 + (y_0 - y_1)^2}$$

d - długość boku trójkąta (odpowiednio a, b lub c),

x_0, y_0, x_1, y_1 - współrzędne końców boku trójkąta.

6. Na podstawie tak wyznaczonych parametrów obliczane są odcinkowe wskaźniki kurczliwości w następujący sposób:

$$WK_i = \frac{Pr_i - Ps_i}{Pr_i} 100\%$$

- WK_i - wskaźnik kurczliwości i-tego segmentu,
 Pr_i - pole i-tego segmentu w czasie rozkurczu,
 Ps_i - pole i-tego segmentu w czasie skurczu.

7. Kurczliwość całkowita wyznaczana jest podobnie jak kurczliwość odcinkowa:

$$WK = \frac{Pr - Ps}{Pr} 100\%$$

- WK - całkowity współczynnik kurczliwości,
 Pr - pole komory w czasie rozkurczu,
 Ps - pole komory w czasie skurczu.

Szczegółowy opis metod konstruowania wentrikulogramu sumacyjnego oraz wyznaczenia wskaźników kurczliwości przedstawiono w pracy [4].

3. Ocena kurczliwości odcinkowej mięśnia lewej komory serca metodą zbiorów przybliżonych

W celu standaryzacji oceny rutynowo dzieli się obwód lewej komory na 5 odcinków. Odpowiadają one pięciu segmentom, dla których dokonuje się obliczeń powierzchni pól.

Na potrzeby niniejszej pracy przeanalizowano 10 wybranych wentrikulografii. Lekarz, oceniając kurczliwość odcinkową sprawdzał, jak dany segment (fragment) mięśnia kurczy się względem pozostałego mięśnia. Często gorszej kurczliwości towarzyszy (lub ją ekwiwalentnie zastępuje) opóźnienie skurczu też względem pozostałego mięśnia. Na podstawie oceny jakościowej lekarz stawiał diagnozę, czy wystąpiły zaburzenia kurczliwości. W następnym kroku obliczono zmodyfikowaną metodą Hermana, wartości liczbowe kurczliwości odcinkowej. Zaproponowano następujące atrybuty obserwowalne:

- słabsza kurczliwość segmentu I;
- słabsza kurczliwość segmentu II;
- słabsza kurczliwość segmentu III;
- słabsza kurczliwość segmentu IV;
- słabsza kurczliwość segmentu V;
- opóźnienie skurczu segmentu I;
- opóźnienie skurczu segmentu II;

- opóźnienie skurczu segmentu III;
- opóźnienie skurczu segmentu IV;
- opóźnienie skurczu segmentu V.

Każdy z atrybutów obserwowalnych ma dziedzinę składającą się z trzech elementów. Elementy te oznaczone są literami T, N, B i odpowiadają określeniom: Tak, Nie, Być może.

Dla każdego segmentu wyznaczono wartość kurczliwości używając w tym celu zmodyfikowanej metody Hermana. Tak obliczona wartość nie może być jednak traktowana jak atrybut mierzalny. W pracy [3] na podstawie analizy 150 wentrikulogramów wykazano, że nie da się jednoznacznie wskazać wartości granicznej pozwalającej na odróżnienie przypadków normokinezy od hipokinezy.

Powstały system informacyjny przedstawiono w tabeli:

Numer pomiaru	Wartości atrybutów warunkowych										Wartości kurczliwości odcinkowej					Wartość atrybutu decyzyjnego Z
	Ia	Ib	IIa	IIb	IIIa	IIIb	IVa	IVb	Va	Vb	1	2	3	4	5	
1	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	56	95	91	95	98	N
2	N	N	T	B	T	T	N	N	T	N	40	30	30	42	7	T
3	N	N	N	N	N	N	N	N	T	N	40	58	72	36	9	T
4	N	N	N	T	T	T	T	T	N	N	47	4	43	82	24	T
5	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	40	62	81	90	41	N
6	N	N	N	N	N	N	N	N	T	T	43	65	66	20	-12	T
7	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	75	93	91	75	4	N
8	N	N	T	B	T	T	T	B	N	N	59	53	28	-8	-4	T
9	N	N	N	N	N	N	N	N	N	N	65	82	92	92	49	N
10	N	N	N	T	N	N	B	N	T	B	26	73	80	61	2	T

Tabela dla komory serca.

