Dr inż. Janusz Wróbel

Instytut Techniki i Aparatury Medycznej
ITAM – Zabrze

Autoreferat

Zabrze, 31 maja 2016 r.

Spis treści

1. Imię i nazwisko 1
2. Posiadane dyplomy i stopnie naukowe 1
3. Informacje o dotychczasowym zatrudnieniu w jednostkach naukowych 1
4. Wskazanie osiągnięcia naukowego 2
4.1 Tytuł osiągnięcia naukowego 2
4.2 Cykl publikacji powiązanych tematycznie 2
4.3 Omówienie celu naukowego 4
4.4 Zastosowania praktyczne 50
5. Wykaz prac naukowych niewchodzących w skład osiągnięcia naukowego 52
5.1 Czasopisma znajdujące się w bazie JRC 52
5.2 Inne czasopisma 53
5.3 Materiały z konferencji międzynarodowych i krajowych 54
6. Podsumowanie 60
6.1 Najistotniejsze rozwiązania w ramach osiągniecia naukowego 60
6.2 Pozostałe osiągnięcia naukowo-badawcze 62
6.3 Wykorzystanie wyników badań w praktyce 65
6.4. Osiągnięcia naukowo-badawcze – informacje bibliometryczne 66

1. Imię i Nazwisko

Janusz Wróbel

2. Posiadane dyplomy, stopnie naukowe

VII.1990r. Dyplom magistra inżyniera elektroniki na Wydziale Automatyki, Elektroniki i Informatyki Politechniki Śląskiej,

II.2002r. Stopień doktora nauk medycznych w zakresie biologii medycznej na Wydziale Lekarskim II w Akademii Medycznej im. K. Marcinkowskiego w Poznaniu, tytuł rozprawy: „Ocena dokładności wskaźników zmienności częstości uderzeń serca płodu w zależności od metody rejestracji: ultradźwiękowej i elektrokardiograficznej”

3. Informacje o dotychczasowym zatrudnieniu w jednostkach naukowych

1990-1993 Politechnika Śląska, Instytut Elektroniki,
Wydział Automatyki, Elektroniki i Informatyki,
stanowisko: asystent.

1993- nadal Instytut Techniki i Aparatury Medycznej ITAM w Zabrzu,
stanowiska: asystent (1993-2002), adiunkt (od 2002),
pełnione funkcje: członek Rady Naukowej ITAM (od 2003),
kierownik Zakładu Przetwarzania Sygnałów Biomedycznych (od 2014).

4. Wskazanie osiągnięcia naukowego

4.1 Tytuł osiągnięcia naukowego

„Nowe metody analizy rejestrowanego ultradźwiękowo rytmu serca płodu dla potrzeb kardiotokografii"

4.2 Cykl publikacji powiązanych tematycznie

G1. Jeżewski J., Wróbel J., Horoba K.: "Comparison of Doppler Ultrasound and Direct Electrocardiography Acquisition Techniques for Quantification of Fetal Heart Variability", IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2006, Vol. 53, 855-864. IF = 2,302.

G2. Jeżewski J., Roj D., Wróbel J., Horoba K.: "A novel technique for fetal heart rate estimation from Doppler ultrasound signal", Biomedical Engineering Online, 2011, 10:92, 1-17, IF = 1,405.

G3. Wróbel J., Kupka T., Horoba K., Matonia A., Roj D., Jeżewski J.: "Recognition of fetal movements – automated detection from Doppler ultrasound signals compared to maternal perception", Journal of Medical Imaging and Health Informatics, 2015, Vol. 5(6), 1319-1326, IF = 0,503.

G4. Jeżewski J., Wróbel J., Horoba K., Cholewa D., Gacek A., Kupka T., Matonia A.: "Monitoring of mechanical and electrical activity of fetal heart: The nature of signals", Archives of Perinatal Medicine, X.2002, Vol.8, 40-46.

G5. Wróbel J., Jeżewski J., Horoba K., Pawlak A., Czabański R., Jeżewski M., Porwik P.: "Medical cyber-physical system for home telecare of high-risk pregnancy – design challenges and requirements", Journal of Medical Imaging and Health Informatics, 2015, Vol. 5(6), 1295-1301, IF = 0,503.

G6. Jeżewski J., Wróbel J., Kupka T.: "Baseline and acceleration episodes – clinically significant nonstationarities in fhr signal: I Coeficients of inconsistency", in "Computer Recognition Systems", Editors: Kurzyński M., Puchała E., et al., Advances in Soft Computing Series, Springer Verlag, 2005, Vol.30, 527-534.

