



Polska Rzeczpospolita Ludowa

Akademia Medyczna w Poznaniu
Wydział Lekarski

DYPLOM

Jerzy M O C Z K O

ur. 18 luty 1951 roku Poznań

na podstawie przedłożonej rozprawy doktorskiej
pod tytułem Komputerowa analiza zapisów kardio-
tokograficznych.

oraz po złożeniu przepisanych egzaminów
uzyskał stopień naukowy

DOKTORA
NAUK PRZYRODNICZYCH

nadany uchwałą Rady Wydziału Lekarskiego
Akademii Medycznej w Poznaniu
z dnia 19 maja *19*⁸² *roku*

Poznań, dnia 29 marca *19*⁸⁴ *roku*

Promotor /-/doc.dr inż. Ryszard Tadeusiewicz /-/*Rektor* prof. dr Jerzy Wójtowicz /-/*Dziekan* doc.dr. Jacek Łuczak

Pieczęć okrągła z Godłem
Akademia Medyczna
w Poznaniu

Np 919

J E R Z Y M O C Z K O

K O M P U T E R O W A A N A L I Z A Z A P I S Ó W

K A R D I O T O K O G R A F I C Z N Y C H

z Instytutu Medycyny Społecznej

Akademii Medycznej w Poznaniu

Dyrektor: prof.dr hab. Mieczysław Jeszke

Praca przygotowana

jako rozprawa doktorska

P O Z N A N - 1 9 8 1

S P I S T R E Ś C I

	str.
1. Spis ważniejszych skrótów i oznaczeń	1
2. Wstęp	6
3. Cel pracy	10
4. Formalne przedstawienie problemu	12
5. Materiał i metodyka	15
5.1. Sposób otrzymywania oraz rejestracji sygnału kardiotokograficznego	17
5.2. Metoda kalibracji toru częstości tętna płodu kardiotokografu HP 8021 A	20
5.3. Metoda kalibracji toru rejestracji czynności skurczowej mięśnia macicy w kardiotokografie HP 8021 A	21
5.4. Charakterystyka stosowanego przetwornika ana- logowo-cyfrowego oraz filtra dolnoprzepusto- wego	22
5.5. Konwersja kodu	26
5.5.1. Realizacja hardware'owa konwersji	26
5.5.2. Realizacja software'owa konwersji	27
5.6. Weryfikacja poprawności uzyskanego sygnału dyskretnego	28
5.7. Analiza składowych charakterystycznych zapisu kardiotokograficznego	29
5.7.1. Wykrywanie skurczu macicy w torze UC	30
5.7.2. Procedura detekcji linii bazowej w torze częstości uderzeń serca płodu	36
5.7.3. Procedura detekcji akceleracji w torze FHR	37

5.7.4. Procedura analizy deceleracji w torze FHR . . .	38
5.7.4.1. Parametry opisowe deceleracji	39
5.7.4.2. Struktura pól deceleracji	42
5.7.5. Procedura analizy szerokości wstęgi oscylacyjnej sygnału w torze FHR	45
5.7.6. Oszacowanie wskaźników zmienności krótko- i długoterminowej sygnału w torze FHR	47
5.8. Analiza widmowa sygnałów z toru UC oraz z toru FHR	51
5.8.1. Oszacowanie gęstości spektralnych mocy analizo- wanych sygnałów oraz widma gęstości mocy wzajem- nej.	51
5.8.2. Estymacja funkcji gęstości całkowitej widma mocy, transmitancji i koherencji.	53
5.9. Wybór optymalnego zestawu parametrów dla celów. predykcji zmian gazometrycznych we krwi włośni- czkowej płodu oraz stanu ogólnego noworodka w pun- ktacji wg V.Apgar.	54
5.9.1. Regresja liniowa wielokrotna	57
5.9.2. Ocena pojemności informacyjnej całego układu zmiennych oraz pojedynczej składowej zestawu optymalnego	58
6. Omówienie wyników	60
6.1. Wartości parametrów równowagi kwasowo-zasadowej krwi włośniczkowej płodu oraz oceny stanu nowo- rodka na podstawie punktacji wg V.Apgar. . . .	60
6.2. Wartości parametrów oszacowanych na podstawie komputerowej analizy zapisu kardiograficznego	61

6.3. Wartości parametrów ogólnych nie pochodzących z analizy zapisu KTG.	63
6.4. Wyniki prostej korelacji liniowej Pearsona	63
6.5. Wyniki wielokrotnej regresji prostoliniowej i pojemności informacyjnych	74
6.6. Wyniki analizy spektralnej zapisu KTG	81
6.7. Porównanie uzyskanych rezultatów z wynikami prac innych autorów	91
7. Wnioski	95
8. Dodatek 1 - Tablica odpowiedniości znaków kodu dalekopisowego nr 2 i kodu ISO-7	97
9. Dodatek 2 - Tablica zależności częstotliwości odcięcia i przesunięcia fazowego ruchomej linii bazowej od ilości uśrednianych amplitud	98
10. Dodatek 3 - Makroinstrukcje uruchamiające programy analizy sygnału KTG	99
11. Piśmiennictwo	102
12. Streszczenie	108

1. SPIS WAŻNIEJSZYCH SKRÓTÓW I OZNACZEN.

- AP1 - stan noworodka w pierwszej minucie po porodzie
w punktacji V.Apgar
- AP5 - stan noworodka w piątej minucie po porodzie
w punktacji V.Apgar
- AR1 - pole wczesne deceleracji wg Tournaire'a
- AR2 - pole późne deceleracji wg Tournaire'a
- AR3 - pole resztowe deceleracji wg Tournaire'a
- A0(j) - chwila początku j- tej akceleracji
- A2(j) - chwila końca j- tej akceleracji
- BASE(j) - cząstkowa linia bazowa w torze FHR
- BASE - medialna wartość linii bazowej w całym 30 min. zapisie
- B|t_i - wartość ruchomej linii bazowej w chwili t_i
- BE - wartość ekscesu zasad w badaniu gazometrycznym
- C_k - współczynnik wzmocnienia funkcji transmitancji
- $\frac{dx}{dt}$ - pierwsza pochodna sygnału z toru UC w chwili
- $\frac{d^2y}{dt^2}$ - druga pochodna sygnału z toru FHR w chwili
- DO(j) - chwila początku j- tej deceleracji
- D1(j) - chwila maksymalnego obniżenia j- tej deceleracji
- D2(j) - chwila zakończenia j- tej deceleracji
- DAE - pole wczesne deceleracji wg Beguina
- DAL - pole późne deceleracji wg Beguina
- DAR - pole resztowe deceleracji wg Beguina
- DI(j) - cząstkowy zmodyfikowany wskaźnik zmienności krótko-
terminowej w torze FHR wg Yeha.
- DI - medialna wartość wskaźnika DI dla całego zapisu
- EF - wskaźnik arytmii skurczów wg Effera

- $\exp(x)$ - funkcja wykładnicza o podstawie $e = 2.718$
- ERR - błąd resztowy regresji wielokrotnej
- ESS - suma kwadratów odchyleń punktów pomiarowych od hiperpłaszczyzny regresji
- FHR - tor rejestracji akcji serca płodu /fetal heart rate/
- FREQ - średnia spektralna
- f - częstotliwość sygnału
- $G_{k,x}$ - estymator zgrubny widma gęstości mocy sygnału w torze UC
- $G_{k,y}$ - estymator zgrubny widma gęstości mocy sygnału w torze FHR
- $G_{k,xy}$ - estymator zgrubny widma gęstości mocy wzajemnej sygnałów z toru UC i FHR
- G_k - wygładzony częstotliwościowo estymator widma gęstości mocy
- g^T - macierz transponowana zmiennej pomiarowej g
- g^{-1} - macierz odwrotna zmiennej pomiarowej g
- HCO_3 - zasób dwuwęglanów
- h - odstęp próbkowania
- H_j - wskaźnik pojemności indywidualnej j - tego nośnika informacji
- H_0 - wskaźnik pojemności integralnej zespołu nośników informacji
- IS - ilość skurczów
- ID - ilość deceleracji
- IA - ilość akceleracji
- II(j) - cząstkowy zmodyfikowany wskaźnik zmienności długoterminowej w torze FHR wg Yeha
- II - medialna wartość wskaźnika II(j) dla całego zapisu
- IV(j) - cząstkowy zmodyfikowany wskaźnik chwilowej zmien-

ności w torze FHR wg Organa

- IV - medialna wartość wskaźnika IV(j) dla całego zapisu
- $\{j,k\}$ - symbol stowarzyszenia j- tej deceleracji z k- tym skurczem
- KTG - zapis kardiokotograficzny
- LTI(j) - cząstkowy zmodyfikowany wskaźnik zmienności długoterminowej w torze FHR wg de Haana
- LTI - medialna wartość wskaźnika LTI dla całego zapisu
- $\ln(x)$ - logarytm naturalny liczby x
- $\min\{e\}$ - symbol wartości minimalnej ze zbioru e
- $\max\{e\}$ - symbol wartości maksymalnej ze zbioru e
- mediana g_j - wartość medialna zmiennej pomiarowej g_j
- M - ilość punktów użytych do uśrednienia amplitud w procesie analizy ruchomej linii bazowej
- pCO_2 - parcjalne ciśnienie dwutlenku węgla
- pO_2 - parcjalne ciśnienie tlenu
- pH - stężenie jonów wodorotlenowych
- p_i - i- ta obserwacja zmiennej zależnej
- $q_{i,j}$ - i- ta obserwacja j- tej zmiennej niezależnej
- S1 - pole wczesne deceleracji wg Seidla-Baumgartena
- S2 - pole późne deceleracji wg Seidla-Baumgartena
- S3 - pole resztowe deceleracji wg Seidla-Baumgartena
- STI(j) - cząstkowy zmodyfikowany wskaźnik zmienności krótkoterminowej w torze FHR
- STI - medialna wartość wskaźnika STI dla całego zapisu
- t_i, τ - kolejne chwile czasowe zapisu korespondujące z numerem próbki
- T0(j) - chwila początku j- tego skurczu
- T1(j) - chwila w której występuje maksimum j- tego skurczu

- T2(j) - chwila końca j- tego skurczu
- TOB(j) - czas obniżenia j- tej deceleracji
- TOD(j) - czas odnowy j- tej deceleracji
- TBD(j) - stosunek czasu obniżania do czasu odnowy dla j- tej deceleracji
- TA - interwał czasowy równy połowie czasu trwania analizowanego skurczu
- TC - tydzień ciąży, w którym następuje poród
- T - odstęp próbkowania
- T_{R-R} - interwał czasowy między kolejnymi załamkami R w elektrokardiogramie płodowym
- UC - tor skurczu mięśnia macicy /uterine contraction/
- UWO^x - cząstkowa szerokość wstęgi oscylacyjnej
- UWO - medialna wartość szerokości wstęgi oscylacyjnej w całym zapisie
- WOB(j) - współczynnik obniżania j- tej deceleracji
- WOD(j) - współczynnik odnowy j- tej deceleracji
- WIEK - wiek rodzącej
- x - wartość próbki z toru UC w chwili
- $\tilde{x}_i$ - znormalizowane wartości próbek z toru UC
- X_k - transformata Fouriera sygnału z toru UC
- YMIN(j) - wartość maksymalnego obniżenia tętna w j- tej deceleracji
- $\tilde{y}_i$ - znormalizowane wartości próbek z toru FHR
- Y_k - transformata Fouriera sygnału z toru FHR
- ZC[#] - cząstkowa ilość przejść sygnału pierwotnego z toru FHR przez linię bazową na jedną minutę
- ZC - wartość medialna wskaźnika ZC

- $\tilde{z}_i$ - zespolony ciąg próbek z toru UC i FHR
- $\hat{z}_i$ - ciąg z_i poddany filtracji oknem kosinusoidalnym
- Z_k - transformata Fouriera ciągu z_i
- α_1, α_2 - poziomy graniczne pochodnej sygnału z toru UC
użyte w procesie detekcji skurczu macicy
- α_j - współczynniki regresji liniowej wielokrotnej
- γ_k^2 - funkcja koherencji
- $\Delta T(j, k)$ - czas przesunięcia minimum deceleracji względem
szczytu skurczu /lag time/
- ϵ_r - błąd względny standardowy wyznaczenia widma mocy
- φ_k - współczynnik fazowy funkcji transmitancji
- ρ_j - współczynnik korelacji cząstkowej j- tej zmiennej
niezależnej
- ρ_{WIEL} - współczynnik liniowej korelacji wielokrotnej
- σ_g - odchylenie standardowe zmiennej pomiarowej g
- θ - przesunięcie fazowe linii bazowej względem sygnału
pierwotnego.

2. WSTĘP

Początek lat sześćdziesiątych bieżącego stulecia przyniósł burzliwy rozwój analizy sygnałów bioelektrycznych. Stało się to możliwe dzięki upowszechnieniu i zmniejszeniu kosztów eksploatacji systemów komputerowych. Dotychczasowe interpretacje kliniczne zapisów bioelektrycznych polegały na wizualnej ocenie kształtu charakterystycznych dla danej krzywej struktur i stanowiły najczęściej analizę czysto jakościową. Metody ilościowe w zasadzie nie wchodziły w grę z uwagi na żmudność zadania jak i małą dokładność uzyskiwanych wyników. Masowe wprowadzenie sieci teletransmisji i minikomputerów wraz z rozwojem oprogramowania biomedycznego dokonało zasadniczego zwrotu w tej dziedzinie i zwróciło uwagę badaczy na niezwykle bogactwo informacji ukrytej w zapisach bioelektrycznych, które udało się wydobyć przy użyciu procedur matematycznych /44/. Przykładem takiego przebiegu bioelektrycznego jest zapis zmienności w czasie akcji serca płodu ludzkiego z jednoczesną rejestracją czynności skurczowej mięśnia macicy. Od ponad półtora wieku analizowano tę wielkość przy użyciu słuchawki położniczej. Metoda ta nie pozwalała na zachowanie ciągłości obserwacji i dawała jedynie przybliżoną ocenę stanu płodu. Pierwszych zapisów elektrokardiogramu płodu dokonał w 1906 roku Cremer /25/. Zapisy te były obarczone licznymi artefaktami, których ówczesny poziom elektroniki nie był w stanie usunąć a z ich struktury nie można było jeszcze precyzyjnie wnioskować o ewentualnym stanie zagrożenia płodu. Dopiero elektronika lat sześćdziesiątych dwudziestego wieku stworzyła solidne podstawy współczesnej kardiokardigrafii. Obok elektrokardigrafii bezpośredniej płodu

wprowadzono metody nieinwazyjne takie jak fonokardiografia, kardiografia ultradźwiękowa czy też elektrokardiografia pośrednia. Metoda fonokardiograficzna polega na ciągłej rejestracji tonów serca w zakresie częstotliwości akustycznych i przetwarzania ich na zapis elektryczny. Zasadniczą wadą tej metody jest jej wysoka czułość na zakłócenia zewnętrzne pochodzące od organizmu matki lub z otoczenia /4,54/. Częściową eliminację tych zakłóceń daje rozbudowa układów logicznych kardiokardio-gramu. Metoda ultrasonograficzna bazująca na efekcie Dopplera wywołanym przez poruszający się mięsień serca płodu jest znacznie mniej czuła na zakłócenia zewnętrzne lecz wprowadza artefakty związane z rotacją serca płodu czy też ruchami oddechowymi matki. Zakłócają one w sposób istotny linię podstawową częstości uderzeń serca zwłaszcza w zakresie zmian beat-to-beat /33,40/. Rok 1975 przyniósł metodę pośredniej rejestracji elektrokardio-gramu płodowego poprzez zastosowanie odejmowania czystego sygnału EKG matki uzyskiwanego w klasyczny sposób od łącznego EKG matki i płodu zdejmowanego z elektrody umieszczonej na brzuchu matki /33/. Nadal jednakże "najczystsza" postać sygnału uzyskujemy z elektrokardiografii bezpośredniej. Podobnie jak metody rejestracji, zmianom ulegały również sposoby opracowywania kardiokardio-gramów. Można w zasadzie uznać, że przełomową datą w obróbce zapisów KTG był rok 1969. Prace wcześniejsze opierały się najczęściej na metodach analizy jakościowej lub stosowano w nich najprostsze zasady analizy ilościowej /1,8,21,31,60/. Ewentualne użycie maszyn cyfrowych ograniczało się do statystycznego opracowywania wyników w trybie wsadowym. Dopiero w roku 1969 Hon w pracy /32/ użył do zapisu kardiokardio-gramu rejestratora analogowego AMPEX FR 1100 i po konwersji analogowo-cyfrowej poddał zarejestrowany zapis przetwarzaniu na maszynie

cyfrowej. Tego typu analiza przebiegów bioelektrycznych /tryb off-line/ utrzymywała się do dnia dzisiejszego aczkolwiek pojawia się coraz więcej prac w których autorzy stosują analizę bezpośrednią sygnału /tryb on-line/. Zmianom ulega również sprzęt obliczeniowy. O ile w pierwszych latach używano z reguły dużych komputerów takich jak IBM 360/91, Rayathon 703 /24,61/, o tyle późniejszy okres przynosi coraz częstsze stosowanie mini-komputerów /PDP-8/I, PDP-11/20, NOVA-2/ /6,36/, W roku 1975 w ramach Arizona Perinatal Program, powstał regionalny system nadzoru płodu oparty na dwóch komponentach: końcówkach automatycznej obróbki KTG w trybie on-line oraz stanowiskach wsadowego przetwarzania dokumentów źródłowych takich jak historia choroby, wyniki laboratoryjne itp. /35,50/. Rok 1978 przyniósł wprowadzenie systemu teletransmisji XEROX 400 TELECOPIER, którego celem jest pomoc w interpretacji zapisów kardiokograficznych w małych ośrodkach z niedoświadczonym personelem /9/. W roku 1979 firma Hewlett-Packard oferuje system obliczeniowy dla badań położniczych oparty na kalkulatorze programowalnym model 9825 A o pamięci 15 k. Jest on podłączalny do typowych kardiokografów tej firmy /np. 8030A, 8031A/ i zawiera bogaty zestaw oprogramowania analizującego m.i. zmienność częstości uderzeń serca płodu, aktywność skurczową macicy oraz konstruuje partogramy /30/. Rozwój techniki obliczeniowej przyniósł również wiele nowych aspektów oceny kardiokogramów. Początkowo analiza KTG polegała na określeniu typu zaburzenia linii podstawowej częstości uderzeń serca płodu /31/, badaniu miarowości i typu skurczów macicy /10,20/, rozpoznawaniu rodzaju deceleracji /18,53/, obliczaniu czasu opóźnienia maksymalnego obniżenia deceleracji względem szczytu skurczu macicy /17,43/,

oszacowaniu amplitudy i pól związanych z poszczególnymi etapami deceleracji /6,11,12,19,41,52,57/ oraz powiązaniu wyszczególnionych parametrów ze zmianą parametrów równowagi kwasowo-zasadowej krwi płodu i stanem ogólnym noworodka wyrażonym w punktacji wg. V.Apgar. Lata późniejsze przynoszą coraz większe zainteresowanie akceleracjami rytmu serca /3, 15/, zmianami krótko- i długoterminowymi w linii podstawowej częstotliwości uderzeń serca /4,36,39,45,59,62/ oraz analizą spektralną zapisu /16/. Pojawiają się wreszcie prace sygnalizujące, że przy ocenie stanu płodu nie można się opierać na pojedynczych elementach zapisu, ale na ich kombinacjach /19, 27,33,37,56,58/. Obecnie jeden z naczelnych problemów kardiografii stanowi znalezienie możliwie jednolitego zespołu cech, których zmienność tłumaczyłaby w maksymalnym stopniu wariancję parametrów równowagi kwasowo-zasadowej krwi płodu i pozwoliłaby na prognozowanie stanu ogólnego noworodka w okresie bezpośrednio po porodzie.

3. CEL PRACY

Jak podano we wstępie poszczególni badacze analizując zapisy kardiograficzne wprowadzali nowe parametry opisujące charakterystyczne struktury kardiogramu. W przeważającej większości prac były one jednak rozpatrywane każdy z osobna np. /6,15,41,52,57/. Jak stwierdził Krebs /37/ nie można prognozować stanu płodu na podstawie znajomości jednego tylko elementu zapisu ale należy analizować kardiogram pod względem występowania kombinacji poszczególnych elementów. W związku z przytoczonymi uwagami zasadniczym celem rozprawy jest analiza powiązań strukturalnych elementów zapisu kardiograficznego ze zmiennością parametrów gazometrycznych krwi włośniczkowej płodu oraz stanu ogólnego noworodka wyrażonego w punktacji wg V.Apgar. Jego realizację uzyskano poprzez rozwiązanie następujących problemów cząstkowych:

1. Zestawienie parametrów opisujących kardiogram wprowadzonych przez różnych badaczy na podstawie dostępnego w kraju piśmiennictwa oraz prac niepublikowanych uzyskanych w drodze prywatnych kontaktów.
2. Dokonanie modyfikacji niektórych parametrów w związku z pewnymi ograniczeniami wynikającymi z własności dostępnego w kraju sprzętu pomiarowego.
3. Wybranie metodami wielowymiarowej analizy statystycznej spośród analizowanych struktur zapisu KTG podzbioru takich parametrów, które w optymalny sposób opisują zmienność podstawowych wielkości związanych z równowagą kwasowo-zasadową krwi włośniczkowej płodu, oraz ocenionym bezpośrednio po porodzie stanem ogólnym noworodka.
4. Określenie stopnia współzależności między mierzonymi para-

metrami gazometrycznymi a określonym w poprzednim punkcie podzbiorem parametrów optymalnych.

5. Próbę oszacowania stopnia oddziaływania skurczu macicy na akcję serca płodu poprzez analizę funkcji widmowej gęstości mocy wzajemnej toru FHR oraz toru UC i funkcji transmitacji i koherencji,
6. Ocenę przydatności zmodyfikowanych parametrów /punkt 2/ zmian długo- i krótkoterminowych w torze FHR do prognozowania stanu płodu.

Rozwiązanie postawionych problemów badawczych wymagało stworzenia środków technicznych warunkujących poprawność i odpowiednią dokładność uzyskanych wyników. Wiąże się to z:

1. Opracowaniem, zestawieniem i przetestowaniem stanowiska pomiarowego.
2. Stworzeniem pakietu oprogramowania w języku FORTRAN-1900 EXTENDED umożliwiającego automatyczną konwersję i analizę zapisu kardiograficznego.

4. FORMALNE PRZEDSTAWIENIE PROBLEMU

Mamy do czynienia z dwoma zbiorami wartości analogowych: zbiorem danych dotyczących ciśnienia wewnątrzowodniowego wyrażonego w jednostkach względnych i mierzonych metodą pośrednią P_a oraz zbiorem danych związanych z częstością akcji serca płodu S_a , wyrażonych w ilości uderzeń na minutę /bpm/

$$P_a \subset P^\tau \quad S_a \subset S^\tau$$

gdzie P oznacza zbiór chwilowych wartości ciśnienia

$$P = \{p: 0 \leq p_{\min} \leq p \leq p_{\max} < +\infty \wedge p, p_{\min}, p_{\max} \in R\}$$

oznacza zbiór chwilowych wartości częstości akcji serca płodu

$$S = \{s: 0 \leq s_{\min} \leq s \leq s_{\max} < +\infty \wedge s, s_{\min}, s_{\max} \in R\}$$

natomiast τ oznacza zbiór chwil czasowych, a R - zbiór liczb rzeczywistych. Przyrząd rejestrujący w/w wielkości /kardiotokograf HP8021A/ dokonuje ich przetworzenia na odpowiadające im sygnały napięcia elektrycznego. Jest to w pojęciu analizy funkcjonalnej bijekcja

$$\varphi_p: P_a \rightarrow U_{p,a} \quad \text{oraz} \quad \varphi_s: S_a \rightarrow U_{s,a}$$

gdzie

$$U_{p,a} \subset U_p^\tau \quad U_{s,a} \subset U_s^\tau$$

a

$$U_p = \{u_p: -\infty < u_{\min} \leq u_p \leq u_{\max} < +\infty \wedge u, u_{\min}, u_{\max} \in R\}$$

Analogiczna definicja określa zbiór U_s . Transformacja φ_3 odpowiada procesowi filtracji dolnoprzepustowej sygnału

$$\varphi_3: U_{x,a} \rightarrow U_{x,f} \quad U_{x,f} \in \Psi^\tau \quad x = pvs$$

gdzie $\mathcal{V}$ oznacza zbiór wartości chwilowych napięcia na wyjściu filtru dolnoprzepustowego

$$\mathcal{V} = \{v_i : -\infty \leq v_{\min} \leq v_i \leq v_{\max} < +\infty \wedge v_{\min}, v_{\max}, v_i \in \mathbb{R}\}$$

Kolejnym krokiem procesu jest dyskretyzacja czasu określona jako odwzorowanie

$$\varphi_4: \tau \rightarrow \tau_0 \quad \tau_0 = \{t_j : 0 \leq t_j \leq t_{\max} < +\infty \wedge t_j \in \tau\} \subset \mathbb{R}^+$$

takie, że zachodzi

$$\bigwedge_{j \in \mathbb{N}} t_j - t_{j-1} = h = \text{const} > 0$$

gdzie $\mathbb{N}$ oznacza zbiór liczb całkowitych, $\mathbb{R}^+$ zbiór liczb rzeczywistych dodatnich a h -krok dyskretyzacji. W tak zdefiniowanych chwilach czasowych dokonywana jest kwantyzacja amplitudy sygnału $u_{p,d}$ oraz $u_{s,d}$ a więc transformacje

$$\begin{aligned} \varphi_5: u_{x,f} &\rightarrow u_{x,d} & u_{x,d} &\subset u_x^{\tau_d} \\ \varphi_6: u_{x,d} &\rightarrow \tilde{u}_{x,d} & \tilde{u}_{x,d} &\subset K^{\tau_d} \end{aligned}$$

gdzie K oznacza zbiór dyskretnych wartości poziomów napięcia

$$K = \{k_i : 0 \leq k_{\min} \leq k \leq k_{\max} < +\infty \wedge k_i \in \mathbb{R}^+\}$$

spełniających warunek

$$\bigwedge_{i \in \mathbb{N}} k_i - k_{i-1} = \Delta k = \text{const} > 0$$

przy czym Δk oznacza skok kwantowania. Odwzorowania φ_4 oraz φ_6 są jedynie suriekcją, gdyż nie posiadają własności odwracalności ani iniekcji /gdy $a, b \in A$ i $a \neq b$ to np. $\varphi_4(a)$ nie musi być różna od $\varphi_4(b)$. Tak uzyskany sygnał zostaje poddany suriekcji φ_7 dokonującej analizy charakterystycznych struktur zapisu KTG

$$\varphi_7: \tilde{u}_{x,d} \rightarrow \mathcal{X}_x$$

gdzie $\mathcal{X}_x$ to zbiór parametrów opisujących zapis pierwotny.