Legenda:

- Ia - gorsza kurczliwość segmentu I względem pozostałych segmentów (od IIa do Va analogicznie);
- Ib - opóźnienie skurczu I segmentu względem pozostałych segmentów (od IIb do Vb analogicznie);
- 1 - wartość wyliczonej kurczliwości dla I segmentu (od 2 do 5 analogicznie).

Zmiana - wg lekarza istniejące zaburzenia kurczliwości odcinkowej.

Dla zgromadzonych danych przeprowadzono obliczenia, wyznaczono atrybuty rdzeniowe i redukt [1], [2].

$$N = \{1,5,7,9\}$$

$$T = \{2,3,4,6,8,10\}$$

$$E_1 = \{1,5,7,9\}$$

$$E_2 = \{2\}$$

$$E_3 = \{3\}$$

$$E_4 = \{4\}$$

$$E_5 = \{6\}$$

$$E_6 = \{8\}$$

$$E_7 = \{10\}$$

$$\underline{RT} = \overline{RN} = E_1 \quad \mu_N = 1$$

$$\underline{RT} = \overline{RT} = E_2 \cup E_3 \cup E_4 \cup E_5 \cup E_6 \cup E_7 \quad \mu_T = 1$$

- Ia, Ib - można usunąć;
- IIa - można usunąć;
- IIb - nieusuwalny;
- IIIb - nieusuwalny;
- IVa - nieusuwalny;
- IVb - nieusuwalny;
- Va - nieusuwalny;
- Vb - nieusuwalny.

$$\text{CORE}_D(A) = \{\text{IIb, IIIb, IVa, IVb, Va, Vb}\}$$

$$\text{REDUKT} = \{\text{IIb, IIIb, IVa, IVb, Va, Vb}\}$$

Poszukiwanie reguły decyzyjnej prowadzono przy założeniu, że istotne informacje co do istnienia zaburzeń kurczliwości dają atrybuty obserwowalne. Przeprowadzona analiza dla 10 wybranych wentrikulografii wykazała, że została wyeliminowana ocena kurczliwości i opóźnienia skurczu dla segmentu I oraz ocena kurczliwości dla segmentów: II i III. Tę sytuację można wytłumaczyć patofizjologicznym uwarunkowaniem zaburzeń kurczliwości. Anatomia tętnic wieńcowych wykazuje, że z reguły nie istnieją izolowane zaburzenia kurczliwości dla segmentu I. Z kolei, izolowane uszkodzenie mięśnia, w obrębie segmentów: II i III, już przy niewielkim defekcie daje najczęściej

obraz opóźnienia skurczu tych fragmentów mięśnia. Są one pociągane przez pozostały zdrowy mięsień serca.

Uwzględniając te fakty zbudowano system informacyjny:

Numer reguły decyzyjnej	Atrybuty obserwowalne						Wartość atrybutu decyzyjnego Z
	IIb	IIIb	IVa	IVb	Va	Vb	
1	N	N	N	N	N	N	N
2	B	T	N	N	T	N	T
3	N	N	N	N	T	N	T
4	T	T	T	T	N	N	T
5	N	N	N	N	T	T	T
6	B	T	T	B	N	N	T
7	T	N	B	N	T	B	T

Uzyskana reguła decyzyjna ma postać:

if IIb=N and IIIb=N and IVa=N and IVb=N and Va=N and Vb=N
 then
 Z=N
 else
 Z=T

4. Wnioski

Do stwierdzenia faktu obecności zaburzeń kurczliwości wykorzystuje się atrybuty obserwowalne. Dla segmentów: II i III wystarczy ocenić, czy zachodzi opóźnienie skurczu. Uszkodzenie segmentu I występuje łącznie z uszkodzeniem segmentu II. Przy ocenie segmentów: IV i V istotne są oba atrybuty obserwowalne, tj.: słabsza kurczliwość i opóźnienie skurczu. Obliczone wartości kurczliwości odcinkowej są jedynie informacją pomocniczą i pozwalają stopniować zaburzenia kurczliwości, ale dopiero po fakcie subiektywnego rozpoznania zmian.

