



# Komputerowe wspomaganie procesu diagnozowania choroby wieńcowej

Elżbieta Mazur-Stążka<sup>2</sup>, Paweł Nowakowski<sup>1</sup>, Stanisław Płaska<sup>1</sup>, Piotr Wolszczak<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Katedra Automatykacji, Politechnika Lubelska

<sup>2</sup>Katedra i Klinika Kardiologii Akademii Medycznej w Lublinie

*This paper depicts two tasks: acquisition of parametric data of ECG signals and automation of diagnostic process of heart disease. Elaborated diagnostic algorithm uses the feature space defined as amplitude spectrum of sector RR. Parametrical registration of ECG (obtained from FFT analysis) allows to obtain additional information. Classification of ECG results was done by discriminant analysis. The test sample was divided into 4 groups (1 healthy persons, 3 groups of people with heart problems).*

## WPROWADZENIE

Celem pracy było wyjaśnienie, czy zapis EKG, wyrażony w dziedzinie częstotliwościowej, może przyczynić się do wyodrębnienia większej liczby zmiennych charakteryzujących stan mięśnia sercowego w porównaniu z tradycyjnym EKG. Opracowany został system komputerowy, który na podstawie zapisu sygnału EKG (przedstawionego w dziedzinie częstotliwościowej) pozwala na diagnozowanie stanu zdrowia pacjentów.

Praca ta miała także na celu ocenę możliwości zapisu parametrycznego sygnałów analogowych za pomocą metod statystycznych, a w szczególności za pomocą modeli szeregów czasowych, oraz analizę statystycznych metod klasyfikowania. Zastosowanie Szybkiej Analizy Fouriera (FFT, *Fast Fourier Transform*) dostarcza dodatkowych, szczegółowych informacji opisujących dowolny przebieg czasowy.

Diagnozowanie stanu zdrowia pacjenta na podstawie zastosowanej przez nas metody składało się z dwóch części: przeprowadzenia tradycyjnego badania EKG, a następnie cyfrowej obróbki danych i próby określenia granic między grupami chorobowymi na podstawie wyników badania EKG przedstawionych w dziedzinie częstotliwościowej.

Badania były przeprowadzane w dwóch etapach:

- etap wstępny — klasyfikacja osób biorących udział w badaniu do dwóch grup (osoby zdrowe i pacjenci przed koronarografią); zachętą do dalszych badań było prawidłowe zaklasyfikowanie tych pacjentów, u których przebiegi EKG (w dziedzinie czasowej) nie różniły się od wyników osób zdrowych w porównaniu z grupą osób chorych;
- etap zasadniczy — wyodrębnienie czterech grup chorobowych (pacjenci oddziału kardiologicznego i osoby potencjalnie zdrowe). W tym etapie do klasyfikacji więcej niż dwóch grup zastosowano analizę dyskryminacyjną. Z siedmiu grup, utworzonych podczas zbierania wyników, wybrano cztery, o liczebności przypadków  $> 4$ . Były to:
  - Grupa nr 2 — pacjenci przed koronarografią,
  - Grupa nr 6 — pacjenci po zawale serca,
  - Grupa nr 7 — pacjenci z wadami serca,
  - Grupa nr 0 — osoby zdrowe.

Badanie przeprowadzono w ścisłej współpracy z Katedrą i Kliniką Kardiologii Akademii Medycznej w Lublinie.

## METODYKA BADAŃ

Materiał badawczy zarejestrowano w rzeczywistych warunkach klinicznych w Klinice Kardio-

logii i na Oddziale Intensywnej Opieki Kardiologicznej w SPSK 4 w Lublinie. Wyniki uzyskano za pomocą trójkanałowego elektrokardiografu MULTICARD-E30, który został sprzęgnięty z komputerem PC (ryc. 1).