Ostatnią fazą przekształcenia jest dobór optymalnego zestawu tłumaczącego zmienność parametrów równowagi kwasowo-zasadowej krwi włośniczkowej płodu

$$\varphi_8: \mathcal{X}_x \longrightarrow \mathcal{X}_{x,opt} \quad \mathcal{X}_{x,opt} \subset \mathcal{X}_x$$

Tak więc pełne przekształcenie sygnału pierwotnego na zbiór końcowy parametrów przedstawiają transformacje złożone

$$\xi_x: \{P_a \times S_a\} \longrightarrow \mathcal{X}_{x,opt}$$

o postaci

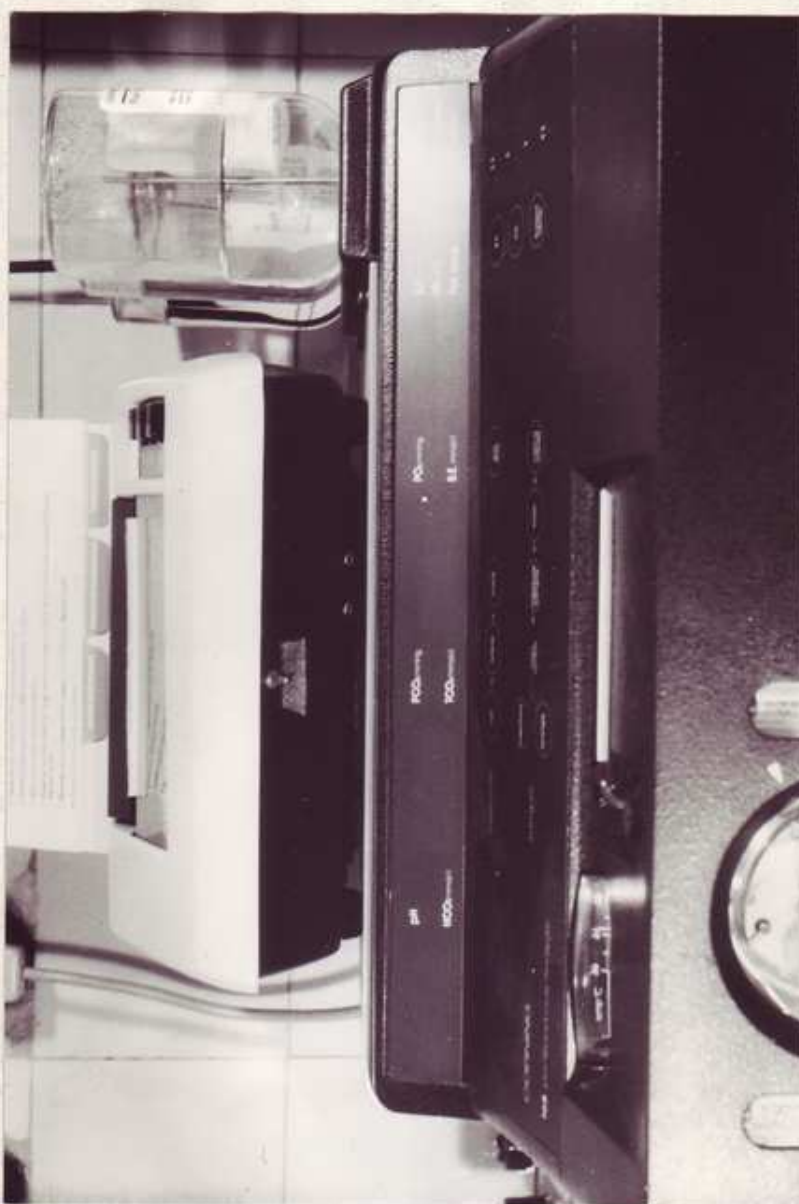
$$\xi_x = \varphi_8 \circ \varphi_7 \circ \varphi_6 \circ \varphi_5 \circ \varphi_4 \circ \varphi_3 \circ \varphi_x$$

5. MATERIAŁ I METODYKA

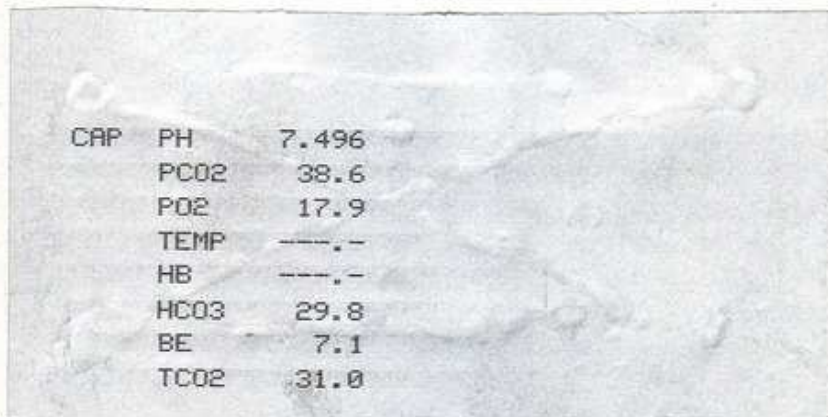
Zanalizowano 43 zapisy kardiokardograficzne wybranych spośród 66 zarejestrowanych kardiogramów pacjentek rodzących w Instytucie Ginekologii i Położnictwa Akademii Medycznej w Poznaniu. Przyczyną usunięcia pozostałych zapisów było występowanie artefaktów na skutek obluźnienia elektrody klipsowej lub wprowadzenia amnioskopu, bądź też wytworzenie się skrzepu krwi w kapilarze uniemożliwiającego wyznaczenie parametrów gazometrycznych. Wiek rodzących wahał się od 18 do 40 lat a jego wartość średnia wynosiła 28 lat. U 4 pacjentek poród zakończono operacyjnie. Wskazaniem klinicznym do prowadzenia monitorowania były: zielony płyn owodniowy, gestoza, dystrofia płodu, ciąża przenoszona. Badanie każdej pacjentki dokonywano w ostatniej fazie porodu i obejmowało ono:

1. pomiar parametrów gazometrycznych krwi włośniczkowej płodu.
2. 30 minutową rejestrację zapisu kardiokardograficznego.
3. ponowny pomiar parametrów gazometrycznych krwi włośniczkowej płodu.

Każdy z etapów badania był prowadzony bezpośrednio po ukończeniu etapu poprzedniego. Krew włośniczkową pobierano przy użyciu kapilar heparynowanych a parametry równowagi kwasowo - zasadowej analizowano przy użyciu przyrządu CORNING 168pH/Blood Gas Analyser 7558 /rys.1/. Przykładową postać uzyskiwanych wyników gazometrycznych przedstawia rysunek 2.



Rys. 1. CORNING 168 pH/Blood Gas Analyser



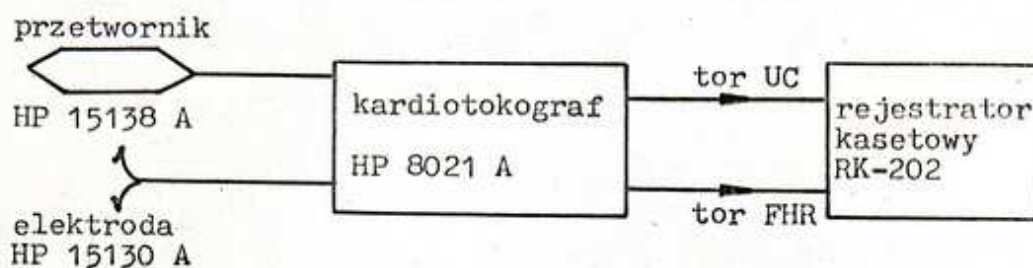
CAP	PH	7.496
	PCO2	38.6
	PO2	17.9
	TEMP	---
	HB	---
	HCO3	29.8
	BE	7.1
	TCO2	31.0

Rys. 2. Postać uzyskiwanych wyników gazometrycznych

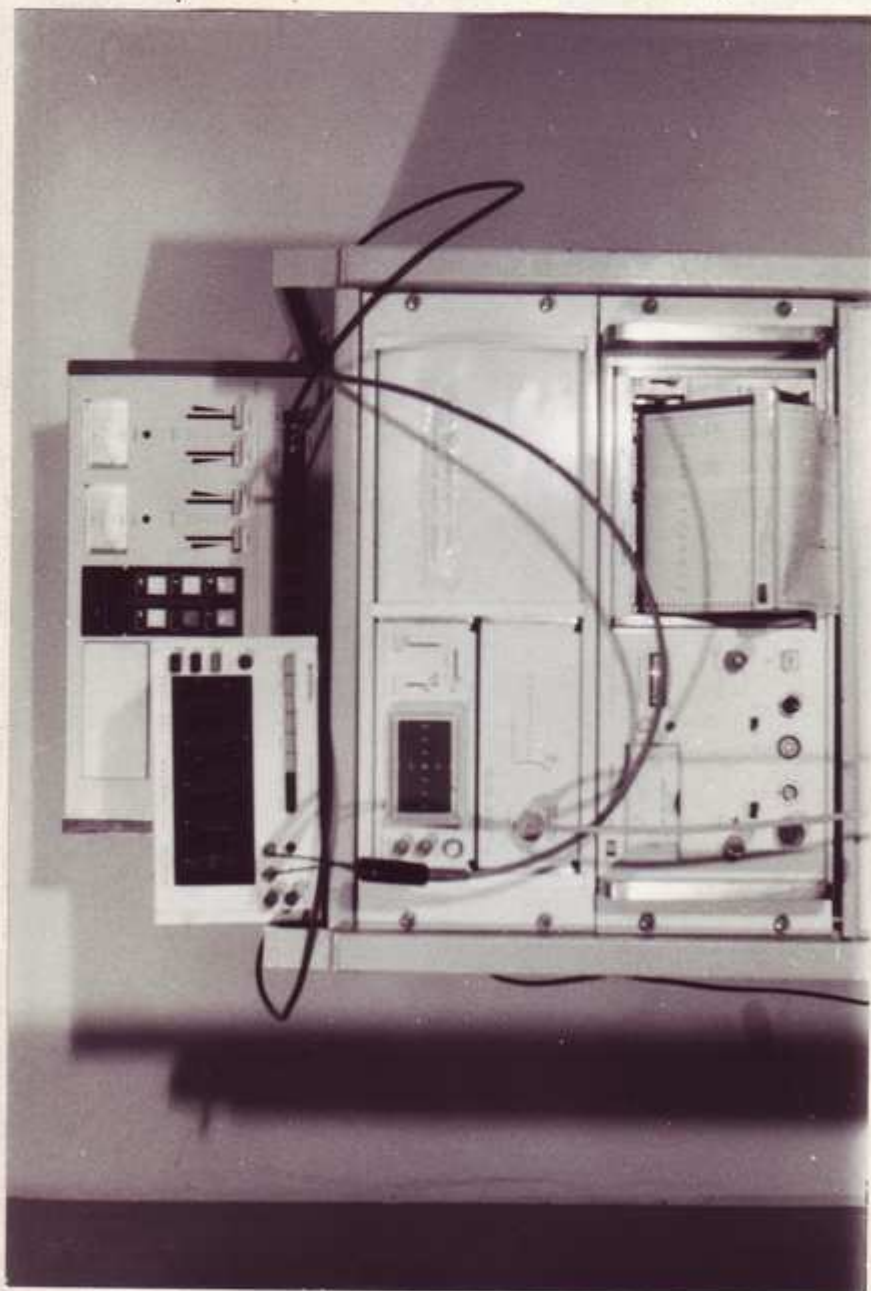
5.1. Sposób otrzymywania oraz rejestracji sygnału kardiokograficznego.

Monitorowania czynności serca płodu oraz skurczów macicy w funkcji czasu dokonywano przy użyciu kardiokografu firmy Hewlett-Packard typ 8021 A opcja 005. Do rejestracji czynności skurczowej macicy użyto przetwornika LABOR TRANSDUCER typ 15138 A a czynność serca rejestrowano stosując bezpośrednie elektrody klipsowe typ 15130 A. Impulsy analogowe z toru skurczu macicy /UC/ uzyskiwano z wyjścia J9 znajdującego się na tylnej płycie kardiokografu HP 8021 A i oznaczonego symbolem LABOR, natomiast przebiegi analogowe z toru częstości tętna płodu /FHR/ zbierano z wyjścia J10 oznaczonego symbolem HEART FREQ. /14/. Oba sygnały zapisywano przy użyciu dwukanałowego rejestratora kasetowego RK - 202 produkcji Zakładów Radiowych im. M.Kasprzaka w Warszawie na kasetach typu "Compact C-60" produkcji "Stilon" - Gorzów. Czas rejestracji pojedynczego zapisu kardiokograficznego wynosił 30 min. i odbywał

się przy prędkości przesuwu taśmy 4.75 cm/s umożliwiającym przeniesienie zakresu częstotliwości od 0 do 625 Hz. /34/. Nie stosowano dłuższych czasów rejestracji, ponieważ jak wykazał Bręborowicz w pracy /11/ wydłużenie czasu zapisu ponad 30 minut nie wywiera zasadniczego wpływu na powiększenie zależności korelacyjnych występujących między elementami charakterystycznymi deceleracji a parametrami równowagi kwasowo-zasadowej krwi włośniczkowej. Taki sam czas rejestracji stosowali również Krebs /37/, Beguin /6/, Lowensohn /41/, Escarcena /23/ i wielu innych. Każdy zapis rozpoczynano 15 sekundowym nagraniem poziomu 200 bpm /2.023 V/ uzyskiwanym poprzez naciśnięcie przycisku CHECK na płycie czołowej kardiokardografu HP 8021 A. Sygnał ten wykorzystywano do dokładnej kalibracji układów wyjściowych rejestratora RK-202 przed rozpoczęciem procesu konwersji analogowo-cyfrowej. Schemat blokowy układu rejestrującego przedstawia rysunek 3, a widok ogólny stanowiska pomiarowego rysunek 4.



Rys. 3. Schemat blokowy układu rejestrującego.



Rys. 4. Ogólny widok stanowiska pomiarowego.

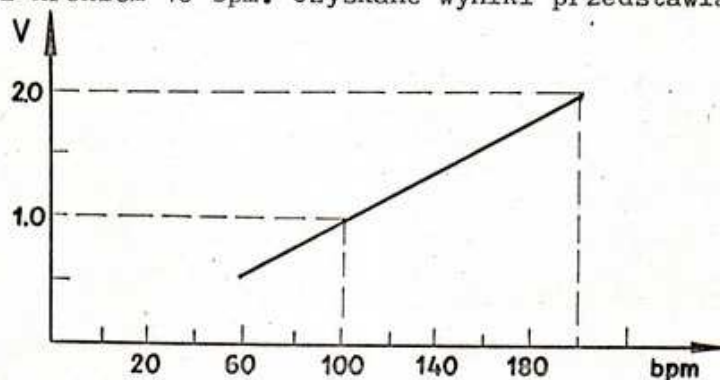
5.2. Metoda kalibracji toru częstości tętna płodu kardiokografu HP 8021 A.

W celu zbadania zależności między częstotliwością sygnału wejściowego a amplitudą napięcia sygnału wyjściowego w torze FHR stosowanego kardiokografu użyto układu kalibrującego przedstawionego na rysunku 5.



Rys.5. Układ do kalibracji toru FHR kardiokografu

Przy użyciu generatora sygnałów sinusoidalnych G-432 podawano na wejście toru FHR napięcie sinusoidalne o częstotliwości od 1.00 Hz do 3.30 Hz z krokiem 0.17 Hz. Przyjęty zakres częstotliwości odpowiada akcji serca od 60 bpm do 200 bpm z krokiem 10 bpm. Uzyskane wyniki przedstawia rysunek 6.



Rys. 6. Wykres ilustrujący zależność częstotliwości sygnału na wejście toru FHR kardiokografu a napięciem na wyjściu analogowym J10...

Przy użyciu testu r-Pearsona stwierdzono istnienie wysoce istotnej korelacji prostoliniowej między badanymi cechami. Otrzymano współczynnik korelacji Pearsona $r_p = 0.999$ czemu odpowiada wartość współczynnika t-Studenta $t = 80.56$ a więc istotność korelacji na poziomie $p < 0.0001$. Znaleziono równanie prostej regresji

$$y = 0.010 \cdot x + 0.023 \quad (1)$$

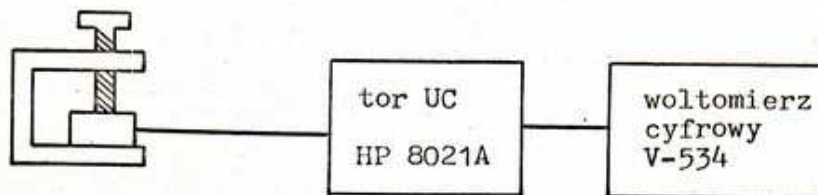
gdzie y oznacza napięcie na wyjściu J10

x oznacza częstotliwość sygnału na wejście toru FHR pozwala na proste znalezienie częstości uderzeń serca płodu na podstawie zarejestrowanego sygnału napięciowego. Oszacowany błąd współczynnika nachylenia prostej regresji wynosił $1 \cdot 10^{-4}$ V/bpm.

5.3. Metoda kalibracji toru rejestracji czynności skurczowej mięśnia macicy /UC/ w kardiokardiografie HP 8021 A.

Do rejestracji zmian ciśnienia wywoływanego skurczami macicy używano przetwornika HP 15138 A służącego do prowadzenia tokografii zewnętrznej. W związku z tym, że tą metodą jesteśmy w stanie określić jedynie względne zmiany ciśnienia wewnątrz-owodniowego a nie wartość bezwzględną aktualnie panującego ciśnienia, zasadniczym celem kalibracji było jedynie stwierdzenie, czy zależność między naciskiem na przetwornik HP 15138A a napięciem na wyjściu J9 jest liniowa. Do tego celu użyto nastawnej zwory mechanicznej, która pozwalała na uzyskanie zmiennego nacisku na przetwornik /rys.7/. Siłę nacisku określano w jednostkach względnych odczytywanych ze wskaźnika umiesz-

czonego na płycie czołowej kardiokardografu HP 8021 A.



Rys. 7. Układ pomiarowy do zgrubnej kalibracji toru UC.

Przy użyciu testu r-Pearsona stwierdzono istnienie wysoce istotnej korelacji liniowej między omawianymi zmiennymi /wartość współczynnika korelacji $r_p = 0.978$; odpowiadająca wartość statystyki t-Studenta $t = 19.89$, co daje istotność korelacji na poziomie $p < 0.0001/$.

5.4. Charakterystyka stosowanego przetwornika analogowo-cyfrowego oraz filtra dolnoprzepustowego.

Użyty w pracy przetwornik analogowo-cyfrowy został skonstruowany w Instytucie Automatyki Politechniki Poznańskiej. Składa się z trzech zasadniczych bloków: klucza analogowego zbudowanego na układach tyrystorowych służącego do przełączania kanałów wejściowych, woltomierza cyfrowego Mera-534 pełniącego rolę układu przetwarzającego oraz formatera postaci wyjściowej informacji dostosowanego do współpracy z perforatorem taśmy papierowej DT-105. Praca wymienionych podzespołów koordynowana jest przy użyciu bloku sterującego. Przetwornik ten należy do klasy wolnych przetworników analogowo-cyfrowych i umożliwia uzyskanie maksymalnej częstotliwości próbkowania w pojedynczo pracującym kanale równej 1 Hz. Ograniczenie to narzucone jest

przez cykl pomiarowy podwójnie całkującego woltomierza Mera-534 oraz przez maksymalną prędkość perforacji taśmy papierowej przez perforator DT-105.

W związku z tym, że w badaniach korzystano z jednoczesnej pracy dwóch kanałów pomiarowych /tor UC oraz tor FHR/ efektywna częstość próbkowania w każdym z kanałów wynosiła 0.5 Hz. Błąd kwantyzacji /5/ obliczony ze wzoru

$$\sigma = \sqrt{\frac{A^2}{12} 2^{-2N}} \quad (2)$$

gdzie A - zakres dynamiczny wielkości wejściowej

2^N - ilość poziomów kwantyzacji

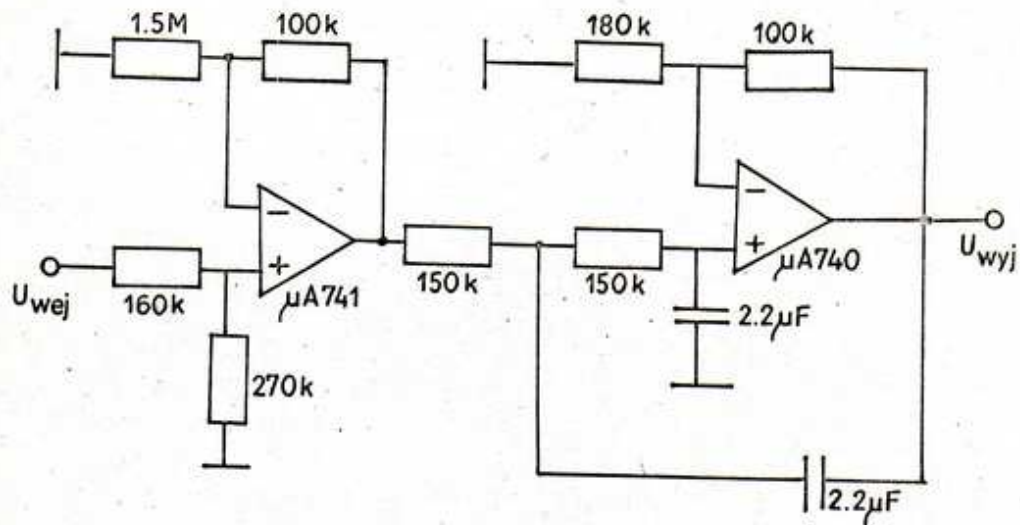
wynosił 0.0088 V. Przyjęta częstość próbkowania w każdym z kanałów równa 0.5 Hz pozwala na analizowanie zmian zapisu do częstości granicznej 0.25 Hz /tzw. częstość Nyquista/. Częstość minimalna wynika z długości realizowanego zapisu i wynosi około 0.0005 Hz. W celu wyeliminowania efektu maskowania częstości podstawowych przez wyższe składowe harmoniczne /5,7,46/ został pomiędzy wyjście rejestratora RK-202 a wejście przetwornika a/c włączony w każdym z kanałów filtr dolnopasmowy o progu odcięcia $f_s = 0.2$ Hz wynikającej /7/ z następującego wzoru:

$$f_s = \frac{2}{5h} \quad (3)$$

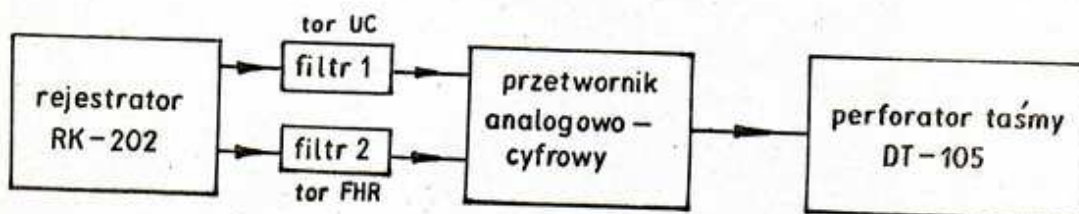
gdzie h-odstęp próbkowania wyrażony w sekundach,

f_s - częstość odcięcia żądana dla dokładnej estymacji widma mocy.

