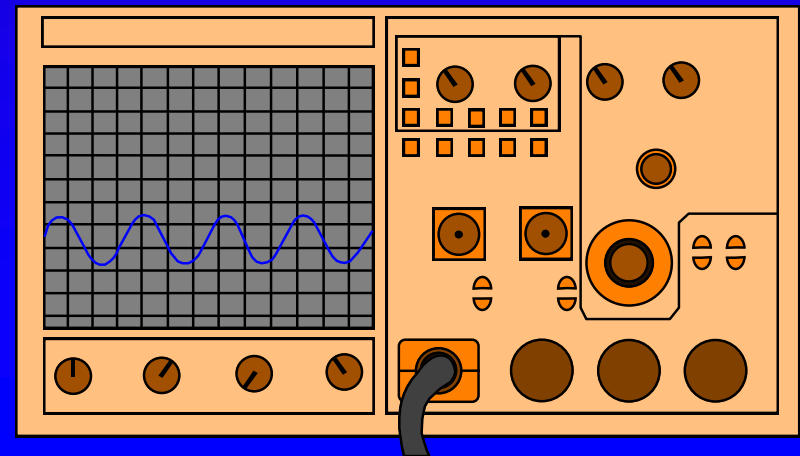
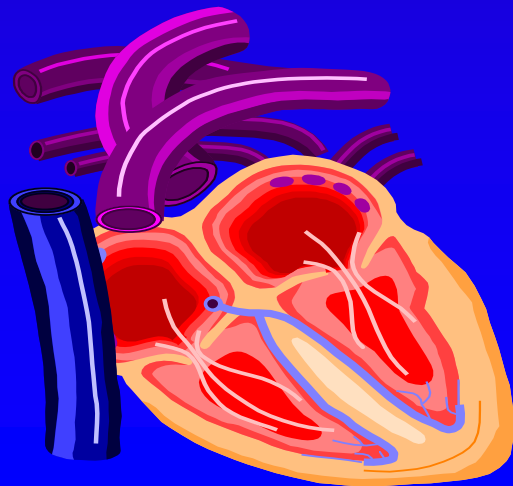


Jerzy A. Moczko

Katedra i Zakład Informatyki i Statystyki UM - Poznań

ANALIZA ZJAWISK OKRESOWYCH W BADANIACH MEDYCZNYCH

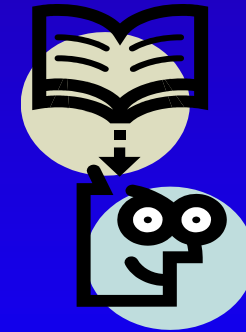


SPECYFIKA DANYCH MEDYCZNYCH

ZMIENNOŚĆ MIĘDZYOSOBNICZA

CZĘSTO MAŁA LICZEBNOŚĆ

SKALE POMIAROWE



E
T
Y
K
A

ZMIENNOŚĆ WEWNATRZOSOBNICZA

BRAKI
DANYCH

BRAK ZBALANSOWANIA



PODSTAWOWE TYPY INFORMACJI

- ◆ ALFANUMERYCZNA
- ◆ SYGNAŁY
- ◆ OBRAZY



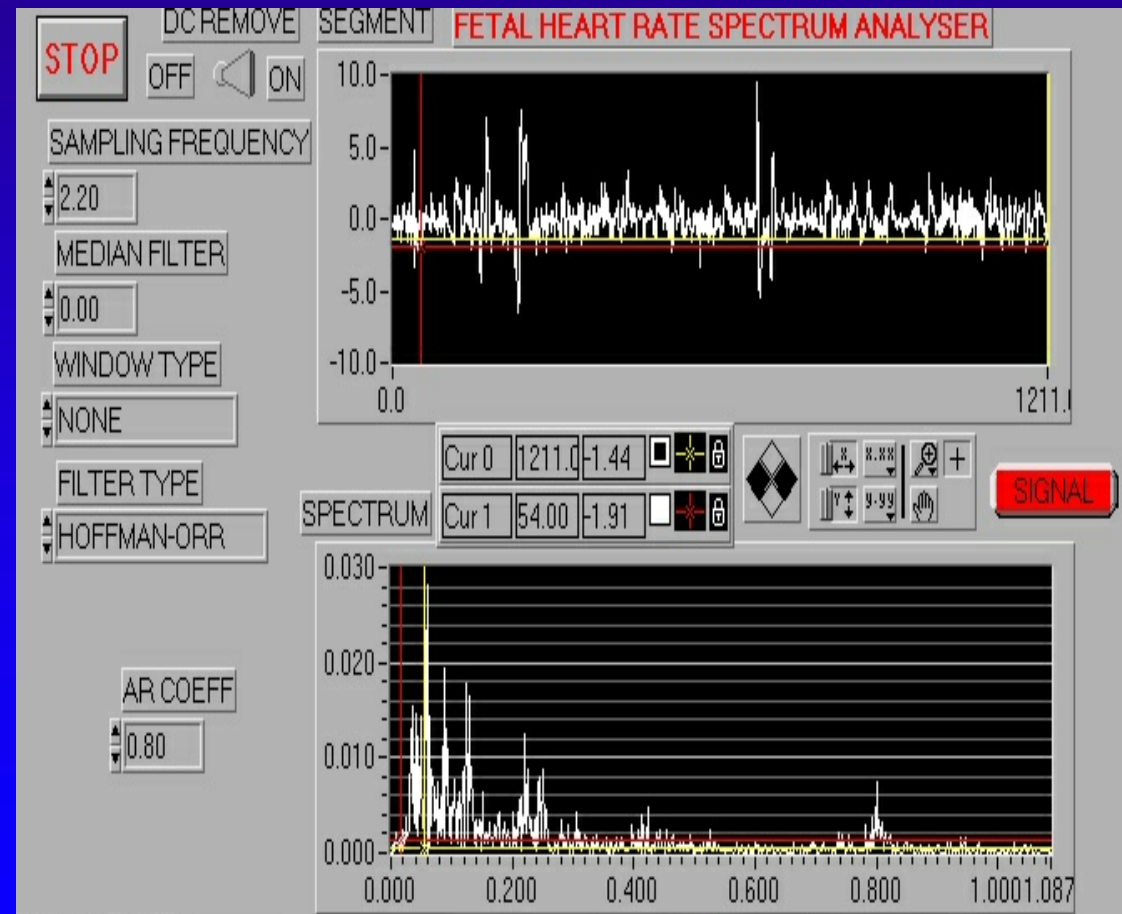
INFORMACJA ALFANUMERYCZNA

- ◆ DANE
REJESTRACYJNE
- ◆ HISTORIA CHOROBY
- ◆ WYNIKI
LABORATORYJNE
- ◆ EPIKRYZA
- ◆ RECEPTY



INFORMACJA SYGNAŁOWA

- ◆ ELEKTROKARDIOGRAFIA
- ◆ ELEKTROENCEFALOGRAFIA
- ◆ ELEKTROMIOGRAFIA
- ◆ ELEKTRONYSTAGMOGRAFIA
- ◆ ELEKTROGASTROGRAFIA
- ◆ ELEKTROINTESTINOGRAM
- ◆ ELEKTROOKULOGRAFIA
- ◆ KARDIOTOKOGRAFIA



NATURA SYGNAŁÓW BIOLOGICZNYCH

◆ ELEKTRYCZNE

elektrokardiografia,
elektroencefalografia,
elektromiografia,
elektroretinografia,
elektrointestinografia,

◆ MAGNETYCZNE

magnetokardiografia

◆ MECHANICZNE

ciśnienie krwi,
ruchy oddechowe,
skurcze mięśnia macicy

◆ AKUSTYCZNE

fonokardiografia

◆ CHEMICZNE

fluktuacje stężenia gazów we krwi,
gospodarka wodno-elektrolitowa

◆ CIEPLNE

temperatura

INFORMACJA OBRAZOWA

- ◆ **KLASYCZNA TECHNIKA RENTGENOWSKA**
- ◆ **JĄDROWY REZONANS MAGNETYCZNY**
- ◆ **ULTRASONOGRAFIA**
- ◆ **MIKROSKOPIA OPTYCZNA I ELEKTRONOWA**
- ◆ **BADANIE DNA OKA**
- ◆ **TERMOGRAFIA**



CYKLIČZNOŚĆ ZJAWISK BIOLOGICZNYCH

RYTMY MOGĄ MIEĆ ROZMAITY
OKRES

– RYTMY BARDZO WOLNE
OKRES DŁUŻSZY NIŻ 24
GODZINY

(**INFRADIAN**)

– RYTMY OKOŁO DOBOWE

(**CIRCADIAN**)

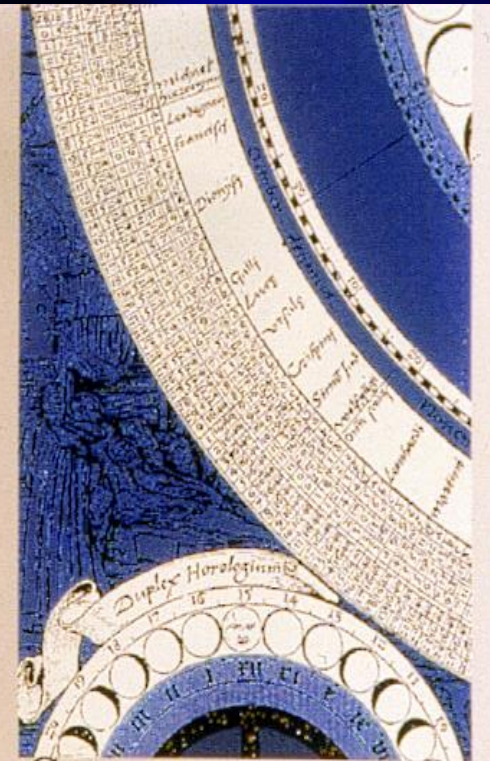
– RYTMY SZYBKIE

OKRES KRÓTSZY NIŻ 24
GODZINY

(**ULTRADIAN**)

For everything
there is a season
and a time for
every matter under
heaven: a time to be
born and a time to
die; a time to plant
and a time to pluck
up what is planted.
God has made
everything beautiful
in its time.

– Ecclesiastes



CHRONOBIOLOGY
A SCIENCE IN TUNE WITH
THE RHYTHMS OF LIFE

CELE ANALIZY SYGNAŁU BIOLOGICZNEGO

- ◆ **Wniknięcie w naturę systemu generującego sygnał (cel naukowy, poznawczy)**
- ◆ **ustalenie aktualnego stanu systemu (cel praktyczny - postawienie diagnozy)**

WADY ANALIZY WZROKOWEJ SYGNAŁÓW BIOLOGICZNYCH

- ♦ wydobyć małego procentu zawartej w sygnale informacji
- ♦ zależność interpretacji zapisu od stopnia doświadczenia i zmęczenia osoby analizującej
- ♦ wpływ efektów psychologicznych (stan emocjonalny osoby analizowanej i analizującej)

ETAPY PRZETWARZANIA SYGNAŁÓW

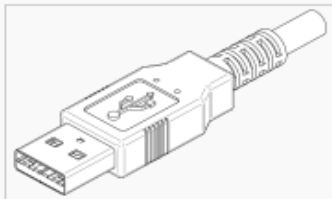
- ◆ PRZETWARZANIE WSTĘPNE
- ◆ PRÓBKOWANIE SYGNAŁU
- ◆ ANALIZA W DZIEDZINIE CZASU
- ◆ ANALIZA W DZIEDZINIE
CZĘSTOTLIWOŚCI
- ◆ ANALIZA W POŁĄCZONEJ DZIE-
DZINIE CZASU-CZĘSTOTLIWOŚCI
- ◆ KLASYFIKACJA I DIAGNOZA

TYPY SYGNAŁÓW

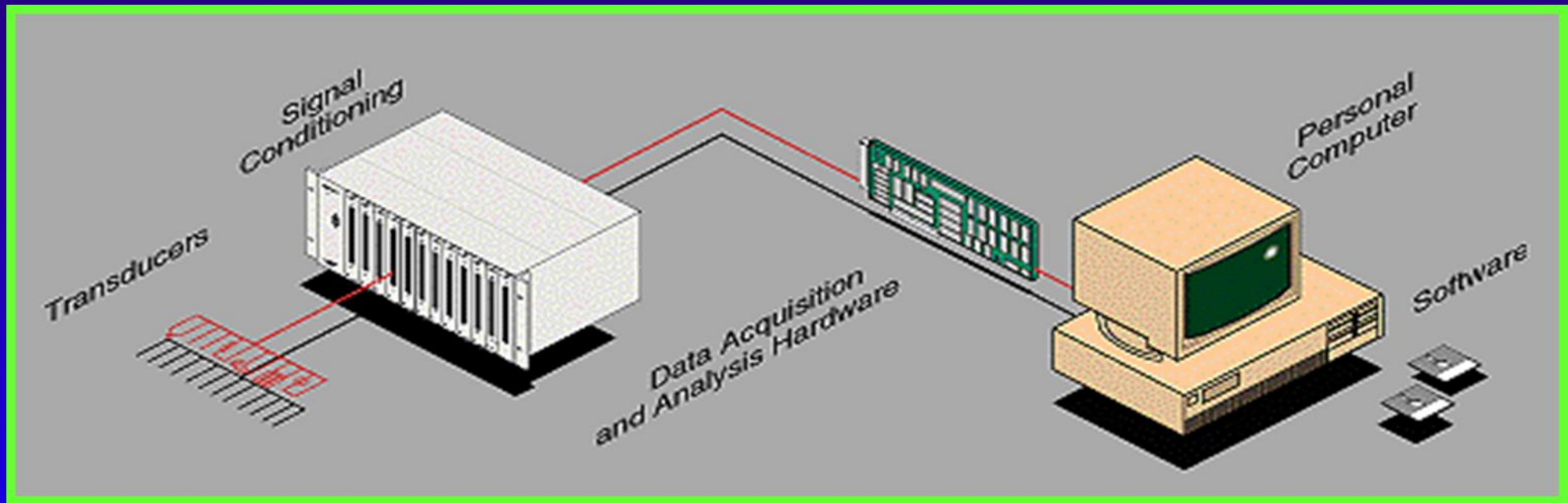
- ◆ **sygnały ciągłe (szeregi czasowe, time series) - EKG, EEG, EMG**
- ◆ **procesy punktowe (sekwencje zdarzeń, time events) - częstość uderzeń serca, sekwencje wyładowań neuronowych**

STANDARDY PODŁĄCZENIA APARATURY MEDYCZNEJ sprzętowe porty komunikacyjne

- ◆ ŁĄCZA SZEREGOWE EIA – 485 (232)
(Electronic Industry Association – dawny standard RS – Recommended Standard)
- ◆ ŁĄCZA RÓWNOLEGŁE
- ◆ ŁĄCZA USB
- ◆ ŁĄCZA VXI, PXI
- ◆ KARTY ANALOGOWO - CYFROWE

USB 1.1 / USB 2.0 / USB 3.0	
	
Wtyczka USB typu A	
Typ interfejsu	szeregowy
Transfer	USB 1.1: 1.5 lub 12 Mbit/s USB 2.0: 1.5, 12 lub 480 Mbit/s USB 3.0 do 4.8 Gbit/s
Długość magistrali	3 m lub 5 m. Wtórnik USB umożliwia przedłużenie kabla USB o swoją długość
Liczba portów	USB 1.1: od 2 do 6 USB 2.0: od 2 do 8 (dla chipsetów VIA) USB 3.0: od 2 do 10
Liczba urządzeń	do 127 na magistrali utworzonej przy użyciu hubów
Rodzaj złącza	USB typu A, B, C lub D
Zasilanie przez interfejs	5 V 0,5 A
Hot plugging	tak

AKWIZYCJA SYGNAŁU

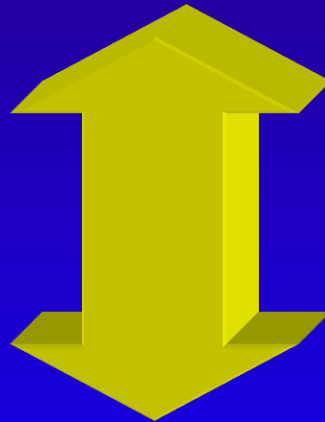


- ♦ **ZBIERANIE SYGNAŁU PRZY UŻYCIU ROZMAITYCH SENSORÓW**
- ♦ **PRAWIDŁOWE PRZETWARZANIE WSTĘPNE (LINEARYZACJA, WZMOCNIENIE, FILTRACJA, KOMPENSACJA UPŁYWNOŚCI)**

TABLE 8.1 Phenomena and Transducers

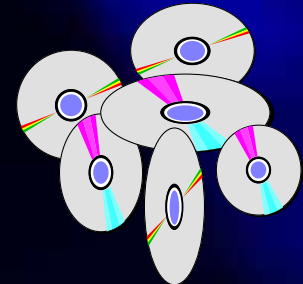
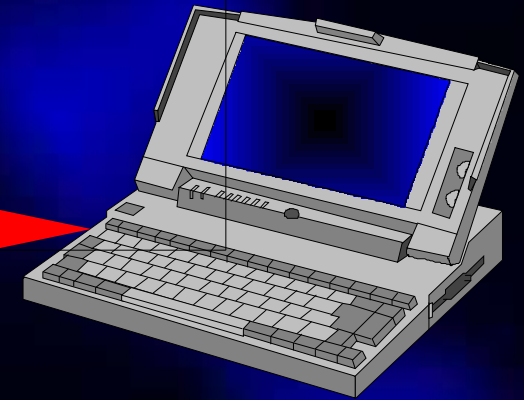
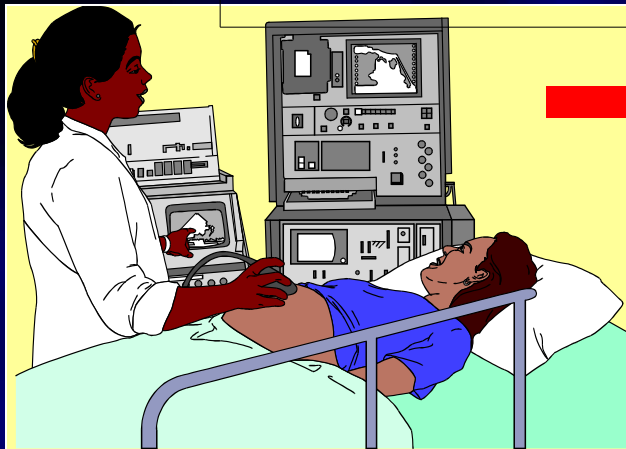
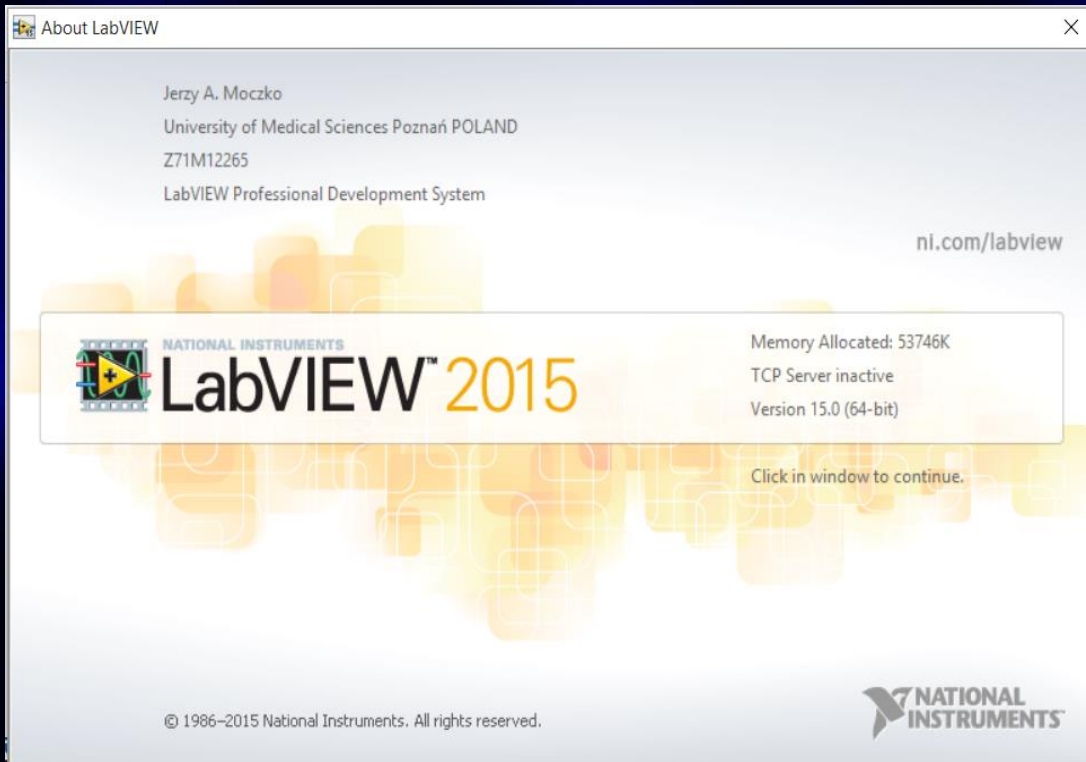
Phenomenon	Transducer
Temperature	Thermocouples Resistance temperature detectors (RTDs) Thermistors Integrated circuit sensor
Light	Vacuum tube photosensors Photoconductive cells
Sound	Microphone
Force and pressure	Strain gauges Piezoelectric transducers Load cells
Position (displacement)	Potentiometers Linear voltage differential transformer (LVDT) Optical encoder
Fluid flow	Head meters Rotational flowmeters Ultrasonic flowmeters
pH	pH electrodes