G7. Wróbel J., Horoba K., Pander T., Jeżewski J., Czabański R.: “Improving the fetal heart rate signal interpretation by application of myriad filtering”, Biocybernetics and Biomedical Engineering, 2013, Vol. 33, 211-221, IF = 0,157.

G8. Wróbel J., Jeżewski J., Roj D., Przybyła T., Czabański R., Matonia A.: “The influence of Doppler ultrasound signal processing techniques on fetal heart rate variability measurements”, International Journal of Biology and Biomedical Engineering, 2010, Vol. 4(4), 79-87.

G9. Wróbel J., Roj D., Jeżewski J., Horoba K., Kupka T., Jeżewski M.: “Evaluation of the robustness of fetal heart rate variability measures to low signal quality”, Journal of Medical Imaging and Health Informatics, 2015, Vol. 5(6), 1311-1318, IF = 0,503.

4.3 Omówienie celu naukowego

W niniejszym opracowaniu zatytułowanym „Nowe metody analizy rejestrowanego ultradźwiękowo sygnału rytmu serca płodu dla potrzeb kardiotokografii" zaprezentowano osiągnięcia autora przedstawione w cyklu powiązanych tematycznie publikacji dotyczących metodyki badawczej, rozwiązań programowych oraz konstrukcji sprzętowych dla rejestracji metodą ultradźwiękową sygnału rytmu serca i aktywności ruchowej płodu wraz z komputerową ich analizą. Osiągnięcia te w istotny sposób poprawiają jakość automatycznej analizy sygnałów, a w konsekwencji ułatwiają interpretację dostarczanych wyników. Innowacyjność zaproponowanych nowych rozwiązań uwidacznia się nie tylko w odniesieniu do kardiotokografii klasycznej, która opiera się na wzrokowej analizie tych sygnałów. Odnosi się ona zwłaszcza do komputerowych algorytmów analizy sygnałów realizowanych w trybie on–line, uwarunkowanych na konieczność adaptacji do zmieniającej się ciągle jakości pozyskiwanych danych spowodowanych specyfiką środowiska pomiarowego.

W omówienie przedstawiono następujące zagadnienia:

- Kardiotokografia
- Pomiar czynności serca płodu
- Ultradźwiękowa metoda dopplerowska
- Zawartość informacyjna sygnału
- Metody wyznaczania okresowości sygnału
- Algorytm wykrywania aktywności ruchowej płodu
- Rozpoznawanie koincydencji rytmu serca matki i płodu
- Analiza sygnału częstości uderzeń serca płodu
- Znaczenie linii podstawowej
- Zastosowanie filtracji miriadowej do estymacji linii podstawowej
- Analiza zmienności chwilowej częstości uderzeń serca płodu
- Ocena dokładności parametrów opisujących zmienność chwilową
- Badanie wpływu jakości sygnału

Kardiotokografia

Monitorowanie płodu, we współczesnej medycynie perinatalnej, jest niezwykle istotnym elementem oceny stanu płodu w okresie ciąży i porodu. W diagnostyce zagrożenia płodu stosuje się różnego rodzaju metody biochemiczne i biofizyczne. Zastosowanie metod biochemicznych jest jednak ograniczone do zaawansowanego porodu – wymagają one bowiem spełnienia ściśle określonych warunków: odpowiedniego rozwarcia kanału szyjki macicy oraz dostępu do przodującej części płodu. Stąd też obecnie najczęściej stosowane są biofizyczne metody diagnostyczne, które opierają się głównie na badaniu czynności serca. Wynika to z faktu, że krążenie krwi jest głównym mechanizmem homeostatycznym gwarantującym odpowiednie środowisko dla płodu.