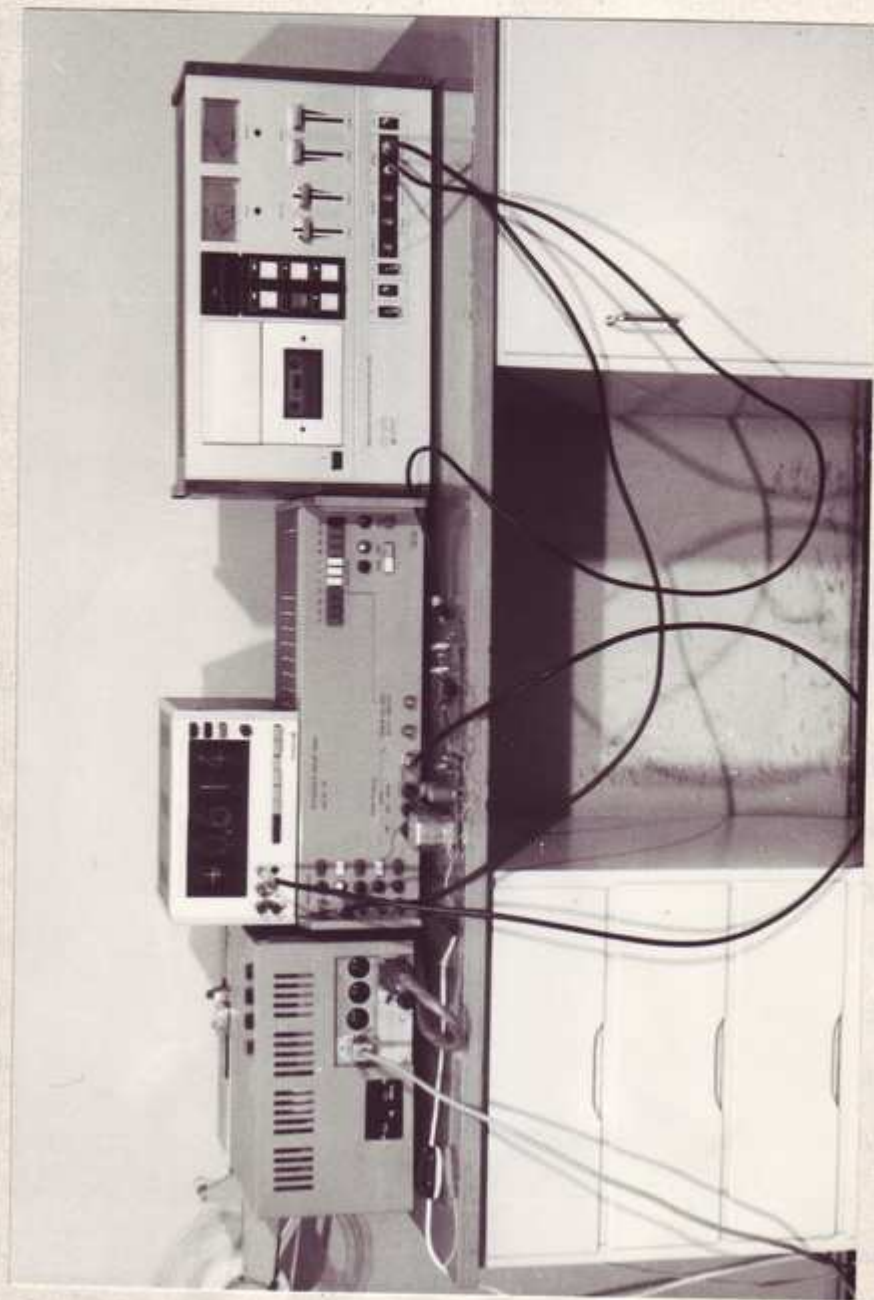
Rysunek 8 przedstawia schemat elektroniczny filtra użytego w pracy, rysunek 9 jego umiejscowienie w układzie pomiarowym a rysunek 10 ukazuje całe stanowisko do konwersji analogowo-cyfrowej.



Rys. 8. Schemat elektroniczny użycygo filtru dolnoprzepustowego



Rys. 9. Schemat blokowy stanowiska do konwersji analogowo-cyfrowej



Rys.10. Widok ogólny stanowiska do konwersji analogowo-cyfrowej

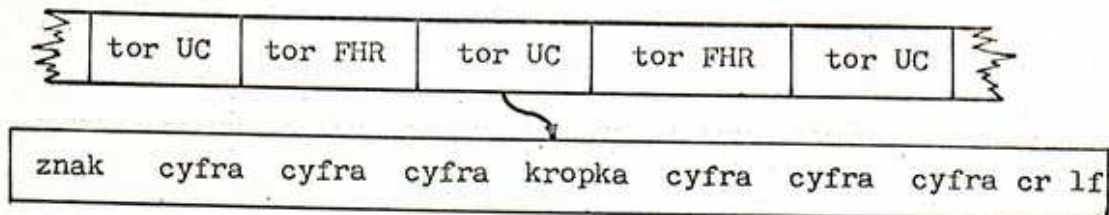
5.5. Konwersja kodu.

Omówiony w rozdziale 4.4. przetwornik analogowo-cyfrowy był przeznaczony do współpracy z maszyną cyfrową ODRA-1013, w związku z czym dane są wyprowadzane na taśmę papierową w kodzie dalekopisowym nr 2. Wszelkie obliczenia do niniejszej pracy prowadzone były na emc ODRA-1305 pracującej w kodzie ISO-7 a więc zachodziła konieczność dokonania konwersji kodu. Odbывała się ona w dwóch etapach.

5.5.1. Realizacja hardware'owa konwersji.

Jest rzeczą niemożliwą wczytanie bezpośrednio danych w kodzie dalekopisowym nr 2 do maszyny cyfrowej ODRA-1305 pracującej w kodzie ISO-7. Jest to związane z faktem, że niektóre znaki z kodu dalekopisowego odpowiadają znakom sterującym pracą czytnika taśmy perforowanej CDT-325 jako urządzenia wejściowego ODRA-1305. Przykładowo kombinacja dziurek oznaczających cyfrę 2 w kodzie dalekopisowym odpowiada sygnałowi końca nośnika w kodzie ISO-7. W związku z tym w pierwszej fazie konwersji dodano do każdego perforowanego znaku dziurkę na 7 ścieżce /poprzez przecięcie połączenia sterującego pracą odpowiedniego elektromagnesu na płytce drukowanej perforatora DT-105 /przez co uzyskano przejście z grupy znaków sterujących /funkcyjnych/ kodu ISO-7 na znaki alfabetyczne lub specjalne. Umożliwiło to wczytanie taśmy perforowanej z danymi uzyskanymi w procesie próbkowania przez czytnik CDT-325 w trybie bez kontroli bitu parzystości oraz wprowadzenia tej infor-

macji do zbiorów formatu taśmy perforowanej założonych w pamięci dyskowej pod kontrolą systemu operacyjnego GEORGE-3. Strukturę wczytywanych danych przedstawia rysunek 11.



Rys. 11. Struktura danych uzyskiwanych w procesie konwersji analogowo-cyfrowej.

5.5.2. Realizacja software'owa konwersji.

Realizacji przekodowania danych ze zmodyfikowanego /rozd. 5.5.1/ kodu dalekopisowego nr 2 na kod ISO-7 można dokonać w dwojaki sposób:

1. poprzez konwersję przy użyciu programu napisanego np. w języku FORTRAN 1900,
2. poprzez wykorzystanie EDYTORA /część składowa systemu operacyjnego GEORGE-3/.

Wybrano drugą metodę konwersji ze względu na to, że jest ona znacznie szybsza /w związku z czym tańsza/ oraz nie wymaga rezerwacji dodatkowego obszaru pamięci operacyjnej. Jej zasadniczą wadą jest fakt, że można jej używać tylko pod kontrolą systemu operacyjnego GEORGE-3 na maszynach kompatybilnych z systemem ICL-1900. Napisano makroinstrukcję pod nazwą

MAKROEDIT1 /załącznik nr 1/ realizującą zamianę omawianych kodów, przeliczenie wg równania (1) wartości napięciowych w torze FHR na wartość częstości uderzeń na minutę, separację danych z toru UC oraz z toru FHR i dopełnienie każdego zestawu danych zerami do najbliższej całkowitej potęgi liczby 2. Ta ostatnia procedura jest konieczna w dalszej fazie obliczeń przy stosowaniu podprogramu na obliczanie szybkiej transformaty Fouriera FFT. Tabelę odpowiedniości znaków obu kodów /po modyfikacji omówionej w rozdz. 5.5.1/ zamieszczono w dodatku 1. Przykładowo konwersję wszystkich znaków A na znak 5 w zbiorze PACJENTO1 uzyskano przy użyciu instrukcji:

ED PACJENTO1, WYNPACO1B

((R / A / 5) .E,T1) E,E

Przykładowe wyniki pełnej konwersji znaków zamieszczono w załączniku nr 2.

5.6. Weryfikacja poprawności uzyskanego sygnału dyskretnego.

W celu wizualnej oceny poprawności rejestracji sygnałów oraz konwersji danych napisano program pod nazwą XHEWLETT rysujący na drukarce wierszowej wykres przenoszonego zapisu KTG /załącznik nr 3/. Jakość odwzorowania określano poprzez porównanie oryginalnego zapisu uzyskanego na pisaku HP 8025 A Recorder wbudowanym w kardiolograf a wykresem uzyskanym z przebiegu programu XHEWLETT. Brano pod uwagę takie struktury charakterystyczne zapisu jak poziom linii bazowej częstości uderzeń serca oraz ilość i kształt skurczów, decelera-

cji i akceleracji. Stwierdzono, że zgodność obu przebiegów jest zadowalająca. Jedyne różnice wynikały z faktu, iż pisak 8025 A nie rejestrował ze względu na bezwładność mechaniczną piórek niektórych bardzo szybkich zmian o dużej amplitudzie. Te ostatnie związane były zazwyczaj z artefaktami zapisu. Wielką zaletą wykresu komputerowego jest rozciągnięcie zjawiska w czasie, co pozwala na bardzo precyzyjne wizualne umieszczenie czasowe /z dokładnością do 1 sekundy/ występujących początków, ekstremów i końców skurczów jak i analogicznych parametrów dla zmian długoterminowych w torze FHR. Przykładowy wynik przebiegu programu XHEWLETT oraz zapis oryginalny zamieszczono w załączniku 4.

5.7. Analiza składowych charakterystycznych zapisu kardiotokograficznego.

Każdy zapis kardiotokograficzny cechuje występowanie pewnych charakterystycznych struktur, na których lekarz-położnik opiera swoje rokowanie co do aktualnego stanu płodu. Wysoki stopień skomplikowania zapisu szczególnie w torze FHR a jednocześnie konieczność analizowania obu torów w ścisłym powiązaniu ze sobą powoduje, że proces wizualnej analizy kardiotokogramu jest nadzwyczaj trudny i nie pozwala na wydobycie pełnej zarejestrowanej w nim informacji. W celu zautomatyzowania rozpoznawania poszczególnych typów struktur kardiotokogramu opracowano serię programów komputerowych realizujących:

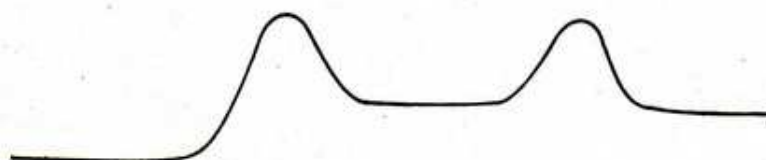
1. detekcję w torze UC skurczów mięśnia macicy,
2. konstrukcję linii bazowej w torze FHR,

3. wykrywanie akceleracji i deceleracji wraz z klasyfikacją typu,
4. analizę zmian krótkoterminowych w torze FHR.

Przykładowe wyniki wszystkich omówionych w tym rozdziale analiz ukazuje załącznik nr 5.

5.7.1. Wykrywanie skurczu w torze UC.

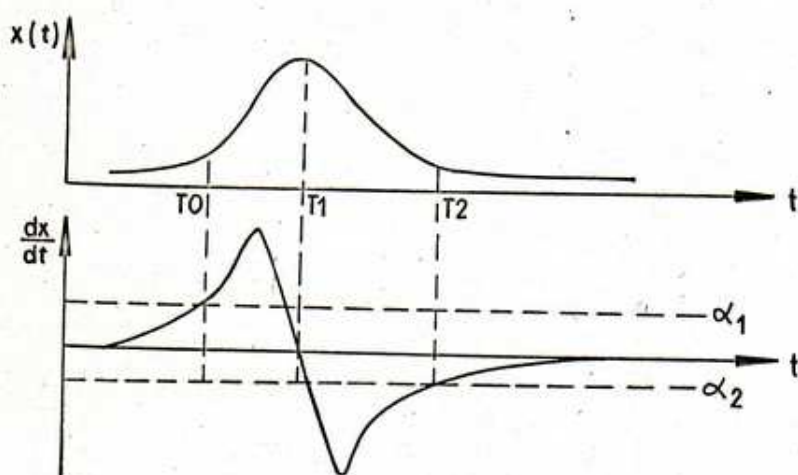
Ścisłe zlokalizowanie skurczu macicy zostaje określone przez podanie trzech parametrów czasowych: chwili początku skurczu T₀, chwili w której skurcz osiąga swe maksimum T₁ oraz chwili zakończenia skurczu T₂. Procedura ta musi być dokonana na samym początku procesu analizy kardiotokogramu, gdyż wszystkie struktury w torze FHR są analizowane w oparciu o tzw. linię bazową wyznaczoną w obszarach poza skurczami. Wartości amplitudowe skurczów nie odgrywają w dalszej analizie praktycznie żadnej roli, gdyż nie istnieje prosty sposób powiązania względnych wskazań przetwornika HP 15138 A z bezwzględnymi zmianami ciśnienia płynu owodniowego. Wskazania te są w dużym stopniu zależne od sposobu zamocowania przetwornika, grubości tkanki tłuszczowej pacjentki, jej ruchów oddechowych i przypadkowych takich jak np. zmiana pozycji. Dlatego też stosowanie do wykrycia skurczów metody bazującej na bezpośredniej analizie amplitudy sygnału względem linii bazowej jest w większości przypadków zawodna. Rysunek 12 ilustruje przykład zapisu, który nie może być analizowany metodą amplitudową ze względu na istnienie przesunięcia linii bazowej spowodowanego zmianą pozycji rodzącej /co w ostatniej fazie porodu zdarza się nadzwyczaj często/.



Rys. 12. Przykład sygnału z toru UC, który nie może być analizowany metodą amplitudową.

W ilustrowanym przypadku nie ma możliwości detekcji końca pierwszego skurczu, gdyż nie nastąpił powrót do pierwotnej linii bazowej. Z tego powodu próbowano zastosować w niniejszej pracy metodę detekcji opartą na analizie pierwszej pochodnej sygnału z toru UC zamiast sygnału pierwotnego.

Metody tej użył Kurver w pracy /38/ przy analizie ciśnienia wewnątrzowodniowego mierzonego w sposób bezpośredni. Zasadę detekcji skurczu ze znajomości pierwszej pochodnej zapisu ilustruje rysunek 13.



Rys. 13. Zasada detekcji skurczu macicy na podstawie analizy pierwszej pochodnej sygnału z toru UC.

Początek skurczu T_0 jest zdefiniowany wzorem

$$T_0 = \left\{ \min_i \tilde{t}_i : \left. \frac{dx}{dt} \right|_{t=\tilde{t}_i} > \alpha_1 \right\} \quad (4)$$

a koniec T_2 wzorem

$$T_2 = \left\{ \min_i \tilde{t}_i : \left(\left. \frac{dx}{dt} \right|_{t=\tilde{t}_i} > -\alpha_2 \right) \wedge \left(\left. \frac{dx}{dt} \right|_{t=\tilde{t}_{i-1}} < -\alpha_2 \right) \right\} \quad (5)$$

gdzie α_1, α_2 - poziomy graniczne pierwszej pochodnej sygnału
 $\tilde{t}_i$ - punkty czasowe odległe od siebie o okres próbkowania

Przyjęcie poziomów granicznych ma na celu uniknięcie błędnej interpretacji chwilowego zmniejszenia ciśnienia jako rzeczywistego końca skurczu. Sytuacja taka może zajść w przypadku tzw. "push contraction" tj. skurczu wspomaganego ruchami matki /rys. 14/. W przypadku idealnie gładkiego kształtu skurczu chwilę T_1 , w której następuje jego maksimum można określić ze wzoru:

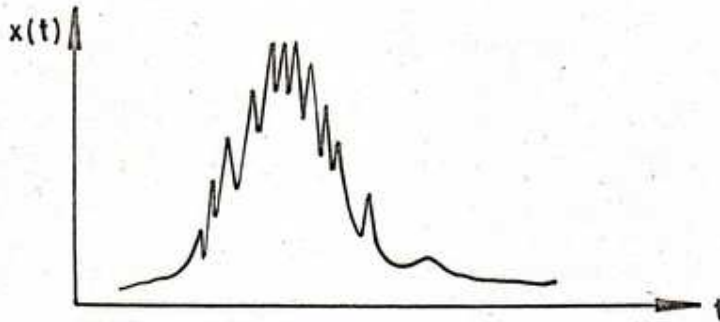
$$T_1 = \left\{ \tilde{t}_i \in (T_0, T_2) : \left[\left(\left. \frac{dx}{dt} \right|_{t=\tilde{t}_{i-1}} > 0 \right) \wedge \left(\left. \frac{dx}{dt} \right|_{t=\tilde{t}_{i-1}} > \left. \frac{dx}{dt} \right|_{t=\tilde{t}_i} \right) \wedge \right. \right. \\ \left. \left. \wedge \left(\left. \frac{dx}{dt} \right|_{t=\tilde{t}_{i+1}} < 0 \right) \wedge \left(\left. \frac{dx}{dt} \right|_{t=\tilde{t}_{i+1}} < \left. \frac{dx}{dt} \right|_{t=\tilde{t}_i} \right) \right] \right\} \quad (6)$$

Definicja ta ^azwodzi w przypadku nieregularnych kształtów skurczu /np. rys. 14/, gdyż punktów $\tilde{t}_i$ spełniających powyższy warunek może być wiele. Można jednak w takim przypadku wykorzystać informację zawartą w sygnale oryginalnym i zdefiniować chwilę T_1 jako

$$T_1 = \left\{ \min_i \tilde{t}_i \in (T_0, T_2) : \left[\left(\left. \frac{dx}{dt} \right|_{t=\tilde{t}_{i-1}} > 0 \right) \wedge \left(\left. \frac{dx}{dt} \right|_{t=\tilde{t}_{i-1}} > \left. \frac{dx}{dt} \right|_{t=\tilde{t}_i} \right) \wedge \right. \right. \\ \left. \left. \wedge \left(\left. \frac{dx}{dt} \right|_{t=\tilde{t}_{i+1}} < 0 \right) \wedge \left(\left. \frac{dx}{dt} \right|_{t=\tilde{t}_{i+1}} < \left. \frac{dx}{dt} \right|_{t=\tilde{t}_i} \right) \wedge (x|_{t=\tilde{t}_{i-1}} < x|_{t=\tilde{t}_i}) \wedge \right. \right. \\ \left. \left. \wedge (x|_{t=\tilde{t}_{i+1}} < x|_{t=\tilde{t}_i}) \right] \right\} \quad (7)$$

Pierwszą pochodną sygnału wyznaczano metodą numeryczną [42]

wg wzoru
$$\frac{dx}{dt}\bigg|_{t=t_i} = \frac{1}{2h} (x|_{t=t_{i+1}} - x|_{t=t_{i-1}}) \quad (8)$$



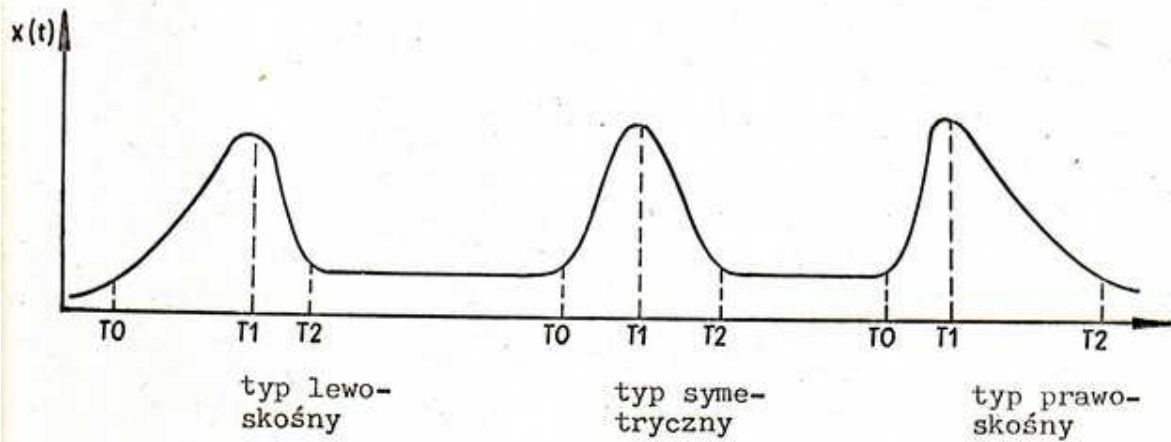
Rys. 14. Skurcz wspomagany ruchami matki.

Oprócz przypadków nieregularności kształtów zbocza może nastąpić wspomniane już przesunięcie linii bazowej /np. przy przemieszczeniu się przetwornika bądź przy zmianie pozycji matki/. Przesunięcia linii bazowej w kierunku wyższych napięć /wyższych ciśnień/ redukowano w sposób następujący. Poszukiwano w pierwszym etapie końca zbocza dodatniego /odpowiadającego narastaniu skurczu/ i chwilę tę definiowano jako T01.

$$T01 = \left\{ \min_i \tilde{t}_i : \left[\left(\frac{dx}{dt} \bigg|_{t=\tilde{t}_{i-1}} \geq \alpha_1 \right) \wedge \left(\frac{dx}{dt} \bigg|_{t=\tilde{t}_i} < \alpha_1 \right) \right] \right\} \quad (9)$$

Jeśli w przedziale czasu $(T01, T01 + 55 \text{ s})$ moduł pochodnej nie przekroczy wartości $\bar{\alpha} = \min(\alpha_1, \alpha_2)$ to oznacza to, że mieliśmy do czynienia nie z początkiem skurczu lecz z przesunięciem linii bazowej w kierunku wyższych wartości napięć, w związku z czym należy "zapomnieć" ostatnio wyznaczone punkty czasowe T0 i T01. Jeśli natomiast w rozważanym przedziale czasu zachodzi $\frac{dx}{dt}\bigg|_{t>T01} > \alpha_1$ to interpretujemy ten fakt jako istnienie w zapisie skurczu wielofazowego /np. typu "push contraction" z rys. 14/. Przypadek $\frac{dx}{dt}\bigg|_{t>T01} < \alpha_2$ oznacza, że

przeszliśmy z analizą na zbocze ujemne skurczu /odpowiadające ustępowaniu skurczu/. Szerokość rozważanego przedziału czasowego równą 55 sekundom przyjęto za Kurverem /38/. Omawiana procedura działała w sposób bezbłędny w przypadku zasymulowanych komputerowo przebiegów oraz w przypadku skurczów rzeczywistych o kształtach regularnych. Jeśli natomiast w zapisie pojawiły się skurcze wspomagane przez matkę bądź skurcze tężcowe, stosowana metoda stawała się zawodna. Główną przyczyną jej zawodności stanowi fakt, iż dla monitorowania zewnętrznego czynności skurczowej macicy nie sposób dobrać ustalone wartości progowe pierwszej pochodnej sygnału α_1 i α_2 . Wartości te ulegają zmianom nie tylko od pacjentki do pacjentki ale również w trakcie przeprowadzania pomiaru u pojedynczej pacjentki. W związku z tym należy wyciągnąć wniosek, że o ile metoda ta zdaje dobrze egzamin w przypadku monitorowania wewnątrzowodniowego, jest w zasadzie nieprzydatna przy pomiarach zewnętrznych akcji skurczowej mięśnia macicy. Dlatego też jedyną wizualnie określaną w prowadzonej pracy grupą zmiennych były: ilość skurczów oraz ich lokalizacja poprzez podanie czasów początków T0, ekstremów T1 i końców T2. Powyższe parametry można było uzyskać z dokładnością do jednej sekundy z analizy wykresu uzyskiwanego standardowo programem XHEWLETT /rozdz.5.6./. Na podstawie parametrów czasowych skurczów dokonywano klasyfikacji typu symetrii skurczu wg Seidla-Baumgartena /51/ oraz obliczano współczynnik arytmii skurczów wprowadzonych przez Effera /21/. Określenie typu symetrii skurczu ilustruje rysunek 15.



$$[(T_1 - T_0) - (T_2 - T_1)] > 10s$$

$$|(T_1 - T_0) - (T_2 - T_1)| \leq 10s$$

$$[(T_2 - T_1) - (T_1 - T_0)] > 10s$$

Rys. 15. Typy symetrii skurczów wg Seidla-Baumgartena

Współczynnik arytmii skurczów wg Efferera jest zdefiniowany wzorem

$$EF = \frac{\sigma_{\Delta T_1}}{\Delta T_1} \cdot 100 \quad (10)$$

gdzie ΔT_1 - średni czas między chwilami T_1 /ekstremami poszczególnych skurczów

$\sigma_{\Delta T_1}$ - odpowiadające odchylenie standardowe

Klasyfikacja rytmu skurczów przedstawia się następująco:

- | | |
|-----------------------------|-------------------------|
| 1. rytm bardzo regularny | $EF \in < 0,15)$ |
| 2. rytm regularny | $EF \in < 15,25)$ |
| 3. rytm nieregularny | $EF \in < 25,35)$ |
| 4. rytm bardzo nieregularny | $EF \in < 35,+\infty)$ |

5.7.2. Procedura detekcji linii bazowej w torze częstości uderzeń serca płodu.

W celu określenia poziomu odniesienia w torze FHR w stosunku do którego można by rozpatrywać istnienie zmian długoterminowych takich jak akceleracje i deceleracje przyjęto zmodyfikowane kryteria linii bazowej wprowadzone przez Tournaire'a w pracy /57/:

1. linia bazowa jest określona jako mediana wartości amplitud z toru FHR pomierzonych na 30 sekund przed początkiem każdego skurczu,

$$BASE^* = \text{mediana}_{\tau_i \in (T_0-30, T_0)} (y | \tau_i) \quad (11) \quad (22)$$

gdzie y_{τ_i} - wartość amplitudy sygnału w torze FHR w chwili τ_i .