Przygotowanie do analizy zapisanych kardiogramów polegało na:

- przeniesieniu zanotowanych danych z bazy danych do plików o formacie odpowiednim do dalszej edycji (ASCII);
- podzieleniu zarejestrowanych kilkudziesięciosiekundowych szeregów czasowych na pojedyncze cykle pracy serca, zawarte między kolejnymi szczytami załamka R;
- ujednoczeniu długości wydzielonych okresów za pomocą interpolacji 2<sup>n</sup> punktów opisujących każdy z okresów;
- uśrednieniu otrzymanych w ten sposób ciągów, w celu uzyskania reprezentacyjnych dla każdego z pacjentów kształtów cykli pracy serca dla 12 odprowadzeń;
- przeprowadzeniu FFT przygotowanych kształtów w celu przedstawienia ich w dziedzinie częstotliwości;
- wyborze istotnej części periodogramu (było to 60 pierwszych punktów wykresu — ryc. 2);
- przygotowaniu tablic zmiennych z wyodrębnionymi grupami chorobowymi.

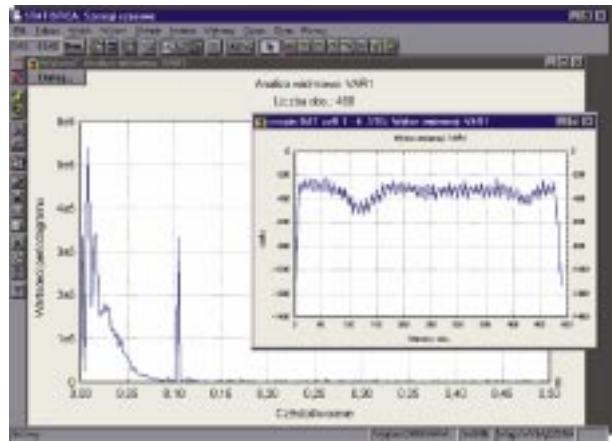
Analiza wyników badań metodą dyskryminacyjną miała na celu wyodrębnienie zmiennych najsilniej różnicujących wprowadzone do analizy grupy.

W zaproponowanej metodzie dla porównania wyników badań EKG tworzona jest przestrzeń 60-wymiarowa. Jej wykorzystanie zwiększa możliwości interpretacji przebiegu krzywej EKG zapisanej w przestrzeni 2-wymiarowej (czasowej lub częstotliwościowej).

Każdy z przypadków (pacjentów) tworzy w tej przestrzeni jeden punkt. Na podstawie zdefiniowanych grup chorobowych powstaje model weryfikujący przynależność poszczególnych przypad-



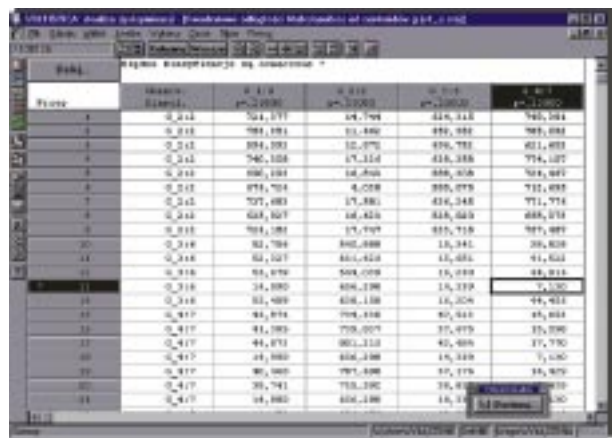
Ryc. 1. Panel programu rejestracji



Ryc. 2. Wybór istotnej części periodogramu

ków do grup. Podczas przeprowadzania analizy dyskryminacyjnej odbywa się to w następujący sposób: dla każdej grupy oblicza się współrzędne centroidy grupowej, a przyjętą miarą jest odległość Mahalanobisa (ryc. 3). Im większe są te odległości, tym bardziej utworzony model różnicuje poszczególne grupy.

Na podstawie odległości każdego przypadku od wszystkich centroid grupowych oraz prawdopodobieństwa zaklasyfikowania przypadku do danej grupy przeprowadzana jest klasyfikacja przypadków (ryc. 4). Ze zbioru 60 zmiennych opisujących przypadki wybierane są te, które najlepiej charakteryzują grupy. Następnie są one włączane do modelu klasyfikującego kolejne przypadki. Na podstawie modelu tworzone są równania, do których można bezpośrednio wprowadzać przebiegi EKG nowego pacjenta. Nowe przypadki dostarczają kolejnych informacji, dzięki którym powstaje bardziej szczegółowy model rozpoznawania. Wykorzystując tę