HARDWARE



SOFTWARE

INSTRUMENTACJA WIRTUALNA



STOP DC REMOVE OFF ON

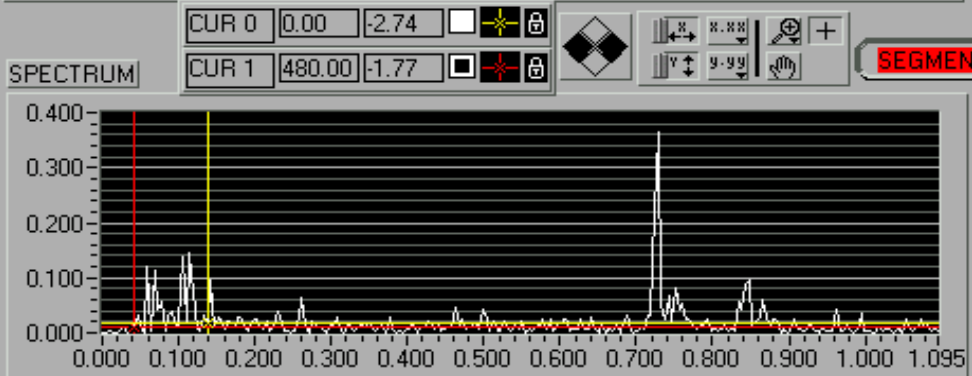
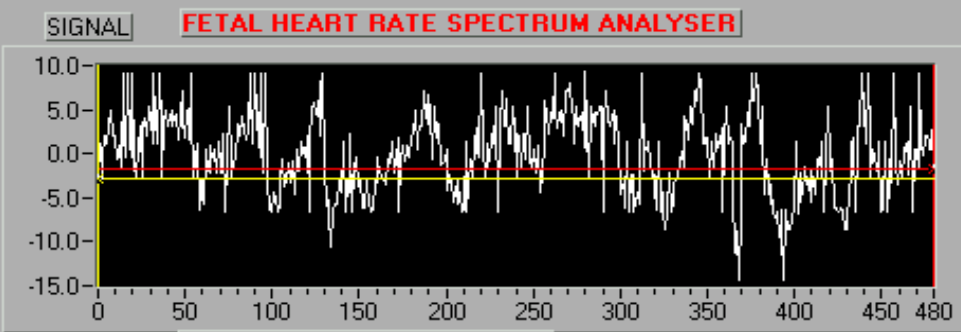
SAMPLING FREQUENCY: 2.20

MEDIAN FILTER: 0.00

WINDOW TYPE: NONE

FILTER TYPE: HOFFMAN-ORR

AR COEFF: 0.80



SIGNAL LENGTH: 480

NO. OF SPECTRAL COMPONENTS: 240.00

Cur 0: 0.137 0.019

Cur 1: 0.041 0.011

STATISTICAL ANALYSIS

MEAN	3rd MOMENT	MEDIAN
-0.01	-3.85	-0.03
STANDARD DEVIATION	4th MOMENT	MODE
3.08	373.15	-0.19
AC ESTIMATE	DC ESTIMATE	
2.87	-0.00	

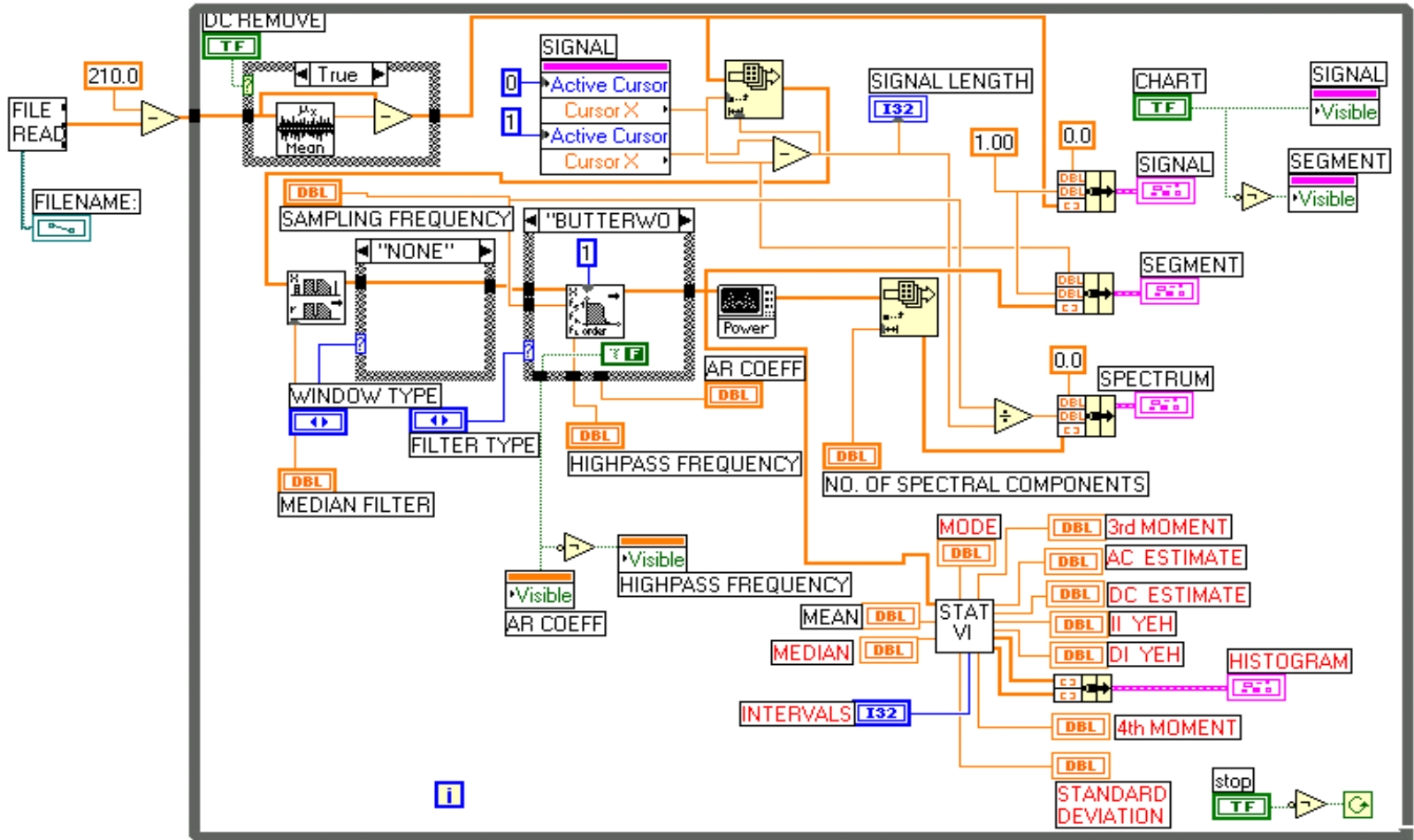
HISTOGRAM FILENAME: %C:\LabVIEW\USER.LIB\demodata\ fetus\

Plot 0:

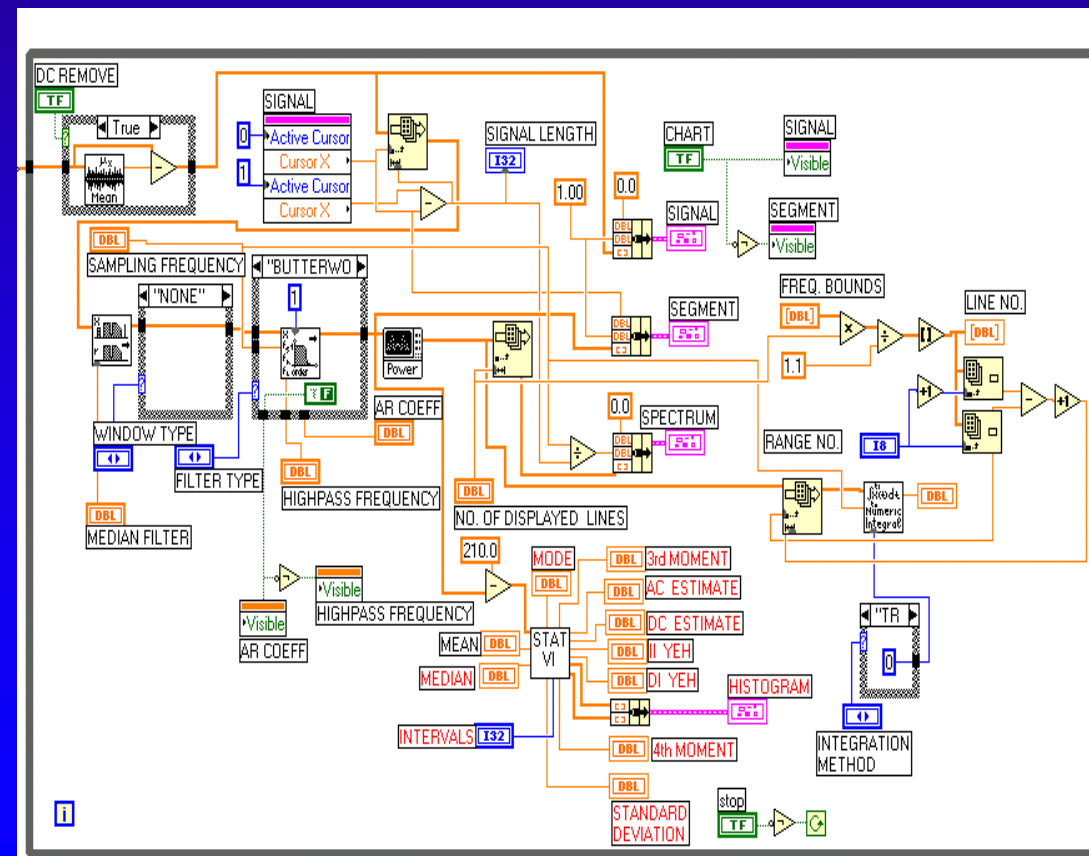
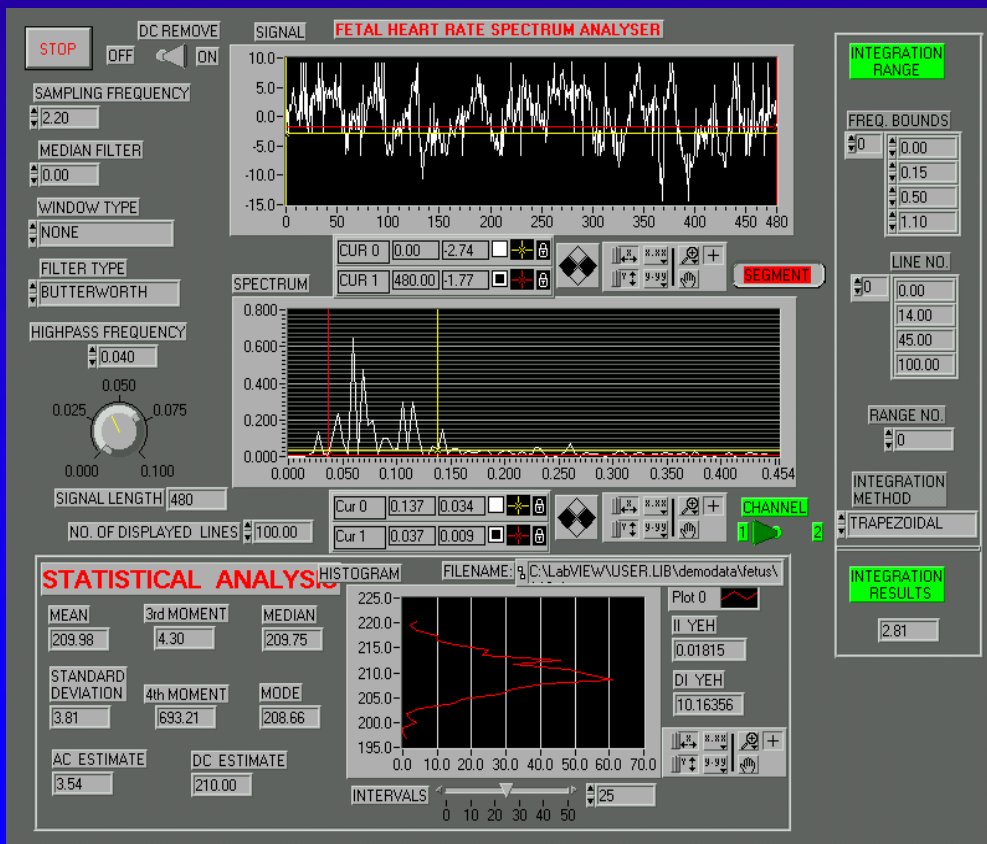
II YEH: -209.23039