2. jeżeli okres czasu między końcem skurczu a początkiem następnego jest mniejszy niż 30 sekund, to za aktualną linię bazową przyjmujemy linię bazową uprzednio obliczoną:

$$BASE^*(j) = BASE^*(j-1) \quad (12) \quad (21)$$

jeśli $T_0(j) - T_2(j-1) < 30$ sekund.

Modyfikacja kryteriów Tournaire'a polega na użyciu w pkt. 1 mediany jako miary tendencji centralnej zamiast średniej arytmetycznej, ponieważ ta ostatnia jest nadzwyczaj czuła na wartość pomiarów skrajnych /co może wystąpić w przypadku gdy w obszarze wyznaczania linii bazowej pojawi się artefakt/. Jak widać z przytoczonych reguł analiza toru FHR ze względu na zmiany długoterminowe jest możliwa dopiero po detekcji

skurczów w torze UC i w ścisłym z nimi powiązaniu, co oznacza przydatność tej metody tylko w okresie okołoporodowym. Dla celów badania zmienności krótkoterminowych a zwłaszcza szerokości wstęgi oscylacyjnej oparto się na metodzie średniej ruchomej niezależnej od parametrów skurczu. Metoda ta została opisana w rozdziale 5.7.5. Oprócz zasadniczego przeznaczenia procedura analizy linii bazowej pozwala na zaklasyfikowanie wyznaczonej linii bazowej do jednej z klas wg kryterium Hona /31/:

- | | |
|----------------------------|-------------------------------------|
| 1. normokardia | $BASE \in < 120, 160 > \text{ bpm}$ |
| 2. umiarkowana tachykardia | $BASE \in (160, 180 > \text{ bpm}$ |
| 3. ciężka tachykardia | $BASE > 180 \text{ bpm}$ |
| 4. umiarkowana bradykardia | $BASE \in < 100, 120 > \text{ bpm}$ |
| 5. ciężka bradykardia | $BASE < 100 \text{ bpm}$ |

gdzie $BASE = \text{mediana } BASE^*(j)$ a IS oznacza ilość skurczów.
 $j = 4, IS$

Procedura ta została opracowana w programie XDECEL zamieszczonym w załączniku nr 6.

5.7.3. Procedura detekcji akceleracji w torze FHR.

Jako kryterium rozpoznania akceleracji przyjęto tu definicję akceleracji wg. Barrada /3/. Przyjmuje on, że akcelerację stanowi zwiększenie częstości akcji serca w stosunku do linii bazowej o co najmniej 15 bpm przez okres minimum 10 sekund. W pracy określano chwile czasowe początku akceleracji A0 i końca akceleracji A2 oraz w specjalnej komórce licznikowej IA zliczano ilość akceleracji występujących w czasie 30 minuto-

wego zapisu. Chwile czasowe $AO(j)$ oraz $A2(j)$ są dla j -tej akceleracji zdefiniowane następująco:

$$\begin{aligned} \tau &= A2^*(j) \left[\ll y|_{\tau} - BASE^*|_{\tau} \geq 15 \text{ bpm} \gg (\tau = \tau + 1) \right] \\ \tau &= AO^*(j) \end{aligned} \quad (14) \quad (24)$$

$$\begin{aligned} AO(j) = \{ \tau_i : (\tau_i < AO^*(j)) \wedge (y|_{\tau_i} > BASE^*|_{\tau_i}) \wedge (y|_{\tau_{i-1}} \leq BASE^*|_{\tau_{i-1}}) \wedge \\ \wedge (A2^*(j) - AO^*(j) \geq 10s) \} \end{aligned} \quad (15) \quad (25)$$

$$\begin{aligned} A2(j) = \{ \tau_i : (\tau_i > A2^*(j)) \wedge (y|_{\tau_i} > BASE^*|_{\tau_i}) \wedge (y|_{\tau_{i+1}} \leq BASE^*|_{\tau_{i+1}}) \wedge \\ \wedge (A2^*(j) - AO^*(j) \geq 10s) \} \end{aligned} \quad (16) \quad (26)$$

gdzie τ_i, τ - bieżąca chwila czasu

$y|_{\tau_i}$ - częstość akcji serca w chwili τ_i

$BASE^*|_{\tau_i}$ - poziom linii bazowej toru FHR w chwili τ_i

j - numer kolejny akceleracji

Procedurę detekcji akceleracji zamieszczono w programie XDECEL /załącznik nr 6/. Przy określeniu procesów rekurencyjnych użyto notacji wprowadzonej przez Tadeusiewicza w pracy /55/.

5.7.4. Procedura analizy deceleracji w torze FHR.

Według większości badaczy zajmujących się kardiografiami występowanie w zapisie deceleracji jest jedną z najbardziej ważkich oznak pojawienia się stanu zagrożenia płodu. W wielu pracach przeprowadzano badanie zależności między poszczególnymi parametrami deceleracji takimi jak pola, amplitudy, symetria, czas obniżania, czas odnowy a stanem równowagi kwasowo-

zasadowej krwi płodu /6,11,12,41/. Dlatego też analiza i klasyfikacja deceleracji stanowi najszerzej rozbudowaną procedurę w opracowanym pakiecie oprogramowania. Jako decelerację uznano obniżenie częstości uderzeń serca względem linii bazowej o co najmniej 10 bpm, trwające dłużej niż 8 sekund. Całą procedurę analizy deceleracji zamieszczono w programie XDECEL /załącznik nr 6/.

5.7.4.1. Parametry opisowe deceleracji.

Ścisłą lokalizację deceleracji otrzymujemy przez podanie trzech parametrów czasowych /liczonych tak jak w poprzednich przypadkach od chwili rozpoczęcia zapisu/ : początku j-tej deceleracji $DO(j)$, jej końca $D2(j)$ oraz chwili maksymalnego obniżenia $D1(j)$. Są one zdefiniowane następująco:

$$\begin{aligned} \tau = D2^*(j) & \left[\ll BASE^*|_{\tau} - y|_{\tau} \geq 10bpm \gg (\tau = \tau + 1) \right] \\ \tau = DO^*(j) & \end{aligned} \quad (17)$$

$$\begin{aligned} DO(j) = \{ \tau_i : (\tau_i < DO^*(j)) \wedge (y|_{\tau_i} < BASE^*|_{\tau_i}) \wedge (y|_{\tau_{i-1}} \geq BASE^*|_{\tau_{i-1}}) \wedge \\ \wedge (D2^*(j) - DO^*(j) \geq 8s) \} \end{aligned} \quad (18)$$

$$\begin{aligned} D2(j) = \{ \tau_i : (\tau_i > D2^*(j)) \wedge (y|_{\tau_i} < BASE^*|_{\tau_i}) \wedge (y|_{\tau_{i+1}} \geq BASE^*|_{\tau_{i+1}}) \wedge \\ \wedge (D2^*(j) - DO^*(j) \geq 8s) \} \end{aligned} \quad (19)$$

gdzie τ_i, τ - bieżące chwile czasowe

$y|_{\tau_i}$ - częstość akcji serca w chwili τ_i

$BASE|_{\tau_i}$ - poziom linii bazowej toru FHR w chwili τ_i

j - numer kolejny deceleracji

Chwila maksymalnego obniżenia $D1(j)$ jest określona jako

$$D1(j) = \left\{ \tilde{t}_i : (\tilde{t}_i \in (D0(j), D2(j))) \wedge \left(\bigwedge_{\substack{\tau \in (D0(j), D2(j)) \\ \tau \neq \tilde{t}_i}} y|_{\tau} > y|_{\tilde{t}_i} \right) \right\} \quad (20)$$

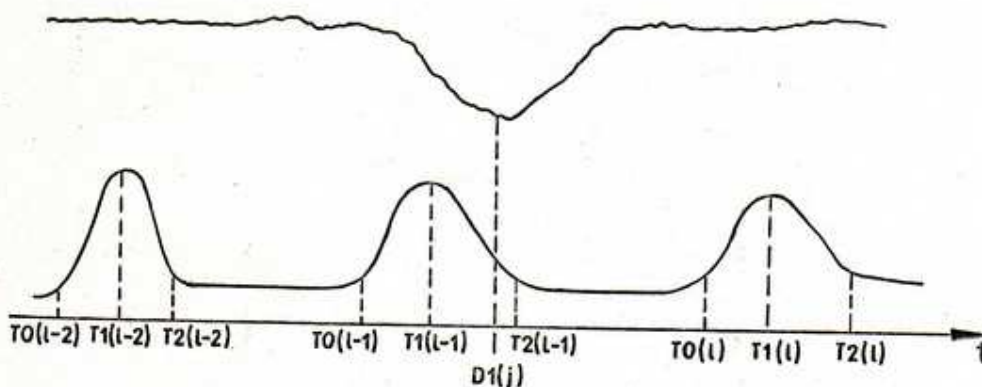
Ważnym parametrem jest również amplituda maksymalnego obniżenia tętna liczona jako

$$YMIN(j) = y|_{D1(j)} \quad (21)$$

Dla celów zaklasyfikowania deceleracji w zależności od czasu przesunięcia minimalnej wartości tętna względem szczytu skurczu należało dokonać stowarzyszenia badanej deceleracji z odpowiednim skurczem. Jako kryterium stowarzyszenia j-tej deceleracji z k-tym skurczem przyjęto wyrażenie

$$\{j, k\} = \begin{cases} \{j, 1\} & \text{jeśli } |D1(j) - T1(1)| < |D1(j) - T1(1-1)| \\ \{j, 1-1\} & \text{jeśli } |D1(j) - T1(1)| \geq |D1(j) - T1(1-1)| \end{cases} \quad (22)$$

Wprowadzone określenia ilustruje graficznie rysunek 16.



Rys. 16. Parametry opisowe deceleracji.

Miarę przesunięcia czasowego zwanego w literaturze angielskiej "lag time" stanowi

$$\Delta T(j,k) = T1(k) - D1(j) \quad (23) \quad (33)$$

Za Woodem /60/ przyjęto podział deceleracji na wczesne $\Delta T(j,k) \leq 18$ sekund i późne $\Delta T(j,k) > 18$ sekund. Wprowadzono dodatkowe pojęcie deceleracji wyprzedzającej tj. takiej, dla której $\Delta T(j,k) < 0$ sekund. Charakterystykę pojedynczych deceleracji uzupełniono obliczeniem takich parametrów jak czas obniżania TOB(j), czas odnowy TOD(j), współczynnik obniżania WOB(j), współczynnik odnowy WOD(j) oraz stosunek czasu obniżania do czasu odnowy TBD(j) a definiowanych poniższymi wzorami:

$$\begin{aligned} TOB(j) &= D1(j) - DO(j) \\ TOD(j) &= D2(j) - D1(j) \\ WOB(j) &= TOB(j) / YMIN(j) \\ WOD(j) &= TOD(j) / YMIN(j) \\ TBD(j) &= TOB(j) / TOD(j) \end{aligned} \quad (24) \quad (34)$$

Ostatnim wyznaczonym parametrem opisowym kształtu deceleracji była średnia spektralna wprowadzona przez Chika w pracy /18/, która pozwala na określenie deceleracji jako jednokształtnej lub zmiennej. Średnią spektralną określa wzór

$$FREQ = \frac{\sqrt{|\lambda_1|}}{B} \quad (25) \quad (35)$$

$$\text{gdzie } B^2 = \sum_{i=1}^N (y|_{\tilde{t}_i})^2 \quad \text{a} \quad \lambda_1 = - \sum_{i=1}^N y|_{\tilde{t}_i} \frac{d^2 y}{dt^2} \bigg|_{\tilde{t}_i} \quad (26,27)$$

N - ilość analizowanych chwil czasowych

$y|_{\tilde{t}_i}$ - wartość częstotliwości w torze FHR w chwili $\tilde{t}_i$

Jeśli $FREQ \leq 22 \text{ min}^{-1}$, to decelerację traktujemy jako jednokształtną, w przeciwnym przypadku jako zmienną. Druga pochodna potrzebna w powyższym wyrażeniu wyznaczana była numerycznie /42/ ze wzoru:

$$\frac{d^2 y}{dt^2} \bigg|_{\tilde{t}_i} = \frac{1}{\Delta t^2} (y|_{\tilde{t}_i} - 2y|_{\tilde{t}_{i-1}} + y|_{\tilde{t}_{i-2}}) \quad (28) \quad (38)$$

5.7.4.2. Struktura pól deceleracji.

Polom deceleracji poświęcono wiele prac i w zasadzie każdy z autorów wprowadzał inne granice przy ich obliczaniu. W niniejszej rozprawie dokonano próby porównania pod względem predykcijnym stanu płodu trzech typów pól deceleracji zarówno między sobą jak i na tle innych struktur charakterystycznych kardiogramów. Przyjęto do badań pola zdefiniowane przez Beguina /6/, Tournaire'a /57/ oraz Seidla-Baumgartena /51/. Nie poddano analizie pól wg Lowenssohna /41/ ze względu na ich trudną interpretację kliniczną. Określenie pól deceleracji wg Beguina jest następujące:

$$\begin{array}{l} \text{pole wczesne;} \\ \text{deceleracji} \end{array} \quad \text{DAE}^*(j) = \int_{\max(TO(k), DO(j))}^{\min(TO(k)+40, D2(j))} (\text{BASE}^*|_{\tau} - y|_{\tau}) d\tau \quad (29)$$

$$\begin{array}{l} \text{pole późne;} \\ \text{deceleracji} \end{array} \quad \text{DAL}^*(j) = \int_{\max(TO(k)+40, DO(j))}^{\min(TO(k)+80, D2(j))} (\text{BASE}^*|_{\tau} - y|_{\tau}) d\tau \quad (30)$$

$$\begin{array}{l} \text{pole resztowe} \\ \text{deceleracji} \end{array} \quad \text{DAR}^*(j) = \int_{\max(TO(k)+80, DO(j))}^{\min(TO(k)+140, D2(j))} (\text{BASE}^*|_{\tau} - y|_{\tau}) d\tau \quad (31)$$

gdzie $\text{BASE}^*|_{\tau}$ - linia bazowa toru FHR w chwili τ

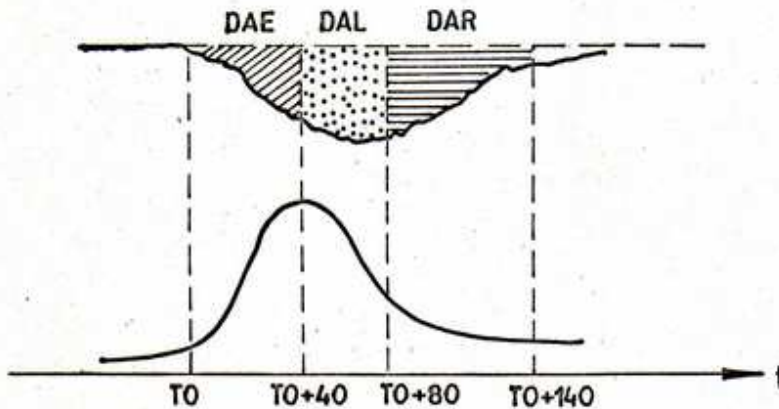
$y|_{\tau}$ - częstość akcji serca w chwili τ

$TO(k)$ - początek k-tego skurczu stowarzyszonego z j-tą deceleracją

$DO(j)$ - początek j-tej deceleracji

$D2(j)$ - koniec j -tej deceleracji

Ilustrację graficzną tych pól przedstawia rysunek 17.



Rys. 17. Pola deceleracji wg Beguina.

Pola deceleracji wg Tournaire'a określają wzory

pole wczesne deceleracji

$$AR1^*(j) = \int_{\max(T0(k), D0(j))}^{\min(T2(k), D2(j))} (BASE^* |\tau - y|_{\tau}) d\tau \quad (32)$$

pole późne deceleracji

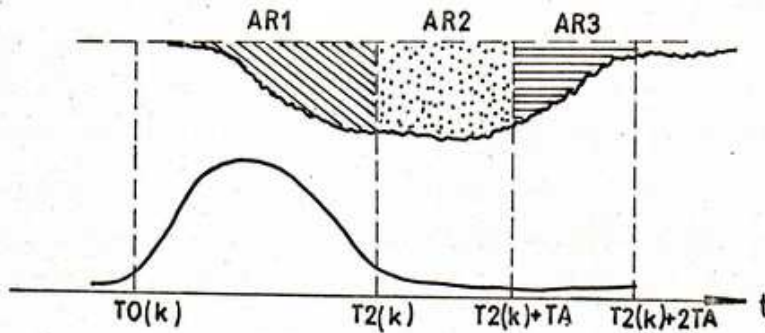
$$AR2^*(j) = \int_{\max(T2(k), D0(j))}^{\min(T2(k)+TA, D2(j))} (BASE^* |\tau - y|_{\tau}) d\tau \quad (33)$$

pole resztowe deceleracji

$$AR3^*(j) = \int_{\max(T2(k)+TA, D0(j))}^{\min(T2(k)+2TA, D2(j))} (BASE^* |\tau - y|_{\tau}) d\tau \quad (34)$$

gdzie $T2(k)$ to koniec skurczu k -tego stowarzyszonego z deceleracją j natomiast $TA = [T2(k) - T0(k)] / 2$ (35)

Interpretację tych pól ukazano na rysunku 18.



Rys. 18. Pola deceleracji wg Tournaire'a.

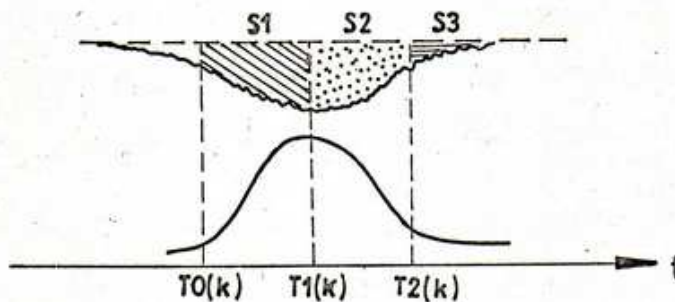
Pola deceleracji wg Seidla - Baumgartena definiujemy jako

pole wczesne deceleracji
$$S1^*(j) = \int_{\max(T0(k), D0(j))}^{\min(T1(k), D2(j))} (BASE^*|\tau - y|_{\tau}) d\tau \quad (36) \quad (46)$$

pole pózne deceleracji
$$S2^*(j) = \int_{\max(T1(k), D0(j))}^{\min(T2(k), D2(j))} (BASE^*|\tau - y|_{\tau}) d\tau \quad (37) \quad (47)$$

pole resztowe deceleracji
$$S3^*(j) = \int_{\max(T2(k), D0(j))}^{D2(j)} (BASE^*|\tau - y|_{\tau}) d\tau \quad (38) \quad (48)$$

Zakresy tych pól przedstawia rysunek 19.



Rys. 19. Pola deceleracji wg Seidla-Baumgartena.

Tak określone pola obliczano dla każdej wykrytej w trakcie 30 minutowego zapisu deceleracji. Do końcowych badań korela-

cyjnych użyto pól sumarycznych zdefiniowanych ogólnie wzorem

$$\text{INTPOL} = \sum_{j=1}^{ID} \text{PARTPOL}(j) \quad (39) \quad (42)$$

gdzie INTPOL oznacza sumę pól danego rodzaju występujących w zapisie, natomiast PARTPOL pole danego rodzaju pojedynczej deceleracji. Wskaźnik ID to ilość wykrytych deceleracji.

5.7.5. Procedura analizy szerokości wstęgi oscylacyjnej sygnału w torze FHR.

Analiza szerokości wstęgi oscylacyjnej nie jest analizą jednoznaczna, gdyż w dużym stopniu zależy od sposobu uzyskania i przetworzenia sygnału z toru FHR /54/. W związku z tym opracowano własną metodę ustalenia parametrów wstęgi oscylacyjnej w oparciu o pracę Burgera /13/ dotyczącą obróbki sygnałów elektroencefalograficznych. Podstawowym problemem powyższej analizy jest znalezienie linii bazowej, w stosunku do której będą rozpatrywane amplitudy oscylacji. Definicja linii bazowej wprowadzona w rozdziale 5.7.2. jest do tego celu absolutnie niewystarczająca. Do badań wykorzystano definicję ruchomej linii bazowej określonej wzorem

$$B|_{\tilde{t}_i} = \left(1 - \frac{1}{M}\right) \cdot B|_{\tilde{t}_{i-1}} + \frac{y|_{\tilde{t}_i}}{M} \quad (40) \quad (50)$$

gdzie M- ilość punktów amplitudowych podlegających uśrednieniu

$B|_{\tilde{t}_i}$ - wartość ruchomej linii bazowej w chwili $\tilde{t}_i$

Tak określona filtracja numeryczna jest analogiem elektronicznego filtrowania pojemnościowego i odcina składowe sygnału o częstotliwości f określone nierównością

$$f > \frac{-\ln\left(1 - \frac{1}{M}\right)}{2\pi T} \quad (41) \quad (51)$$

gdzie T jest odstępem próbkowania. Filtracja ta powoduje również przesunięcie fazowe linii bazowej względem sygnału pierwotnego o czas Θ

$$\Theta = \frac{T}{\ln\left(1 - \frac{1}{M}\right)} \quad (42) \quad (52)$$

Ze wzorów 41 i 42 wynika, że im większą przyjmiemy wartość M , tym bardziej zostanie wygładzony przebieg pierwotny a jednocześnie tym większe będzie przesunięcie fazowe omawianych przebiegów. Przykładowe wartości częstotliwości odcięcia i przesunięcia fazowego dla stosowanej w pracy częstotliwości próbkowania 0.5 Hz zamieszczono w dodatku nr 2. Do wyznaczenia linii bazowej przyjęto wartość $M = 5$ kierując się założeniem, że zmiany o okresie krótszym niż 1 minuta będą traktowane jako zmiany krótkoterminowe a więc wnoszące wkład do wstęgi oscylacyjnej, natomiast zmiany o okresie dłuższym niż 1 minuta uznano za zmiany długoterminowe. Szerokość wstęgi oscylacyjnej wyznaczano w stosunku do tak obliczonej linii bazowej /po uwzględnieniu odpowiedniej poprawki na przesunięcie fazowe/ jako podwojone odchylenie standardowe sygnału pierwotnego względem linii bazowej w obszarach, w których nie istniała akcja skurczowa macicy.

$$UWO^*(j) = 2\sqrt{(\overline{y}|_{\tau} - B|_{\tau})^2 - (\overline{y}|_{\tau} - B|_{\tau})^2} \quad (43) \quad (53)$$

Oszacowano również uśrednioną wstęgę oscylacyjną dla całego 30 minutowego zapisu jako

$$UWO = \text{mediana } UWO^*(j) \quad (44) \quad (54)$$

gdzie IS to ilość skurczów macicy w ciągu 30 minut zapisu. W okresach czasowych między skurczami oszacowywano również ilość przejść sygnału pierwotnego przez linię bazową $ZC^*(j)$ i ze względu na różną długość tych okresów dokonywano normalizacji ilości przejść do czasu jednej minuty. Uśrednioną ilość przejść przez linię bazową na minutę dla całego zapisu określano ze wzoru

$$ZC = \text{mediana}_{j=1, IS+1} ZC^*(j) \quad (45) \quad (53)$$

Procedura dokonująca omówionych w tym rozdziale analiz została zamieszczona w programie XOSCYL /załącznik nr 7/.

2 5.7.6. Oszacowanie wskaźników zmienności krótko - i długoterminowej sygnału w torze FHR.

Publikacje z ostatnich lat dotyczące kardiogramów przynoszą nowe wskaźniki opisu struktury sygnału z toru FHR.