Ryc. 3. Kwadratowe odległości Mahalanobisa

Przewód	Przebieg	Przebieg	Przebieg	Przebieg	Przebieg	Przebieg
Przewód I	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007	0,1011
Przewód II	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007	0,1011
Przewód III	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007	0,1011
Przewód aVR	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007	0,1011
Przewód aVL	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007	0,1011
Przewód aVF	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007	0,1011
Przewód V1	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007	0,1011
Przewód V2	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007	0,1011
Przewód V3	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007	0,1011
Przewód V4	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007	0,1011
Przewód V5	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007	0,1011
Przewód V6	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007	0,1011

Ryc. 4. Zestawienie prawdopodobieństw a posteriori

Przewód	Przebieg	Przebieg	Przebieg	Przebieg	Przebieg
Przewód I	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód II	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód III	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód aVR	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód aVL	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód aVF	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód V1	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód V2	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód V3	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód V4	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód V5	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód V6	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007

Ryc. 5. Zestawienie analizy funkcji dyskryminacyjnej

Przewód	Przebieg	Przebieg	Przebieg	Przebieg	Przebieg
Przewód I	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód II	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód III	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód aVR	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód aVL	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód aVF	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód V1	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód V2	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód V3	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód V4	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód V5	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód V6	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007

Ryc. 6. Macierz klasyfikacji

Przewód	Przebieg	Przebieg	Przebieg	Przebieg	Przebieg
Przewód I	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód II	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód III	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód aVR	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód aVL	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód aVF	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód V1	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód V2	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód V3	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód V4	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód V5	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007
Przewód V6	0,1100	0,1744	0,1013	0,1001	0,1007

Ryc. 7. Klasyfikacja przypadków

właściwość, metoda nawiązuje do algorytmów sieci neuronowej.

Opisany model tworzony jest oddzielnie dla każdego z 12 odprowadzeń. Powstaje w ten sposób zespół 12 równań. Wynik każdego z nich sugeruje przynależność pacjenta do jednej ze zdefiniowanych grup.

### CHARAKTERYSTYKA UZYSKANYCH WYNIKÓW

Jednym z końcowych etapów pracy było podanie zebranych i przygotowanych periodogramów analizie dyskryminacyjnej (ryc. 5), dzięki której uzyskano macierz klasyfikacji (ryc. 6) przydzielającą pacjentów do poszczególnych grup przypadków chorobowych. W odniesieniu do uzyskanej klasyfikacji obliczone zostały współczynniki funkcji dyskryminacyjnych, które mogą być bezpośrednio wykorzystywane do klasyfikacji nowych przypadków (ryc.7).

Każdy z przypadków rozpatrywany był dla 12 odprowadzeń EKG. Błędne przyporządkowania wystąpiły w kilku przypadkach pojedynczych odprowadzeń.

Można uznać, że przedstawiona hipoteza została zweryfikowana pozytywnie. Udowodniono, że dziedzina częstotliwościowa jest pomocna w wyodrębnieniu różnic międzygrupowych oraz korelacji w wyodrębnionych grupach. Zastosowana klasyfikacja odróżnia tę pracę od badań, w których wynik analizy widmowej traktowano wyłącznie jako zapis parametryczny sygnału EKG.

Do zastosowań praktycznych konieczna jest dalsza weryfikacja uzyskanych wyników.

Na podstawie dostępnej na ten temat literatury można stwierdzić, że widma częstotliwościowe są często wykorzystywane do oceny pracy serca. Aktualnie na świecie rozwijane są algorytmy diagnozowania wspomaganie przez techniki informatyczne, które wykorzystują metody tzw. sztucznej inteligencji.

Przedstawione poniżej przykłady literatury dotyczą strony technicznej przeprowadzonych badań i pomijają uzyskane wnioski medyczne; ukazują one przykłady zastosowania FFT w diagnostyce medycznej sygnałów EKG i EEG.