DI YEH: 10173.494

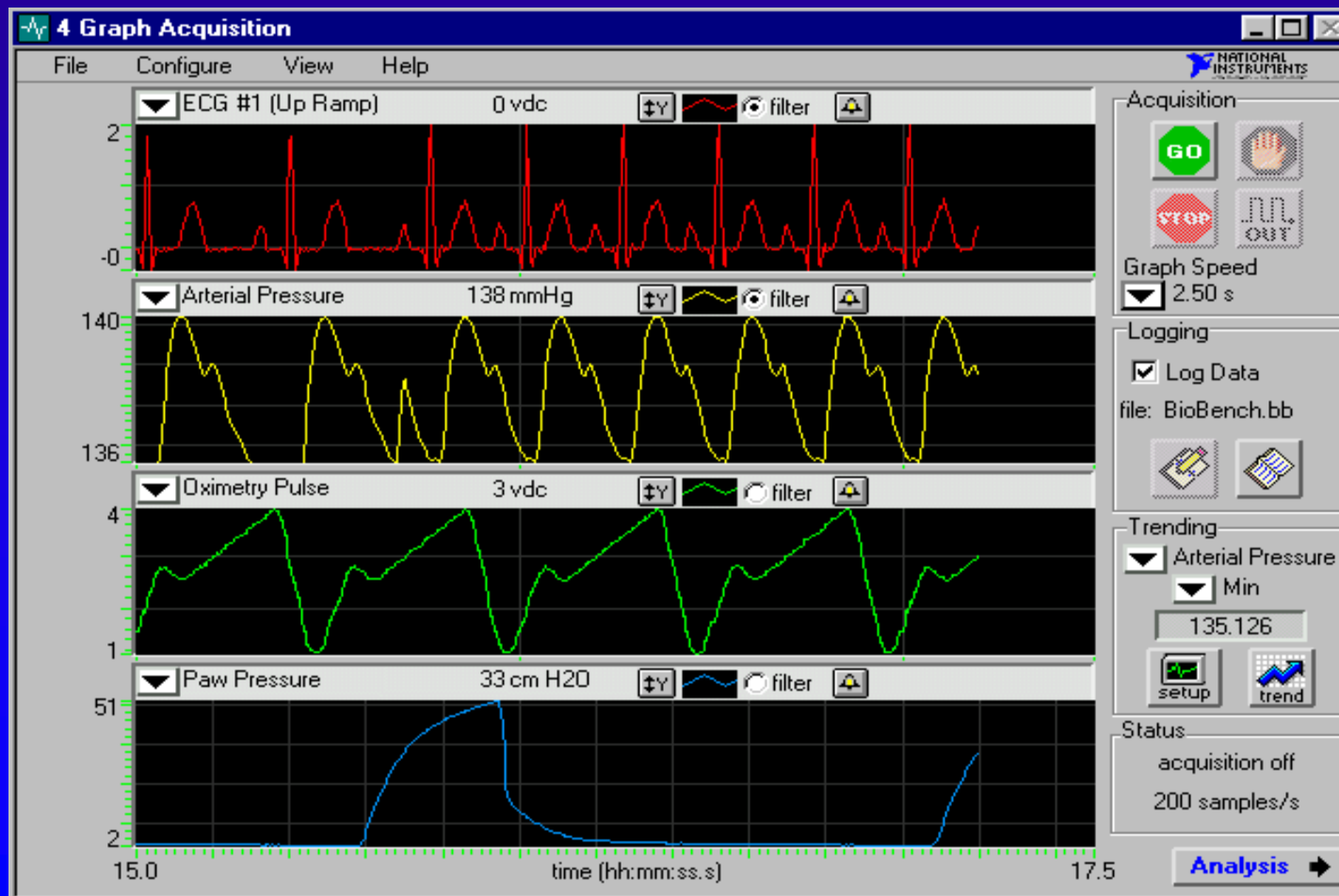
INTERVALS: 25

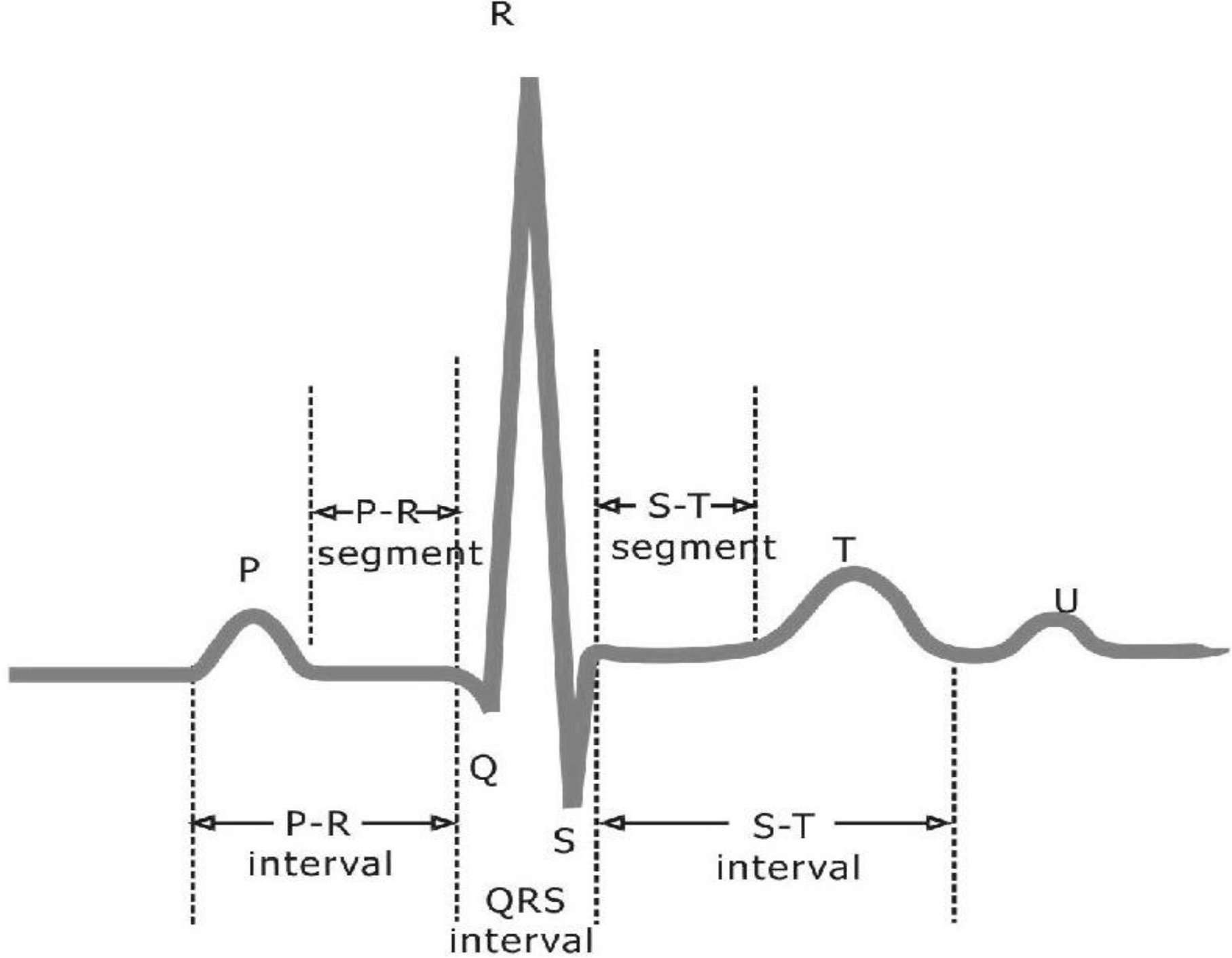


INSTRUMENTACJA WIRTUALNA

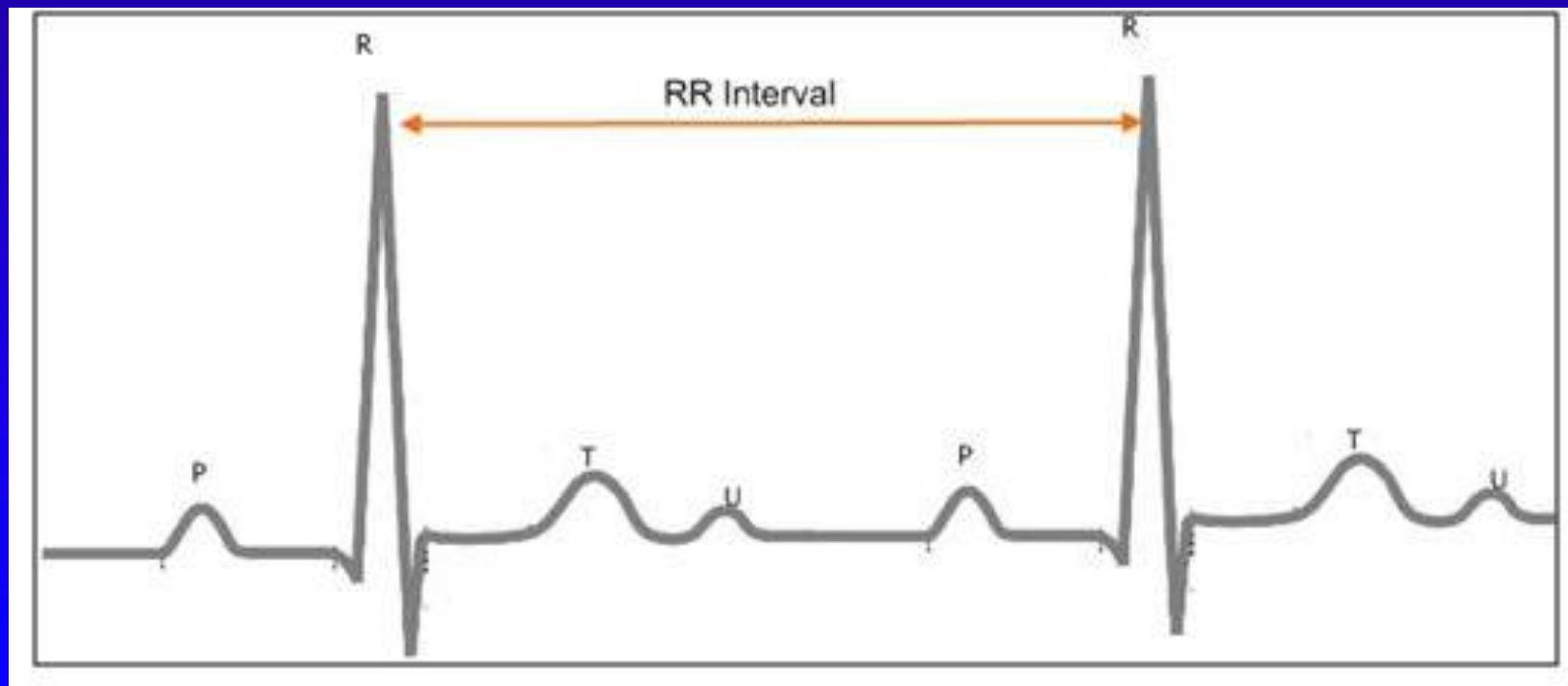


ANALIZA W DZIEDZINIE CZASU

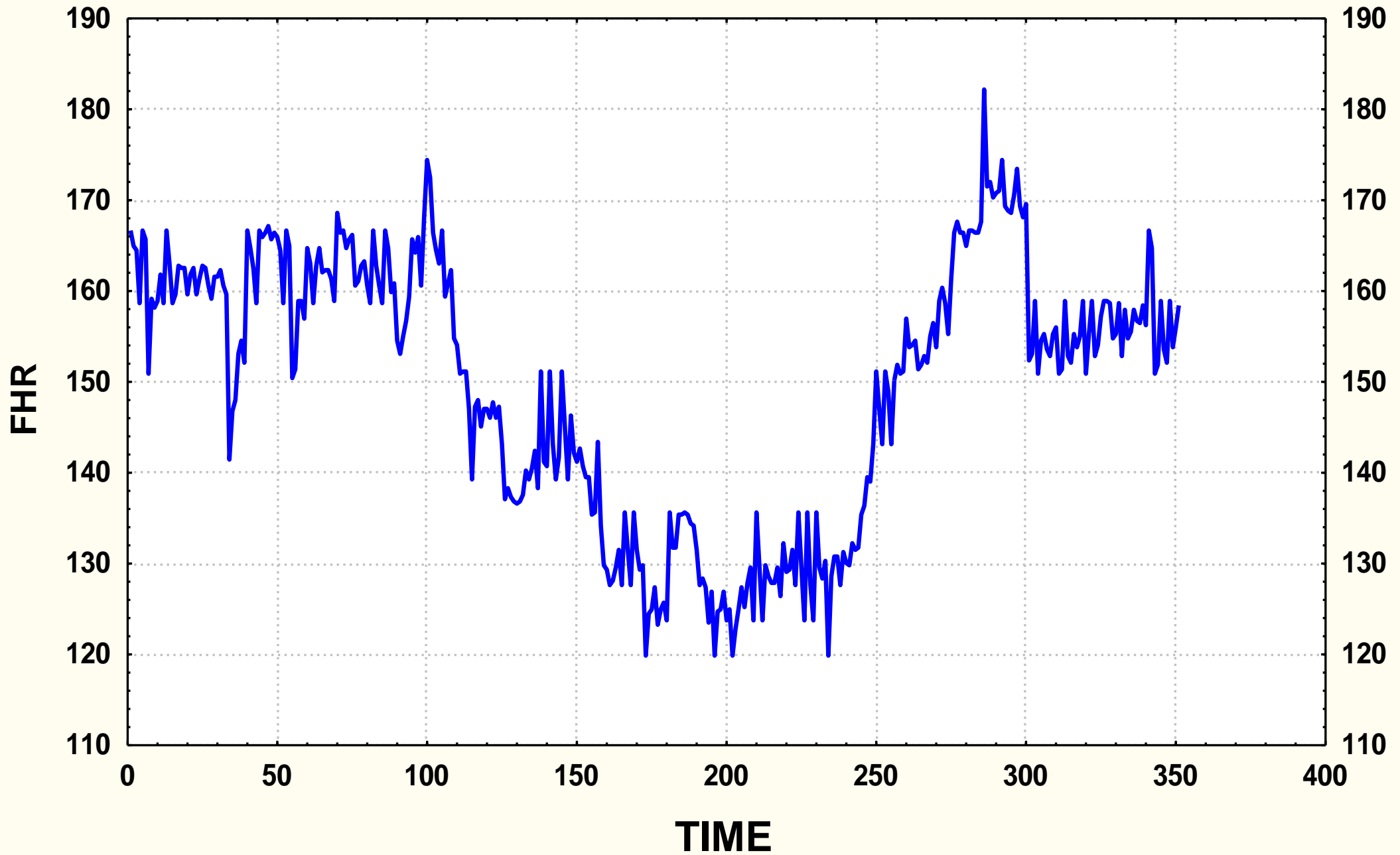




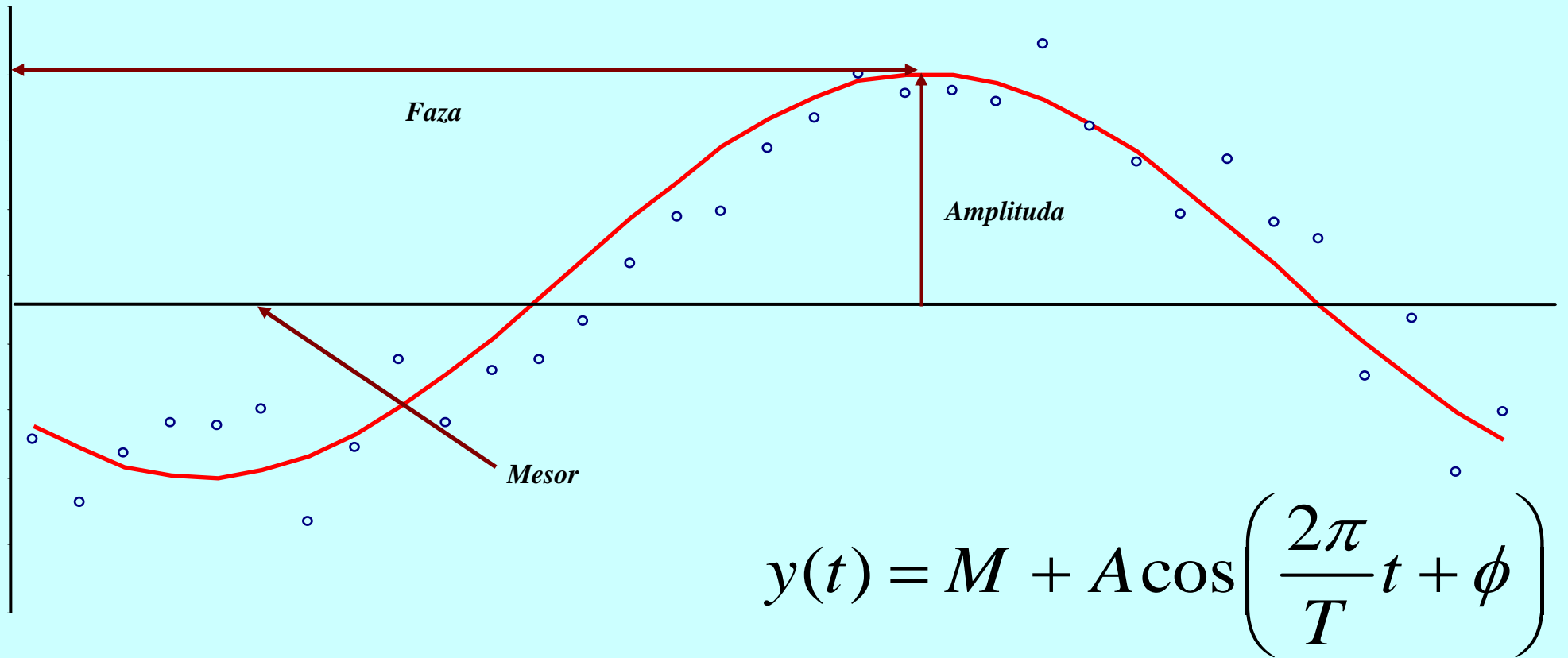
ANALIZA CZĘSTOŚCI UDERZEŃ SERCA



DECELERATION PATTERN



Analiza Cosinorowa



$$y_i = M + A \cos(\omega t_i + \phi) + e_i$$

gdzie: M –MESOR (ang. midline estimating statistic of rhythm)

A – amplituda funkcji cosinorowej

ϕ - akrofaza – przesunięcie fazowe

e – składnik losowy

$$\omega = \frac{2\pi}{T}$$

T – badany okres

Korzystając z tożsamości trygonometrycznej

$$\cos(\omega t_i + \phi) = \cos \omega t_i \cos \phi - \sin \omega t_i \sin \phi$$

model cosinorowy można zapisać w postaci liniowej:

$$y_i = M + \beta x_i + \gamma z_i + e_i$$

gdzie:

$$x_i = \cos \omega t_i$$

$$\beta = A \cos \phi$$

$$z_i = \sin \omega t_i$$

$$\gamma = -A \sin \phi$$

$$\hat{M} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i - \frac{1}{n} \hat{\beta} \sum_{i=1}^n x_i - \frac{1}{n} \hat{\gamma} \sum_{i=1}^n z_i$$

MESOR

$$\hat{A} = \sqrt{\hat{\beta}^2 + \hat{\gamma}^2}$$

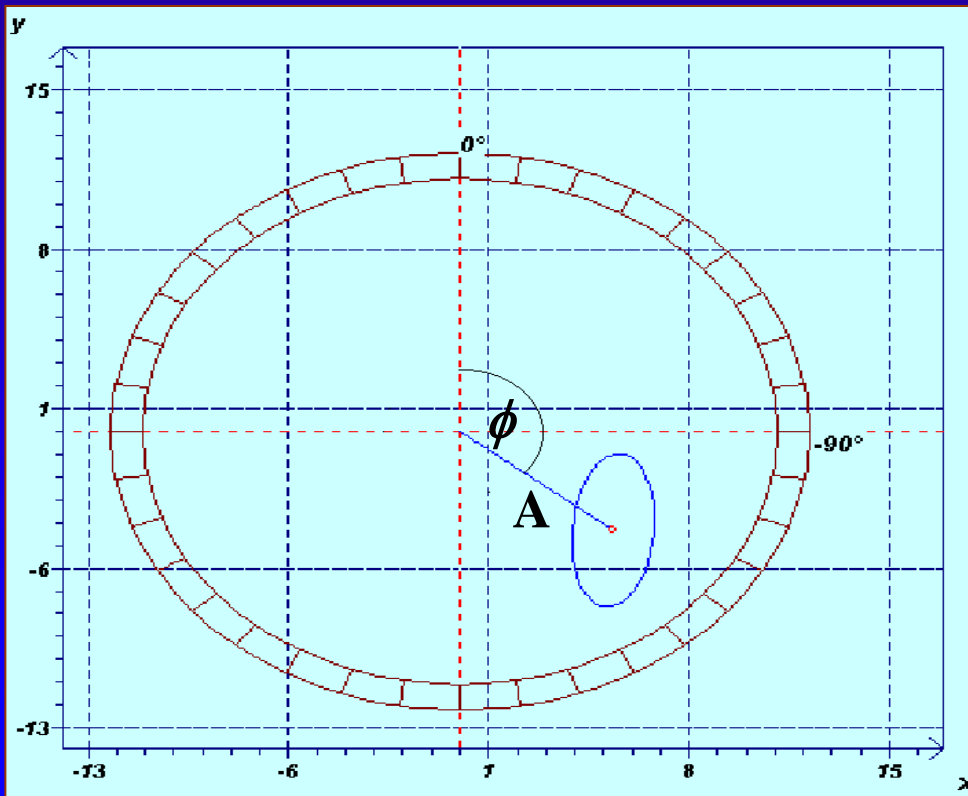
amplituda

$$\hat{\phi} = \arctan \left(-\frac{\hat{\beta}}{\hat{\gamma}} \right)$$

akrofaza

Zakładając normalność rozkładu parametrów β, γ otrzymujemy elipsoidę równej gęstości postaci:

$$X(\beta - \hat{\beta})^2 + 2T(\beta - \hat{\beta})(\gamma - \hat{\gamma}) + Z(\gamma - \hat{\gamma})^2 \leq \frac{2}{n} \sigma^2 F_{(1-\alpha)}(2, n-3)$$



gdzie:

$$X = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x}_i)^2$$

$$Z = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (z_i - \bar{z}_i)^2$$

$$T = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x}_i)(z_i - \bar{z}_i)$$

Elipsoidę równej gęstości wykorzystujemy do testowania hipotezy:

$$H_0 : \beta = \gamma = 0$$

$$H_1 : \sim H_0$$

ϕ - akrofaza, przesunięcie fazowe

***A** - amplituda*

Test ten często nazywany jest „zero amplitude test”

Model cosinorowy można uogólnić na całą badaną populację

Mając obliczone parametry modelu dla poszczególnych osobników:

$$(M_1, \beta_1, \gamma_1), (M_2, \beta_2, \gamma_2), \dots, (M_k, \beta_k, \gamma_k)$$

otrzymujemy parametry populacyjne postaci:

MESOR $\bar{M} = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k \hat{M}_i; \quad \bar{\beta} = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k \hat{\beta}_i; \quad \bar{\gamma} = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k \hat{\gamma}_i$

amplituda $\bar{A} = \sqrt{\bar{\beta}^2 + \bar{\gamma}^2}$

akrofaza $\bar{\phi} = \arctan\left(-\frac{\bar{\gamma}}{\bar{\beta}}\right)$

DESKRYPTORY W DZIEDZINIE CZASU

$$SDNN = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{N-1} T_{RR}^2(i)}{N-1}}$$

$$RMSSD = \sqrt{\frac{\sum_{i=2}^N [T_{RR}(i) - T_{RR}(i-1)]^2}{N-1}}$$

$$DI = \sqrt{\frac{1}{N-2} \sum_{i=1}^{N-1} (d(i) - \bar{d})^2}$$

$$d(i) = \frac{T_{RR}(i) - T_{RR}(i+1)}{T_{RR}(i) + T_{RR}(i+1)}$$

$$\bar{d} = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N-1} d(i)$$

DESKRYPTORY W DZIEDZINIE CZASU

$$H = \frac{\sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (T_{RR}(i) - \bar{T})^2}}{\bar{T}}$$

$$\bar{T} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N T_{RR}(i)$$

$$HSTV = \sum_{i=2}^{N-1} k \cdot |HR(i+1) - HR(i)|$$

$$k = \begin{cases} 1 & \text{for } [HR(i-1) - HR(i)] \cdot [HR(i) - HR(i+1)] < 0 \\ 0 & \text{for } [HR(i-1) - HR(i)] \cdot [HR(i) - HR(i+1)] \geq 0 \end{cases}$$

DESKRYPTORY W DZIEDZINIE CZASU

Wskaźniki de Haana

$$r_i = (T_i^2 + T_{i+1}^2) / \frac{1}{2}$$

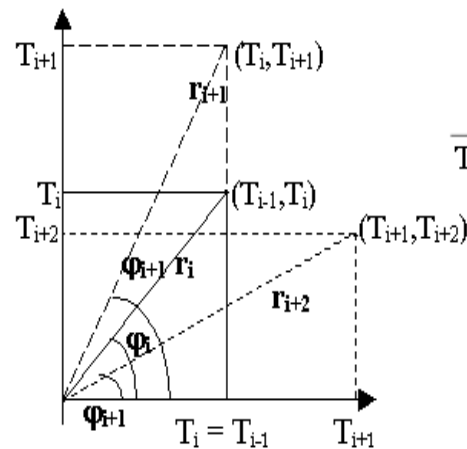
$$\phi_i = a \tan (T_{i+1} / T_i)$$

$$\{ \phi_i \}_{i=1}^{N-1} = \xrightarrow{\text{sortowanie}} \{ \phi_j \}_{j=1}^{N-1}$$

$$\{ r_i \}_{i=1}^{N-1} = \xrightarrow{\text{sortowanie}} \{ r_j \}_{j=1}^{N-1}$$

$$Q = 0,25 (N - 1) - \text{ENTIER} | 0,25 (N - 1)|$$

$$STI = Q (\phi_{(N-j)} - \phi_{(j+1)}) + (1 - Q)(\phi_{(N+1-j)} - \phi_{(j)})$$



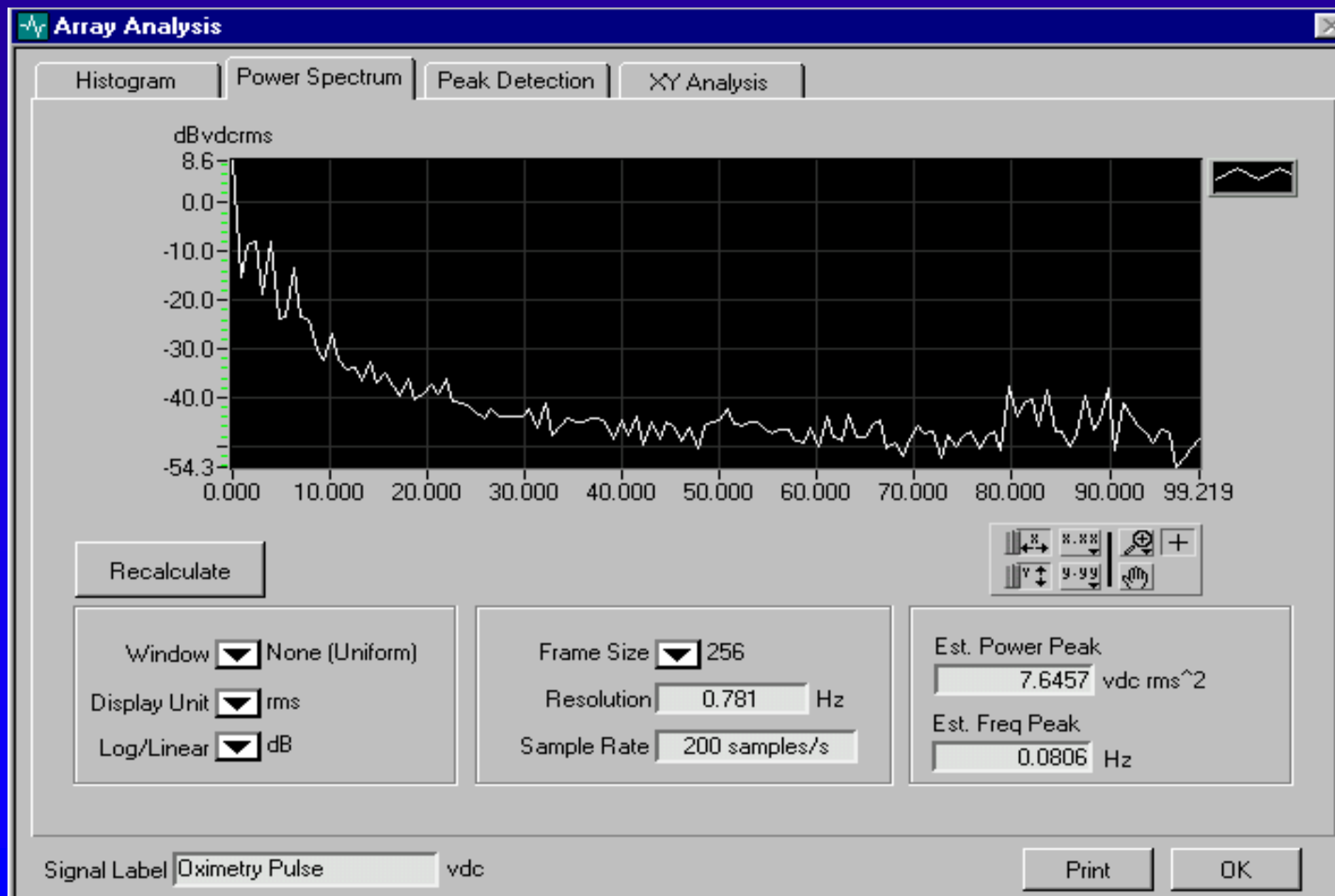
$$\phi_i = \arctg \left(\frac{T_i}{T_{i-1}} \right) \quad r_i = \sqrt{T_{i-1}^2 + T_i^2}$$