Ponieważ skurcze macicy powodują specyficzne zmiany w akcji serca płodu w zakresie zmian długoterminowych /39/, badania przeprowadza się w zasadzie tylko w obszarze między skurczami. Wszystkie wprowadzone współczynniki zmian krótko- i długoterminowych takie jak wskaźniki DI oraz II Yeha /62/, STI oraz LTI de Haana /26/ oraz SH i LH Heilbrona /39/ bazują na bezpośrednim pomiarze długości interwałów czasowych między kolejnymi załamkami R elektrokardiogramu płodowego. Stosowany w pracy kardiograf HP 8021 A nie wyprowadza długości interwałów R-R lecz dokonuje ekstrapolacji odwrotności interwału czasowego T_{R-R} na okres jednej minuty wg

wzoru

$$y = \frac{60}{T_{R-R}} \quad (46)$$

gdzie y oznacza częstość akcji serca płodu wyrażoną w uderzeniach na minutę /bpm/ a T_{R-R} czas trwania pojedynczego interwału R-R w sekundach. Obliczenie to jest wykonywane tak często, jak często dokonywany jest pomiar interwału R-R /14/. Dostępny do prowadzenia badań przetwornik analogowo-cyfrowy wykonuje jednak próbkowanie z maksymalną częstotliwością 0.5 Hz w każdym z kanałów. Uniemożliwia to bezpośrednie stosowanie omawianych wskaźników zmian krótko- i długoterminowych. W związku z tym zastosowano pewną modyfikację wskaźników polegającą na tym, że brane są pod uwagę nie poszczególne interwały R-R lecz kolejne zmiany częstości akcji serca płodu wzięte co 2 sekundy. Tak więc zmodyfikowany wskaźnik II nie daje już współczynnika zmienności interwałów R-R lecz współczynnik zmienności rzeczywiście pobranych wartości R-R. Należy zauważyć, że takie podejście zastosował Seidl w pracy /51/ w stosunku do estymacji wskaźników II oraz DI wg Yeha. W trakcie analiz KTG przeprowadzono oszacowanie zmodyfikowanych wskaźników II i DI Yeha, LTI i STI de Haana oraz IV Organa. Należy tu zaznaczyć, że w przeciwieństwie do pracy Seidla /51/, gdzie obliczano II oraz DI w przedziałach 30 sekundowych w przedstawionej pracy analizowano odcinki sygnału odpowiadające okresom między skurczami. Po przekształceniu spróbkowanych co 2 sekundy częstości akcji serca y_i wg wzoru 47 obliczono średni czas pomierzonych interwałów R-R $\overline{T(j)}$ oraz ich odchylenie standardowe $\sigma_T(j)$ a stąd wyznaczano zmodyfikowany wskaźnik II Yeha

$$T_i = \frac{60}{y_i} \quad (47)$$

$$II^*(j) = \frac{\sigma_T(j)}{\overline{T(j)}} \quad (48)$$

gdzie

$$\overline{T(j)} = \frac{\sum_{i=1}^{NN} T_i}{NN}$$

$$\sigma_T(j) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{NN} (T_i - \overline{T(j)})^2}{NN-1}}$$

NN - ilość spróbkowanych częstości w j-tym obszarze między skurczami, gdzie j-ty obszar definiujemy jako zbiór chwil czasowych spełniających warunek

$$A_j = \{ \tilde{t}_i : \tilde{t}_i \in (T2(j-1), T0(j)) \} \quad (49)$$

T2(j-1) - chwila końca skurczu j-1

T0(j) - chwila początku skurczu j

Dla wyznaczenia zmodyfikowanego wskaźnika DI musimy obliczyć elementy

$$b_i(j) = (T_{i+1} - T_i) / (T_{i+1} + T_i) \quad (50)$$

następnie średnią wartość tego ciągu w obszarze A_j

$$\overline{b(j)} = \frac{\sum_{i=1}^{NN-1} b_i}{NN-1}$$

a stąd uzyskujemy

$$DI^*(j) = \sqrt{\frac{1000 \left[\sum_{i=1}^{NN-1} (b_i - \overline{b(j)})^2 \right]}{NN-2}} \quad (51)$$

Obliczenie zmodyfikowanych wskaźników LTI i STI de Haana wymaga oszacowania w obszarze A ciągu wielkości pomocniczych określonych wzorami

$$MM = \text{entier} [0.25 \cdot (NN+1)]$$

$$a = 0.25 \cdot (NN+1) - MM$$

$$\tilde{T}_i = \sqrt{T_i^2 + T_{i+1}^2}$$

$$\varphi_i = \arctg(T_{i+1}/T_i) \quad i = 1, \dots, NN-1$$

Po wykonaniu sortowania ciągów T_i oraz φ_i w kierunku niemalejącym wyznaczano wskaźniki de Haana

$$LTI^*(j) = a (\tilde{T}_{NN-MM} - \tilde{T}_{MM+1}) + (1-a)(\tilde{T}_{NN+1-MM} - \tilde{T}_{MM}) \quad (52)$$

$$STI^*(j) = a(\varphi_{NN-MM} - \varphi_{MM+1}) + (1-a)(\varphi_{NN+1-MM} - \varphi_{MM}) \quad (53)$$

Wskaźnik IV wg Organa /40/ definiowany jest jako

$$IV^*(j) = \frac{\sum_{i=1}^{NN-1} |y_{i+1} - y_i|}{NN-1} \quad (54)$$

Dla całego 30 minutowego zapisu obliczano uśrednione wartości wymienionych wskaźników

$$\begin{aligned} II &= \text{mediana}_{j=1, IS+1} II^*(j) \\ DI &= \text{mediana}_{j=1, IS+1} DI^*(j) \\ LTI &= \text{mediana}_{j=1, IS+1} LTI^*(j) \\ STI &= \text{mediana}_{j=1, IS+1} STI^*(j) \\ IV &= \text{mediana}_{j=1, IS+1} IV^*(j) \end{aligned} \quad (55)$$

gdzie przez IS oznaczono ilość skurczów.

Procedura analizy omówionych wskaźników zawarta jest w programie XVARIA /załącznik nr 8/.

5.8. Analiza widmowa sygnałów z toru UC oraz z toru FHR.

Celem przeprowadzenia analizy widmowej jest stwierdzenie, czy metoda ta może dawać informacje o ewentualnym stanie zagrożenia płodu. Dokonano wyznaczenia funkcji widmowej gęstości mocy w obu badanych torach, funkcji gęstości widmowej mocy wzajemnej, funkcji transmitancji i koherencji.

5.8.1. Oszacowanie gęstości spektralnych mocy analizowanych sygnałów oraz widma gęstości mocy wzajemnej.

Oznaczmy przez x_i wartości spróbkowanego sygnału z toru skurczu macicy UC a przez y_i analogiczne wielkości z toru akcji serca płodu. W pierwszym etapie dokonano standaryzacji obu sygnałów celem uzyskania takich szeregów czasowych, w których wartość średnia równa się zero a odchylenie standardowe przyjmuje wartość jeden.

$$\tilde{x}_i = \frac{x_i - \bar{x}}{\sigma_x} \quad \tilde{y}_i = \frac{y_i - \bar{y}}{\sigma_y} \quad (56)$$

gdzie wartości średnie określają wzory

$$\bar{x} = \frac{\sum x_i}{n_x} \quad \bar{y} = \frac{\sum y_i}{n_y}$$

a odchylenie standardowe

$$\sigma_x = \sqrt{\overline{x^2} - (\bar{x})^2} \quad \sigma_y = \sqrt{\overline{y^2} - (\bar{y})^2}$$

natomiast $n_x = n_y = \tilde{N}$ ilość próbek w każdym z torów. Następnie dokonywano połączenia obu zmiennych standaryzowanych w je-

den ciąg zmiennej zespolonej

$$\tilde{z}_i = \tilde{x}_i + j \tilde{y}_i \quad (57)$$

W celu zmniejszenia efektu wpływu skończonej długości zapisu na obliczenie funkcji gęstości poddano szereg czasowy $\tilde{z}_i$ procesowi ścięcia kosinusoidalnego na długości 0.1 całego zapisu od każdego z końców, co określa formuła /5,49/ :

$$\hat{z}_i = \begin{cases} 0.5 \tilde{z}_i \left(1 - \cos \pi \frac{i-1}{\tilde{M}-1}\right) & i \in \langle 1, \tilde{M} \rangle \\ \tilde{z}_i & i \in \langle \tilde{M}+1, \tilde{N}-\tilde{M} \rangle \\ 0.5 \tilde{z}_i \left(1 - \cos \pi \frac{\tilde{N}-i}{\tilde{M}-1}\right) & i \in \langle \tilde{N}-\tilde{M}+1, \tilde{N} \rangle \end{cases} \quad (58)$$

a $\tilde{M} = 0.1 \tilde{N}$. Po tych przekształceniach /uzupełnienie ilości próbek zerami do najbliższej całkowitej potęgi liczby dwa zostało zrealizowane przy użyciu makroinstrukcji MAKROEDIT 1 - rozdział 5.5.2/ obliczana jest transformata Fouriera przy użyciu podprogramu realizującego szybką transformatę Fouriera FFT ułożonego w Zakładzie Biocybernetyki Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie

$$Z_k = \sum_{n=0}^{\tilde{N}-1} \hat{z}_i \exp \left(-j \frac{2\pi kn}{\tilde{N}} \right) \quad k = 0, 1, \dots, \tilde{N}-1 \quad (59)$$

Po wyznaczeniu transformaty rozseparowywano oba sygnały wg wzorów

$$X_k = \frac{Z_k + Z_{\tilde{N}-k}^*}{2} \quad Y_k = \frac{Z_k - Z_{\tilde{N}-k}^*}{2j} \quad (60)$$

i wyznaczano estymatory zgrubne widmowej gęstości mocy w torze UC

$$G_{k,x} = \frac{2h}{N} \left| X_k^* X_k \right| \quad (61)$$

w torze FHR

$$G_{k,y} = \frac{2h}{N} \left| Y_k^* Y_k \right| \quad (62)$$

oraz estymator zgrubny gęstości widmowej mocy wzajemnej

$$G_{k,xy} = \frac{2h}{N} X_k^* Y_k \quad (63)$$

Kolejna faza obliczeń polega na wprowadzeniu do tak obliczonych estymatorów poprawki $1/0.875$ wynikającej ze współczynnika skali spowodowanego nachyleniem stoku brzegowego po dokonaniu ścięcia kosinusoidalnego oraz przeprowadzenia procesu wygładzania częstotliwościowego mającego na celu polepszenia własności statystycznych uzyskanych estymatorów zgrubnych. Wykonano je wg ogólnego wzoru

$$\tilde{G}_k = \frac{1}{l} \sum_{i=k}^{k+l-1} G_i \quad (64)$$

gdzie $l = 1/\varepsilon_r^2$ a ε_r oznacza błąd względny standardowy wyznaczenia widma mocy. Przyjęto $\varepsilon_r = 0.2$ stąd $l = 25$. Pojawienie się piku we funkcjach gęstości wskazuje na obecność rytmicznych zmian w danym torze z częstotliwością odpowiadającą lokalizacji piku.

5.8.2. Estymacja funkcji gęstości całkowej widma mocy, transmitancji i koherencji.

Na podstawie wygładzonych estymatorów funkcji spektralnej gęstości mocy wyznaczano współczynnik wzmocnienia dla funkcji transmitancji

$$|c_k| = \frac{|\tilde{G}_{k,xy}|}{\tilde{G}_{k,x}} \quad (65)$$

współczynnik fazowy transmitancji

$$\varphi_k = \arctg \left[- \frac{\text{Im } \tilde{G}_{k,xy}}{\text{Re } \tilde{G}_{k,xy}} \right] \quad (66)$$

oraz funkcję koherencji

$$\gamma_k^2 = \frac{|\tilde{G}_{k,xy}|^2}{\tilde{G}_{k,x} \tilde{G}_{k,y}} \quad (67)$$

Przytoczone wzory zaczerpnięto z prac /5,7,46,49/. Wielkość funkcji koherencji uznano jako miarę współzależności między zmianami ciśnienia wewnątrzowodniowego a akcją serca płodu w zakresie analizowanego zakresu częstotliwości. Wszystkie omówione obliczenia dotyczące analizy spektralnej realizuje program XFTRAN4 /załącznik nr 9/ oraz XDENSITY4 /załącznik nr 10/. Wyniki obu programów wyprowadzono na drukarkę wierszową zarówno w postaci cyfrowej jak i graficznej. Przykładowe wyniki analizy spektralnej przedstawiają załączniki nr 11 i 12.

5.9. Wybór optymalnego zestawu parametrów dla celów predykcji zmian gazometrycznych we krwi włośniczkowej płodu oraz stanu ogólnego noworodka wyrażonego w punktacji wg V.Apgar.

Badania gazometryczne oraz analizy składowych charakterystycznych dostarczyły zespołu 33 zmiennych dla każdej pacjentki. Zmienne te podzielono na 2 zasadnicze grupy:

1. zmienne zależne - 7 parametrów

a. pochodzące z badania gazometrycznego krwi włośniczkowej płodu:

- /. zmianastężenia jonów wodorotlenowych - ΔpH
- /. zmiana ciśnienia parcjalnego dwutlenku węgla - ΔpCO_2
- /. zmiana ciśnienia parcjalnego tlenu - ΔpO_2

- /. zmiana ekscesu zasad $-\Delta BE$
- /. zmiana zasobu dwuwęglanów $-\Delta HCO_3$
- b. pochodzące z oceny stanu noworodka po porodzie wyrażonego w punktacji wg V.Apgar:
 - /. punktacja w pierwszej minucie - AP1
 - /. punktacja w piątej minucie - AP5
- 2. zmienne niezależne - 26 parametrów:
 - a. pochodzące z toru skurczu macicy UC:
 - /. wskaźnik arytmii skurczów wg Effera - EF
 - /. ogólna ilość skurczów - IS
 - /. ilość skurczów symetrycznych w klasyfikacji Seidla Baumgartena - SYM
 - /. ilość skurczów prawoskośnych w klasyfikacji Seidla Baumgartena - PS
 - /. ilość skurczów lewoskośnych w klasyfikacji Seidla Baumgartena - LS
 - b. pochodzące z toru akcji serca płodu FHR
 - /. szerokość wstęgi oscylacyjnej - UWO
 - /. ilość przejść sygnału przez linię bazową normalizowaną do jednej minuty - ZC
 - /. zmodyfikowany wskaźnik zmienności długoterminowej Yeha - II
 - /. zmodyfikowany wskaźnik zmienności krótkoterminowej Yeha - DI
 - /. zmodyfikowany wskaźnik zmienności długoterminowej de Haana - LTI
 - /. zmodyfikowany wskaźnik zmienności krótkoterminowej de Haana - STI
 - /. zmodyfikowany wskaźnik chwilowej zmienności wg

Organa - IV

- /. średni poziom linii bazowej - BASE
 - /. ilość akceleracji - IA
 - /. ilość deceleracji - ID
 - /. pole wczesne deceleracji wg Beguina - DAE
 - /. pole późne deceleracji wg Beguina - DAL
 - /. pole resztowe deceleracji wg Beguina - DAR
 - /. pole wczesne deceleracji wg Tournaire'a - AR1
 - /. pole późne deceleracji wg Tournaire'a - AR2
 - /. pole resztowe deceleracji wg Tournaire'a - AR3
 - /. pole wczesne deceleracji wg Seidla-Baumgarta - S1
 - /. pole późne deceleracji wg Seidla-Baumgartena - S2
 - /. pole resztowe deceleracji wg Seidla-Baumgartena - S3
- c. parametry ogólne nie pochodzące z analizy zapisu KTG:
- /. wiek rodzącej - WIEK
 - /. tydzień ciąży w którym odbywa się poród - TC

Do grupy zmiennych niezależnych nie dołączono parametrów opisowych deceleracji takich jak: czas odnowy TOD, czas obniżenia TOB, współczynnik odnowy WOD, współczynnik obniżenia WOB oraz stosunek czasu obniżenia do czasu odnowy TBD. Powodem tego był brak możliwości znalezienia parametrów określających sumarycznie cały 30 minutowy zapis. Stosowanie miar tendencji centralnej takich jak średnia arytmetyczna lub mediana jest bezcelowe z powodu bardzo dużego rozrzutu omawianych zmiennych.

Zmiany parametrów gazometrycznych określano z ogólnego wzoru

$$\Delta par = par_2 - par_1 \quad (68)$$

gdzie par_1 - wartość parametru przed zapisem

par_2 - wartość parametru po zapisie

Δpar - zmiana parametru w trakcie trwania zapisu

5.9.1. Regresja liniowa wielokrotna.

W celu wybrania spośród zespołu 26 zmiennych niezależnych podzbioru tłumaczącego w sposób optymalny zmienność pojedynczego parametru ze zbioru zmiennych zależnych, zastosowano metodę liniową regresji wielokrotnej typu "stepwise forward regression"/22/. Podstawowy model regresji tego typu dla n zmiennych niezależnych ma postać

$$p_i = \sum_{j=1}^n \alpha_j q_{ij} + u_i \quad \begin{matrix} i = 1, 2, \dots, m \\ j = 1, 2, \dots, n \end{matrix} \quad (69)$$

gdzie m - ilość obserwacji /ilość analizowanych zapisów/

n - ilość zmiennych niezależnych

p_i - i -ta obserwacja zmiennej zależnej

q_{ij} - i -ta obserwacja j -tej zmiennej niezależnej

α_j - współczynnik regresji j -tej zmiennej niezależnej

u_i - zmienna losowa

W notacji macierzowej równanie (69) przyjmuje postać

$$\vec{p} = q\vec{\alpha} + \vec{u} \quad (70)$$

gdzie strzałką oznaczono wektor typu kolumnowego. Współczynniki regresji $\vec{\alpha}$ obliczane są przez minimalizację wyrażenia na sumę kwadratów błędów

$$ESS = (\vec{u})^T \vec{u} \quad (71)$$

a współczynniki regresji spełniające ten warunek przyjmują postać

$$\vec{\alpha} = [q^T q]^{-1} q^T \vec{p} \quad (72)$$

Błąd resztowy regresji ERR określa wzór

$$ERR = \sqrt{\frac{ESS}{m_1 - n_1}} \quad (73) \quad (68)$$

gdzie n_1 - ilość zmiennych włączonych do układu regresji

m_1 - ilość obserwacji równa ilości pacjentek

W pracy wykorzystano do obliczeń wielokrotnej regresji liniowej standardowy pakiet analizy statystycznej XDS3 opracowany przez firmę ICL /47/. Realizuje on jednocześnie procedurę prostej korelacji liniowej typu Pearsona wg wzoru

$$r_{xy} = \frac{\sum_{i=1}^m (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^m (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^m (y_i - \bar{y})^2}} \quad (74) \quad (69)$$

oraz przeprowadza analizę opisową poprzez podanie wartości średnich arytmetycznych, odchyłeń standardowych oraz minimalnych i maksymalnych wartości poszczególnych zmiennych. Parametry sterujące przebiegiem analizy zamieszczono w załączniku nr 13.

14 5.9.2. Ocena pojemności informacyjnej całego układu zmiennych oraz pojedynczej składowej zestawu optymalnego.

Jakkolwiek pakiet analizy statystycznej XDS3 wyznacza w ramach analizy regresji wielokrotnej współczynniki korelacji cząstkowej poszczególnych zmiennych wchodzących w skład wyznaczonego układu regresji, to nie można na ich podstawie ocenić wpływu pojedynczej zmiennej niezależnej q_j na zmienną zależną po wyeliminowaniu wpływu pozostałych zmiennych nie-

zależnych $q_1, \dots, q_{j-1}, q_{j+1}, \dots, q_{n_1}$. Związane jest to z faktem, że współczynniki korelacji cząstkowej ρ_j powinny spełniać nierówność

$$\sum_{j=1}^n \rho_j \leq \rho_{WIEL} \leq 1 \quad (75)$$

gdzie ρ_{WIEL} to współczynnik korelacji wielokrotnej, ponieważ siła łącznego wpływu wywieranego przez zmienne $q_1, \dots, q_{n_1}$ mierzona przy pomocy współczynników korelacji cząstkowej nie może przekroczyć jedności. Między innymi z tego względu Hellwig w pracy /28,29/ zaproponował wskaźnik pojemności indywidualnej nośnika informacji q_j zdefiniowanego jako

$$H_j = \frac{r_j^2}{1 + \sum_{i \neq j} |r_{ij}|} \quad i = 1, \dots, n \quad (76)$$

gdzie r_j - współczynnik korelacji liniowej zmiennej niezależnej q_j z rozważaną zmienną zależną

r_{ij} - współczynnik korelacji liniowej zmiennych niezależnych q_i oraz q_j

n - ilość zmiennych niezależnych.

Wskaźnik pojemności integralnej zbioru zmiennych niezależnych określa wzór

$$H_0 = \sum_{j=1}^n H_j \quad (77)$$

Wskaźniki pojemności indywidualnej wskazują na siłę indywidualnego wpływu pojedynczej zmiennej niezależnej na zmienną zależną w ramach układu regresji wielokrotnej/ a wskaźnik pojemności integralnej mierzy łączny wpływ tych zmiennych. W niniejszej pracy obliczono wskaźniki pojemności indywidualnej oraz integralnej zmiennych niezależnych wchodzących w skład zestawów optymalnych wyznaczonych metodą wielokrotnej korelacji liniowej.

6. OMÓWIENIE WYNIKÓW

Rozdział ten zawiera rezultaty uzyskane z komputerowej obróbki zapisu kardiokograficznego polegającej na oszacowaniu zespołu charakterystycznych jego struktur oraz wyniki końcowej analizy statystycznej mających na celu wydobycie współzależności otrzymanych struktur z parametrami gazometrycznymi krwi włośniczkowej płodu.

6.1. Wartości parametrów równowagi kwasowo-zasadowej krwi włośniczkowej płodu oraz oceny stanu noworodka na podstawie punktacji wg V.Apgar.

Na wstępie należy zaznaczyć, że przedmiotem badań korelacyjnych nie były wartości bezwzględne mierzonych parametrów gazometrycznych lecz ich różnice, które wystąpiły w trakcie dokonywania 30 minutowego zapisu kardiokograficznego. Pozwala to na próbę odpowiedzi na pytanie, jak zdarzenia uwidocznione w zapisie wpłynęły na zmianę poszczególnych wielkości opisujących równowagę kwasowo-zasadową krwi włośniczkowej płodu. Wartość średnia zmiany pH wynosiła 0.012 ± 0.044 przy minimalnej wartości - 0.078 a maksymalnej + 0.166. Dla ciśnienia parcjalnego dwutlenku węgla pCO_2 otrzymano średnią zmianę 0.226 ± 7.244 mmHg a dla ciśnienia parcjalnego tlenu pO_2 -2.044 ± 8.488 mmHg. Parametr nadmiaru zasad BE zmieniał się średnio o 0.837 ± 3.999 mmol/l natomiast zasobu dwutlenku HCO_3 o 0.472 ± 4.277 mmol/l. W określeniu parametrów oceny stanu noworodka występowało małe zróżnicowanie wyników i wynosiło 8.930

± 2.040 w pierwszej a 9.605 ± 1.237 w piątej minucie. Pełny zestaw wyników statystyki opisowej zebrano w tablicy I. Wyróżnia się tu bardzo wysoka wartość współczynnika zmienności dla pomiarów pCO_2 /współczynnik zmienności należy rozumieć jako miarę rozproszenia, w której za jednostkę przyjęto średnią wartość pomiaru/.

6.2. Wartości parametrów oszacowanych na podstawie analizy komputerowej zapisu kardiotokograficznego.

Parametry uzyskane z analizy kardiotokogramu można podzielić na dwie zasadnicze grupy:

1. parametry z toru skurczu macicy UC
2. parametry z toru akcji serca płodu FHR

Dokonano wyznaczenia 5 zmiennych charakteryzujących przebieg sygnału w torze skurczu macicy. Średnia ilość skurczów w trakcie 30 minutowej rejestracji wynosiła 11.512 ± 3.439 , z tego zaobserwowano średnio 6.488 ± 3.158 skurczów symetrycznych /wg klasyfikacji Seidla-Baumgartena /, 3.953 ± 2.115 skurczów prawoskośnych i 1.070 ± 1.183 skurczów lewoskośnych. Pełne zestawienie wyników statystyki opisowej dla danych z toru UC przedstawiła tablica II. Zmienne charakteryzujące tor akcji serca płodu można pogrupować w dwa podzbiory:

1. podzbiór 1 - parametry uzyskane z analizy zapisu poza obszarami skurczu: średni poziom linii bazowej BASE, średnia szerokość wstęgi oscylacyjnej UWO, średnia ilość przejść przez linię bazową na jedną minutę ZC, parametry zmian krótkoterminowych DI, STI, IV oraz parametry zmian długoterminowych II i LTI,

2. podzbiór 2 - parametry uzyskane z analizy zapisu na całej jego długości: ilość akceleracji IA, ilość deceleracji ID, pola deceleracji wg Beguina DAE, DAL, DAR, pola deceleracji wg Tournaire'a AR1, AR2, AR3, pola deceleracji wg Seidla-Baumgartena S1, S2, S3.

Odnosnie parametrów podzbioru pierwszego, średni poziom linii bazowej wynosił 132.912 ± 12.127 bpm, średnia szerokość wstęgi oscylacyjnej 6.240 ± 3.322 bpm a średnia ilość przejść przez linię bazową na jedną minutę 10.659 ± 1.723 . Zmiany krótkoterminowe charakteryzują średnie wartości wskaźników: DI 0.530 ± 0.355 , STI 0.016 ± 0.008 oraz IV 0.011 ± 0.007 bpm, natomiast zmiany długoterminowe: II 0.035 ± 0.019 oraz LTI 0.024 ± 0.011 sek. Zestawienie wszystkich wyników statystyki opisowej stosowanych parametrów przedstawia tablica III. Wyniki uzyskane dla zmiennych należących do drugiego podzbioru są następujące: średnia ilość akceleracji IA wynosi 1.814 ± 2.119 a deceleracji ID 2.465 ± 3.011 , średnie pola deceleracji wg Beguina DAE 345.109 ± 602.961 bpm·s, DAL $392.384 \pm 611,866$ bpm·s, DAR 174.063 ± 265.053 bpm·s, średnie pola deceleracji wg Tournaire'a AR1 667.279 ± 1155.209 bpm·s, AR2 89.098 ± 179.099 bpm·s, AR3 31.605 ± 81.471 bpm·s, średnie pola deceleracji wg Seidla-Baumgartena S1 188.279 ± 419.714 bpm·s, S2 441.730 ± 743.869 bpm·s i S3 233.047 ± 376.212 bpm·s. Pełne zestawienie wyników statystyki opisowej dla podzbioru drugiego przedstawia tablica IV.