### ZASTOSOWANIE WYNIKÓW ANALIZY FFT W DIAGNOSTYCE MEDYCZNEJ SYGNAŁÓW EKG I EEG

Widma FFT wykorzystywane są często do oceny pracy serca. Powszechnie stosowane jest FFT obliczana dla 24-godzinnego monitorowania EKG wykonywanego metodą Holtera, którego kolejne czynności przedstawiono poniżej:



**1. Rozwój nowego algorytmu określającego zmienność załamka T w zapisie holterowskim.** Widmowa niezgodność załamka T (TWSV, *T Wave Spectral Variance*) wymaga użycia dwukrotnej FFT. Pierwszą stanowi odcinek 1,024 pojedynczej ewolucji, a drugą odcinek o długości 200 ms, o środku w szczycie załamka T. Uzyskane widmo ujawniało częstość załamka T w pierwszym odcinku i okresowość tych częstości w cyklach w drugim odcinku [1].

**2. Badanie zmienności akcji serca i arytmii komorowej u pacjentów z przerostem mięśnia lewej komory.** Zmienność rytmu serca była obliczana na podstawie 24-godzinnej kontroli z zastosowaniem metody niewidmowej i FFT [2].

**3. Analiza wyników 30 pacjentów w wieku  $47,2 \pm 16,7$  z kołataniem serca i okresowymi zawrotami głowy, za pomocą złożonej demodulacji sygnału (CDM, *complex demodulation*).** Analiza ta polegała na przeprowadzeniu szybkiego przekształcenia Fouriera i jego inwersji. Poszukiwano relacji między zmiennością pracy serca a wiekiem pacjentów [3].

Szybką Analizę Fourierowską stosuje się również jako filtr lub metodę kompresji danych, np. do usuwania szumu z redukcją danych [4].

Analizę widm częstotliwościowych oblicza się także dla krótszych odcinków czasowych lub konkretnych fragmentów pojedynczego cyklu. Wykorzystuje się ją często, aby ocenić właściwości dziedziny częstotliwościowej oraz porównać otrzymane wyniki następujących badań:

**4. Badanie sygnału EEG w celu ustalenia najwłaściwszego rodzaju znieczulenia.** Szybką Analizę Fouriera obliczano dla 4-sekundowego zapisu EEG, próbkowanego z częstością 256/s, stosując filtr 0,45–35,0 Hz. Przeprowadzano analizę topograficznego rozkładu gęstości widmowych i kontrolowano artefakty EKG [5].

**5. Wykorzystanie analizy widmowej do analizy odstępów RR u 125 pacjentów z zawrotami głowy w celu stwierdzenia korelacji pomiędzy atakami a autonomicznymi funkcjami nerwowymi [6].** Bicie serca było rejestrowane przez 120 s w pozycji leżącej na wznak i przez 40 s w pozycji pionowej. Analizę widmową obliczano dla każdego odstępu RR z 20-sekundowego okresu. Określano również stosunek potęg niskich częstotliwości  $L$  (0,05–0,15 Hz) do potęg wysokich częstotliwości  $H$  (0,15–0,4 Hz). Analiza widma mocy (PSA, *Power Spectral Analysis*) była badana za pomocą trzech następujących parametrów: L/H w spoczynku podczas 80-sekundowego okresu od 20 do 100 s (funkcja statyczna), wariant L/H między każdym 20-sekundowym okresem od 0 do 160 s (wariant) i stosunek L/H w pozy-

cji pionowej (zmiana dynamiczna). Wyniki porównywano z szybkością pulsu i współczynnikiem odchylenia odstępów RR.

**6. Ocena działania środków znieczulających.** W populacji zdrowych psów obliczano przeciętne EKG na podstawie 600 uderzeń. Rejestrowane EKG odbywało się w pozycji bocznej leżącej przy użyciu sygnałów wyprowadzonych z platynowych elektrod podskórnych. Przetwarzanie końcowe stanowił pakiet oprogramowania wykonujący FFT w celu analizy własności dziedziny częstotliwościowej. Analizy były przeprowadzane dla 30-, 40- i 50-milisekundowych segmentów kompleksu QRS i segmentu ST, filtrowanych metodą Blackmana-Harrisa (okno o długości 10 lub 20 ms) [7].