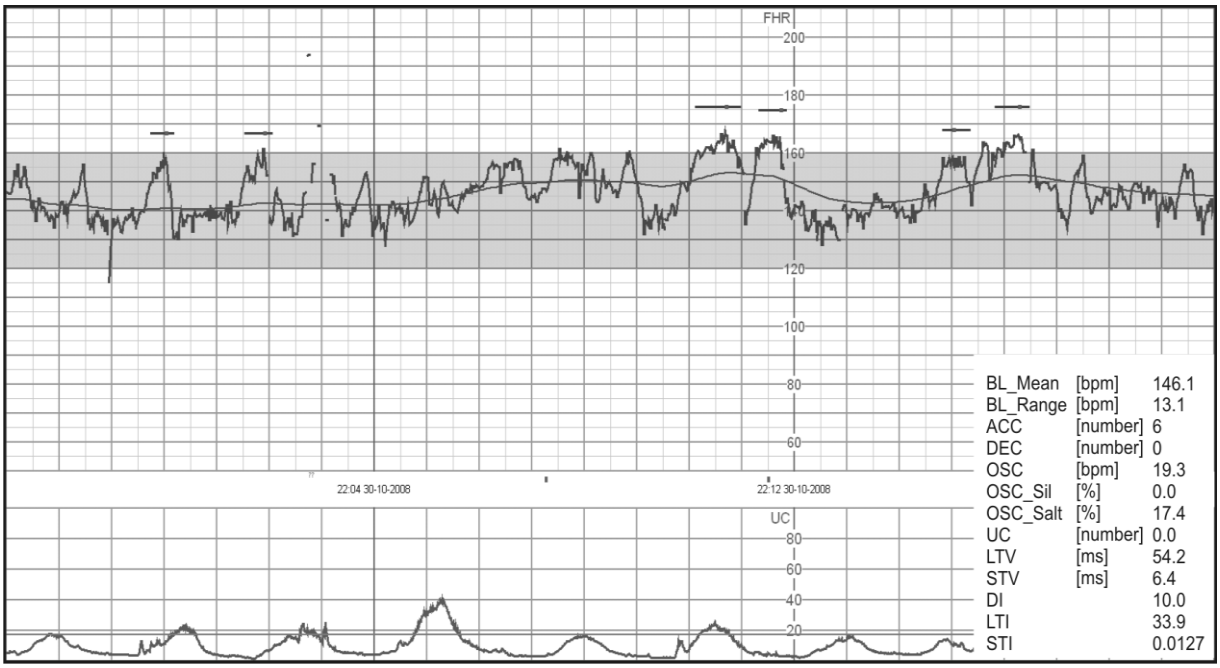
Prawidłowa czynność serca płodu w ujęciu ilościowym, jako częstość uderzeń serca płodu (ang. FHR – Fetal Heart Rate), jest pośrednim dowodem na odpowiednie utlenowanie płodu i zachowanie funkcji ośrodkowego układu nerwowego. Jest wyrażana przez wartość chwilową liczby uderzeń serca płodu FHR_i na minutę (ang. bpm – beats per minute) i jest wyliczana zgodnie ze wzorem: $FHR_i\,[\text{bpm}] = 60000/T_i\,[\text{ms}]$, gdzie: T_i to okres czasu pomiędzy dwoma kolejnymi uderzeniami serca płodu wyrażony w milisekundach.

W chwili obecnej najbardziej znaną i rozpowszechnioną metodą biofizycznego monitorowania płodu jest kardiotokografia, czyli ocena czynności serca płodu na tle aktywności skurczowej macicy i aktywności ruchowej płodu (Ryc. 1). Spośród wielu różnych technik rejestracji sygnału czynności serca płodu najbardziej znanymi są ultradźwiękowa metoda dopplerowska i elektrokardiografia. Znacznie mniej rozpowszechniona jest fonokardiografia płodowa oparta na analizie zjawisk dźwiękowych towarzyszących czynności serca płodu. Powodem jest fakt, że uzyskany sygnał tonów serca płodu charakteryzuje niska jakość. Do innych metod, traktowanych wyłącznie eksperymentalnie z uwagi na bardzo wysoki koszt aparatury należy magnetokardiografia, polegająca na obserwacji zmian pola magnetycznego towarzyszących pracy serca.

Z uwagi na stały rozwój elektronicznej aparatury rejestrującej sygnały, techniczne trudności w kardiotokografii stają się coraz mniejsze. Nadal jednak pozostają problemy w interpretacji sygnałów. Duża złożoność i różnorodność krzywych powoduje, że ich klasyczna, wzrokowa analiza jest niewystarczająca dla wydobycia całej zgromadzonej w nich informacji. Ponadto ocenę tę zakłócają często czynniki subiektywne: doświadczenie, zmęczenie lub stan emocjonalny osoby interpretującej informacje uzyskane w wyniku monitorowania płodu. Możliwość różnorodnej interpretacji sygnałów dopuszcza możliwość powstawania pomyłek

diagnostycznych. Krytycznie oceniana jest niezgodność klinicystów co do wizualnej interpretacji zapisów [K14]. Dodatkowym utrudnieniem jest brak zgodności co do terminologii kardiotokograficznej.