6.3. Wartości parametrów ogólnych nie pochodzących z analizy zapisu kardiotokograficznego.

Zbiór parametrów ogólnych obejmował jedynie dwie zmienne: wiek pacjentki WIEK oraz tydzień ciąży TC. Średni wiek pacjentki wynosił 28 ± 5 lat a poród odbywał się średnio w 40 ± 2 tygodniu ciąży. Dokładne wyniki statystyki opisowej ukazuje tablica V.

6.4. Wyniki prostej korelacji liniowej Pearsona.

Rozdział ten przedstawia wyniki prostej korelacji liniowej Pearsona uzyskane z obliczeń prowadzonych dla wszystkich zmiennych występujących w analizie. Pełną macierz korelacji przedstawia tablica VI podzielona ze względu na duże rozmiary na cztery części. Z macierzy tej wybrano do omówienia jedynie wielkości opisujące istotnie statystycznie związki korelacyjne między zmiennymi zależnymi a zespołem zmiennych niezależnych. W całej pracy przyjęto *a priori* poziom istotności statystycznej równy $p^* = 0.05$. W celu ilustracji siły związku podano również prawdopodobieństwa p popełnienia błędu I rodzaju takie, że $p < p^*$. Wielkość stężenie jonów wodorotlenowych pH koreluje na poziomie istotności statystycznej $p < 0.01$ z następującymi parametrami /w nawiasach podano wartość współczynnika korelacji oraz procent wyjaśnionej wariancji zmiennej zależnej/: wskaźnikiem zmienności długoterminowej LTI de Haana /-0.402, 16.2%/ oraz polem wczesnym deceleracji wg Beguina DAE /-0.398, 15.8%/. Słabsze własności korelacyjne /na poziomie $p < 0.02$ / wykazują pole wczesne deceleracji wg Tournaire'a AR1 /-0.370, 13.7%/,

Predykanta	Wartość minimalna	Wartość maksymalna	Średnia arytmetyczna	Odchylenie standardowe	Współczynnik zmienności
pH	- 0.078	0.166	0.012	0.044	366.67
pCO ₂	-16.500	22.500	0.226	7.244	3205.31
pO ₂	-38.700	17.800	-2.044	8.488	415.26
BE	- 5.800	13.000	0.837	3.999	477.78
HCO ₃	- 8.000	14.800	0.472	4.277	906.14
AP1	2.000	10.000	8.930	2.040	22.84
AP5	5.000	10.000	9.605	1.237	12.88

Tablica I. Wartości parametrów statystyki opisowej dla zespołu zmiennych zależnych.

Predykanta	Wartość minimalna	Wartość maksymalna	Średnia arytmetyczna	Odchylenie standardowe	Współczynnik zmienności
IS	3.000	18.000	11.512	3.439	29.87
SYM	0.000	14.000	6.488	3.158	48.67
PS	0.000	9.000	3.953	2.115	53.50
LS	0.000	5.000	1.070	1.183	110.56
EFFER	6.730	63.340	24.437	13.340	54.59

Tablica II. Wartości parametrów statystyki opisowej dla zespołu zmiennych niezależnych uzyskanych z toru skurczu macicy.

Predykanta	Wartość minimalna	Wartość maksymalna	Średnia arytmetyczna	Odchylenie standardowe	Współczynnik zmienności
UW0	0.490	16.570	6.240	3.322	53.24
ZC	7.160	14.290	10.659	1.723	16.16
II	0.008	0.114	0.035	0.019	54.29
DI	0.051	2.059	0.530	0.355	66.98
LTI	0.006	0.053	0.024	0.011	45.83
STI	0.002	0.038	0.016	0.008	50.00
IV	0.001	0.030	0.011	0.007	63.64
BASE	113.300	156.900	132.912	12.127	9.12

Tablica III. Wartości parametrów statystyki opisowej dla zespołu zmiennych niezależnych uzyskanych z toru akcji serca płodu /podzbiór 1/.

Predykanta	Wartość minimalna	Wartość maksymalna	Średnia arytmetyczna	Odchylenie standardowe	Współczynnik zmienności
IA	0.000	9.000	1.814	2.119	116.81
ID	0.000	15.000	2.465	3.011	122.15
DAE	0.000	3142.900	345.109	602.961	174.72
DAL	0.000	2509.500	392.384	611.866	155.93
DAR	0.000	1158.000	174.063	265.053	152.27
AR1	0.000	5472.000	667.279	1155.209	173.12
AR2	0.000	770.700	89.098	179.099	201.01
AR3	0.000	328.800	31.605	81.471	257.78
S1	0.000	2129.700	188.279	419.714	222.92
S2	0.000	3157.300	441.730	743.869	168.39
S3	0.000	1418.700	233.047	376.212	161.43

Tablica IV. Wartości paramterów statystyki opisowej dla zespołu zmiennych niezależnych uzyskanych z toru akcji serca płodu /podzbiór 2/.

Predykanta	Wartość minimalna	Wartość maksymalna	Średnia arytmetyczna	Odchylenie standardowe	Współczynnik zmienności
TC	36.000	43.000	39.581	1.607	4.06
WIEK	18.000	40.000	27.744	5.099	183.79

- 68 -

Tablica V. Wartości parametrów statystyki opisowej dla zespołu zmiennych niezależnych uzyskanych spoza analizy kardiokotogramu.

wskaźnik zmienności krótkoterminowej STI de Haana $/-0.364, 13.2\%$
pole późne deceleracji S2 wg Seidla-Baumgartena $/-0.363, 13.2\%$
oraz ilość deceleracji występujących w zapisie ID $/-0.361, 13.0\%$
natomiast na poziomie $p < 0.05$ zaobserwowano korelacje ΔpH z:
pojemnikiem resztowym deceleracji S3 wg Seidla-Baumgartena $/-0.329,$
 10.8% , pojemnikiem deceleracji późnej DAL wg Beguina $/-0.327, 10.7\%$
oraz pojemnikiem wczesnym deceleracji S1 wg Seidla-Baumgartena $/-0.309,$
 9.5% . Zmiana ciśnienia parcjalnego dwutlenku węgla ΔpCO_2 kore-
luje jedynie z szerokością wstęgi oscylacyjnej UWO na poziomie
istotności $p < 0.02$ $/-0.360, 13.0\%$, natomiast zmiany ciśnienia
parcjalnego tlenu ΔpO_2 nie wykazują istotnej korelacji statys-
tycznej z żadną pojedynczą zmienną niezależną. Zależności ko-
relacyjne dla zmiany parametru nadmiaru zasad ΔBE są następu-
jące: na poziomie $p < 0.01$ istnieje korelacja z szerokością
wstęgi oscylacyjnej UWO $/-0.394, 15.5\%$, na poziomie $p < 0.02$
ze wskaźnikiem zmienności długoterminowej II wg Yeha $/-0.389,$
 15.1% , oraz na poziomie $p < 0.05$ z ilością deceleracji ID
 $/-0.324, 10.5\%$, pojemnikiem późnym deceleracji wg Seidla-Baumgartena
S2 $/-0.323, 10.4\%$ oraz pojemnikiem wczesnym deceleracji AR1 wg Tou-
rnaire'a $/-0.320, 10.2\%$. Dla zmian zasobu dwuwęglanów ΔHCO_3
zaobserwowano jedynie zależność na poziomie $p < 0.02$ od szerokości
wstęgi oscylacyjnej UWO $/-0.362, 13.1\%$, a na poziomie $p < 0.05$
od wskaźnika długoterminowej zmienności tętna płodu II wg Yeha
 $/-0.343, 11.8\%$. Można natychmiast zauważyć, że korelacje oparte
na pojedynczej predykcji tłumaczą w bardzo małym stopniu
wariancję predykty /maksymalnie w 16.2% / oraz że poza jednym
parametrem, którym jest szerokość wstęgi oscylacyjnej UWO a
który koreluje istotnie z trzema zmiennymi zależnymi $/pCO_2, BE,$
 $HCO_3/$ pozostałe korelują istotnie zazwyczaj tylko z jedną

zmienną gazometryczną. Jest również rzeczą charakterystyczną fakt, że w większości zmienne te stanowią pola deceleracji różnych typów, co potwierdzałoby hipotezę sygnalizowaną w wielu pracach o istotnym wpływie deceleracji na stan płodu.

W przypadku zmiennej zależnej opisującej stan noworodka należało w zasadzie przyjąć do obliczeń test korelacji rang Spearmana, ponieważ pomiar tej zmiennej odbywa się w skali porządkowo-metrycznej. Jednakże ze względu na nadzwyczaj małe różnice między wynikami uzyskanymi z testu Spearmana a uzyskanymi z testu Pearsona przytoczono tu wyniki testu Pearsona. Jest to możliwe również z tego względu, że zakres zmienności obu współczynników korelacji jest identyczny i należy do przedziału $\langle -1, +1 \rangle$. Ze stanem noworodka w pierwszej minucie AP1 najlepiej koreluje /na poziomie istotności $p < 0.001$ / pole resztowe deceleracji AR3 wg Tournaire'a $/-0.522, 27.2\%$, następnie na poziomie $p < 0.01$ pole resztowe deceleracji DAR wg Beguina $/-0.431, 18.6\%$, pole resztowe deceleracji S3 wg Seidla-Baumgartena $/-0.425, 18.1\%$ oraz na poziomie $p < 0.02$ wiek rodzącej WIEK $/-0.375, 14.1\%$. Natomiast stan noworodka w piątej minucie po porodzie Ap5 określany jest najlepiej przez pole resztowe deceleracji wg Tournaire'a AR3 $/-0.514, 26.4\%$ na poziomie istotności $p < 0.001$ / oraz na poziomie $p < 0.05$ pole resztowe deceleracji S3 wg Seidla-Baumgartena $/-0.325, 10.6\%$, pole resztowe deceleracji DAR wg Beguina $/-0.322, 10.4\%$ i ilość skurczów prawoskośnych PS $/-0.330, 10.9\%$. Jest rzeczą charakterystyczną i znajdującą potwierdzenie w literaturze, iż obie zmienne AP1 i AP5 są w silnym stopniu uzależnione od resztowych pól deceleracji a więc części deceleracji bardzo opóźnionych w stosunku do szczytu skurczu. W tablicy VII zestawiono istotne statystycznie współczynniki korelacji dla omówionych zmiennych zależnych.

CORRELATION MATRIX GINER1

	PH	PCO2	PO2	RE	HCO3	API	APS	TC	UNO	ZC
PH	1.0000									
PCO2	-0.1809	1.0000								
PO2	-0.0027	-0.5022	1.0000							
RE	0.5363	0.7160	-0.5012	1.0000						
HCO3	0.3704	0.6226	0.7883	1.0000						
API	0.0695	0.0669	0.1329	0.0695	1.0000					
APS	0.0515	0.0288	0.0019	0.0459	0.0936	1.0000				
TC	-0.0248	0.1987	0.1277	0.1413	0.1212	0.1212	1.0000			
UNO	0.1649	0.3595	0.1921	0.3940	0.0936	0.0936	0.1273	1.0000		
ZC	-0.244	-0.255	-0.14	0.06	-0.023	-0.023	-0.023	-0.023	1.0000	
PI	0.1607	0.3505	0.1921	0.3940	0.0936	0.0936	0.1273	1.0000		
SI	0.3641	0.0338	0.0559	0.3039	0.1555	0.1155	0.2041	0.289	0.08	
TI	0.4015	0.0354	0.1311	0.3807	0.1555	0.1137	0.2041	0.289	0.08	
IV	0.2635	-0.1274	0.1081	0.2730	-0.2163	0.0067	0.0560	0.1208	0.158	
RASP	0.1597	-0.1385	0.0634	0.0856	-0.2003	0.1558	0.1191	0.1980	0.8593	
WAE	0.3670	0.0236	0.0926	0.2031	-0.0688	-0.1373	-0.0733	-0.0994	-0.0094	
VAL	0.3267	0.0708	0.0327	0.3055	-0.2381	-0.0454	-0.0468	0.2600	0.2680	
VAR	0.2614	-0.0148	-0.0409	-0.1881	-0.1247	-0.4305	-0.3217	0.1739	0.3437	
ER1	-0.3698	-0.0353	0.0265	-0.3205	-0.2428	-0.0006	0.0662	0.2335	0.3524	
ER2	-0.2484	0.1203	-0.1042	-0.0763	-0.0155	-0.2730	-0.2373	0.1823	0.0398	
ER3	-0.1120	0.0077	-0.0327	-0.0545	-0.0366	-0.5220	-0.5138	0.0925	-0.0123	
S1	-0.3090	0.0117	0.0201	-0.2420	-0.1796	0.0933	0.0777	0.2901	0.2215	
S2	-0.2631	-0.0403	0.0226	-0.3250	-0.2440	-0.0486	0.0456	0.1907	0.3806	
S3	-0.3291	0.0527	0.0087	-0.1817	-0.0945	-0.4268	-0.3253	0.1131	0.1822	
FFFR	0.1305	0.0493	-0.2135	0.1448	0.1801	0.1009	0.0571	-0.2344	-0.0220	
SYM	-0.0648	-0.0784	0.1422	-0.1568	-0.0487	0.1511	0.0811	0.0178	-0.0854	
CS	-0.1027	-0.1180	0.0196	-0.1371	-0.2931	0.2862	0.3205	-0.3981	0.2126	
LS	-0.1055	-0.0607	-0.1384	-0.1113	-0.0084	-0.1163	-0.1922	0.1660	0.2552	
TS	-0.1865	-0.1789	0.0675	-0.2780	-0.2277	0.2563	-0.2110	-0.1714	0.1403	
TA	-0.3610	0.0036	0.0976	-0.2515	-0.1538	-0.1518	-0.2831	0.0885	0.1403	
TD	-0.4562	0.0230	0.0553	-0.3236	-0.2170	-0.0295	-0.0174	0.2282	0.3772	
MIER	-0.0653	0.1071	-0.1651	0.0585	0.0966	-0.3749	-0.1712	-0.1586	0.0660	

XDS3/17

ICL 1900 STATISTICAL ANALYSIS

08/32/16 27/10/81

CORRELATION MATRIX

GINK1

	II	DI	STI	LTI	IV	PASE	DAE	DAL	DAR	ARI
PH	-0.2450	-0.1627	-0.3641	-0.4015	-0.2635	0.1507	-0.3979	-0.3267	-0.2614	-0.3040
PC02	-0.2889	-0.2553	-0.0038	-0.0354	-0.1274	-0.1385	0.0236	-0.0708	-0.0148	-0.0000
P02	0.1970	0.1351	0.0550	0.1311	0.1084	0.0634	0.0626	-0.0037	-0.0409	0.0000
RE	-0.3686	-0.3039	-0.2453	-0.3007	-0.2730	-0.0056	-0.2931	-0.3055	-0.1881	-0.0000
HC03	-0.3431	-0.2084	-0.1555	-0.2163	-0.2005	-0.0636	-0.2030	-0.2381	-0.1247	-0.0000
AP1	0.0290	0.1681	0.1241	0.0067	0.1558	-0.1378	-0.0454	-0.1372	-0.4305	-0.0000
AP5	-0.0125	0.1155	0.1137	-0.0566	0.1101	-0.0738	-0.0468	-0.0246	-0.3217	0.0000
TC	0.1556	0.2041	0.0443	0.1208	0.1980	-0.0994	0.2600	0.1739	0.1436	0.2000
HH0	0.9247	0.9280	0.6018	0.6422	0.8593	-0.0094	0.2680	0.3437	0.3023	0.3000
7C	-0.0038	0.0223	0.2696	0.1555	0.2307	-0.5173	0.0941	0.1198	0.0132	0.1000
II	1.0000	0.9153	0.4090	0.6603	0.8152	-0.0377	0.3304	0.3944	0.4140	0.4000
DI	0.9153	1.0000	0.5529	0.5541	0.9156	-0.0205	0.2766	0.2560	0.1679	0.2000
STI	0.4090	0.5529	1.0000	0.7048	0.8180	-0.5163	0.2740	0.1855	0.0644	0.2000
LTI	0.6603	0.5541	0.7048	1.0000	0.7186	-0.4155	0.4541	0.3150	0.2401	0.3771
IV	0.8152	0.9156	0.8180	0.7186	1.0000	-0.3380	0.2000	0.2137	0.1013	0.2664
PASE	-0.0377	-0.0205	-0.5163	-0.4155	-0.3380	1.0000	-0.1624	0.0309	0.1849	-0.0000
DAE	0.3304	0.2766	0.2740	0.4541	0.2000	-0.1624	1.0000	0.7691	0.3808	0.8200
DAL	0.3944	0.2560	0.1855	0.3150	0.2137	0.0309	0.7691	1.0000	0.7411	0.9200
DAR	0.4140	0.1679	0.0644	0.2401	0.1013	0.1849	0.3808	0.7411	1.0000	0.5000
ARI	0.4000	0.2000	0.2000	0.3771	0.2660	-0.0303	0.8736	0.9296	0.5713	1.0000
ARS	0.1297	0.0760	0.2174	0.2931	0.1618	-0.3040	0.5651	0.5193	0.3988	0.5000
SI	0.0525	-0.0246	-0.0184	0.0666	-0.0275	0.0437	0.2133	0.1967	0.4230	0.0000
S2	0.2752	0.2238	0.1906	0.3779	0.2583	-0.2220	0.9377	0.6854	0.2022	0.0000
S3	0.4332	0.2743	0.2011	0.3473	0.2532	0.0562	0.7794	0.9586	0.6817	0.0000
FFER	0.2022	0.0876	0.1730	0.2953	0.1052	0.0121	0.4496	0.6425	0.8612	0.0000
SYM	-0.0487	-0.0325	-0.0325	-0.1403	-0.0580	-0.1162	-0.1733	-0.2064	-0.1122	-0.0000
SYM	-0.1320	-0.1314	-0.0264	-0.0630	-0.1167	-0.0924	0.2280	0.1178	0.0637	0.1000
S	0.2006	0.1654	0.0102	-0.0306	0.0794	0.3425	-0.0767	0.0345	-0.0341	0.0000
S	0.2021	0.1822	0.2344	0.2851	0.2045	-0.1309	0.1176	0.0882	0.1287	0.0000
S	0.0718	0.0438	0.0626	0.0213	0.0121	0.0811	0.2026	0.1507	0.0818	0.0000
TA	0.2511	0.0682	0.1829	0.3373	0.1282	-0.2742	0.3950	0.3124	0.4147	0.0000
TA	0.4480	0.3071	0.3616	0.5341	0.3733	-0.1646	0.9182	0.8480	0.5780	0.0000
IRK	0.1605	-0.0654	-0.1566	-0.1109	-0.0296	0.2873	-0.1154	0.1079	0.4970	0.0000

NDS3/17

ANALYSIS

ICL 1900 STATISTICAL

27/10/81

08/32/11

CORRELATION MATRIX

CINEX1

	AP2	AR3	S1	S2	S3	FFFR	SYM	PS	LS	IS
PH	-0.2484	-0.1128	-0.3090	-0.3631	-0.3294	0.1305	-0.0948	-0.1027	-0.1055	-0.10
PC02	0.1203	0.0077	0.0117	-0.0493	0.0527	0.0403	-0.0784	-0.1180	-0.0907	-0.17
PC2	-0.1042	-0.0327	0.0201	0.0226	0.0087	-0.2135	0.1122	0.0196	-0.1384	0.00
RE	-0.0763	-0.0545	-0.2420	-0.3230	-0.1817	0.1448	-0.1568	-0.1571	-0.1113	-0.2
RC03	-0.0155	-0.0364	-0.1796	-0.2440	-0.0945	0.1601	-0.0487	-0.2931	-0.0081	-0.22
AP1	-0.2730	-0.5220	0.0933	-0.0486	-0.4248	0.1009	0.1311	0.2662	-0.1163	0.26
AP5	-0.2373	-0.5136	0.0777	0.0456	-0.3258	0.0571	0.0811	0.3295	-0.1022	0.2
TC	0.1623	0.0925	0.2901	0.1907	0.1131	-0.2364	0.0178	-0.3981	0.1660	-0.12
DUO	0.0300	-0.0123	0.2215	0.3806	0.1822	-0.0229	-0.0854	-0.2126	0.2552	0.14
7C	0.1687	-0.0860	0.1327	0.1233	0.0182	0.1579	-0.2644	-0.1220	0.1334	-0.26
II	0.1297	0.0925	0.2752	0.4332	0.2822	-0.0687	-0.1320	0.2008	0.2021	0.07
DI	0.0769	-0.0246	0.2238	0.2743	0.0876	-0.0325	-0.1314	0.1654	0.1822	0.04
STI	0.2174	-0.0184	0.1906	0.2011	0.1730	-0.0325	-0.0264	-0.0182	0.2344	0.01
ITI	0.2931	0.0666	0.3779	0.3473	0.2953	-0.1403	-0.0630	-0.0308	0.2851	0.02
IV	0.1616	-0.0275	0.2583	0.2532	0.1952	-0.0580	-0.1167	-0.0794	0.2045	0.01
RASF	-0.3040	-0.0437	-0.2220	0.0562	0.0121	-0.1162	-0.0924	0.3425	-0.1300	0.0
CAL	0.5651	0.2137	0.9377	0.7794	0.4496	-0.1733	0.2290	-0.0767	0.1176	0.2
DAL	0.5163	0.1967	0.8654	0.9586	0.6425	-0.2044	0.1178	0.0345	0.0882	0.19
DAR	0.3928	0.4230	0.2022	0.6817	0.8612	-0.1122	0.0637	0.0341	0.1287	0.08
AR1	0.3928	0.0038	0.8584	0.9757	0.4408	-0.1745	0.1983	-0.0540	0.0088	0.24
AR2	1.0000	0.6513	0.4685	0.3586	0.6986	-0.1213	0.0140	-0.2749	0.2226	0.07
AP3	0.6513	1.0000	0.0267	0.0109	0.6305	-0.0236	-0.0164	-0.2944	0.1704	0.0
S1	0.6685	0.0267	1.0000	0.7275	0.2136	-0.1079	0.2108	-0.0702	0.1461	0.26
S2	0.3386	0.0109	0.7275	1.0000	0.5035	-0.1927	0.1721	0.0965	0.0725	0.24
S3	0.4086	0.6305	0.2136	0.5035	1.0000	-0.1485	0.0936	-0.1455	0.1472	0.04
FFFR	-0.1213	0.0236	-0.2136	-0.1927	-0.1485	1.0000	0.1794	-0.0363	0.2401	0.22
SYM	0.0140	-0.0164	0.2108	0.1721	0.0936	0.1794	1.0000	-0.2033	-0.0221	0.78
PS	-0.2740	-0.2044	-0.0702	0.0965	-0.1455	-0.0363	-0.2033	1.0000	-0.0220	0.35
IS	0.2226	0.1704	0.1461	0.0725	0.1472	0.2401	-0.0221	-0.2270	1.0000	0.18
IS	-0.0796	-0.1375	0.2006	0.2423	0.0471	0.2249	0.7855	0.3503	0.1841	1.00
IA	0.1814	0.2006	0.3180	0.3721	0.3658	0.2101	0.1100	-0.1667	0.3378	0.11
ID	0.4931	0.1105	0.8388	0.8806	0.5610	-0.1573	0.2310	-0.0190	0.1110	0.23
WIER	-0.0632	0.1907	-0.2124	0.1539	0.3180	-0.1630	-0.3159	0.1578	-0.0167	-0.10

02/32/11 27/10/81

GINEK1

CORRELATION MATRIX

	IA	ID	WIEK
PH	-0.3610	-0.4562	-0.0653
PC02	0.0036	0.0230	0.1071
PG2	0.0076	0.0553	-0.1951
BE	-0.2515	-0.3236	0.0585
HC03	-0.1533	-0.2179	0.0666
AP1	-0.1510	-0.0295	-0.3748
APS	-0.2631	-0.0136	-0.1712
TC	0.0025	0.2282	-0.1586
UHO	0.1493	0.3772	0.0669
7C	0.2574	0.1422	0.0178
II	0.2511	0.4420	0.1605
DI	0.0682	0.3071	0.0654
STI	0.1029	0.3616	-0.1566
UTI	0.3373	0.5341	-0.1091
TV	0.1282	0.3733	-0.0296
RASE	-0.2742	-0.1646	0.2873
DAE	0.3030	0.9182	-0.1154
DAL	0.3124	0.8480	0.1879
DAR	0.4147	0.5789	0.4070
AR1	0.3002	0.9200	0.0664
AR2	0.1614	0.4681	-0.0632
AR3	0.2606	0.1105	0.1997
S1	0.3180	0.3388	-0.2124
S2	0.3721	0.3806	0.1839
S3	0.3658	0.5610	0.3180
FFFFR	0.2101	-0.1578	-0.1630
SYH	0.1100	0.2310	-0.3139
PS	-0.1667	-0.0190	0.1578
IS	0.3373	0.1110	-0.0167
IS	0.1147	0.2386	-0.1987
IA	1.0000	0.4506	0.0640
TD	0.4506	1.0000	-0.0215
WIEK	0.0640	-0.0215	1.0000

PRINT, 14, GINEK1

Predy- kanta	pH	pCO ₂	pO ₂	BE	HCO ₃	AP1	AP5
UWO	-	-0.360	-	-0.394	-0.362	-	-
II	-	-	-	-0.389	-0.343	-	-
STI	-0.364	-	-	-	-	-	-
LTI	-0.402	-	-	-	-	-	-
DAE	-0.398	-	-	-	-	-	-
DAL	-0.327	-	-	-	-	-	-
DAR	-	-	-	-	-	-0.431	-0.322
AR1	-0.370	-	-	-0.320	-	-	-
AR3	-	-	-	-	-	-0.522	-0.514
S1	-0.309	-	-	-	-	-	-
S2	-0.363	-	-	-0.323	-	-	-
S3	-0.329	-	-	-	-	-0.425	-0.325
PS	-	-	-	-	-	-	-0.330
IA	-0.361	-	-	-	-	-	-
ID	-0.456	-	-	-0.324	-	-	-
WIEK	-	-	-	-	-	-0.375	-

Tablica VII. Zestawienie współczynników prostej korelacji liniowej Pearsona istotnych co najmniej na poziomie $p < 0.05$

6.5. Wyniki wielokrotnej regresji prostoliniowej i pojemności informacyjnych.

Zastosowana metoda wielokrotnej regresji prostoliniowej typu "stepwise forward regression" pozwoliła na wybranie spośród całego zespołu zmiennych niezależnych podzbioru tłumaczącego w sposób optymalny zmienność określonego parametru ze zbioru zmiennych zależnych oraz wyznaczenie w tym podzbiorze współczynnika korelacji wielokrotnej i hiperpłaszczyzny regresji. Zmienność stężenia jonów wodorotlenowych pH we krwi włosni- czkowej płodu jest określona przez zespół 8 zmiennych nie- zależnych takich, że każda z nich ma w tym układzie współ- czynnik regresji, który w sensie formalnego t-testu jest znacząco różny od zera. Do tych zmiennych należą:

1. spośród parametrów opisujących tor UC- ilość skurczów pra- woskośnych PS i wskaźnik arytmii skurczów wg Effera EF.
2. spośród podzbioru pierwszego parametrów opisujących tor FHR - współczynnik zmienności krótkoterminowej STI de Haana, szerokość wstęgi oscylacyjnej UWO, współczynnik zmienności długoterminowej II Yeha,
3. spośród podzbioru drugiego parametrów opisujących tor FHR - ilość akceleracji IA oraz ilość deceleracji ID,
4. spośród parametrów ogólnych - tydzień ciąży TC.