**7. Badanie pierwotnych skutków zażywania narkotyków lub innych czynników wpływających na pracę serca, a także sprawdzenie powtarzalności uzyskanych parametrów dziedziny częstotliwości podczas badań w różnych warunkach.** Osiemnastu młodych ochotników poddawano badaniu EKG, które powtarzano po 2 tygodniach, a następnie po 7 miesiącach. Dziesięciominutowe badanie przebiegało w różnych warunkach: w spoczynku, w czasie kontrolowanego oddychania i po biernym opuszczeniu głowy w dół. Analizowano zmienność pracy serca w odniesieniu do linii bazowej (pierwsze badanie). Ocena własności dziedziny częstotliwości (całkowite widmo, niskie i wysokie częstotliwości) przeprowadzana była za pomocą FFT i metody autoregresji (AR) [8];

**8. Zastąpienie klasycznej metody FFT autoregresywną metodą ekstrapolacji danych.** Funkcję tę wprowadzono w cyfrowym procesorze sygnału (DSP, *Digital Signal Processor*) używanym do oceny i przedstawiania zmienności akcji serca (HRV, *Heart Rate Variability*). Instrument posiada inteligentny interfejs, którym komunikuje się z komputerem IBM PC i działa w czasie rzeczywistym [9].

**9. Porównanie wyników widmowej analizy parametrycznej (AR) i potraktowanej jako nieparametrycznej FFT.** Badanie EKG rejestrowano w spoczynku, przy kontrolowanym oddychaniu (15 oddechów/min), z próbkowaniem 300 Hz. Widma wysokich, niskich i bardzo niskich częstotliwości były obliczane z algorytmem FFT. Dla tych samych serii przeprowadzono widmowy rozkład metodą autoregresji. Wyniki sugerowały, że obydwie metody są równie skuteczne przy zastosowaniu kontrolowanego oddechu podczas badania [10].

Badając sztuczne serce, naukowcy japońscy uznali stosowane zwykle przekształcenie Fouriera za nieskuteczne. Sztuczne serce wszczepiono

4 zdrowym dorosłym kozom i obserwowano wahania ciśnienia tętniczego krwi. Analiza widmowa nie odróżniała harmonicznycy oscylacji, takich jak oddychanie i fale Mayera, od okresu wahań. W badaniach tych zastosowano technikę fraktalną [11];

Podobnej tematyki dotyczą również inne doniesienia [12, 13].

Szybką Analizę Fouriera stosuje się także przy zastępowaniu tradycyjnej metody inwazyjnej (z farmakologiczną manipulacją ciśnienia krwi) matematyczną metodą modelowania w celu pomiaru wrażliwości baroreceptorów. W badaniu porównuje się wyniki FFT 39 osób w wieku 22–82 lat, zebrane w odstępach 1 tygodnia i 6 miesięcy [14].

Analiza widmowa znalazła także zastosowanie w ocenie własności fizjologicznych tętnicy płucnej, w której wspólnie z oceną własności widmowych została wykorzystana do analizy parametrów krążenia krwi. Przedmiotem badań było 6 dorosłych kóz [15].

Przeglądając literaturę ostatnich lat, można znaleźć ponad 200 doniesień dotyczących przedstawionego zakresu tematycznego, co świadczy o coraz większym stopniu wykorzystania tak stworzonych informacji diagnostycznych.

## PODSUMOWANIE

Przedstawiona analiza literatury oraz uzyskane wyniki własne wskazują na dużą rolę zapisu parametrycznego sygnału EKG w dziedzinie częstotliwościowej w diagnostyce medycznej.

Przestrzeń cech utworzona w dziedzinie częstotliwościowej dostarcza możliwości do bardziej szczegółowego klasyfikowania stanów chorobowych mięśnia sercowego, niż ma to miejsce w przypadku stosowania metody tradycyjnej w dziedzinie czasowej. Dobre wyniki klasyfikacji uzyskuje się także, stosując metodę dyskryminacyjną. Inną istotną korzyścią wynikającą z zapisu parametrycznego sygnału EKG w dziedzinie częstotliwościowej jest możliwość zautomatyzowanego wspomaganie procesu diagnostycznego.