Dlatego też jedną z głównych przesłanek wprowadzenia analizy wspomaganej komputerowo była chęć obiektywizacji i zapewnienia powtarzalności oceny kardiotokogramów. Zastosowanie komputerowej analizy pociągnęło za sobą konieczność parametryzacji oceny sygnałów i standaryzacji pewnych miar (Ryc. 1). Umożliwiło to ponadto znacznie dokładniejszą analizę ilościową sygnałów, głównie pod kątem informacji ukrytych dla oceny wzrokowej, takich jak np. chwilowa zmienność FHR **[**E2].



Ryc. 1 Przykładowy ekran z zapisem monitorowanych sygnałów: częstości uderzeń serca płodu FHR (góra) z naniesioną linią podstawową i zaznaczonymi zjawiskami akceleracji, oraz aktywności skurczowej macicy UC (dół). Dodatkowe okno w prawym dolnym rogu przedstawia 13 parametrów liczbowych wyliczonych dla fragmentu sygnału z ekranu.

Prowadzona na bieżąco analiza sygnałów w komputerowych systemach monitorowania płodu poprawia efektywność gospodarowania zasobami. Natychmiastowa informacja o wielkości strat sygnału czy o zaistniałych sytuacjach alarmowych umożliwia szybką i właściwą reakcję. Z kolei komputerowe archiwum zapisów, skojarzone z historią położniczą, potwierdza swą przydatność w rozwiązywaniu problemów naukowych, statystycznych jak również formalno-prawnych.

Niestety, powstała z czasem duża liczba różnorodnych parametrów opisujących sygnały nie została zamieniona na wiedzę użyteczną dla lekarza. Główny problem polega na tym, że heurystyczne reguły wnioskowania doświadczonego klinicysty są trudne do pozyskania, a tym bardziej przeniesienia do obecnie stosowanych deterministycznych algorytmów analizy. W chwili obecnej za główne zadanie uznaje się określenie optymalnego zestawu tychże parametrów. Rozwiązania upatruje się w próbach wprowadzenia, do już działających komputerowych systemów monitorowania płodu, metod inteligencji obliczeniowej do automatycznej klasyfikacji w ramach jakościowej analizy rejestrowanych sygnałów.

Pomiar czynności serca płodu

Sygnał częstości uderzeń serca płodu wyznaczany jest w oparciu o mechaniczną lub elektryczną aktywność serca. Mechaniczną czynność serca płodu monitoruje się przy zastosowaniu ultradźwiękowej metody dopplerowskiej. Sygnał elektrycznej aktywności serca płodu, czyli elektrokardiogram płodu (FEKG), umożliwia dokładną detekcję i lokalizację poszczególnych uderzeń serca – załamków R.