Układ tych zmiennych tworzy ze zmienną zależną pH współczyn- nik korelacji 0.646 a co z tym się wiąże tłumaczy 41,73% zmienności pH. Dla porównania największy współczynnik korela- cji prostej wykazuje ilość deceleracji ID $r_p = -0.456$ co tłu- maczy 20.8% zmienności pH. Równanie hiperpłaszczyzny regresji przyjmuje postać

$$pH = 0.0612 TC + 0.0083 UWO - 0.9711 I - 2.0591 STI +$$

$$+ 0.0004 \text{ EF} - 0.0034 \text{ PS} - 0.0045 \text{ IA} - 0.0037 \text{ ID}$$

Tablica VIII przedstawia wartości współczynnika korelacji wielokrotnej MCORR po włączeniu kolejnej zmiennej niezależnej, sumę kwadratów błędów ESS, błąd resztowy ERR, współczynniki korelacji cząstkowej PCORR oraz pojemność informacyjną zmiennych h_j wyrażoną w procentach. Zmienne niezależne podane są w takiej kolejności, w jakiej były wprowadzane do układu regresji przez program XDS3 a współczynniki MCORR, ESS i ERR pokazują aktualne wartości po włączeniu danej zmiennej niezależnej. Natomiast przytoczone wartości współczynników PCORR odpowiadają ostatecznemu zbiorowi zmiennych niezależnych. Jak widać z tablicy VIII maksymalną siłę predykcji w stworzonym układzie wykazują: ilość deceleracji ID, ilość akceleracji IA oraz współczynnik zmienności krótkoterminowej STI de Haana. Wskazują na to wartości pojemności informacyjnej nośników. Zmienność parcjalnego ciśnienia dwutlenku węgla $p\text{CO}_2$ we krwi: włośniczkowej płodu określa w sposób optymalny zespół czterech zmiennych, w skład którego wchodzi:

1. spośród podzbioru pierwszego zmiennych opisujących tor FHR szerokość wstęgi oscylacyjnej UWO, wskaźnik zmienności chwilowej wg Organa IV, ilość przejść przez linię bazową na minutę ZC,
2. spośród podzbioru drugiego zmiennych opisujących tor FHR pole resztowe deceleracji wg Beguina DAR.

Współczynnik korelacji wielokrotnej tego układu ze zmienną $p\text{CO}_2$ wynosi 0.557 co oznacza, że układ tłumaczy 31.0% zmienności $p\text{CO}_2$. Maksymalny współczynnik korelacji prostej wynosił $r_p = -0.360$ dla zmiennej UWO /szerokość wstęgi oscylacyj-

nej/ co wyjaśniało 12.9% zmienności pCO_2 . Równanie hiperpłaszczyzny regresji jest następujące

$$pCO_2 = -2.3054 \text{ UWO} + 0.4476 \text{ ZC} + 782.2977 \text{ IV} + 0.0063 \text{ DAR}$$

Pełny zestaw danych o układzie regresji zawiera tablica IX. Z wartości pojemności informacyjnych wynika, że maksimum informacji o zmienności pCO_2 wnosi zmienna szerokości wstęgi oscylacyjnej UWO oraz ilość przejść sygnału pierwotnego przez linię bazową na minutę ZC.

Zmienność parcjalnego ciśnienia tlenu pO_2 we krwi włosniczkowej tłumaczy optymalnie zestaw siedmiu zmiennych, z których:

1. dwie pochodzą spośród parametrów opisujących tor UC - ilość skurczów symetrycznych SYM oraz wskaźnik arytmii skurczów EF wg Effera,
2. trzy pochodzą z pierwszego podzbioru zmiennych opisujących tor FHR - wskaźnik zmienności długoterminowej II wg Yeha, średni poziom linii bazowej BASE oraz wskaźnik zmienności krótkoterminowej DI wg Yeha,
3. jedna pochodzi z drugiego podzbioru zmiennych opisujących tor FHR - pole późne deceleracji DAL wg Beguina
4. jedna pochodzi ze zbioru danych ogólnych - wiek rodzącej WIEK.

Współczynnik korelacji wielokrotnej wynosi 0.528 a więc układ wyjaśnia 27.9 % wariancji zmiennej pO_2 . Należy tu zaznaczyć, że w przypadku korelacji prostej nie zaobserwowano żadnej zmiennej, która w sposób istotny statystycznie pozostawałaby w związku korelacyjnym ze zmienną pO_2 . Kształt hiperpłaszczyzny regresji określa równanie

$$pO_2 = 364.1295 \text{ II} - 12.9161 \text{ DI} + 0.0067 \text{ BASE} - 0.0033 \text{ DAL} + \\ + 0.3967 \text{ SYM} - 0.4828 \text{ WIEK} - 0.1941 \text{ EF}$$

Parametrem wnoszącym najwięcej informacji o zmienności pO_2 jest wskaźnik arytmii skurczów EF wg Effera. Tablica X określa pozostałe dane dotyczące omawianego układu regresji.

Kolejną analizowaną zmienną gazometryczną jest zmiana nadmiaru zasad BE. Opisuje ją najlepiej zestaw złożony z sześciu zmiennych niezależnych:

1. spośród parametrów opisujących tor UC - wskaźnik arytmii skurczów EF wg Effera oraz ilości skurczów w trakcie 30 minutowego zapisu IS,
2. spośród pierwszego podzbioru zmiennych opisujących tor FHR szerokość wstęgi oscylacyjnej UWO
3. spośród drugiego podzbioru zmiennych opisujących tor FHR - ilość akceleracji IA,
4. spośród zbioru danych ogólnych - wiek pacjentki WIEK oraz tydzień ciąży TC.

Współczynnik korelacji wielokrotnej wynosi 0.619, co tłumaczy wariancję zmiennej zależnej BE w 38.3%. W przypadku korelacji prostej maksymalną zdolność predykcyjną wykazywał parametr szerokości wstęgi oscylacyjnej UWO $/r_p = 0.394$, wyjaśnienie wariancji BE w 15.5%. Równanie hiperpłaszczyzny regresji przyjmuje postać

$$\text{BE} = - 16.8572 + 0.5577 \text{ TC} - 0.4161 \text{ UWO} + 0.0883 \text{ EF} - \\ - 0.2663 \text{ IS} + -0.4821 \text{ IA}$$

największą ilość informacji o zmienności BE wnoszą szerokość

wstęgi oscylacyjnej UWO oraz ilość skurczów IS. W tablicy XI zamieszczono pozostałe wyniki regresji wielokrotnej dla tego układu zmiennych.

Ostatnią zmienną zależną z zespołu parametrów gazometrycznych jest zmiana zasobu dwuwęglanów HCO_3 . Jego zmienność opisuje optymalnie zestaw siedmiu parametrów:

1. spośród parametrów toru UC - wskaźnik arytmii skurczów EF wg Effera oraz ilość skurczów prawoskośnych PS,
2. spośród podzbioru pierwszego parametrów opisujących tor FHR szerokość wstęgi oscylacyjnej UWO oraz wskaźnik zmienności chwilowej IV wg Organa,
3. spośród podzbioru drugiego parametrów opisujących tor FHR- ilość akceleracji IA oraz pole resztowe deceleracji AR3 wg Tournaire'a,
4. spośród zbioru danych ogólnych - wiek pacjentki WIEK.

Uzyskany współczynnik korelacji wielokrotnej wynosi 0.591 co oznacza, że układ tłumaczy 34.9% zmienności parametru HCO_3 . Dla porównania najlepiej korelująca zmienna w sensie korelacji prostej Pearsona /szerokość wstęgi oscylacyjnej UWO/ tłumaczyła tę zmienność tylko w 13.1% przy współczynniku korelacji 0.362. Równanie hiperpłaszczyzny regresji ma postać

$$\text{HCO}_3 = -0.8221 \text{ UWO} + 244.9545 \text{ IV} - 0.0069 \text{ AR3} - 0.6259 \text{ PS} + \\ + 0.0737 \text{ EF} - 0.4090 \text{ IA} + 0.1646 \text{ WIEK}$$

Maksymalny wkład informacji o zmienności HCO_3 wnosi do układu regresji szerokość wstęgi oscylacyjnej UWO oraz ilość skurczów prawoskośnych PS. Tablica XII podaje pozostałe wyniki regresji wielokrotnej dla HCO_3 .

Ostatnie dwie analizy korelacyjne dotyczą zmiennych opisują-

cych stan noworodka w pierwszej /AP1/ i w piątej /AP5/ minucie po porodzie. Jak zaznaczono, pomiary te są wykonane w skali porządkowo-metrycznej a nie interwałowej i dlatego należy do uzyskanych wyników z pewną rezerwą. Zmienną AP1 opisuje zestaw dziesięciu zmiennych, z czego:

1. jedna pochodzi z zestawu zmiennych charakteryzujących tor UC - ilość skurczów prawoskośnych PS,
2. cztery pochodzą z pierwszego podzbioru parametrów charakteryzujących tor FHR - szerokość wstęgi oscylacyjnej, średni poziom linii bazowej BASE, wskaźnik zmienności długoterminowej LTI de Haana oraz wskaźnik zmienności chwilowej IV Organa,
3. pięć pochodzi z drugiego podzbioru parametrów charakteryzujących tor FHR - pola wczesne deceleracji wg Beguina DAE oraz Tournaire'a AR1, pola resztowe deceleracji wg Beguina DAR i Seidla-Baumgartena S3 oraz ilość deceleracji ID.

Współczynnik korelacji wielokrotnej tego zestawu ze zmienną AP1 wynosi 0.744 a regresja ta tłumaczy 55.4% wariancji AP1. W tym zbiorze największą siłę predykcji wykazują pola resztowe deceleracji wg Beguina DAR i wg Seidla-Baumgartena S3 oraz ilość deceleracji ID. Pozostałe zmienne wnoszą znacznie mniej informacji, na co wskazują wyniki zamieszczone w tablicy XIII. W przypadku korelacji prostej maksymalny związek z AP1 wykazywała zmienna AR3 / $r_p = 0.522$ / i tłumaczyła 18.5% wariancji AP1. Równanie hiperpłaszczyzny regresji ma postać

$$\begin{aligned} AP1 = & 12.8635 + 0.5075 \text{ UWO} - 49.6339 \text{ LTI} - 166.3023 \text{ IV} + \\ & + 0.012 \text{ AR1} - 0.0328 \text{ BASE} - 0.0043 \text{ DAE} - 0.0121 \text{ DAR} + \\ & + 0.0032 \text{ S3} + 0.1268 \text{ PS} + 0.7452 \text{ ID} \end{aligned}$$

Zmienność parametru AP5 określa optymalnie zestaw sześciu zmiennych:

1. spośród parametrów opisujących tor UC - ilość skurczów prawoskośnych PS i wskaźnik arytmii skurczów EF wg Effera,
2. spośród parametrów pierwszego podzbioru opisujących tor FHR średni poziom linii bazowej BASE,
3. spośród drugiego podzbioru parametrów opisujących tor FHR-pola wczesne deceleracji AR1 i resztowe AR3 wg Tournaire'a oraz ilość akceleracji IA.

Współczynnik korelacji wielokrotnej wynosi 0.644, co oznacza wyjaśnienie przez układ 41.5% wariancji zmiennej AP5. Dla porównania największy współczynnik korelacji prostej wykazywało pole resztowe deceleracji AR3 wg Tournaire'a $/r_p = 0.514/$, co tłumaczyło 26.4% zmienności AP5. Największą siłą predykcji wykazuje pole resztowe deceleracji AR3 wg Tournaire'a. Równanie hiperpłaszczyzny regresji określa wzór

$$\begin{aligned} AP5 = & 12.3757 - 0.0245 \text{ BASE} + 0.0002 \text{ AR1} - 0.0059 \text{ AR3} + \\ & + 0.0145 \text{ EF} + 0.1369 \text{ PS} - 0.1997 \text{ IA} \end{aligned}$$

a pozostałe wyniki korelacji wielokrotnej zebrano w tablicy XIV. W celu podsumowania wyników uzyskanych metodami liniowej korelacji wielokrotnej dokonano próby udzielenia odpowiedzi na pytanie, które z parametrów pojawiających się w zestawach optymalnych występują najczęściej oraz z maksymalną siłą predykcyjną. W tym celu zebrano te parametry w tablicy XV, dokonując jednocześnie procesu rangowania odpowiadających im pojemności informacyjnych. Obliczono sumy rang osobno dla zespołu zmiennych związanych z parametrami gazometrycznymi, osobno dla zmiennych związanych ze stanem ogólnym noworodka po porodzie

oraz łącznie dla obu zespołów danych. Uzyskane wyniki wskazują, że dla zbioru parametrów gazometrycznych najważniejsze zmienne predykcyjne stanowią:

1. szerokość wstęgi oscylacyjnej UWO,
2. wskaźnik arytmii skurczów wg Effera EF,
3. ilość skurczów prawoskośnych PS.

Dla zbioru parametrów opisujących stan noworodka po porodzie bezpośrednio zmienne optymalne stanowią:

1. ilość skurczów prawoskośnych PS,
2. średni poziom linii bazowej BASE,
3. ilość deceleracji ID,
4. pola wczesne i resztowe deceleracji wg Beguina DAE i DAR.

W obu zespołach łącznie najsilniejszą zmienną predykcyjną jest:

1. szerokość wstęgi oscylacyjnej UWO,
2. wskaźnik arytmii skurczów EF wg Effera,
3. ilość skurczów prawoskośnych PS.

6.6. Wyniki analizy spektralnej zapisu KTG.

W pracy /16/ Chess zasygnalizował, że zaburzenia stanu płodu znajdują odzwierciedlenie we widmie gęstości mocy sygnału KTG grubo wcześniej, niż da się to zauważyć poprzez ocenę charakterystycznych struktur w zapisie. Ponieważ w niniejszej pracy badanie każdej pacjentki trwało 30 minut, można jedynie odpowiedzieć na pytanie, czy zmienność parametrów gazometrycznych znajduje odbicie w wyniku analizy spektralnej sygnału kardiotokograficznego. Istotne statystycznie rezultaty znaleziono dla oceny zmian stężenia jonów wodorotlenowych pH, zmian ciśnienia

Predykanta	MCORR	PCORR	ESS	ERR	h_j
EF	0.299	0.38	0.078	0.043	0.39
IA	0.474	0.25	0.067	0.040	1.83
ID	0.514	-0.18	0.063	0.040	1.84
TC	0.558	-0.35	0.059	0.039	0.01
STI	0.596	0.14	0.056	0.038	1.72
PS	0.608	-0.20	0.054	0.038	0.22
UWO	0.630	-0.21	0.052	0.038	0.32
II	0.646	-0.24	0.050	0.038	0.64

Równanie hiperpłaszczyzny regresji:

$$pH = 0.012 TC + 0.0083 UWO - 0.9711 II - 2.0591 STI + 0.0004 EF - 0.0034 PS - 0.0045 IA$$

- - 0.0037 ID

Tablica VIII. Wyniki liniowej korelacji wielokrotnej dla zmian stężenia jonów wodorotlenowych we krwi włośniczkowej płodu.

Predykanta	MCORR	PCORR	ESS	ERR	h_j
UWO	0.139	-0.53	2163.2	7.18	1.52
ZC	0.422	0.36	1813.5	6.65	1.43
IV	0.517	0.39	1617.0	6.36	0.19
DAR	0.557	0.24	1521.7	6.25	0.00

Równanie hiperpłaszczyzny regresji:

$$pCO_2 = - 2.3054 \text{ UWO} + 0.4476 \text{ ZC} + 782.2977 \text{ IV} + 0.0063 \text{ DAR}$$

Tablica IX. Wyniki liniowej korelacji wielokrotnej dla zmian parcjalego ciśnienia dwutlenku węgla we krwi włośniczkowej płodu.

Predykanta	MCORR	PCORR	ESS	ERR	h_j
EF	0.307	0.32	2903.6	8.31	1.06
II	0.356	-0.23	2798.2	8.26	0.42
WIEK	0.399	0.17	2695.8	8.21	0.79
BASE	0.462	-0.22	2520.2	8.04	0.07
DI	0.485	-0.32	2450.0	8.03	0.23
DAL	0.511	0.16	2369.8	8.00	0.00
SYM	0.528	-0.29	2310.6	8.01	0.26

- 84 -

Równanie hiperpłaszczyzny regresji:

$$pO_2 = 364.1295 \text{ II} - 12.9161 \text{ DI} + 0.0067 \text{ BASE} - 0.0033 \text{ DAL} - 0.1941 \text{ EF} + 0.3967 \text{ SYM} - 0.4828 \text{ WIEK}$$

Tablica X. Wyniki liniowej korelacji wielokrotnej dla zmian parcjalego ciśnienia tlenu
we krwi włośniczkowej płodu.

Predykanta	MCORR	PCORR	ESS	ERR	h_j
EF	0.250	0.35	658.2	3.96	0.49
UWO	0.389	-0.40	595.5	3.81	1.82
IA	0.524	-0.31	509.1	3.61	0.89
IS	0.559	-0.22	482.6	3.56	1.45
TC	0.603	0.29	446.4	3.47	0.31
WIEK	0.619	0.17	433.1	3.47	0.07

Równanie hiperpłaszczyzny regresji:

$$BE = -16.8572 + 0.5577 TC - 0.4161 UWO + 0.0883 EF - 0.2662 IS - 0.4821 IA$$

Tablica XI. Wyniki liniowej korelacji wielokrotnej dla zmian ekscesu zasad we krwi włośniczkowej płodu.

Predykanta	MCORR	PCORR	ESS	ERR	h_j
EF	0.183	0.29	751.9	4.23	0.75
UWO	0.379	-0.35	665.8	4.03	1.54
IV	0.448	0.24	621.6	3.94	0.47
WIEK	0.500	0.40	583.6	3.87	0.19
PS	0.541	-0.32	550.2	3.80	1.79
IA	0.579	-0.23	517.4	3.74	0.33
AR3	0.591	-0.15	506.1	3.75	0.03

Równanie hiperpłaszczyzny regresji:

$$HCO_3 = -0.8221 UWO + 244.9545 IV - 0.0069 AR3 + 0.0737 EF - 0.6259 PS - 0.4090 IA + 0.1646 WIEK$$

Tablica XII. Wyniki liniowej korelacji wielokrotnej dla zmian zasobu dwuwęglanów we krwi włośniczkowej płodu.

Predykanta	MCORR	PCORR	ESS	ERR	h_j
PS	0.628	0.17	105.6	1.65	1.71
BASE	0.645	-0.19	102.0	1.64	0.34
LTI	0.676	-0.22	94.8	1.62	0.00
UWO	0.686	0.39	92.6	1.63	0.28
DAR	0.693	-0.53	90.8	1.61	2.11
S3	0.705	0.28	87.8	1.61	2.11
IV	0.720	-0.28	84.1	1.60	0.28
ID	0.732	0.36	81.1	1.59	2.92
DAE	0.741	-0.44	78.9	1.57	0.02
AR1	0.744	0.25	76.8	1.57	0.00

Równanie hiperpłaszczyzny regresji:

$$AP1 = 12.8635 + 0.5076 UWO - 49.6339 LTI - 166.3023 IV - 0.0328 BASE - 0.0043 DAE - 0.0121 DAR + 0.0012 AR1 + 0.0032 S3 + 0.1268 PS + 0.7452 ID$$

Tablica XIII. Wyniki liniowej korelacji wielokrotnej dla oceny stanu noworodka w pierwszej minucie po porodzie wyrażonym w punktacji wg V.Apgar.

Predykanta	MCORR	PCORR	ESS	ERR	h_j
AR3	0.514	-0.43	47.31	1.07	3.47
PS	0.547	0.26	45.07	1.06	2.26
BASE	0.573	-0.27	43.20	1.05	0.10
IA	0.611	-0.35	40.30	1.03	1.13
AR1	0.628	0.23	38.95	1.03	0.04
EF	0.644	0.19	37.61	1.02	0.08

- 88 -

Równanie hiperpłaszczyzny regresji:

$$AP5 = 12.3737 - 0.0245 \text{ BASE} + 0.0002 \text{ AR1} - 0.0059 \text{ AR3} + 0.0143 \text{ EF} + 0.1369 \text{ PS} - 0.1997 \text{ IA}$$

Tablica XIV. Wyniki liniowej korelacji wielokrotnej dla oceny stanu noworodka w piątej minucie po porodzie wyrażonym w punktacji wg V.Apgar.

Pred.	pH	R1	pCO ₂	R2	pO ₂	R3	BE	R4	HCO ₃	R5	AP1	R6	AP5	R7	R _{gaz}	R _{AP}	R _{całk}
IS	-	7.5	-	9.5	-	8	1.45	21	-	8	-	6.5	-	8.5	54	15	69
PS	0.22	16.0	-	9.5	-	8	-	8.5	1.79	22	1.71	19	2.26	21	64	40	104
SYM	-	7.5	-	9.5	0.26	19	-	8.5	-	8	-	6.5	-	8.5	52.5	15	67.5
EF	0.39	18	-	9.5	1.06	22	0.49	19	0.75	20	-	6.5	0.08	18	88.5	24.5	113
UWO	0.32	17	1.52	22	-	8	1.82	22	1.54	21	0.28	16.5	-	8.5	90	25	115
ZC	-	7.5	1.43	21	-	8	-	8.5	-	8	-	6.5	-	8.5	53	15	68
STI	1.72	20	-	9.5	-	8	-	8.5	-	8	0.00	13.5	-	8.5	54	22	76
LTI	-	7.5	-	9.5	-	8	-	8.5	-	8	0.00	6.5	-	8.5	41.5	15	56.5
II	0.64	19	-	9.5	0.42	20	-	8.5	-	8	-	6.5	-	8.5	65	15	80
DI	-	7.5	-	9.5	0.23	18	-	8.5	-	8	-	6.5	-	8.5	51.5	15	66.5
IV	-	7.5	0.19	20	-	8	-	8.5	0.47	19	0.28	16.5	-	8.5	63	25	88
BASE	-	7.5	-	9.5	0.07	17	-	8.5	-	8	0.34	18	0.10	19	50.5	37	87.5
IA	1.83	21	-	9.5	-	8	0.89	20	0.33	18	-	6.5	1.13	20	76.5	26.5	103
ID	1.84	22	-	9.5	-	8	0.89	8.5	-	8	2.92	22	-	8.5	56	30.5	86.5
DAE	-	7.5	-	9.5	-	8	-	8.5	-	8	0.02	15	-	8.5	41.5	23.5	65
DAL	-	7.5	-	9.5	0.00	16	-	8.5	-	8	-	6.5	-	8.5	49.5	15	64.5
DAR	-	7.5	0.00	19	-	8	-	8.5	-	8	2.11	20.5	-	8.5	51	29	80
AR1	-	7.5	-	9.5	-	8	-	8.5	-	8	0.00	13.5	0.04	17	41.5	30.5	72
AR3	-	7.5	-	9.5	-	8	-	8.5	0.03	16	-	6.5	3.47	22	47.5	28.5	76
S3	-	7.5	-	9.5	-	8	-	8.5	-	8	2.11	20.5	-	8.5	41.5	29	70.5
TC	0.01	15	-	9.5	-	8	0.31	18	-	8	-	6.5	-	8.5	58.5	15	73.5
WIEK	-	7.5	-	9.5	0.79	21	0.07	17	0.19	17	-	6.5	-	8.5	72	15	87

Tablica XV. Rangowane wartości pojemności informatycznych parametrów wchodzących w skład zestawów optymalnych.

parcjalnego dwutlenku węgla ΔpCO_2 oraz dla zmian ekscesu zasad ΔBE . Wnioskowanie oparto na podstawie analizy przebiegu funkcji gęstości spektralnej mocy wzajemnej sygnałów z toru UC i FHR oraz scałkowanej funkcji widma mocy wzajemnej. Należy zaznaczyć, że w badanym zakresie częstotliwości /0.0005-0.25 Hz/ nie znaleziono żadnych charakterystycznych zmian w zakresie funkcji transmitancji i koherencji oraz w funkcjach widmowej gęstości mocy w torze FHR i UC, które miałyby związek ze zmianami parametrów gazometrycznych. Różnice w zmianach pH krwi włośniczkowej płodu znajdują natomiast silne odzwierciedlenie w przebiegu scałkowanej części rzeczywistej spektrum gęstości mocy wzajemnej toru UC i FHR. Gładkie przebiegi tej funkcji /załącznik 14/ odpowiadają wzrostowi pH w trakcie prowadzonego zapisu /średnia wartość zmiany pH wynosiła 0.025 ± 0.043 /. Jeśli natomiast przebiegowi omawianej funkcji towarzyszyły oscylacje /załącznik 15/ to obserwowano spadek pH /średnia wartość zmiany pH wynosi -0.017 ± 0.030 /. Porównanie tych średnich testem t-Studenta dla zmiennych niepowiązanych wskazuje na istotność statystyczną różnicy średnich zmian pH na poziomie istotności $p < 0.005$. Ta sama funkcja spektralna pozwala również na predykcję zmian nadmiaru zasad ΔBE . W przypadku bowiem gładkich przebiegów tej funkcji zaobserwowano wzrost parametru BE /wartość średnia zmiany BE wynosiła 1.296 ± 3.948 /, natomiast pojawienie się oscylacji łączyło się ze spadkiem wartości BE /wartość średnia zmiany BE wynosiła -1.290 ± 1.537 /. Ze względu na istniejącą niejednorodność wariancji /wykazaną testem Fishera Snedecora na poziomie istotności $p < 0.05$ / porównano średnie testem Cochran-Coxa i uzyskano istotność różnicy średnich

na poziomie istotności $p < 0.05$.