DESKRYPTORY W DZIEDZINIE CZASU

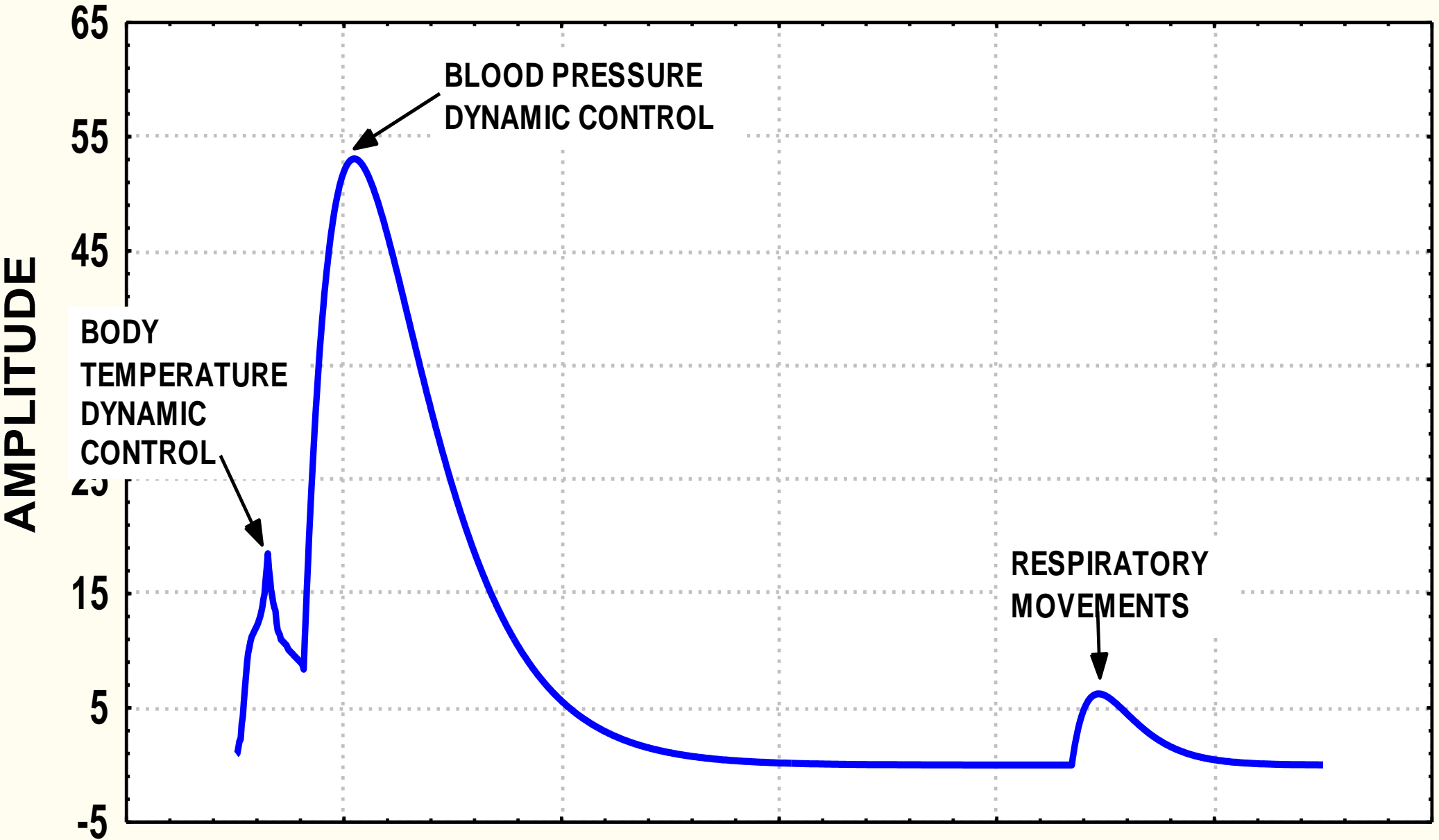
Table 1. Time Domain Measures of HRV [1] [5]

Variables	Units	Descriptions
Statistical measures		
RR Mean & Std	s	Mean and standard deviation of all RR intervals.
HR Mean & Std	1/min	Mean and standard deviation of all heart rates.
RMSSD	ms	Square root of the mean of the sum of squares of differences between adjacent RR intervals.
NN50 count		Number of pairs of adjacent RR intervals differing by more than 50 ms in all the measurements.
pNN50	%	NN50 count divided by the total number of all RR intervals.
Geometric measures		
HRV triangular index		Total number of all RR intervals divided by the height of the histogram of all RR intervals.
TINN	ms	Baseline width of the minimum square difference triangular interpolation of the highest peak of the histogram of all RR intervals measured on a discrete scale with bins of 7.8125 ms (1/128 s).

ANALIZA W DZIEDZINIE CZĘSTOTLIWOŚCI



SAYERS MODEL OF HEART RATE PSD



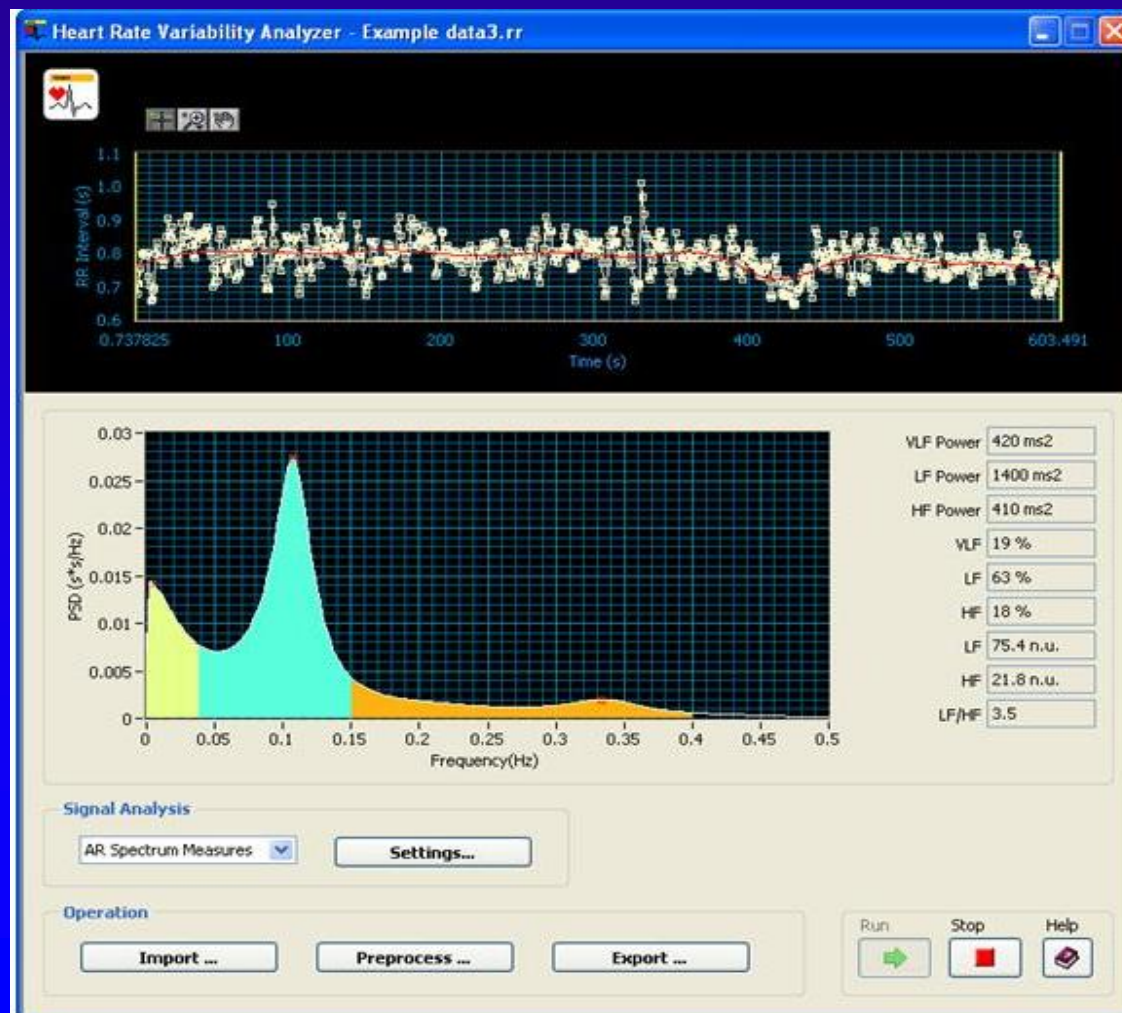
NYQUIST FREQUENCY

DESKRYPTORY W DZIEDZINIE CZĘSTOTLIWOŚCI

1. Ultra-low frequency range power ULF - frequencies $< DC, 0.003 \text{ Hz} >$ - this band corresponds to periods greater than 333.3 seconds and is used in Holter records analysis
2. Very-low frequency range power VLF - frequencies $(0.003 \text{ Hz}, 0.04 \text{ Hz}] >$ - this band corresponds to periods between 25.0 - 333.3 seconds and from physiological point of view it has not been specifically identified
3. Low-frequency range power LF - frequencies $(0.04 \text{ Hz}, 0.15 \text{ Hz}] >$ - this band corresponds to periods between 6.7 – 25.0 seconds and reflects both sympathetic and parasympathetic (vagal) activity.
4. High-frequency power HF - frequencies $(0.15 \text{ Hz}, \mu \text{ Hz}] >$ - this band corresponds to periods lower than 6.7 seconds and its upper limit is different for adults ($\mu=0.4 \text{ Hz}$), neonates ($\mu=0.8 \text{ Hz}$) and fetuses ($\mu=1.1 \text{ Hz}$)

The ratio of the power in LF band to that in HF range LF/HF – this index is treated as the marker of sympathetic modulation (sympathovagal balance)

WYNIKI ANALIZY W DZIEDZINIE CZĘSTOTLIWOŚCI

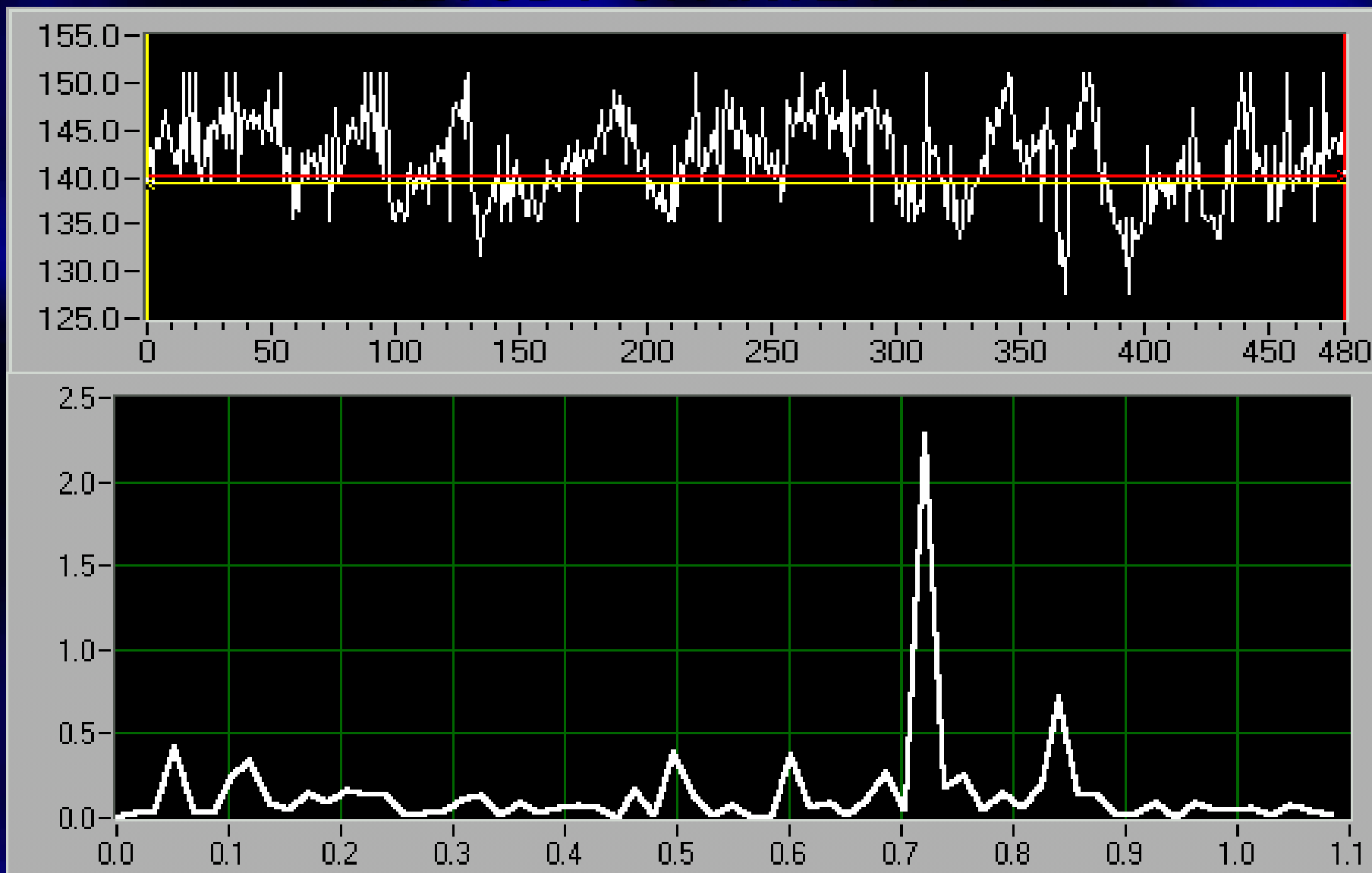


DESKRYPTORY W DZIEDZINIE CZĘSTOTLIWOŚCI

Table 2. Frequency Domain Measures of HRV [1] [5]

Variables	Units	Descriptions
Peak Frequency	Hz	Peak frequencies of the power spectral density (PSD) estimate for the VLF, LF, and HF frequency bands.
VLF	ms^2	Power from 0–0.04 Hz.
LF	ms^2	Power from 0.04–0.15 Hz.
HF	ms^2	Power from 0.15–0.4 Hz.
LF Norm	n.u.	LF power in normalized units: $\text{LF}/(\text{Total Power}-\text{VLF}) \times 100$.
HF Norm	n.u.	HF power in normalized units: $\text{HF}/(\text{Total Power}-\text{VLF}) \times 100$.
LF/HF Ratio		$\text{LF} [\text{ms}^2]/\text{HF} [\text{ms}^2]$.

ANALIZA SYGNAŁU W DZIEDZINIE CZĘSTOTLIWOŚCI METODY OPARTE NA FFT



WŁAŚCIWOŚCI METOD FFT

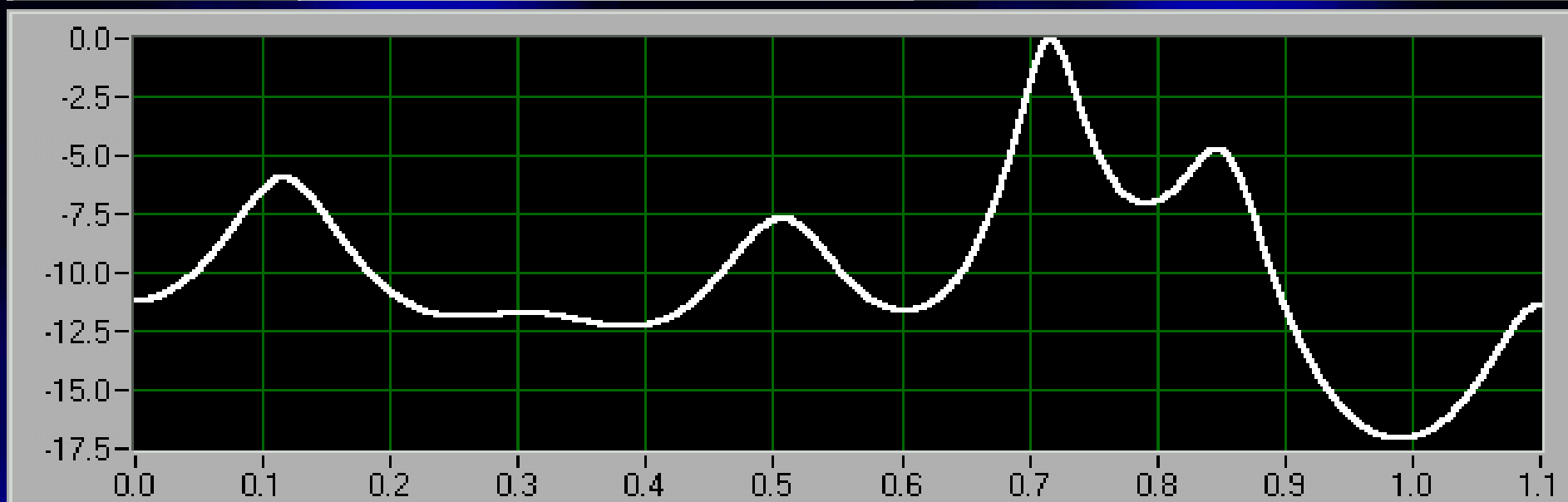
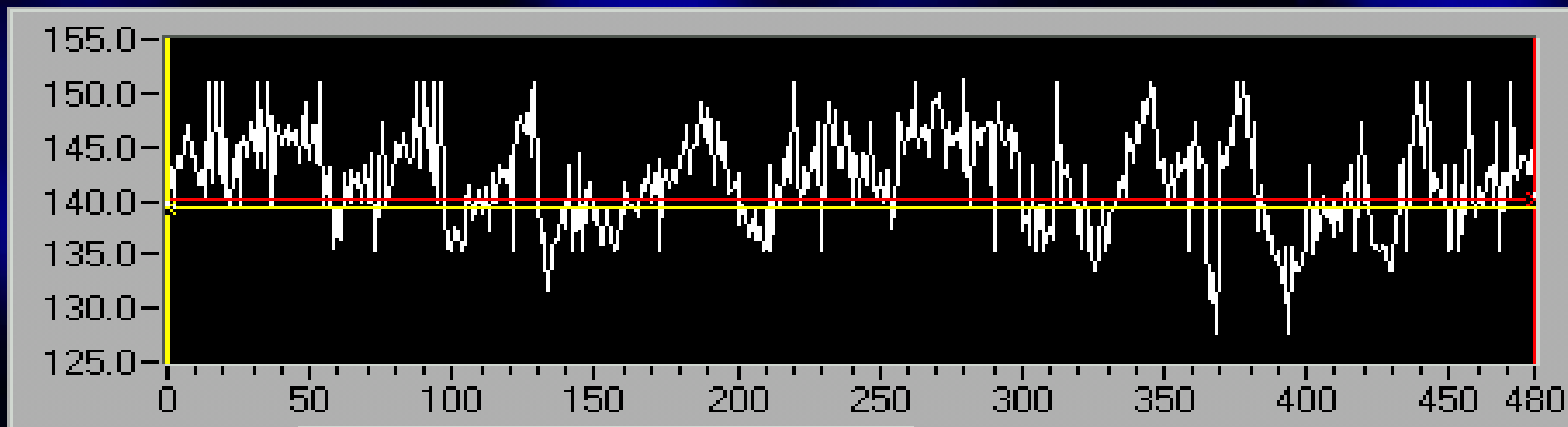
ZALETY:

- NAJBARDZIEJ ROZPOWSZECHNIONA TECHNIKA UZYSKIWANIA WIDM (DOBRZE ZNANE I EFEKTYWNE OBLICZENIOWO ALGORYTMY)
- ŁATWA INTERPRETACJA UZYSKANYCH WYNIKÓW

WADY:

- SILNA ZALEŻNOŚĆ ROZDZIELCZOŚCI CZĘSTOTLIWOŚCIOWEJ OD DŁUGOŚCI SYGNAŁU
- STOSUJE SIĘ WYŁĄCZNIE DO SYGNAŁÓW STACJONARNYCH
- SŁABA REDUKCJA LICZBY DANYCH WEJŚCIOWYCH (KLASYFIKACJA STATYSTYCZNA I INNE METODY ANALIZY)
- NISKA STABILNOŚĆ STATYSTYCZNA UZYSKANYCH ESTYMAT WIDMA MOCY
- LICZBA PRÓBEK MUSI BYĆ POTĘGĄ LICZBY 2