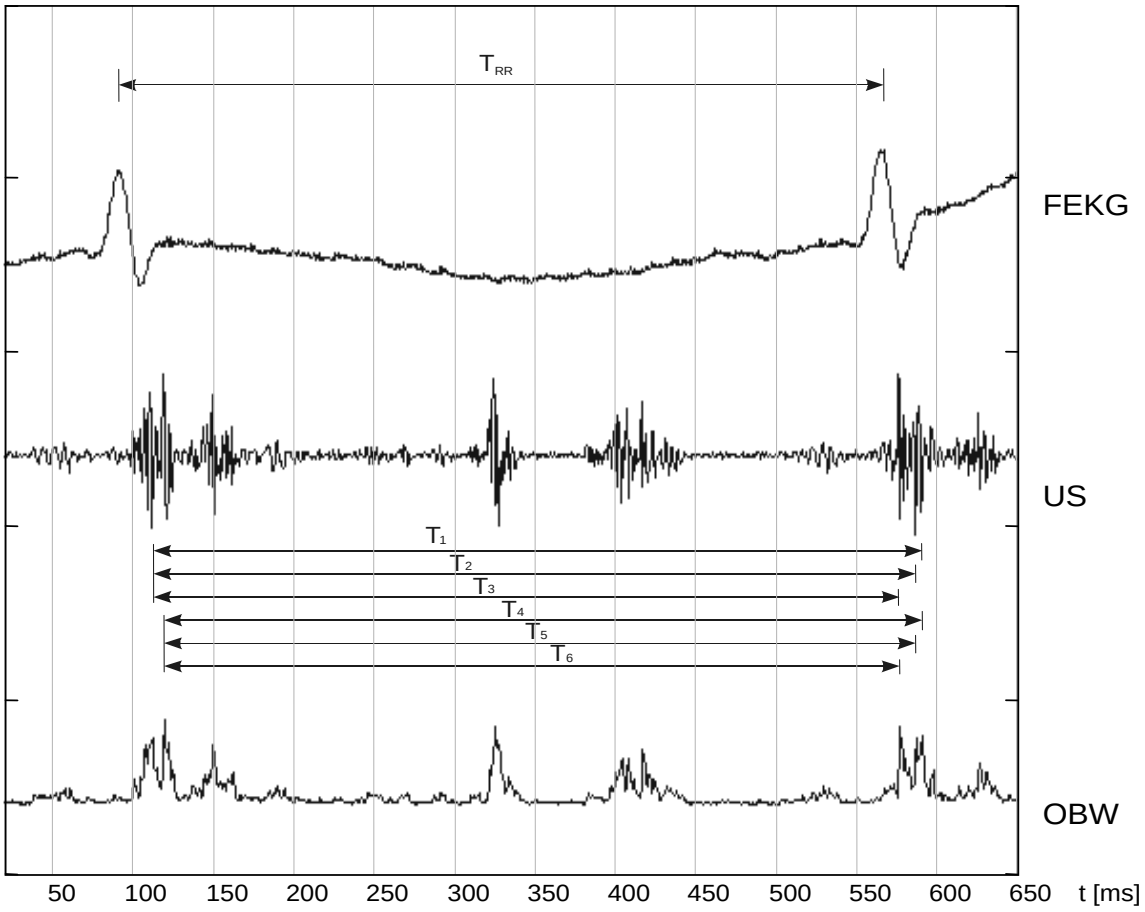
Aktywność elektryczna – elektrokardiografia: Po raz pierwszy sygnał elektrokardiogramu płodu został zarejestrowany w roku 1906 przez Cramera, który elektrody umieszczone na brzuchu matki podłączył do prostego galwanometru strunowego. Znacznie później, dopiero w latach sześćdziesiątych, udało się otrzymać dobrej jakości sygnał FEKG bezpośrednio z płodu za pomocą elektrody umieszczonej na jego główce. Z kolei w latach osiemdziesiątych gwałtowny rozwój elektroniki, zastosowanie nowych konstrukcji elektrod, a także wprowadzenie cyfrowych metod przetwarzania sygnałów, pozwoliło znacznie podnieść jakość sygnałów, również tych rejestrowanych pośrednio na powierzchni brzucha matki. Wyróżniamy dwie techniki pozyskiwania sygnału FEKG: bezpośrednią oraz pośrednią. Pierwsza sprowadza się do procedury inwazyjnej, gdzie elektroda musi być w bezpośrednim kontakcie z płodem. Taki kontakt jest możliwy tylko w czasie porodu, po odejściu wód płodowych i gdy szyjka macicy jest już rozwarta na przynajmniej dwa centymetry. Elektrokardiogram płodu rejestrowany bezpośrednio, mimo dużych zakłóceń wolnozmiennych, charakteryzuje się bardzo dobrym stosunkiem amplitudy sygnału użytecznego do szumów **[G1].** Umożliwia to łatwą detekcję kolejnych zespołów QRS (załamków R) oraz wyznaczanie poszczególnych wartości chwilowych FHR. Niestety istotną wadę stanowi fakt, iż monitorowanie ograniczone jest tylko do czasu trwania porodu.

Druga technika rejestracji elektrokardiogramu jest metodą nieinwazyjną, w której matka pełni rolę pośrednika pomiędzy płodem a aparaturą elektroniczną. W tym przypadku tkanka matki przewodzi sygnał elektryczny między ciałem płodu a elektrodami umieszczonymi na brzuchu matki. Liczba elektrod stanowi kompromis pomiędzy skutecznością rejestracji sygnału a komfortem pacjentki. Główną zaletą tej metody rejestracji FEKG jest możliwość stosowania już od szesnastego tygodnia ciąży. Szersze zastosowanie w praktyce klinicznej utrudnia bardzo wysoki poziom zakłóceń pochodzących od matki, głównie mięśniowych (macicy i brzucha) i oddechowych, a także aktywności ruchowej płodu. Jednakże najsilniejszym czynnikiem zakłócającym jest elektrokardiogram matki, którego amplituda wielokrotnie przekracza poziom sygnału FEKG. Stąd też najważniejszym etapem w przetwarzaniu sygnałów pozyskiwanych z powierzchni brzucha jest skuteczne wytłumienie dominującego elektrokardiogramu matki. Zasadnicza trudność polega na braku możliwości zastosowania tradycyjnych metod filtracji, gdyż pasma częstotliwości sygnałów matki i płodu w dużej części się nakładają.