Drugi mający wartość predykcyjną wynik otrzymano dla parcjalnego ciśnienia dwutlenku węgla pCO_2 we krwi włośniczkowej płodu. Zaobserwowano bowiem, że jeśli w części urojonej funkcji gęstości widma mocy wzajemnej następuje wzrost przesunięcia fazowego, przy wzroście częstotliwości /załącznik 16/ to towarzyszy temu spadek ciśnienia parcjalnego dwutlenku węgla /wartość średnia zmiany ciśnienia wynosiła -2.000 ± 7.679 mmHg/. Jeśli natomiast zachodzi spadek przesunięcia fazowego przy wzroście częstotliwości /załącznik 17/, to obserwowany jest wzrost ciśnienia parcjalnego dwutlenku węgla /średnia wartość zmiany ciśnienia $+2.650 \pm 5.671$ mmHg/. Średnie te porównane testem t-Studenta dla zmiennych niepowiązanych wykazują istotną statystycznie różnicę na poziomie $p < 0.05$.

6.7. Porównanie uzyskanych rezultatów z wynikami prac innych autorów.

Jak sygnalizowano we wstępie dotychczasowe badania /poza nielicznymi wyjątkami/ opierały się zasadniczo na określeniu wpływu pojedynczego, wprowadzonego przez autora danej pracy elementu zapisu kardiokograficznego na wartości bezwzględne parametrów gazometrycznych krwi włośniczkowej płodu i na stan ogólny noworodka po porodzie. W niniejszej rozprawie dokonano natomiast próby określenia wpływu zespołu wielu charakterystycznych elementów kardiokogramów na względne zmiany parametrów gazometrycznych. Z tego powodu porównanie

wyników wnoszonej rozprawy i prac wcześniejszych jest możliwe jedynie na gruncie stwierdzenia, o ile stosowanie zbioru wielu zmiennych opisujących struktury kardiokardograficzne polepsza jakość predykcji zmiennych zależnych w stosunku do przypadku stosowania pojedynczego elementu kardiokardogramu. Niniejsza praca potwierdziła duży wpływ późnych deceleracji na obniżenie stężenia jonów wodorotlenowych pH i stan ogólny noworodka. Sygnalizował to głównie Beguin w pracy /6/ podkreślając, że najbardziej groźną oznaką istnienia stanu zagrożenia płodu są duże wartości pół resztowych deceleracji DAR, w grubo mniejszym zaś stopniu pół późnych deceleracji DAL. Do analogicznych wniosków doszedł Tournaire /57/ i mimo, iż definiowane przez niego pola resztowe deceleracji AR3 wyznaczone są w innych granicach, to oznaczają one podobnie jak w przypadku pół DAR wg Beguina najbardziej odległą od szczytu skurczu część deceleracji. Natomiast w porównaniu z pracą Bręborowicza /11/, gdzie prognozę stanu noworodka oparto w całości o parametry opisujące deceleracje stwierdzono, że dodanie zmiennych charakteryzujących pozostałe struktury zapisu KTG polepsza predykcję średnio o około 8 procent. Jednocześnie zrezygnowano z korzystania w opisie całego 30 minutowego kardiokardogramu z uśrednionych czasów obniżenia i odnowy deceleracji na skutek stwierdzonego nadzwyczaj dużego rozrzutu tych parametrów w obrębie badania każdej pacjentki. Użyta w pracy własnej metoda średniej ruchomej dla wyznaczania linii bazowej częstości akcji serca płodu pozwoliła na porównanie uzyskiwanych wyników z rezultatami Krebsa /37/ w zakresie oszacowania szerokości wstęgi oscylacyjnej. Można

zatem przyjąć następujące zakresy amplitudy oscylacji:

1. $UWO < 3$ bpm - oscylacja cicha
2. $UWO \in (3, 6)$ bpm - oscylacja falująca zawężona
3. $UWO \in (6, 25)$ bpm - oscylacja falująca
4. $UWO > 25$ bpm - oscylacja skacząca

Nieporównywalna jest natomiast ilość przejść sygnału pierwotnego przez linię bazową. Stosowane przez Krebsa kryterium:

1. ilość przejść przez baseline < 3 częstość mała
2. " " " " 3 - 5 - częstość umiarkowana
3. " " " " ≥ 6 - częstość duża

należałoby zastąpić następującą klasyfikacją:

1. $ZC < 8$ - częstość mała
2. $ZC \in (8, 12)$ - częstość umiarkowana
3. $ZC > 12$ - częstość duża

Pełne potwierdzenie znalazło również spostrzeżenie Krebsa, że oscylacja falująca z towarzyszącym jej brakiem deceleracji późnych stanowi dobrą prognozę dla stanu płodu. Natomiast stwierdzenie Cibilsa /19/ określające pojawienie się oscylacji cichej lub zawężonej z jednoczesną tachykardią i silnymi deceleracjami jako objaw zagrożenia płodu potwierdziła niemiejsza praca jedynie w zakresie pierwszego i trzeciego objawu, ponieważ w analizowanym materiale nie było przypadków z występującą tachykardią. Kariniemi /36/ podał zakresy normy wskaźników zmienności krótko- i długoterminowej sygnału w torze FHR wg Yeha z jednoczesnym określeniem przedziału zmienności tych parametrów. Przytoczone przez niego wartości $/II = 3.4 \pm 1.8/$, zakres zmienności II od 0.8 do 10.6, $DI = 5.5 \pm 2.3$, zakres zmienności DI od 1.5 do 10.7/ całkowicie nie pokrywają się z wielkościami zaobserwowanymi w trakcie realizacji ni-

niejszej pracy. Fakt ten jak i stosunkowo niska moc predykcyjna wskaźników II oraz DI /wynikająca z tablicy XV/ może świadczyć, że zastosowana w pracy modyfikacja zmiennych II oraz DI obniża ich wartość jako miar zmienności sygnału w torze FHR. Wynika stąd, że minimalna częstotliwość próbkowania powinna wynosić 4 Hz w każdym z kanałów.

7. WNIOSKI

1. Metody analizy komputerowej zapisu kardiokardograficznego pozwalają na wydobycie z sygnału i oszacowanie wielkości parametrów charakterystycznych zapisu, których ocena wizualna jest niemożliwa lub wysoce nieprecyzyjna.
2. Wprowadzenie metody wielokrotnej regresji liniowej typu "stepwise forward regression" do analizy parametrów zapisu kardiokardograficznego pozwala na wyznaczenie podzbioru zmiennych opisujących w sposób optymalny zmienność parametrów gazometrycznych krwi włośniczkowej płodu oraz ocenę stanu noworodka w pierwszej i piątej minucie po porodzie w punktacji wg V.Apgar.
3. W predykcji parametrów gazometrycznych decydującą rolę odgrywają: szerokość wstęgi oscylacyjnej, wskaźnik arytmii skurczów wg Effera oraz ilość pojawiających się w trakcie zapisu skurczów prawoskośnych.
4. W prognozowaniu oceny stanu noworodka ważną rolę odgrywają: ilość pojawiających się w zapisie skurczów prawoskośnych, średni poziom linii bazowej oraz ilość deceleracji i związanych z nimi pól resztowych.
5. Analiza przebiegu funkcji całkowitej części rzeczywistej widma gęstości mocy wzajemnej toru skurczu macicy i toru akcji serca płodu w zakresie częstotliwości $/0.0005-0.25\text{ Hz}/$ dostarcza informacji o kierunku zmian stężenia jonów wodorotlenowych pH oraz ekscesu zasad we krwi włośniczkowej płodu.
6. Analiza przebiegu części urojonej widma gęstości mocy wzajemnej toru skurczu macicy i toru akcji serca płodu w za-

kresie częstotliwości 0.0005-0.25 Hz pozwala na dokonanie prognozowania o kierunku zmian ciśnienia parcjalnego dwutlenku węgla we krwi włosniczkowej płodu.

8. DODATEK 1. - Tablica odpowiedniości znaków kodu dalekopisowego nr 2 i kodu ISO-7

kod dalekopisowy

nr 2

0

1

2

3

4

5

6

7

8

9

.

+

-

cr /powrót karetki/

lf /wysuw wiersza/

spacja

kod

ISO-7

M

] /lub N/

Y

P

J

A

U

\ /lub Ł/

L

C

G

Q

X

B

H

D

9. DODATEK 2 - Tablica zależności częstotliwości odcięcia
i przesunięcia fazowego ruchomej linii bazowej
od ilości uśrednianych amplitud.

Ilość uśrednianych punktów N	Częstotliwość odcięcia f_c /Hz/	Przesunięcie fazowe θ /s/
2	0.055	2.88
3	0.032	4.93
4	0.023	6.95
5	0.018	8.96
6	0.014	10.97
7	0.012	12.97
8	0.011	14.98
9	0.009	16.98
10	0.008	18.98
11	0.008	20.98
12	0.007	22.99
13	0.006	24.99
14	0.006	26.99
15	0.005	28.99
16	0.005	30.99
17	0.005	32.99
18	0.005	34.99
19	0.004	36.99
20	0.004	38.99
25	0.003	48.99
30	0.003	58.99
35	0.002	69.00
40	0.002	79.00
50	0.002	99.00
75	0.001	149.00

10. DODATEK 3 - Makroinstrukcje uruchamiające programy analizy sygnału KTG

Całość obliczeń prowadzona była na maszynie ODRA-1305 o pamięci operacyjnej 96 k pod kontrolą systemu operacyjnego GEORGE-3, co umożliwiło napisanie makroinstrukcji uruchamiających cały pakiet oprogramowania w sposób automatyczny.

1. Makroinstrukcja MAKROEDIT1 /załącznik nr 1/ służy do:

- a. wstępnej konwersji danych z kodu dalekopisowego nr 2 na kod ISO-7
- b. dopisania programem XDOPZERA /załącznik nr 18/ takiej ilości zer, by łączna ilość danych była całkowitą potęgą liczby 2,
- c. rozdzielenie danych z toru UC i z toru FHR programem XMIXER /załącznik nr 19/.

Wywołanie makroinstrukcji:

MAKROEDIT1 CR α_1 , LPX/ β_1 , LPY γ_1 , LPZ δ_1 , LPTE ϵ_1

gdzie α_1 - nazwa zbioru wejściowego formatu taśmy perforowanej zawierającego dane z konwersji analogowo-cyfrowej przedstawione w zmodyfikowanym kodzie dalekopisowym nr 2

β_1 - nazwa zbioru wyjściowego formatu drukarki wierszowej zawierającego dane przetłumaczone na kod ISO-7

γ_1 - nazwa zbioru wyjściowego formatu drukarki wierszowej zawierającego dopełnione zerami dane ze zbioru β_1

δ_1 - nazwa zbioru wyjściowego formatu drukarki wierszowej zawierającego ilość danych w zbiorze γ_1

oraz ilość dopisanych zer

ε_1 -nazwa zbioru wyjściowego formatu drukarki wierszowej zawierającego rozseparowane programem XMIXER dane ze zbioru δ_1

2. Makroinstrukcja MAKROEDIT2 /załącznik nr 20/ steruje m.i. pracą programów:

- a. XHEWLETT - rysującego wykres kardiogramu na drukarce wierszowej,
- b. XFTRAN4 - obliczającego transformatę Fouriera algorytmem FFT, szacującego widma gęstości mocy, funkcję transmitancji i koherencji,
- c. XDENSITY4 - obliczającego całkę z funkcji widmowej gęstości mocy.

Wywołanie makroinstrukcji:

MAKROEDIT2 LPB α_2 , LPC β_2 , LPS γ_2 , LPQ δ_2 , LPD ε_2

gdzie α_2 - zbiór δ_1 traktowany jako zbiór wejściowy
 β_2 - zbiór γ_1 traktowany jako zbiór wejściowy
 γ_2 - zbiór wyjściowy z programu XHEWLETT formatu drukarki wierszowej
 δ_2 - zbiór wyjściowy z programu XFTRAN4 formatu drukarki wierszowej
 ε_2 - zbiór wyjściowy z programu XDENSITY4 formatu drukarki wierszowej

3. Makroinstrukcja MAKROEDIT3 /załącznik nr 21/ steruje pracą następujących programów:

- a. analizy wstęgi oscylacyjnej XOSCYL,
- b. analizy współczynników zmienności krótko- i długoterminowej sygnału w torze FHR - XVARIA

c. analizy linii bazowej, akceleracji i deceleracji XDECEL.

Wywołanie makroinstrukcji:

MAKROEDIT3 TRX α_3 , CRA β_3 , CRB γ_3 , LPJ δ_3

gdzie α_3 - zbiór γ_1 traktowany jako zbiór wejściowy

β_3 - zbiór δ_1 traktowany jako zbiór wejściowy

γ_3 - zbiór wejściowy formatu czytnika kart zawierający dane dotyczące ilości skurczów, ich początków, ekstremów i końców

δ_3 - zbiór wyjściowy formatu drukarki wierszowej do którego zostają złożone wyniki programów XOSCYL, XVRIA oraz XDECEL.

11. PISMIENNICTWO

1. Althabe ".: "Effects on fhr and fetal pO_2 of oxygen administration to the mother". Obstet. and Gynecol. 1967,98:858,
2. Angel E.: "Digital filtering and fhr variability". Comp. Biomed. Res. 1979, 12: 167,
3. Barrada J.: "Antepartum fetal testing. II. The acceleration/costant ratio. Anonstress test". Am.J.Obstet.Gynecol.1979, 134:538,
4. Beard R.W.: "The significance of the changes in the continuous fhr in the first stage of labour". Br.J.Obstet.Gynecol.1971,78:865,
5. Beauchamp K.G.: "Przetwarzanie sygnałów metodami analogowymi i cyfrowymi". WNT, Warszawa 1978,
- ✓ 6. Beguin F.: "A study of fhr deceleration areas-correlation between deceleration areas and fetal pH during labor". Obstet. and Gynecol.1975,45:292,
7. Bendat J.S.,Piersol A.G.: "Metody analizy i pomiaru sygnałów losowych". PWN, Warszawa 1976,
8. Benson R.: "Fetal heart rate as a predictor of fetal distress". Obstet. and Gynecol.1968,32:259,
9. Boehm F.: "Xerox 400 Telecopier transmission of fetal monitor tracings". Obstet. and Gynecol.1979,53:520,
10. Braaksma J.T.: "A comparison of digital and nondigital analysis of contraction records obtained from the nonpregnant uterus in vivo". Am.J.Obstet.Gynecol.1971,110:1075
11. Bręborowicz G.: "Analiza matematyczna deceleracji w porodowym zapisie kardiokograficznym w aspekcie oceny stanu płodu". Praca doktorska - Akademia Medyczna, Poznań, 1979,

12. Bręborowicz G., Moczko J.: "Analiza matematyczna kardiotokograficznego zapisu czynności serca płodu". Ginek.Pol.1980, 51:9,
- ✓13. Burger D.: "Analysis of electrophysiological signals. A comparative study of two algorithms". Comp. and. Biomed. Res.1980,13:73,
- ✓14. "Cardiotocograph 8020 A - Operating and service manual". Boblingen, April 1971,
15. Chang J., Panfilo C.: "A study of fhr accelerations patterns" Obstet. and Gynecol.1975,45:142,
16. Chess G.F.: "Spectral analysis as a diagnostic aid in the management of high risk pregnancy". Am.J.Obstet.Gynecol. 1975,121:471,
17. Chik L.: "An analysis of lag time and variability of fhr measurements". Am.J.Obstet.Gynecol.1974,118:237,
- ✓18. Chik L.: "Programmed identification of fhr deceleration patterns". Am.J.Obstet.Gynecol 1974,119:816,
19. Cibils L.: "Clinical significance of fhr patterns during labor.II.Late decelerations". Am.J.Obstet.Gynecol.1975, 123:473,
20. Donati G., Ferraris F., Gagliardi L., Rustichelli S.: "A descriptive method for automatically analysing uterine forces during labor". J.Perinat.Med.1976,4,242,
- ✓21. Effer S.B.: "Quantitative study of the regularity of uterine forces contractile rhythm in labor". Am.J.Obstet.Gynecol, 1969,103:909,
- ✓22. Enslein K., Ralston A., Wilf H.S.: "Statistical methods for digital computers" vol.III. J.Wiley and Sons Inc. New York, 1977,

23. Escarcena L.: "Fetal baseline heart rate variability estimation". Am.J.Obstet.Gynecol.1979,135:615,
24. Flowers Ch.: "The use of digital computer in monitoring the condition of the fetus during labor". Am.J.Obstet.Gynecol. 1971,111:644,
25. Goodlin R.: "History of fetal monitoring". Am.J.Obstet. Gynecol.1979.133:323,
- ✓ 26. de Haan R.: "Quantitative evaluation of fhr patterns. I. Processing methods". Eur. J.Obstet.Gynecol.1971,1:95.
27. Haverkamp A.: "The evaluation of continuous fhr monitoring in high risk pregnancy". Am.J.Obstet.Gynecol.1976,125:310,
- ✓ 28. Hellwig Z.: "Problemy optymalnego wyboru predykant". Przegląd Statystyczny 1969,3-4:221,
29. Hellwig Z.: "Elementy rachunku prawdopodobieństwa i statystyki matematycznej". PWN, Warszawa, 1977,
30. "Hewlett-Packard - Model 80025 A Obstetrical Data System" - materiały reklamowe 8/77 - 5953-1102,
31. Hon E.H.: "The classification of fetal heart rate". Obstet. and Gynecol.1963,22:137,
32. Hon E.H.: "Observations on fhr and fetal biochemistry. I. Base deficit". Am.J.Obstet.Gynecol.1969,105:721,
33. Hon E.H.: "Clinical value of fhr monitoring". Clinical Obstet. and Gynecol.1975,18:4,
34. "Instrukcja obsługi analogowo kasetowego rejestratora magnetycznego RK-202". Zakł.Dośw.Zapisu Magnetycznego przy ZRK, Warszawa, 1978,
35. Jennet R.: "A computerized perinatal data system for a region". Am.J.Obstet.Gynecol.1978,131:157,

36. Kariniemi V.: "Quantification of fhr variability by magnetocardiography and direct electrocardiography".Am.J.Obstet. Gynecol.1977,128:526,
37. Krebs H.B.,Petres R.E.,Dunn L.J.,Jordaan H.V.F.,Segreti A.: "Intrapartum fetal heart rate monitoring".Am.J.Obstet. Gynecol.1979,133:762,
38. Kurver P.H.J.:"Digital processing of the fetal heart rate and the intrauterine pressure". - praca niepublikowana.
39. Laros R.: "Acomparision of methods for quantification fhr variability".Am.J.Obstet.Gynecol.1977,128:381,
40. Leventhal J.: "A new method of fetal heart rate monitoring". Am.J.Obstet.Gynecol.1975.45:494,
41. Lowensohn R.:"Computer assessed fhr patterns and fetal pH".Obstet.and. Gynecol.1975,46:190,
42. Łukaszewicz J.,Warmus M.: "Metody numeryczne i graficzne" część I.PWN,Warszawa 1956,
43. Meyers G.: "New method for measuring lag time between human uterine contraction and the effects on fhr".Am.J.Obstet. Gynecol.1972,112:39,
44. Moczko J.: "Elementy informatyki z zastosowaniami w naukach medycznych". Wydawnictwa Uczelniane Akademii Medycznej, Poznań,1979,
45. Modanlou H.: "A simple method of fetal and neonatal heart rate beat to beat variability quantification".Am.J.Obstet. Gynecol.1977,127:861,
46. Oppenheim A.V.,Schafer R.W.: "Cyfrowe przetwarzanie sygnałów". WKŁ,Warszawa,1979,
47. "Oprogramowanie maszyny cyfrowej ODRA 1304. Analiza statystyczna"..tom 13108 ELWRO-Wrocław 1972,

- ✓ 48. Organ L.W.: "Quantitative indices of short and long term heart rate variability". Am.J.Obstet.Gynecol.1978,130:20,
- 49. Otnes R.K., Enochson L.: "Analiza numeryczna szeregów czasowych". WNT, Warszawa 1978,
- 50. Rosen M.: "Use of computers in the labor and delivery suite: an overview". Am.J.Obstet.Gynecol.1978,132:589,
- ✓ 51. Seidl A.: "Computeranalyse des Kardiotokograms zur Unterstützung der Geburtsüberwachung". Wiener Klinische Wochenschrift 1978, supplement 80,
- 52. Shelley T.: "Dip area. A quantitative measure of fhr patterns". Br.J.Obstet.Gynecol.1971,78:694,
- 53. Shenker L.: "Clinical experiences with fhr monitoring of 1000 patients in labor". Am.J.Obstet.Gynecol.1973,115:1111,
- ✓ 54. Słomko Z.: "Kardiotokografia - wybrane zagadnienia kliniczne". Poznań, 1976,
- ✓ 55. Tadeusiewicz R.: "Głosowa łączność człowieka z maszyną cyfrową". Zeszyty Naukowe AGH, seria Automatyka-rozprawy habilitacyjne, zeszyt 22, Kraków 1978,
- 56. Tejani N.: "Correlation of fhr-UC patterns with fetal scalp blood pH". Obstet. and Gynecol.1975,46:392,
- ✓ 57. Tournaire M.: "A study of fhr deceleration areas. I. Preliminary exploration". Obstet. and Gynecol.1973,42:711,
- 58. Wade M.: "A computerized fetal monitoring system". Obstet and Gynecol.1976,48:287,
- 59. Wheeler J.: "Computer analysis of fhr variation during normal pregnancy". Br.J.Obstet.Gynecol.1979,86:186,
- 60. Wood C.: "Classification of fhr in relation to fetal scalp blood measurements and Apgar score". Am.J.Obstet.Gynecol. 1969,105:942,

61. Yeh S.Y.: "Computer diagnosis of fetal heart rate patterns".

Am.J.Obstet.Gynecol.1972,114:890,

✓ 62. Yeh S.Y.: "Quantification of fetal heart beat to beat interval differences". Obstet. and Gynecol.1973,41:355.

12. STRESZCZENIE

Celem pracy jest określenie zespołu wielkości uzyskanych z komputerowego przetworzenia w trybie off-line zapisu kardiokograficznego, które w sposób optymalny opisują zmienność parametrów gazometrycznych krwi włośniczkowej płodu w okresie okołoporodowym. Stworzono stanowisko pomiarowe oraz pakiet oprogramowania umożliwiające konwersję analogowo-cyfrową sygnałów KTG oraz ich komputerową obróbkę w trybie off-line. Dokonano analizy 43 kardiokogramów i uzyskane z nich parametry poddano opracowaniu statystycznemu metodami liniowej wielokrotnej analizy regresji. Oszacowano pojemności informacyjne zmiennych wchodzących do optymalnego układu regresji. Stwierdzono, że decydującą rolę w predykcji stanu płodu odgrywa szerokość wstęgi oscylacyjnej, wskaźnik arytmii skurczów wg Effera oraz ilość skurczów prawoskośnych wg klasyfikacji Seidl-Baumgartena występujących w trakcie dokonywania rejestracji.