ANALIZA SYGNAŁU W DZIEDZINIE CZĘSTOTLIWOŚCI METODY OPARTE NA TECHNIKACH PARAMETRYCZNYCH



WŁAŚCIWOŚCI METOD PARAMETRYCZNYCH

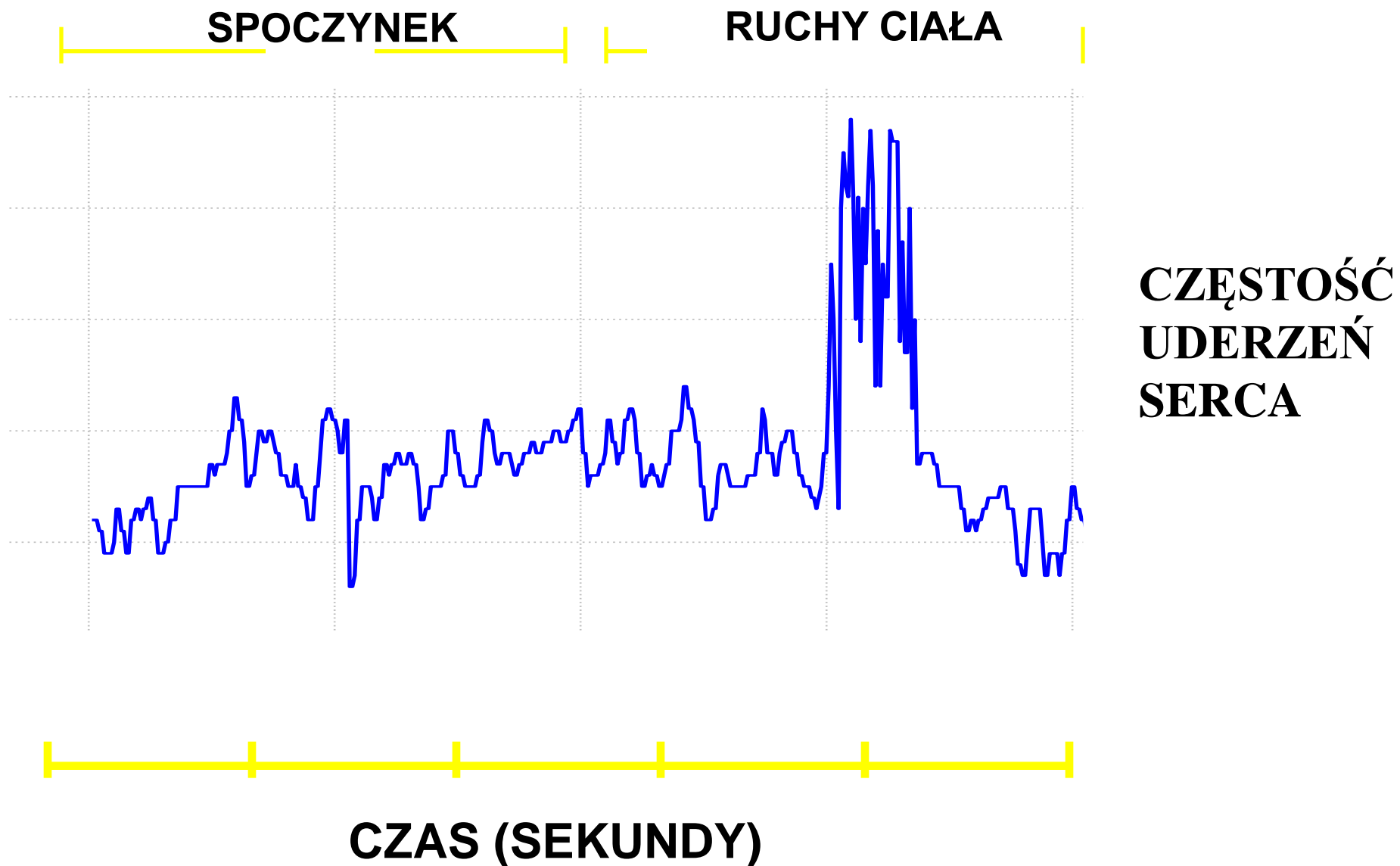
ZALETY

- WIDMO SYGNAŁU JEST GŁADKIE I STABILNE
- UZYSKUJE SIĘ MAŁĄ LICZBĘ PARAMETRÓW (JEST ONA NIEZALEŻNA OD DŁUGOŚCI SYGNAŁU) OPISUJĄCĄ W SPOSÓB JEDNOZNACZNY WIDMO
- ROZDZIELCZOŚĆ CZĘSTOTLIWOŚCIOWA JEST O KILKA RZĘDÓW WIELKOŚCI LEPSZA NIŻ W PRZYPADKU TECHNIK FFT NAWET DLA BARDZO KRÓTKICH SYGNAŁÓW

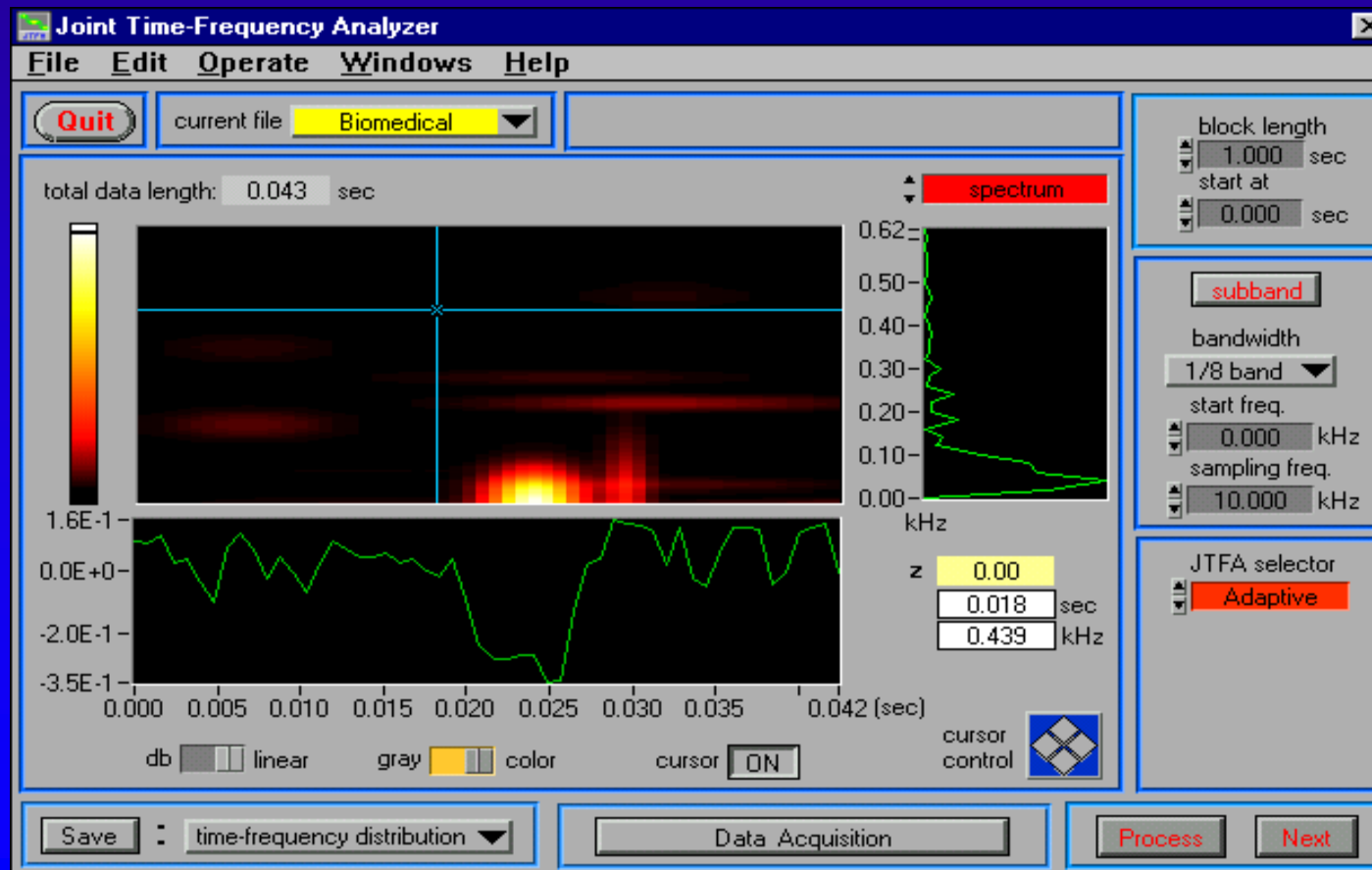
WADY

- ZŁOŻONY ALGORYTM OBLICZENIOWY
- MOŻLIWOŚĆ ANALIZOWANIA SYGNAŁÓW WYŁĄCZNIE QUASI STACJONARNYCH
- PROBLEM WYBORU TYPU MODELU ORAZ PRAWIDŁOWE OSZACOWANIE JEGO RZĘDU

FHR W RÓŻNYCH STANACH ZACHOWANIA



ANALIZA W POŁĄCZONEJ DZIEDZINIE CZASU I CZĘSTOTLIWOŚCI

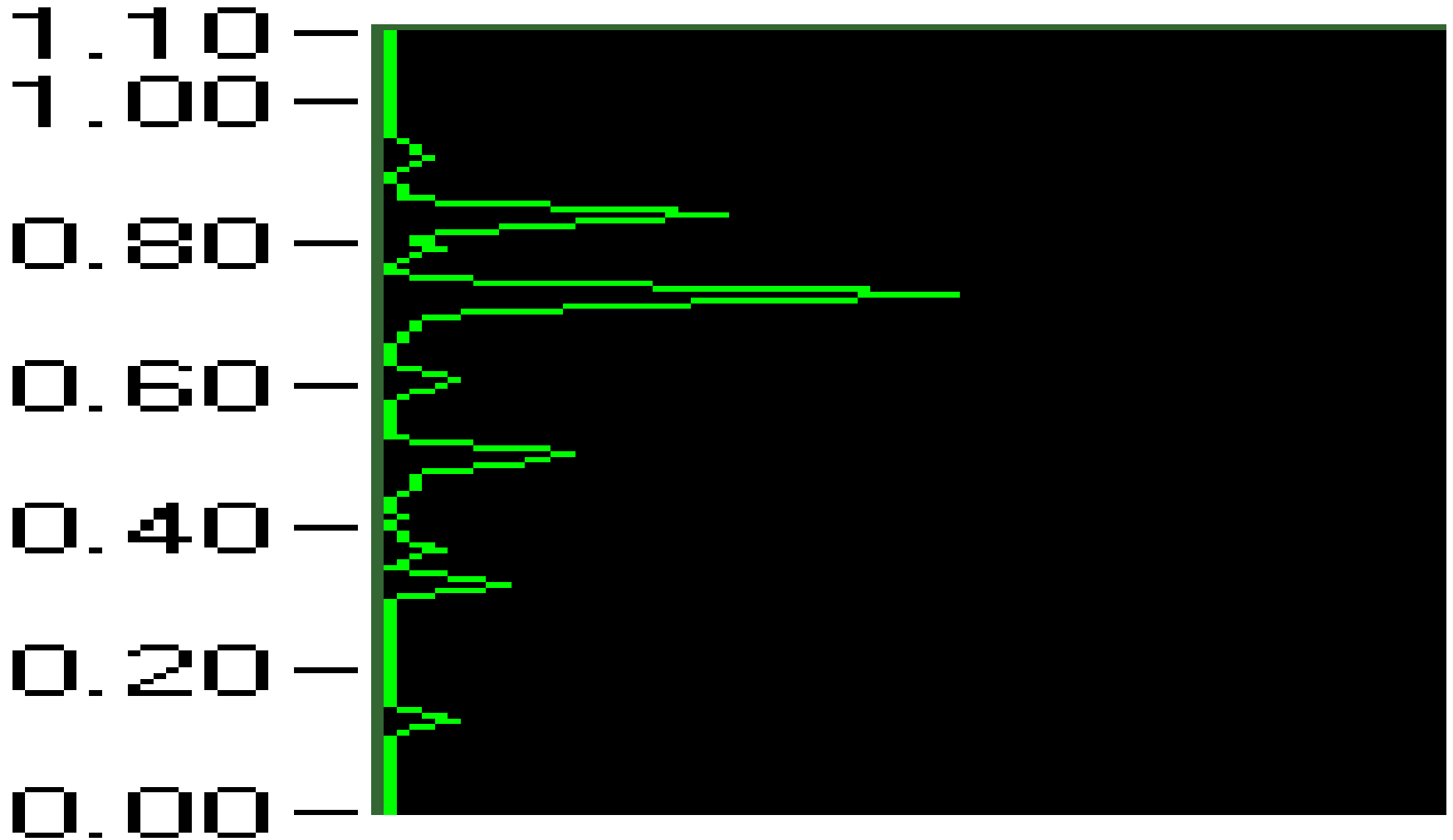


DESKRYPTORY W POŁĄCZONEJ DZIEDZINIE CZASU I ZĘSTOTLIWOŚCI

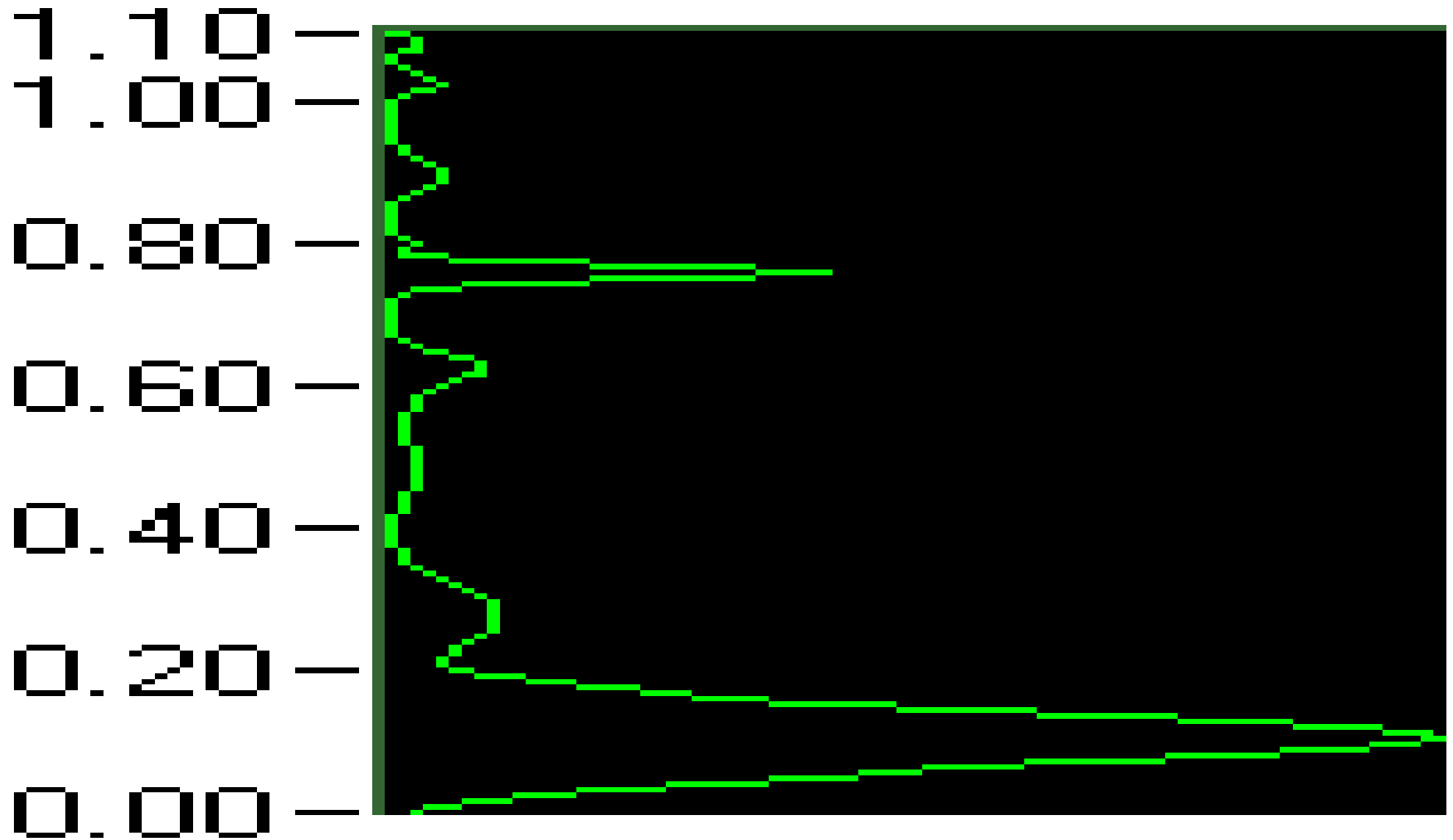
$$A(T) = \frac{E\{[N_{i+1}(T) - N_i(T)]^2\}}{2E\{N_{i+1}(T)\}}$$

$$W_{m,n}(m) = \frac{1}{\sqrt{m}} \sum_{i=1}^N T_{RR}(i) \psi\left(\frac{i-1}{m} - n\right)$$

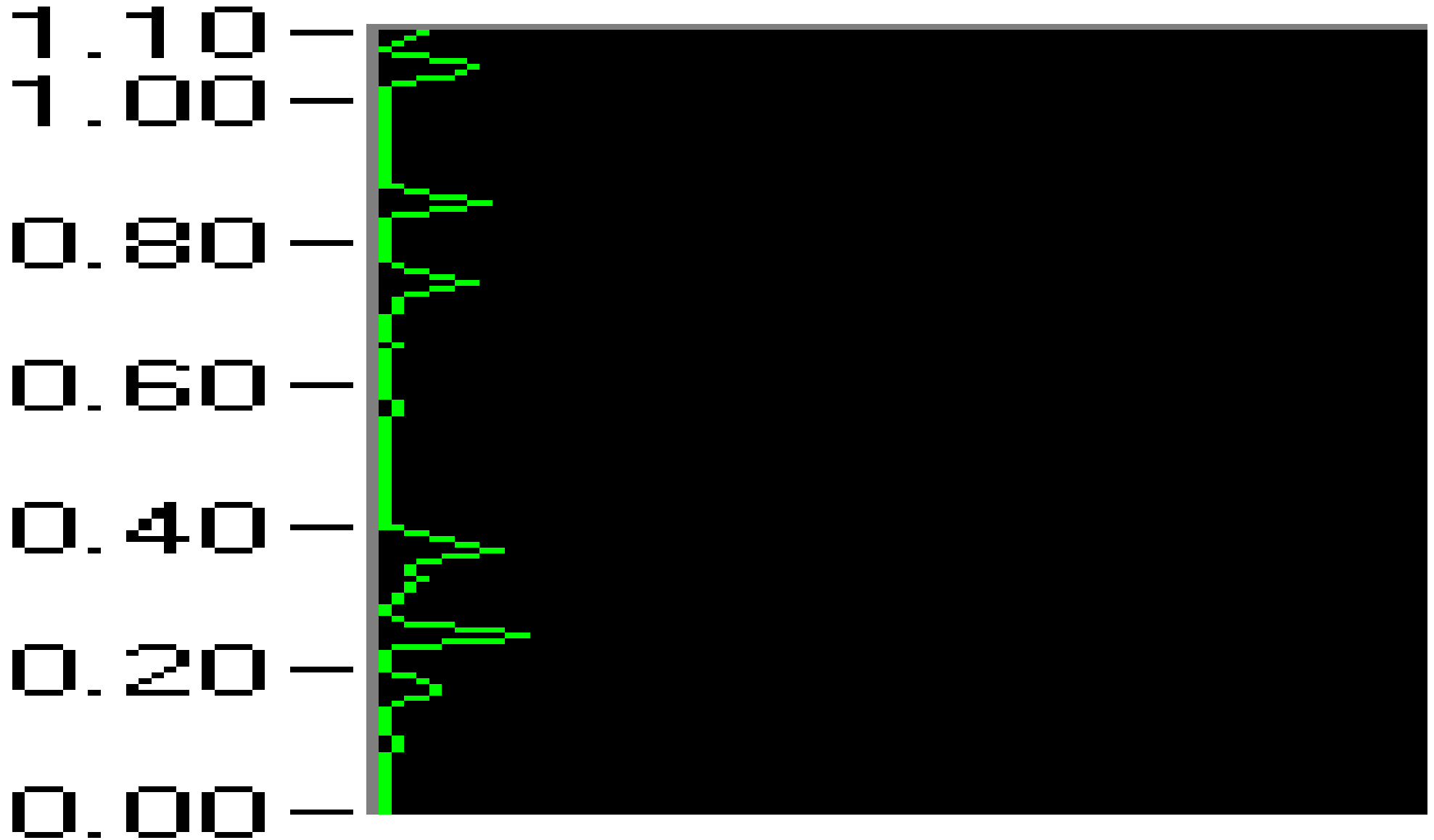
INSTANTANEOUS PSD (PHASE 1)



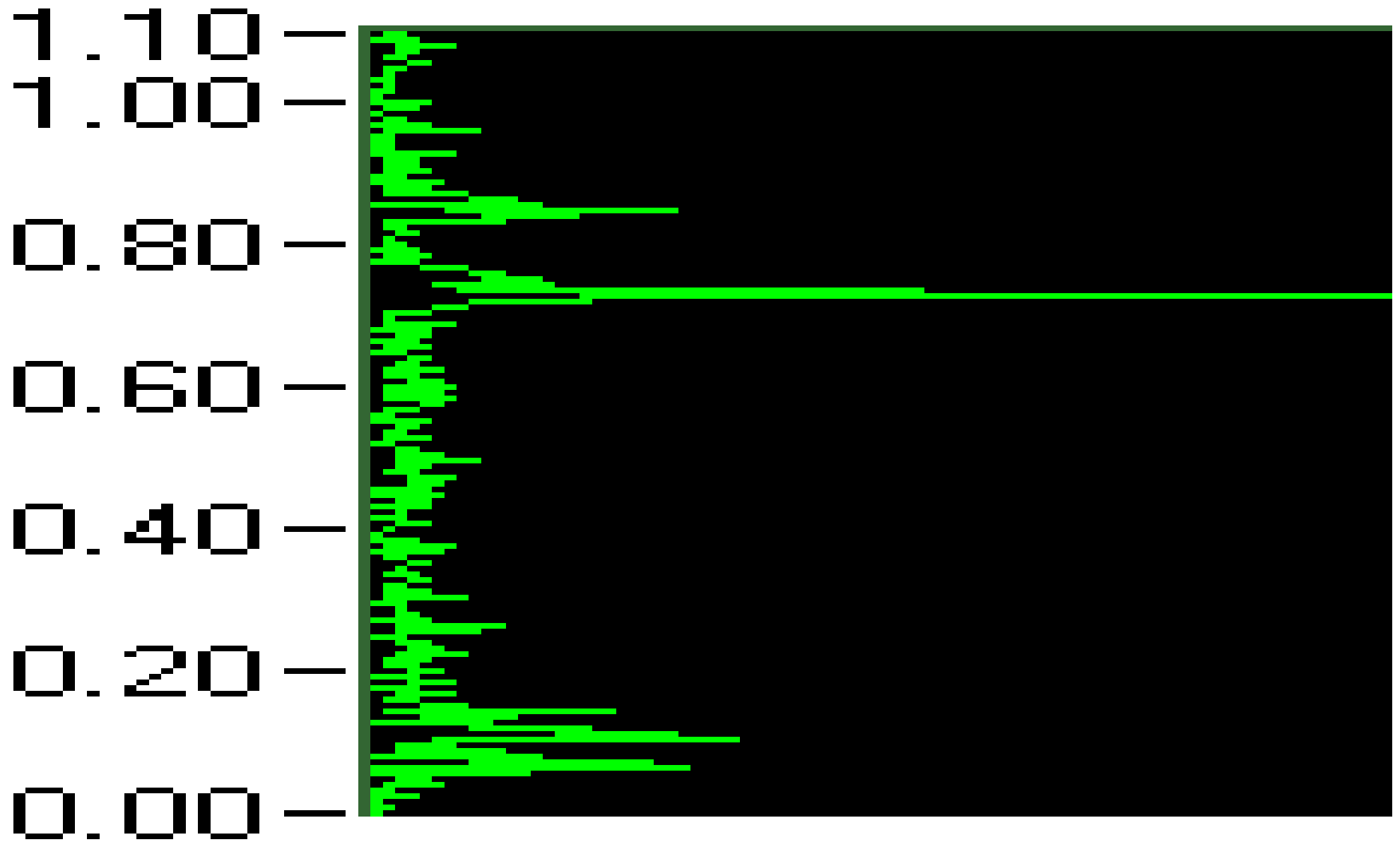
INSTANTANEOUS PSD (PHASE 2)