Aktywność mechaniczna – ultradźwięki: Metoda ultradźwiękowa wykorzystuje efekt przesunięcia dopplerowskiego, który umożliwia wykrycie ruchu narządu odbijającego wiązkę ultradźwięków. Impulsowa wiązka ultradźwięków przenikająca brzuch pacjentki generowana jest z przetwornika sprzężonego akustycznie z powierzchnią brzucha. Echo powracające po odbiciu fali od poruszających się obszarów tkanki, odbierane jest przez przetwornik jako sygnał o częstotliwości fali ultradźwiękowej modulowanej przez prędkość ruchu danej tkanki. W odniesieniu do czynności serca płodu skurcze i rozkurcze serca wykrywane są w oparciu o ruchy zastawek i/lub ścian serca [**G1**]. Przetwarzając odbitą falę ultradźwiękową możliwe jest wykrycie poszczególnych cykli pracy serca, a stąd wyznaczenie interwałów czasowych pomiędzy nimi, bądź też ich odwrotności jako wartości chwilowych FHR. W odróżnieniu od bezpośredniej rejestracji elektrycznych pobudzeń mięśnia sercowego, analiza wielofazowego procesu ruchu utrudnia precyzyjny pomiar długości poszczególnych cykli pracy serca (Ryc. 2). Dodatkowe utrudnienie stanowią inne ruchome narządy płodu i matki znajdujące się w obrębie wiązki ultradźwięków, jak również zmiany położenia serca podczas ruchów płodu.

Postępy różnych dziedzin nauki, a w szczególności techniki medycznej, umożliwiły wprowadzanie do praktyki klinicznej nowych, coraz doskonalszych kardiotokografów. Zapewniają one skuteczniejszą eliminację zakłóceń, których źródła znajdują się poza analizowanym obszarem. Stosowane wcześniej wyznaczanie położenia impulsu odpowiadającego uderzeniu serca, za pomocą detekcji szczytowej zostaje zastąpione

korelacyjnymi metodami analizy sygnału, uwzględniającymi pełny kształt impulsu **[G2]**. Najczęściej stosowana jest autokorelacja lub korelacja wzajemna ze zmiennym wzorcem. Odległość między wystąpieniami maksimum podobieństwa jest dobrym przybliżeniem odległości kolejnych załamków R (Ryc. 2).



i	1	2	3	4	5	6	**T_{RR}**
T_i [ms]	456	452	443	449	446	436	**452**
FHR_i [bpm]	131,6	132,7	135,4	133,6	134,5	137,6	**132,7**

Ryc. 2 Wyznaczanie wartości okresowości z obwiedni ultradźwiękowego sygnału dopplerowskiego. FEKG – bezpośredni elektrokardiogram płodu z elektrody umieszczonej na główce, US – sygnał z przetwornika ultradźwiękowego, OBW – obwiednia sygnału dopplerowskiego, T_{RR} – rzeczywista wartość okresu R-R, T_i – wartości okresowości wyznaczone metodą ultradźwiękową z dokładnością 1 ms, oraz odpowiadające im wartości FHR_i.

Wyznaczanie sygnału częstości uderzeń serca płodu: Największą zaletą elektrokardiografii bezpośredniej jest zapewnienie wysokiej jakości rejestrowanego sygnału, charakteryzującej się wysokim stosunkiem amplitudy sygnału użytecznego do poziomu zakłóceń. Dokładna

informacja o czasach wystąpień kolejnych uderzeń serca płodu pozwala na precyzyjne wyznaczenie chwilowych wartości sygnału FHR. To sprawia, że bezpośredni sygnał FEKG (a właściwie sygnał FHR wyznaczony na jego podstawie) stanowi wzorzec w odniesieniu do innych metod wyznaczania FHR. W praktyce sprowadza się to do jego równoległej rejestracji wraz z innym badanym sygnałem (np. pośrednim FEKG czy sygnałem FHR z ultradźwiękowego toru dopplerowskiego), a następnie porównaniu obu sygnałów, gdzie sygnałem referencyjnym jest oczywiście bezpośredni sygnał FEKG (Ryc. 2). Niestety zawsze te badania porównawcze ograniczają się do porodu.