## PIŚMIENNICTWO

- Steinbigler P., Haberl R., Nespithal K., Spiegl A., Schmucking I., Steinbeck G. T wave spectral variance: A new method to determine inhomogeneous repolarization by T wave beat-to-beat variability in patients prone to ventricular arrhythmias [In Process Citation]. *J. Electrocardiol.* 1998; 30 (supl.): 137–144.
- Uemura S., Tomoda Y., Fujimoto S., Yamamoto H., Matsukura Y., Hashimoto T., Dohi K. Heart rate variability and ventricular arrhythmia in clinically stable patients with hypertrophic cardiomyopathy. *Jpn. Circ. J.* 1997; 61 (10): 819–826.
- Burguera M., Gandia R., Chorro F.J., Garcia-Civera R. Ruiz R. Lopez-Merino V. Continuous heart rate variability monitoring through complex demodulation implemented with the fast Fourier transform and its inverse. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 1995; 18 (7): 1401–1410.
- Kulkarni P.K., Kumar V., Verma H.K. Diagnostic acceptability of FFT-based ECG data compression. *J. Med. Eng. Technol.* 1997; 21 (5): 185–189.
- Bischoff P., Drogemeier K., Scholz J., Nahm W., von Knobelsdorff G., Schulte am Esch J. *Brak tytułu pracy.* *Anesthesiol. Intensivmed. Notfallmed. Schmerzther.* 1998; 33 (2): 88–95.
- Seki S. Autonomic nervous function in patients with vertigo-evaluation for static function, variation and dynamic change using power spectral analysis of RR intervals. *Nippon Jibiinkoka Gakkai Kaiho* 1997; 100 (4): 457–466.
- Calvert C.A., Kushner L.I., Jacobs G.J., Brown J. Spectro-temporal mapping of the surface electrocardiogram in clinically normal dogs. *Am. J. Vet. Res.* 1997; 58 (3): 211–217.
- Pitzalis M.V., Mastropasqua F., Massari F., Forleo C., Di Maggio M., Passantino A., Colombo R., Di Biase M., Rizzon P. Short- and long-term reproducibility of time and frequency domain heart rate variability measurements in normal subjects. *Cardiovasc. Res.* 1996; 32 (2): 226–233.
- Basano L., Ottonello P., Poggi A., Adezati L., Semino S., Ubal di P., Viviani G.L. An instrument for real-time spectral estimation of heart rate variability signals. *Comput. Methods Programs Biomed.* 1995; 47 (3): 229–236.
- Costa O., Lago P., Rocha A.P., Freitas J., Puig J., Carvalho M.J. de Freitas A.F. The spectral analysis of heart rate variability. A comparative study between nonparametric and parametric spectral analysis in short series. *Rev. Port. Cardiol.* 1995; 14 (9): 621–626.
- Yambe T., Nanka S., Naganuma S., Kobayashi S., Nitta S., Fukuju T., Miura M., Uchida N., Tabayashi K., Tanaka A., Takayasu M., Abe K., Takayasu H., Yoshizawa M., Takeda H. Extracting 1/f fluctuation from the arterial blood pressure of an artificial heart. *Artif. Organs.* 1996; 20 (7): 777–782.
- Mladosiëvicova B., Foltinova A., Bernadic M., Petrasova H., Hulin I. Spectral analysis of hemodynamics during left ventricular assistance. *Int. J. Artif. Organs.* 1996; 19 (6): 367–371.
- Pola S., Macerata A., Emdin M., Marchesi C. Estimation of the power spectral density in nonstationary cardiovascular time series: assessing the role of the time-frequency representations (TFF). *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1996; 43 (1): 46–59.
- Dawson S.L., Robinson T.G., Youde J.H., James M.A., Martin A., Weston P., Panerai R., Potter J.F. The reproducibility of cardiac baroreceptor activity assessed non-invasively by spectral sequence techniques. *Clin. Auton. Res.* 1997; 7 (6): 279–284.
- Yambe T., Shizuka K., Izutsu K., Sonobe T., Naganuma S., Kobayashi S., Nanka S., Hashimoto H., Yoshizawa M., Tabayashi K., Takeda H., Nitta S. Pulmonary arterial impedance analysis by the use of the oscillated assist flow. *Artif. Organs.* 1997; 21 (7): 751–754.

---

Adres do korespondencji: mgr inż. Piotr Wolszczak  
Katedra Automatyki, Wydział Mechaniczny, Politechnika Lubelska  
ul. Nadbystrzycka 36, 20–618 Lublin

---