INSTANTANEOUS PSD (PHASE 3)



AVERAGED PSD



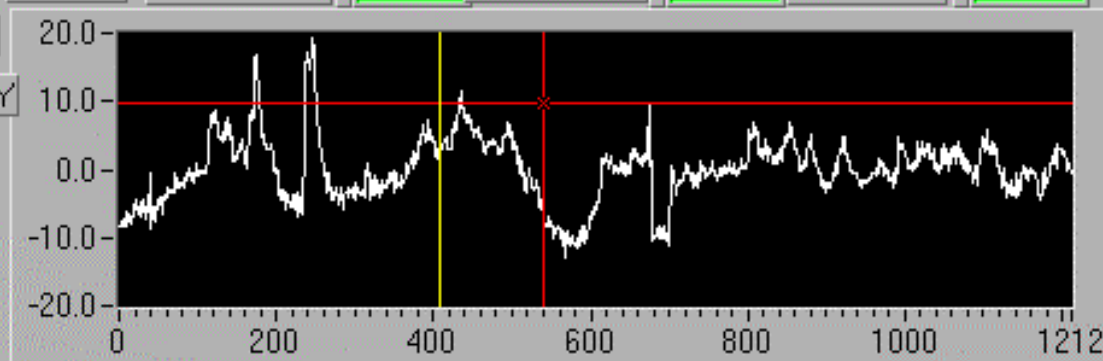
AUTOM. FHR SPECTRUM ANALYSER.VI

File Edit Operate Controls Windows Text Help



SIGNAL WIN.START WIN.WIDTH WIN.INCR.

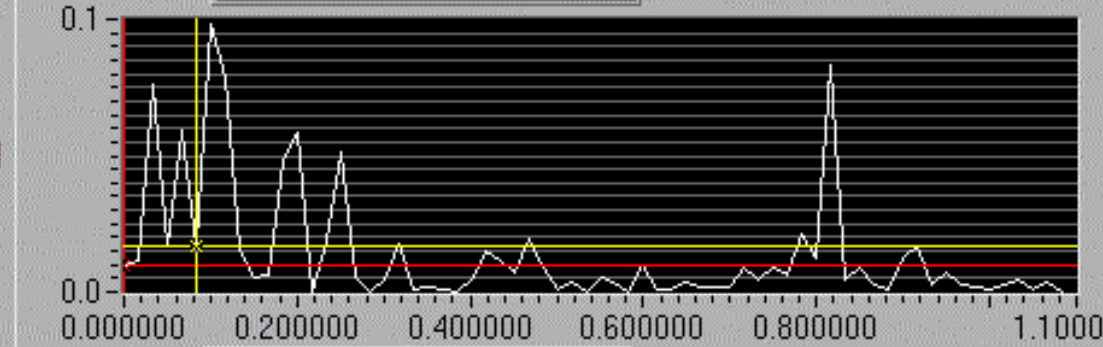
SAMPLING FREQUENCY
 MEDIAN FILTER
 WINDOW TYPE
 FILTER TYPE



FILTER TYPE
 AR COEFF



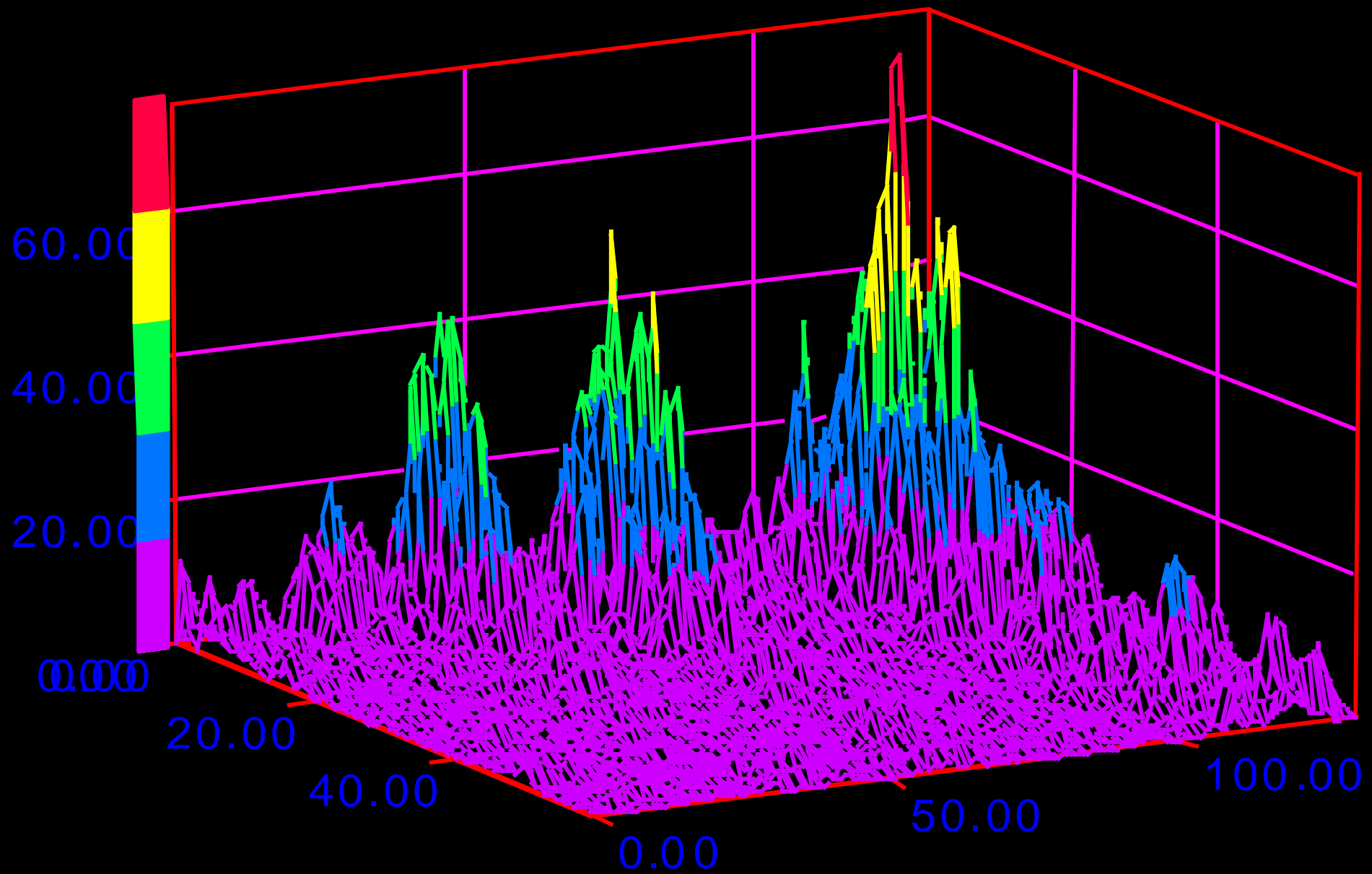
SPECTRUM CUR 0 [408.00] [37.61]
 CUR 1 [540.00] [9.73]



TOTAL SIGNAL LENGTH [1213] INTEGRAL Cur 0 [0.083] [0.016] Cur 1 [0.000] [0.010] DECIBEL SCALE

PSD

WINDOW	<input type="text" value="0"/>	<input type="text" value="0.00"/>	<input type="text" value="0.01"/>	<input type="text" value="0.01"/>	<input type="text" value="0.05"/>	<input type="text" value="0.09"/>	<input type="text" value="0.06"/>	<input type="text" value="0.05"/>	<input type="text" value="0.04"/>	<input type="text" value="0.06"/>	<input type="text" value="0.01"/>
PSD LINE	<input type="text" value="0"/>	<input type="text" value="0.00"/>	<input type="text" value="0.02"/>	<input type="text" value="0.02"/>	<input type="text" value="0.04"/>	<input type="text" value="0.06"/>	<input type="text" value="0.03"/>	<input type="text" value="0.05"/>	<input type="text" value="0.07"/>	<input type="text" value="0.10"/>	<input type="text" value="0.02"/>



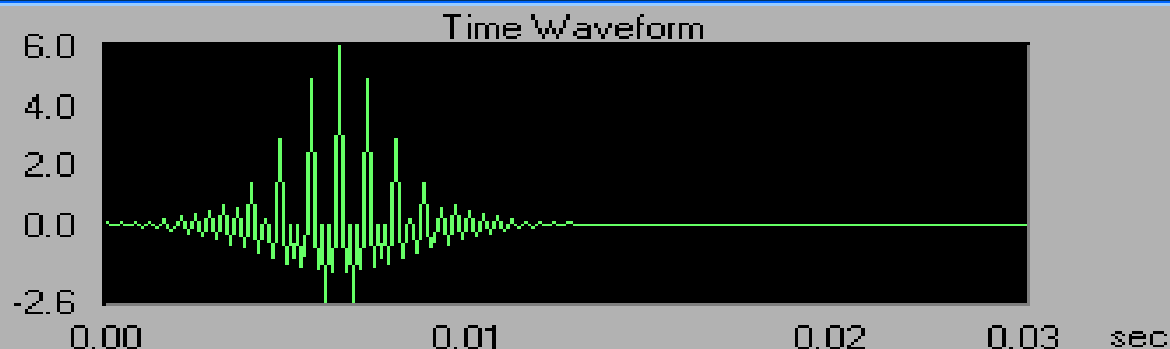
SKŁADOWE JEDNOCZESNE

Joint Time-Frequency Analyzer

File Edit Operate Windows

Quit

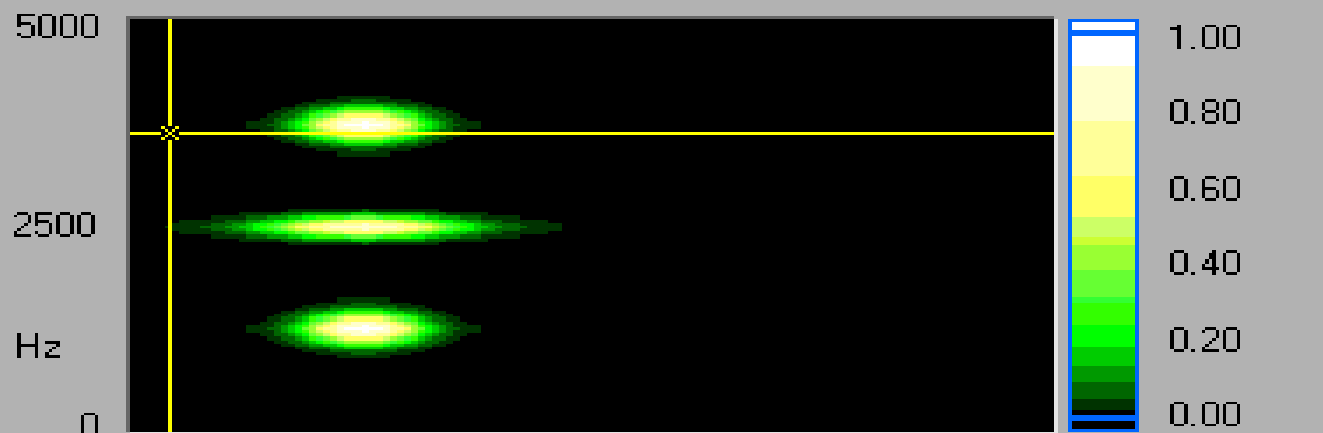
sampling rate 10000 Hz



Current File GAUSS0.LOG

next frame start 0.0255 sec

Next Frame New File



New Spectrogram

JTFA method selector

Gabor

JTFA method parameters

Gabor order

2

Gabor basis bandwidth

medianband

Preemphasis time increment

OFF

2

0.0011 sec

3652 Hz

0.000

mapping

log
linear

time frequency spectrogram

Color Table Green-White

Save to Disk

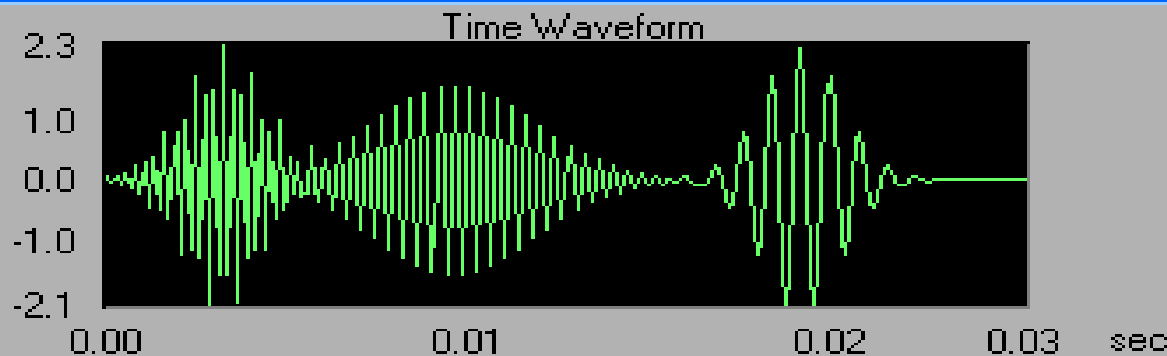
KOLEJNO WYSTĘPUJĄCE SKŁADOWE

Joint Time-Frequency Analyzer

File Edit Operate Windows

Quit

sampling rate 10000 Hz

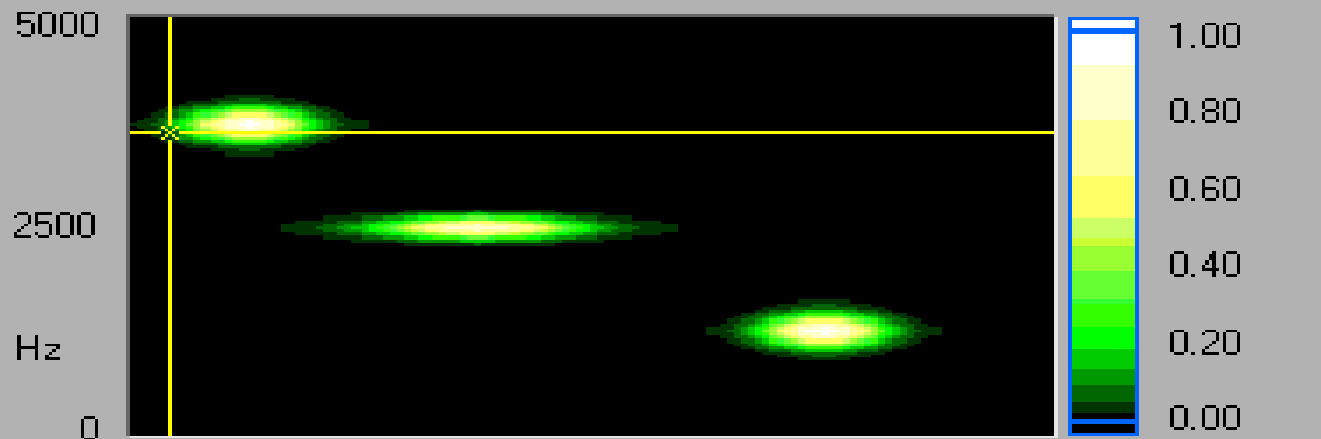


Current File GAUSS1.LOG

next frame start 0.0255 sec

Next Frame

New File



New Spectrogram

JTFA method selector

Gabor

JTFA method parameters

Gabor order

2

Gabor basis bandwidth

medianband

Preemphasis

OFF

time increment

2

0.0011 sec

3652 Hz

0.064

mapping

log

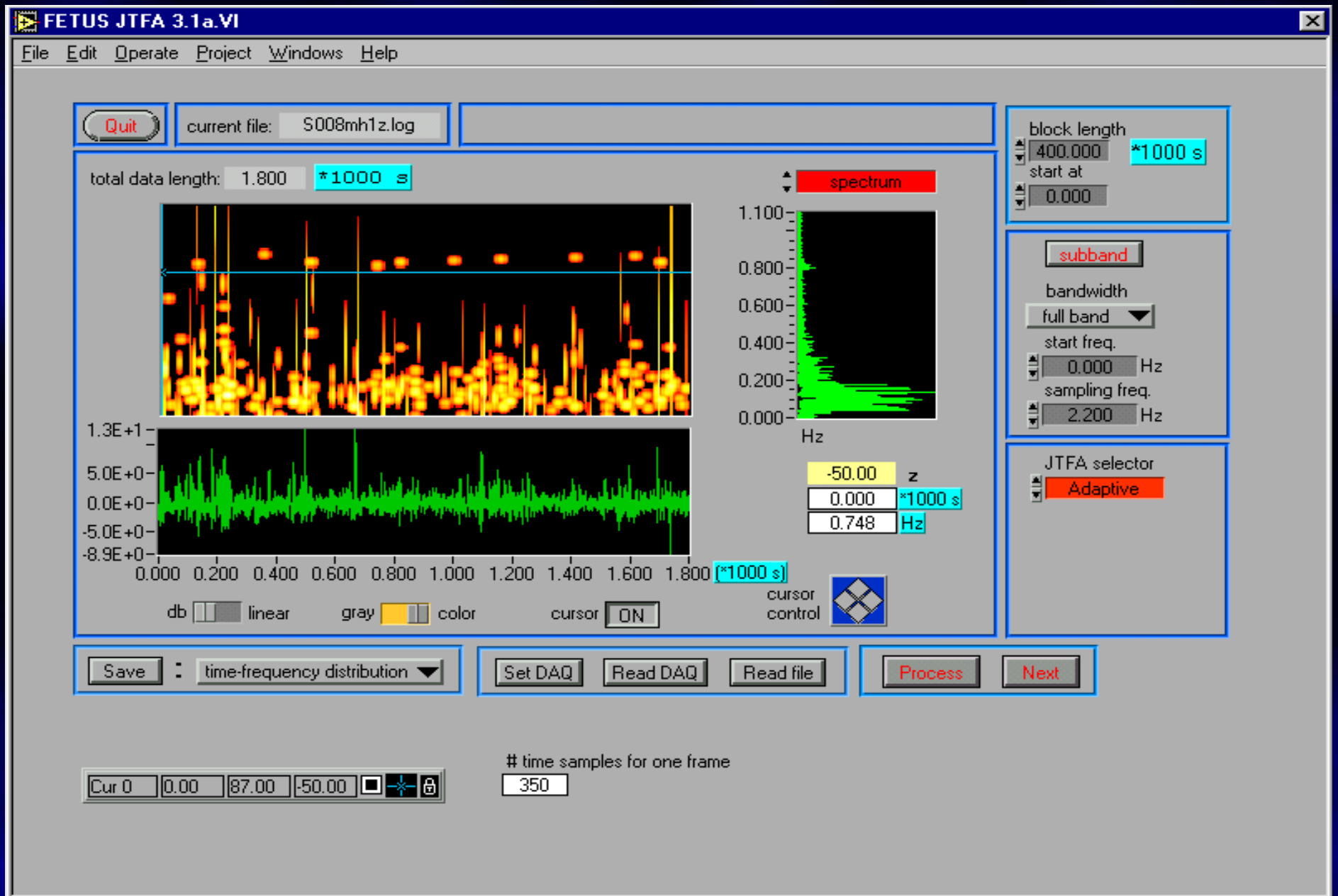
linear

time frequency spectrogram

Color Table Green-White

Save to Disk

JTFA - ALGORYTM ADAPTACYJNY



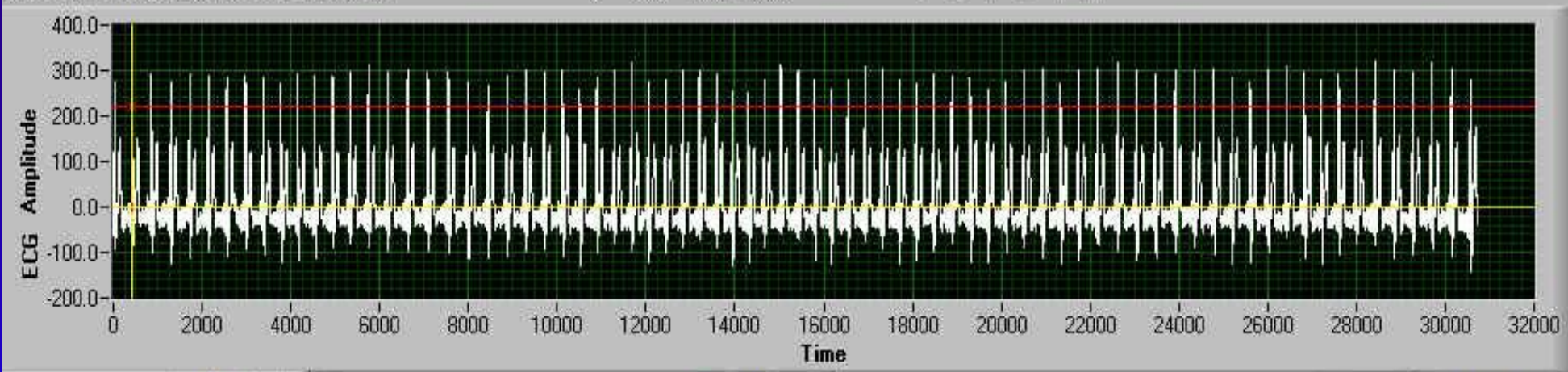
ZAWARTOŚĆ INFORMACYJNA JTFA

- ♦ CZY SYGNAŁ MA STRUKTURĘ PROSTĄ CZY ZŁOŻONĄ
- ♦ JAKI JEST ZAKRES CZĘSTOTLIWOŚCI WYSTĘPUJĄCYCH W BADANYM SYGNALE
- ♦ CZY I W JAKI SPOSÓB CZĘSTOTLIWOŚCI ZMIENIAJĄ SIĘ W CZASIE
- ♦ JAKA MOC ZWIĄZANA JEST Z POSZCZEGÓLNYMI SKŁADOWYMI CZĘSTOTLIWOŚCIOWYMI