Znacznie większe problemy techniczne występują w przypadku wyznaczania sygnału FHR w oparciu o sygnał FEKG z powłok brzusznych matki, z uwagi na silne zakłócenia. Zasadniczą trudnością jest uzyskanie wysokiej jakości elektrokardiogramu płodu, który jest niezbędny do przeprowadzenia prawidłowej detekcji kolejnych załamków R, a tym samym wyznaczenia chwilowych wartości sygnału FHR. W wyjątkowych przypadkach, gdy niezbędne są sygnały z okresu ciąży, ocena dokładności wyznaczania sygnału FHR za pośrednictwem metody ultradźwiękowej może być realizowana z wykorzystaniem nieinwazyjnej elektrokardiografii pośredniej.

Wyznaczenie sygnału FHR w oparciu o ultradźwiękową metodę dopplerowską realizowane jest w oparciu o techniki korelacyjne: autokorelację i korelację wzajemną. Autokorelacja wprowadza niekorzystne zjawisko uśredniania wyznaczonych wartości FHR w obrębie kilku cykli pracy serca płodu. Druga z nich charakteryzuje się mniejszym nakładem obliczeń, ale często towarzyszy jej wyższy poziom strat sygnału FHR wynikający z błędnego doboru fragmentu do roli wzorca.

Ultradźwiękowa metoda dopplerowska

We wcześniejszych modelach monitorów płodu używano ciągłej fali ultradźwiękowej, co wymagało stosowania przetworników o małej średnicy wiązki. Powodowało to trudności w lokalizacji echa serca oraz znaczne straty w sygnale, szczególnie w niskich tygodniach ciąży. Wprowadzenie impulsowej wiązki ultradźwięków umożliwiło selektywny dobór głębokości i grubości obszaru, z którego analizowane jest echo. Skupienie się wyłącznie na obszarze gdzie znajduje się serce płodu zredukowało zakłócenia od innych narządów. Przetwornik, generując szeroką i zarazem jednorodną wiązkę ultradźwięków, pozwalał na większą swobodę przy ustalaniu jego położenia, gdyż był mniej czuły na ruchy płodu.

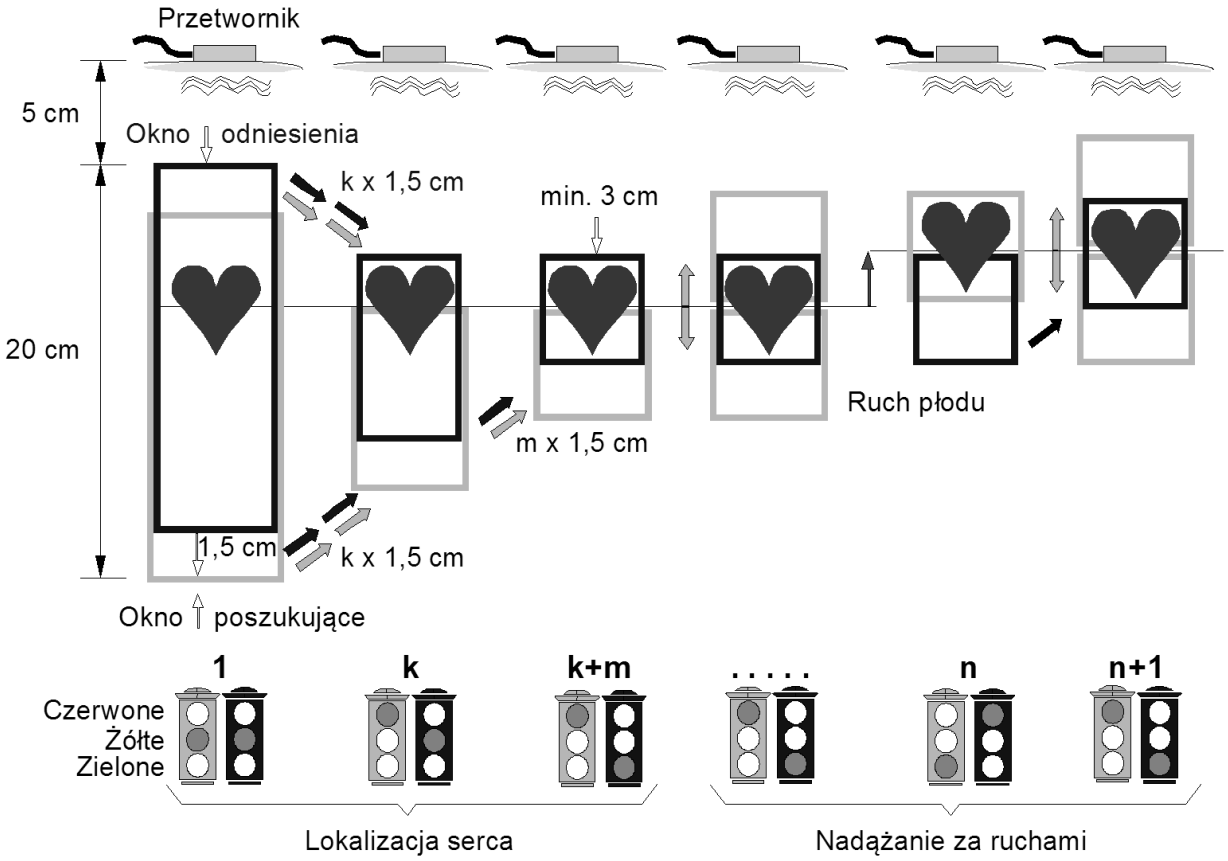
Dodatkowo umożliwiał zwiększenie energii impulsów wiązki przy znacznym zmniejszeniu średniej mocy wiązki – moc wyjściowa nie przekracza 1,5 mW/cm^2.