Literatura

- [1] Mrózek A., Płonka L.: Rough Sets in Image Analysis, International Workshop "Rough Sets: State of the Art and Perspectives", Poznań-Kiekrz 1992.
- [2] Pawlak Z.: Information Systems and Decision Table, A Rough Set Perspective, Archives of Theoretical and Applied Computer Science, 2 (1990) 139-166.
- [3] Bartoszewski A., Walichiewicz P., Tendera M., Wodniecki J., Poloński L., Szczurek K., Wilczek K.: Analiza przydatności ilościowych metod wyznaczania ruchomości odcinkowej dla oceny wentrikulogramów kontrastowych lewej komory, Z II Katedry i Kliniki Kardiologii Śląskiej AM w Katowicach, Wiadomości Lekarskie - przyjęta do druku.
- [4] Filipowska J.: Praca dyplomowa magisterska: Ocena kurczliwości całkowitej i odcinkowej mięśnia lewej komory serca w badaniu angiograficznym z wykorzystaniem cyfrowego przetwarzania obrazu, Gliwice 1993.
- [5] Krzemińska-Pakula M.: Metody obrazowe w diagnostyce chorób układu krążenia. PZWL, Warszawa 1991.
- [6] Rużyłło W., Purzycki Z.: Diagnostyka hemodynamiczna serca. PZWL, Warszawa 1984.
- [7] Klein M.D., Herman M.V., Gorlin R.: A hemodynamic study of left ventricular aneurysm. Circulation 1967 35, 614.
- [8] The Image-Series Processing User Manual, 1991.
- [9] The Image-Series System Control User Manual, 1990.
- [10] The Image-Series Utilities Manual, 1991.
- [11] The Image-Series Programmer's Toolkit Manual, 1991.
- [12] The Image -Series Graphics Manual, 1990.

Recenzent: Dr hab. n. med. Lech POLAŃSKI
Prof. nadzwyczajny Śl. AM

Wpłynęło do Redakcji 22.02.1994 r.

Abstract

Our article presents an example of algorithm construction for estimating segmental contraction of heart left ventricle. First thing to perform digital analysis of ventriculograms is to acquire heart left ventricle images recorded by the doctor on a videotape during angiographic test (figure 1). Next, in order to improve the quality of obtained ventriculograms, it is necessary to carry out an image filtration procedure (the MATROX IMAGE-LC card provides a large assortment of such filters). The most frequently frequently observed distortion is the pathology of ventricle muscle contraction, which is often so pronounced that it is difficult to differentiate between

the systole or diastole ventriculogram. This state can be assessed subjectively, but since it is not accurate enough an estimation we are looking for effective quantitative evaluation. In methods use up to now it is necessary to mark the systole and diastole ventriculogram reference points manually and draw the heart contour and tip. Only then, using those data, it is possible to calculate contraction factors which will eventually help to describe the condition of heart muscle. To standardize our estimation we routinely divide left ventricle contour into 5 segments, and then computer the area relate to each of them. For this article 10 selected ventriculograms were analyzed. In order to estimate segmental contraction the doctor checked how a given muscle segment contracted in relation to other segments. The weaker contraction is often accompanied, or replaced equivalently, by the systolic delay (also in relation to the rest of the muscle). The diagnosis whether the contraction distortions took place or not was given by the doctor using the qualitative estimation. The next step consisted of calculating the numerical values of segmental contraction using modified Herman's method. The following observable attributes were proposed: the weaker contraction and the systolic delay for each segment. Those two attributes were in turn used to construct a decision rule for recognizing the segmental contraction distortions by the rough sets method. Values of segmental contraction calculated in such a way contain supplemental information only and allow for grading the contraction distortions provided the change had been previously recognized subjectively.

ELECTRICAL IMPEDANCE TOMOGRAPHY - METHOD OF VISUALISATION OF A HUMAN BODY INTERIOR STRUCTURE

Synopsis. Essential problems concerning an impedance method of visualization in medicine - the Electrical Impedance Tomography (EIT) is presented.

In EIT to obtain several current projections and voltage measurements are used. When the complete set of voltages and currents is assembled the image reconstruction problem is performed. Eventually the final image is obtained, which is an impedance distribution in the concerned section.

The projection and registration methods, the iterative Newton-Raphson image reconstructing method and the model of an EIT system with its schematic diagram are presented in details.