CROSS CORRELATION ● PEARSON COEFFICIENT 0.0082 Segment 1 30750 Segment 2 15882
 THRESHOLD LEVEL 200.00 MINIMUM PEAK WIDTH 3 ERROR LEVEL (%) 0.0000 NUMBER OF ACCEPTED R WAVES 75
 STOP

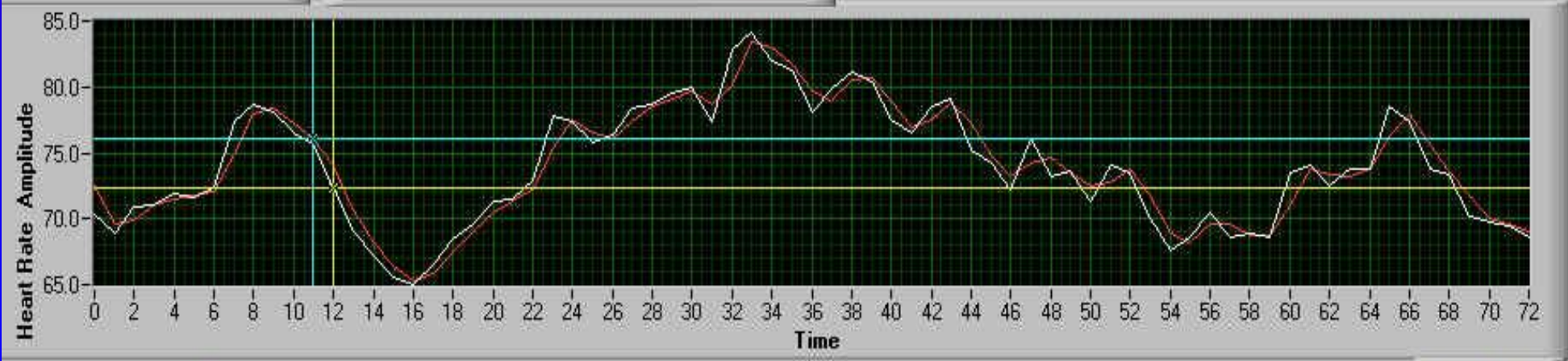
Cursor 0	20274.8	44.37		
Cursor 1	51024.3	-8.00		
Cursor 2	70116.3	-127.50		
Cursor 3	85997.8	-206.25		

CURRENTLY ANALYZED ECG SEGMENT



ECG signal level after correction 61.07
 ECG RECORD SAVE
 HR RECORD SAVE
 INDICES SAVE

Time				Cursor 0	439.38	0.00		
Amplitude				Cursor 1	429.00	221.00		



FFT length 36
 HR segment 73
 HR sampling frequency 1.1954 Hz
 FFT frequency resolution 0.0164 Hz

Time				Cursor 0	12.00	72.33		
Amplitude				Cursor 1	11.00	76.07		

Original

Berger

AR model of 12

ALLAN WINDOW WIDTH (in sec)

2.00

ECG SAMPLING FREQUENCY

500.00

WINDOW WIDTH FOR TIME DOMAIN INDICES ESTIMATION

ONE-MINUTE ORIGINAL

ECG SECTION

START	STOP	LENGTH OF ANALYZED ECG SUBSEGMENT IN SEC	NUMBER OF DETECTED R WAVES
9292.50	45448.79	72.31	84

R LOCATIONS	0	9	411	818	1241	1655	2078	2515	2938	3339	(SAMPLE NUMBER)
-------------	---	---	-----	-----	------	------	------	------	------	------	-----------------

R LOCATIONS	0	0.0170	0.8218	1.6357	2.4825	3.3109	4.1568	5.0297	5.8760	6.6782	(SECONDS)
-------------	---	--------	--------	--------	--------	--------	--------	--------	--------	--------	-----------

R AMPLITUDES	0	301.50	241.04	262.13	256.38	253.29	236.04	255.13	266.00	282.09
--------------	---	--------	--------	--------	--------	--------	--------	--------	--------	--------

T R-R DISTANCES	0	0.0170	0.8048	0.8138	0.8468	0.8284	0.8460	0.8728	0.8463	0.8022	(SEKUNDS)
-----------------	---	--------	--------	--------	--------	--------	--------	--------	--------	--------	-----------

NUMBER OF COUNTS	0	3	2	3	2	1	3	2	2	3	2
------------------	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---	---

HR SECTION

min HR	max HR	allowed error percentage
30.00	210.00	20.00

HR	0	74.55	73.73	70.85	72.43	70.92	68.74	70.89	74.79	71.00	35.87	(BPM)
----	---	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

filter length

2000 3000
1000 4000
0 5000

2

filter width

75 100 125
50 150
25 175
0 200

2

delay

200 300
100 400
0 500

0

amplitude

4.0 6.0
2.0 8.0
0.0 10.0

1.00



TIME DOMAIN INDICES

deHaan STI	deHaan LTI	Yeh DI	Yeh II	Organ BAND	van Geijn ID	Huey STV	Huey LTV	Dalton MABB	Dalton SD	Zugaib STV	Zugaib LTV	OSC
0.0197	109.0604	0.0153	0.0602	8.9310	3.8724	144.5730	126.1181	9.7333	49.0329	0.0073	0.0509	19.1080

STANDARD DEVIATIONS OF WAVEL

w1	w2	w3
1.2937	2.5952	6.4024

FFT BASED ESTIMATION

SDNN	RMSSD	ALLAN FACTOR	TOTAL POWER	VLF	LF	HF	LF/HF	NOISE	TOTAL POWER 2	ULF 2	VLF 2	LF 2
24.3999	37.5809	0.1316	15.9817	0.1634	0.4033	0.0437	9.2328	0.1557	14.7288	0.0060	0.0930	0.3160

COVARIANCE AR METHOD ESTIMA

AR COEFFICIENTS

1.0000	-1.7849	1.9608	-2.0179	1.9869	-1.6509	1.5419	-1.0786	0.6781	-0.3971	0.1801	-0.0623	0.1098
--------	---------	--------	---------	--------	---------	--------	---------	--------	---------	--------	---------	--------

ROOTS

0.7790 +0.5082 i	-0.4332 -0.4508 i	0.7790 -0.5082 i	-0.4332 +0.4508 i	0.8896 +0.3109 i	-0.0714 -0.8280 i	-0.0714 +0.8280 i	0.2727 -0.8218 i	-0.5441 +0.6403 i
------------------	-------------------	------------------	-------------------	------------------	-------------------	-------------------	------------------	-------------------

EXPANSION

zero padding

analysis filters

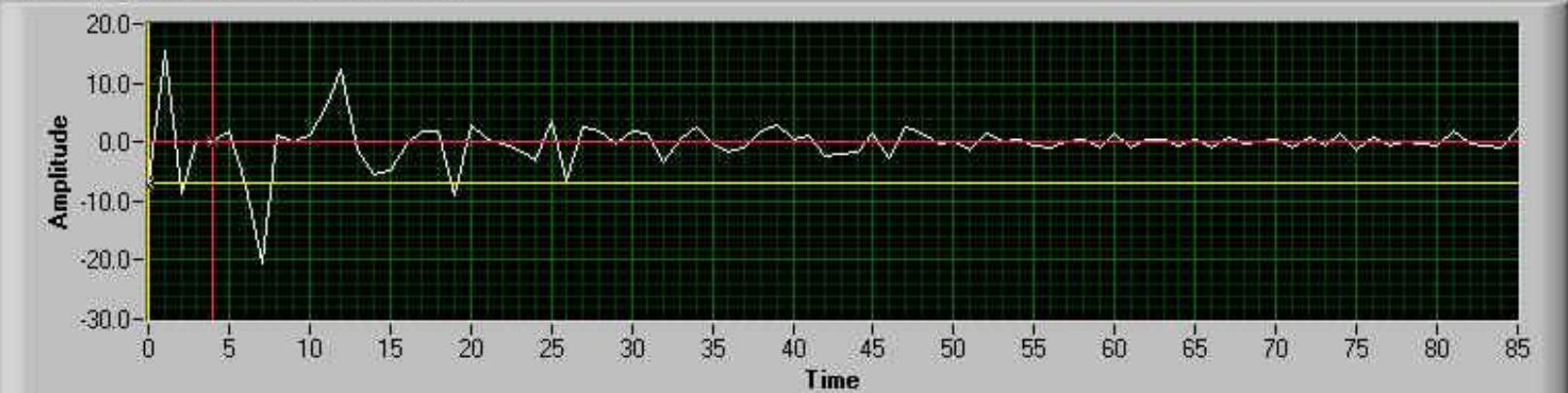
lowpass

highpass

SCALE SUB-SEGMENT WIDTH

SCALE

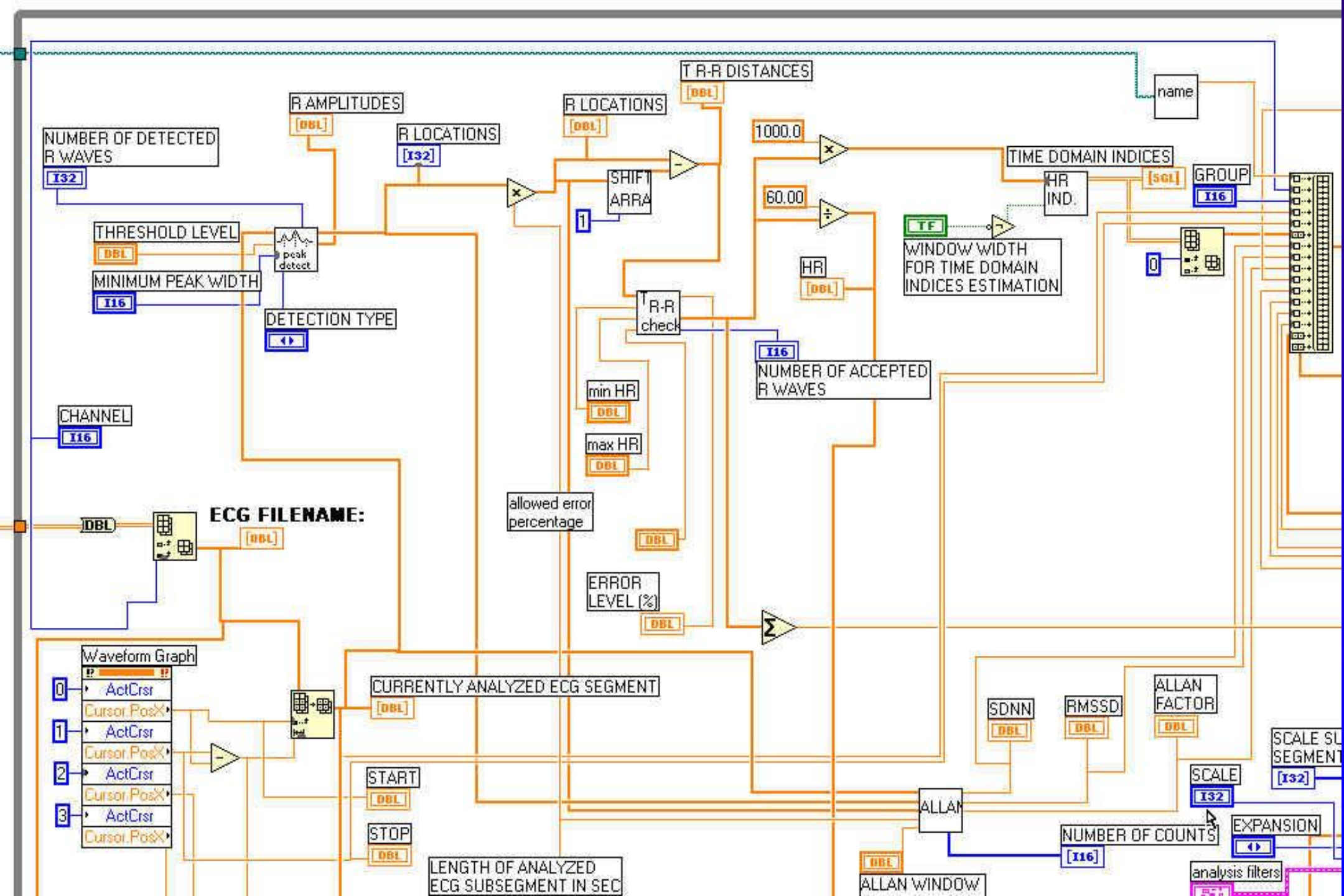
DIGITAL WAVELET TRANSFORM DWT



Time

Amplitude

HR before co



ŹRÓDŁA ZAKŁÓCEŃ

- power line interference
- electrode pop or contact noise
- patient–electrode motion artifacts
- electromyographic (EMG) noise
- baseline wandering

**ZAKŁÓCENIA
CYKLICZNE
(WĄSKOPASMOWE)**



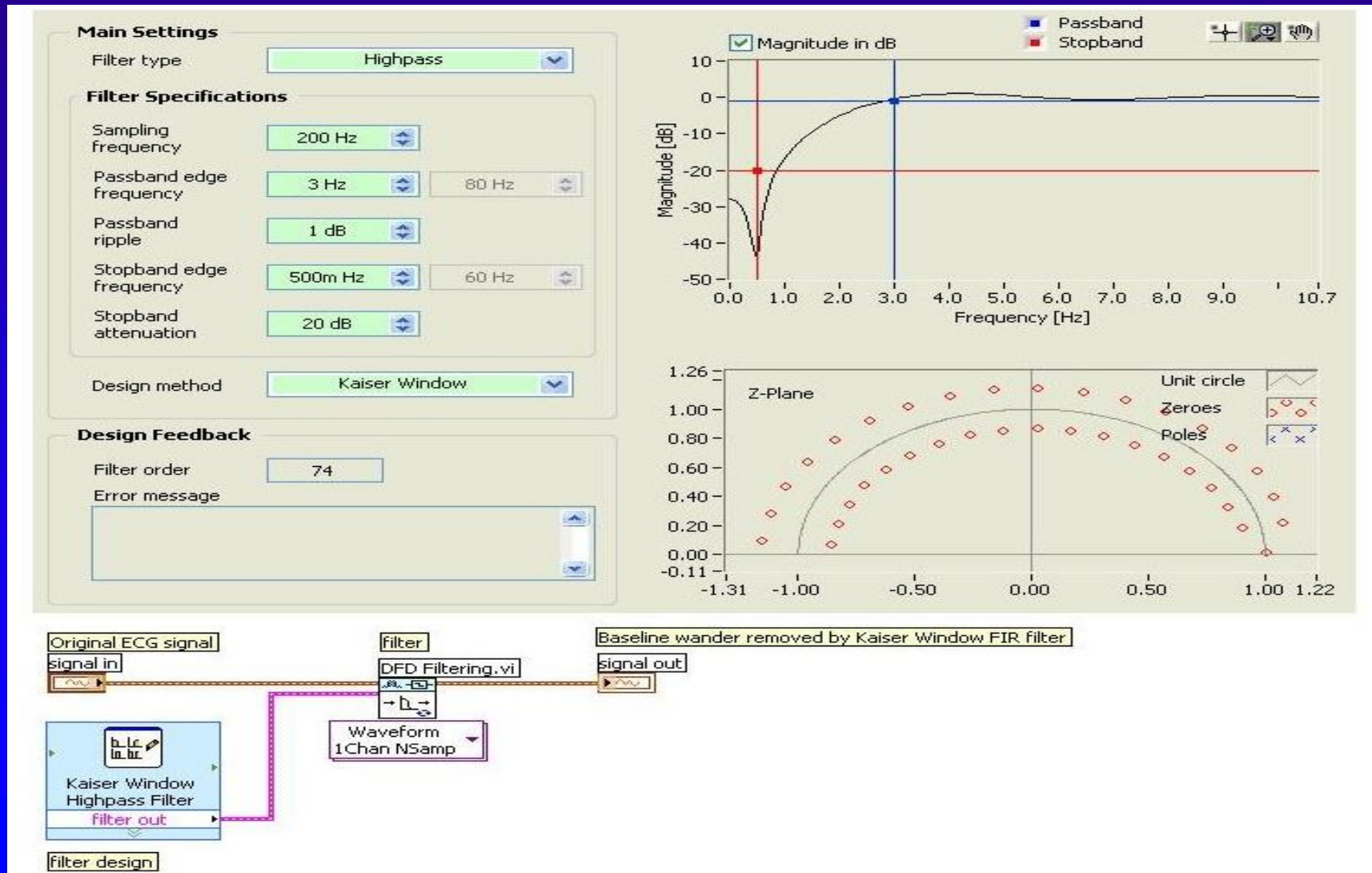
ŹRÓDŁA ZAKŁÓCEŃ

- power line interference
- electrode pop or contact noise
- patient–electrode motion artifacts
- electromyographic (EMG) noise
- baseline wandering

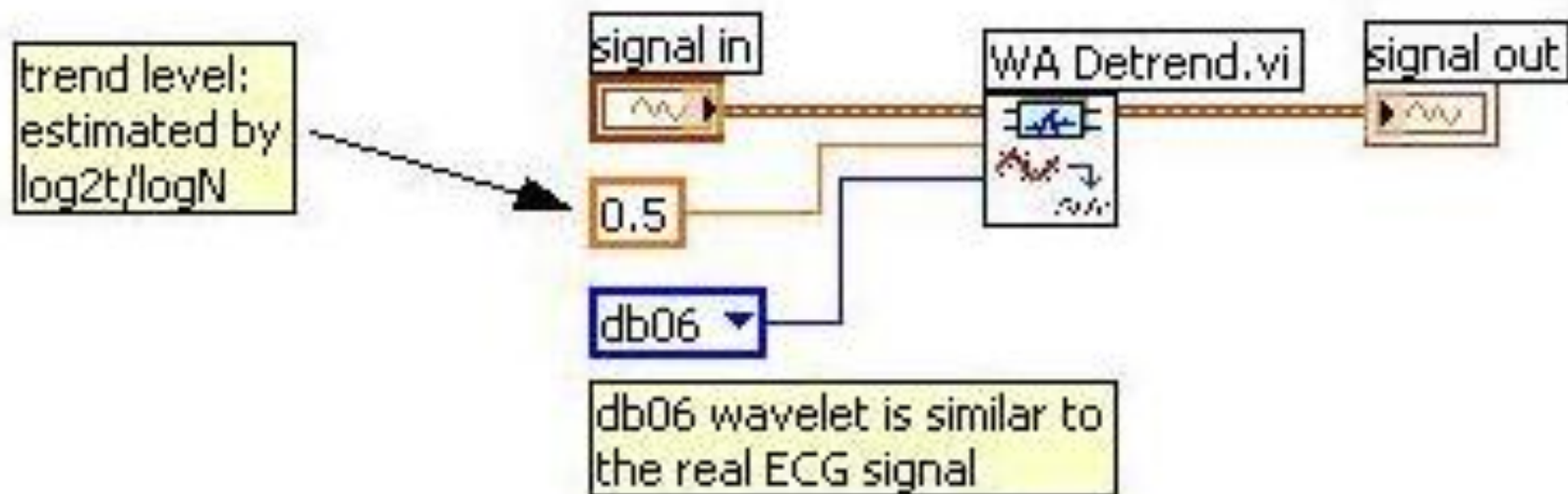
**ZAKŁÓCENIA
NIECYKLICZNE
(SZEROKOPASMOWE)**



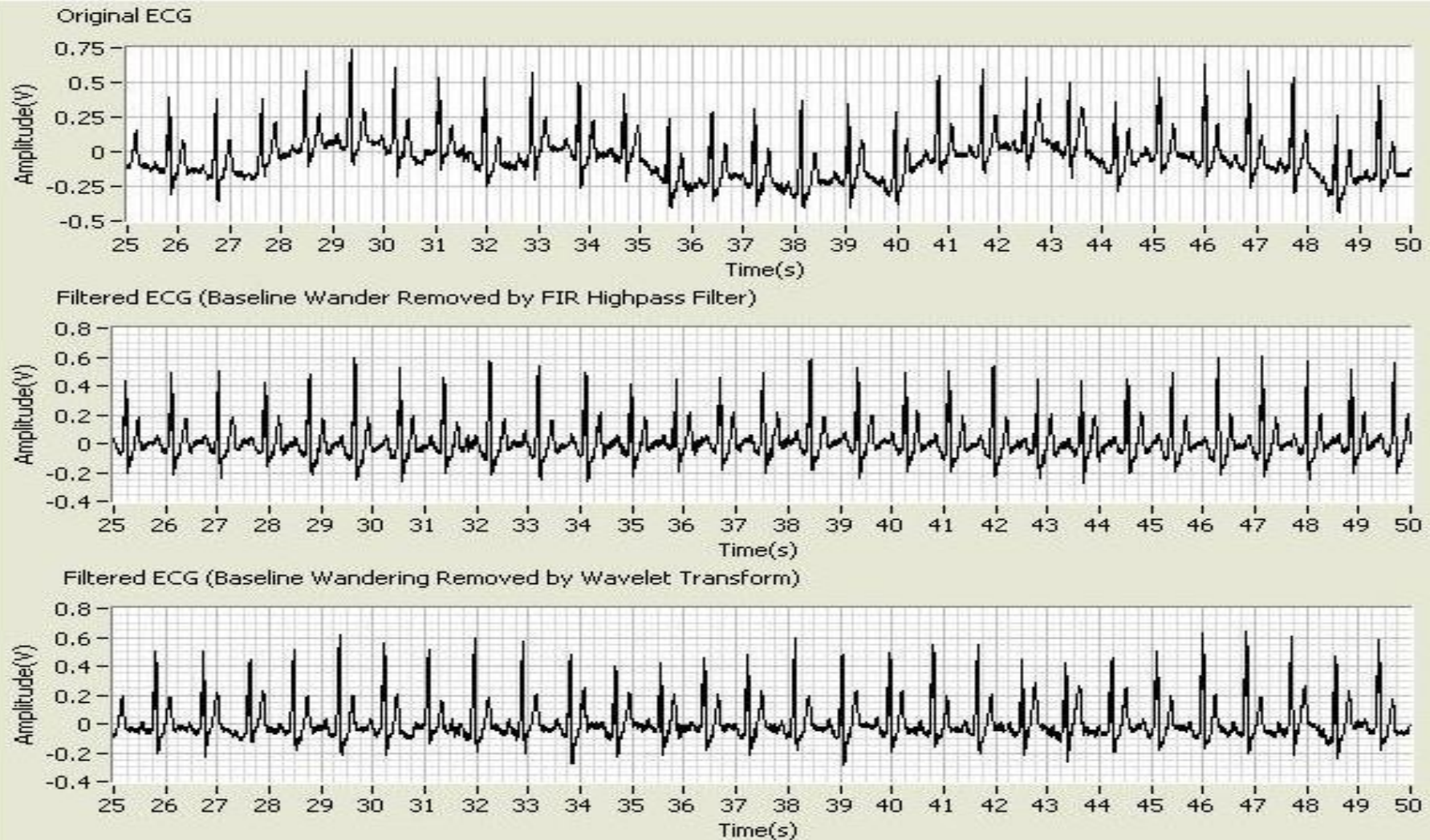
USUWANIE ZAKŁÓCEŃ CYKLICZNYCH – FILTRY CYFROWE



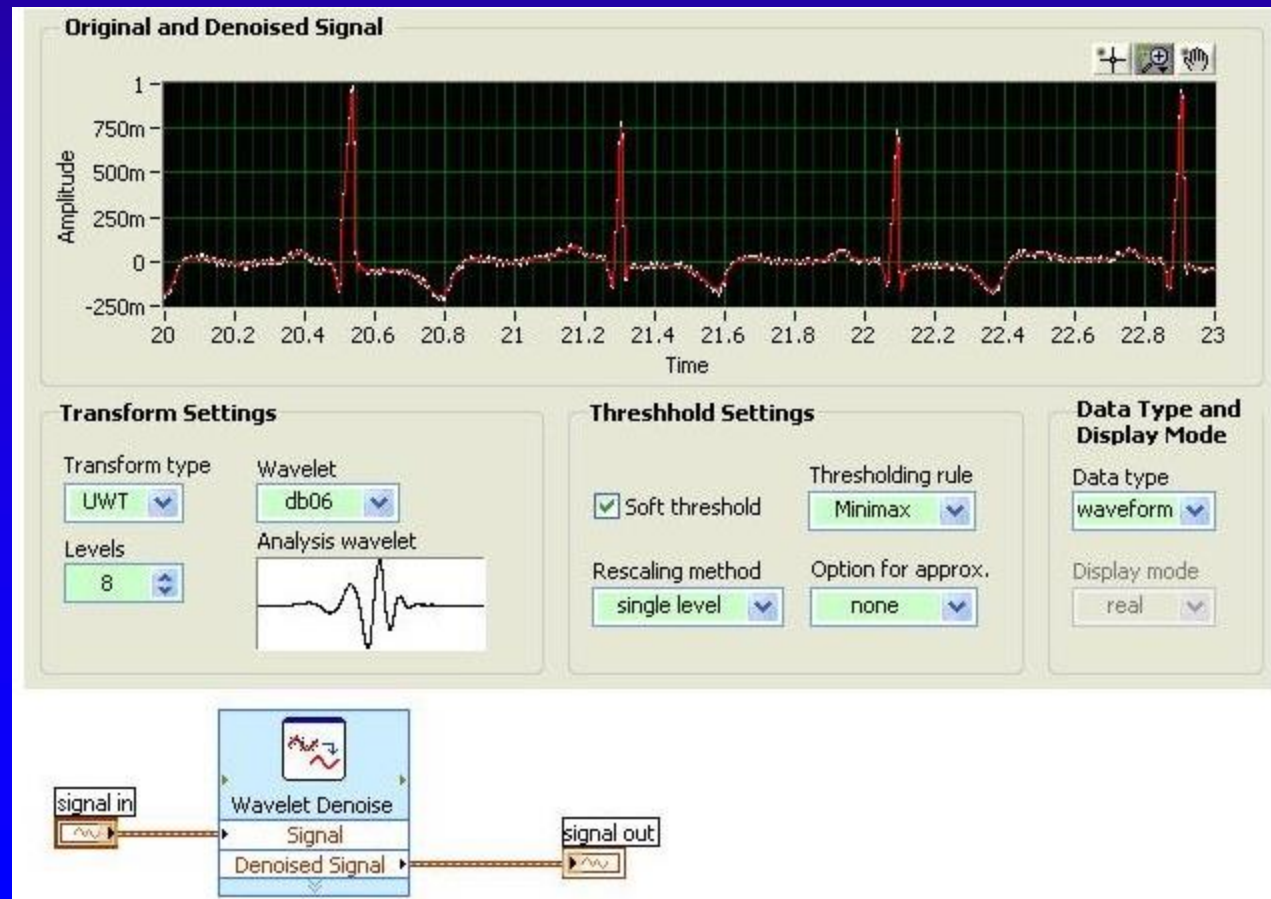
USUWANIE ZAKŁÓCEŃ CYKLICZNYCH – TRANSFORMATA FALKOWA DAUBECHIE6



PORÓWNIANIE WYNIKÓW FILTRACJI



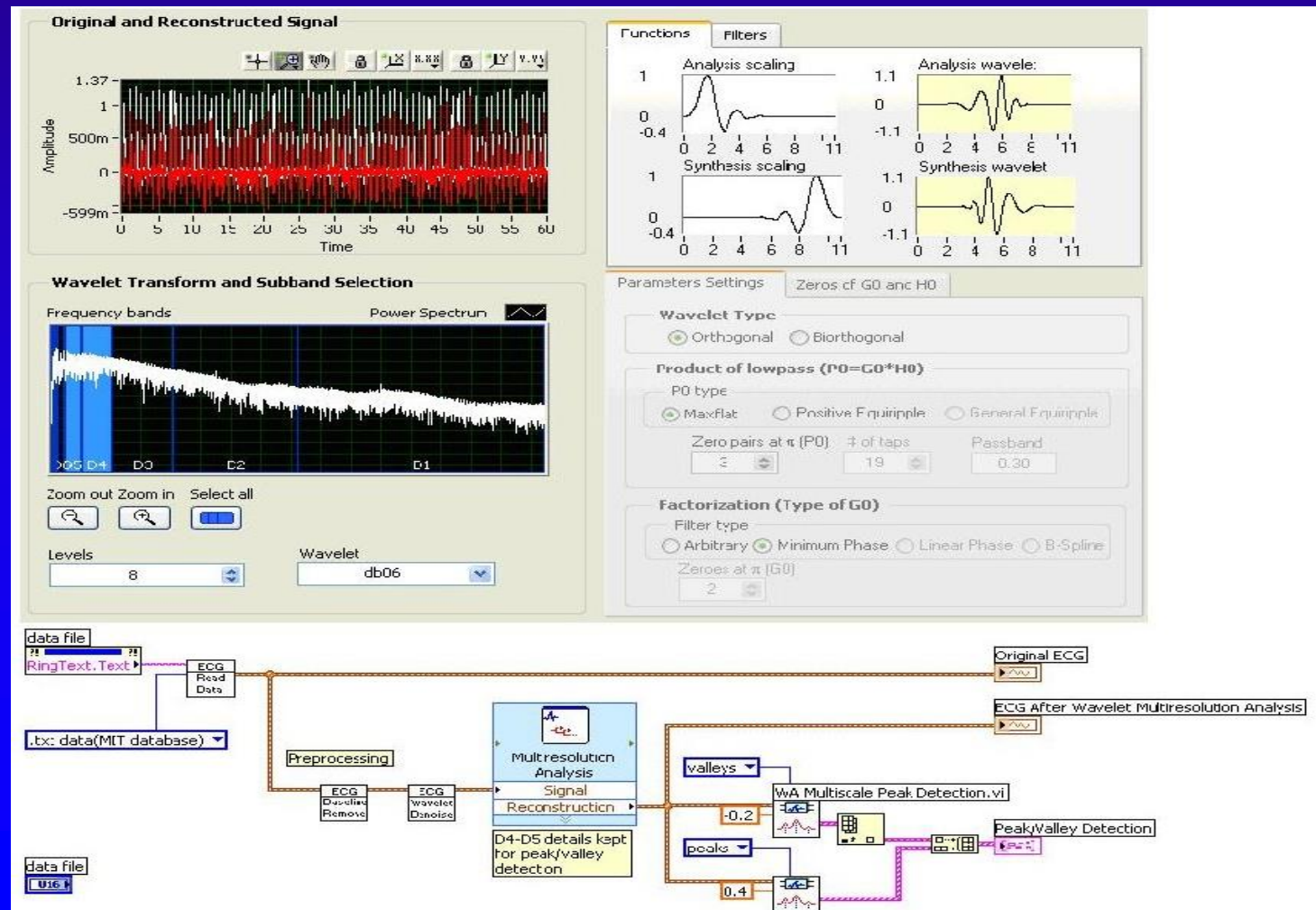
USUWANIE SZUMU SZEROKOPASMOWEGO METODĄ UWT (undecimated wavelet transform)



WYNIK FILTRACJI UWT



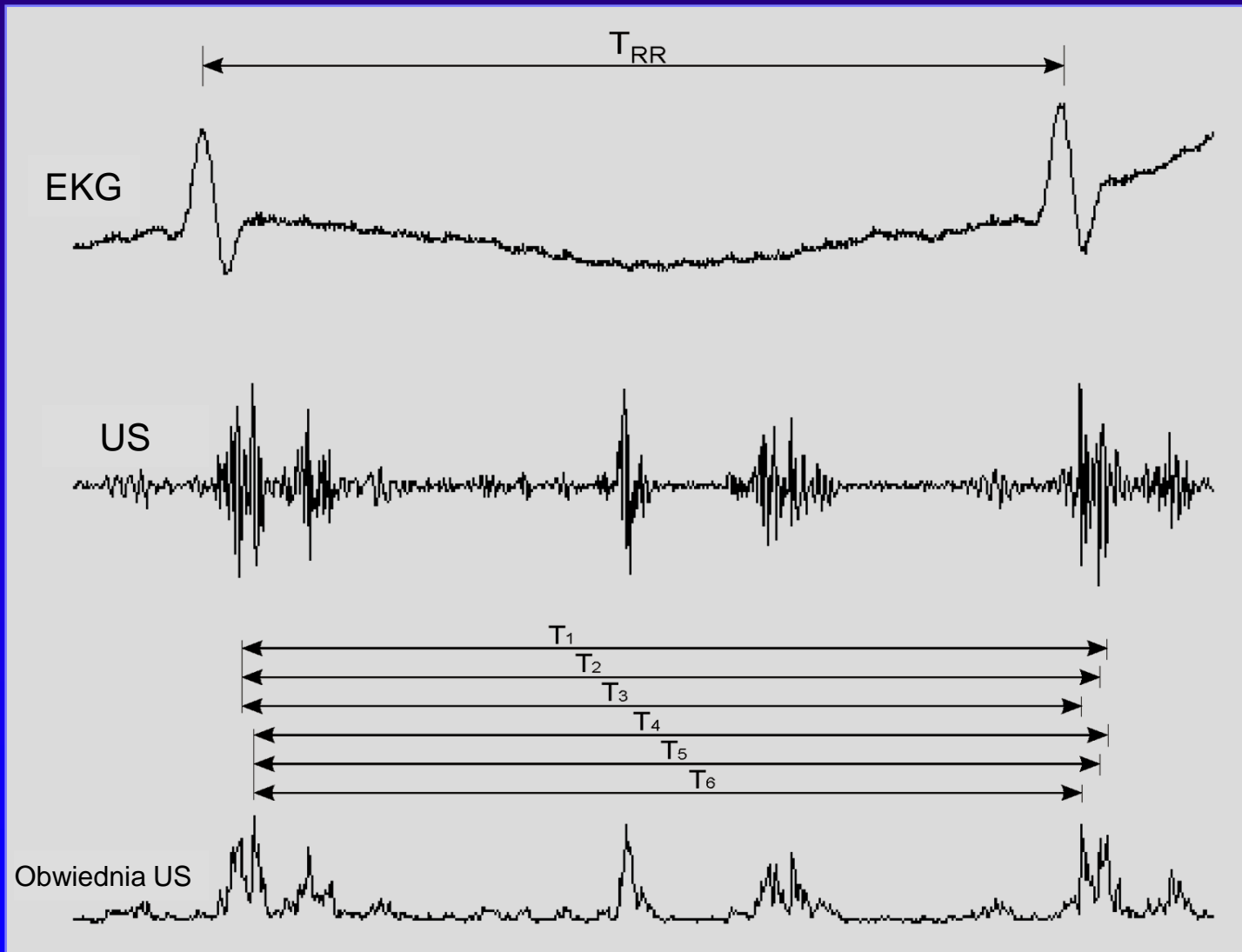
DETEKCJA KOMPLEKSÓW QRS METODĄ ANALIZY WIELOROZDZIELCZEJ OPARTEJ NA DWT



WYNIK ANALIZY WIELOROZDZIELCZEJ



Częstość uderzeń serca płodu - FHR



$$FHR [bpm] = \frac{60000}{T_{RR} [ms]}$$

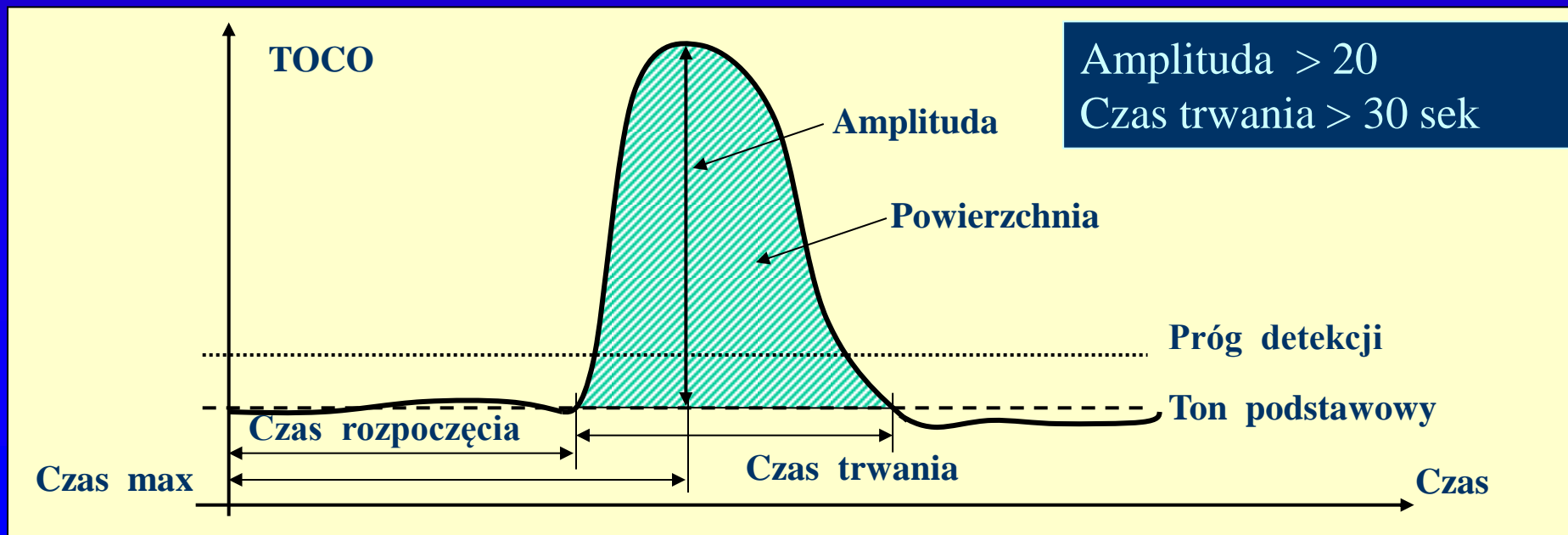


Klasyczna analiza czynności skurczowej macicy – analiza sygnału TOCO w dziedzinie czasu

Detekcja skurczu

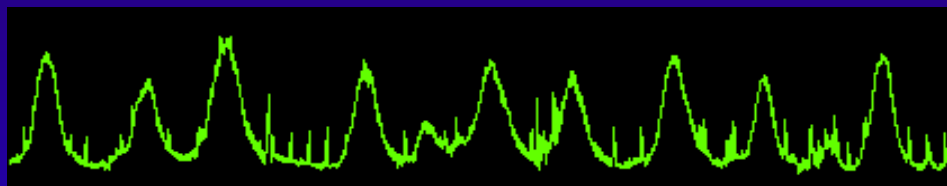
1. Wyznaczenie tonu podstawowego - TP
2. Określenie progu detekcji - PD
3. Detekcja wychyleń krzywej skurczowej powyżej progu detekcji
4. Klasyfikacja wychylenia jako skurczu jeśli spełnione są kryteria amplitudy oraz czasu trwania wychylenia

Wyznaczenie podstawowych parametrów skurczu



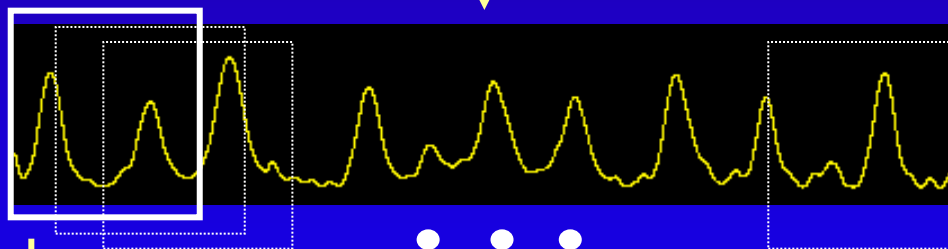
Analiza sygnału TOCO w dziedzinie czasu

Surowy TOCO

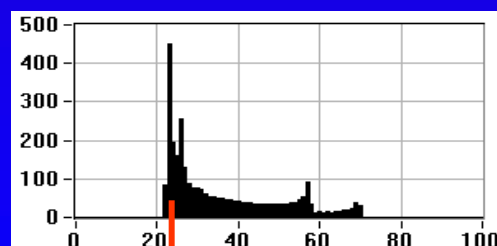


Filtracja dolnoprzepustowa 0,04 Hz

Okno:
szer. 5 min
krok 1 min



Histogram



Wartość modalna = Próbkę tonu podstawowego

Ton podstawowy + 10 = Próg detekcji

KLASYFIKACJA DANYCH DIAGNOSTYCZNYCH

- ◆ **METODY STATYSTYCZNE**
- ◆ **METODY SZTUCZNEJ INTELIGENCJI**

METODY STATYSTYCZNE

- ◆ **ANALIZA OPISOWA**
- ◆ **TESTOWANIE HIPOTEZ**
- ◆ **KORELACJA I REGRESJA**
- ◆ **METODY MODELOWANIA
STATYSTYCZNEGO**

METODY SZTUCZNEJ INTELIGENCJI

- ◆ **SZTUCZNE SIECI NEURONOWE**
- ◆ **TEORIA ZBIORÓW ROZMYTYCH**
- ◆ **TEORIA ZBIORÓW PRZYBLIŻONYCH**

DZIĘKUJĘ PAŃSTWU ZA UWAGĘ