Początkowo parametry okna penetracji były stałe, co z kolei wymagało zastosowania dużego marginesu na jego długość, ze względu na różną budowę anatomiczną ciężarnych, położenie płodu i tydzień ciąży. Postęp technologii pozwolił na wprowadzenie adaptacyjnego doboru okna, z którego analizowano echo **[**E1]. Ułatwiło to skuteczniejsze tłumienie zakłóceń, których źródła są poza obszarem penetracji, a także dalsze zmniejszenie średniej mocy wiązki. Echo powracające po odbiciu od ruchomych obiektów generuje sygnał o częstotliwości podstawowej modulowanej przez składową dopplerowską, zależną od prędkości obiektu. Sygnał echa jest sygnałem periodycznym, bipolarnym i składa się z paczek impulsów o różnej częstotliwości i amplitudzie.

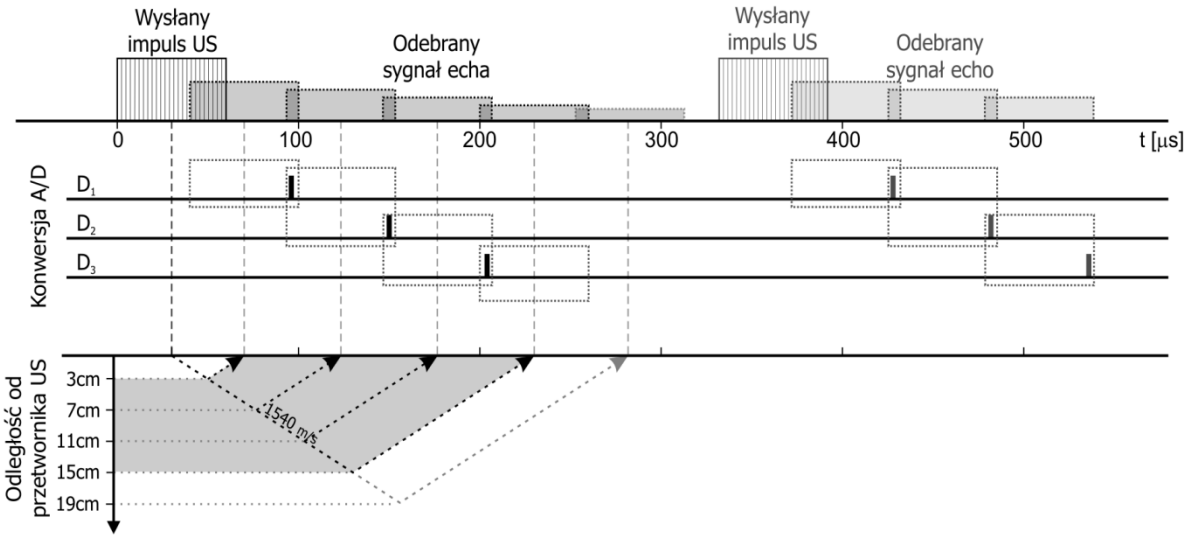
Sterowanie głębokością penetracji wiązki: Jeszcze przed doktoratem w pracy **[**E1] zaproponowano metodę dynamicznego ogniskowania wiązki ultradźwięków na określoną głębokość i grubość warstwy analizowanej, która pozwoliła skutecznie reagować na zmieniające się z uderzenia na uderzenie warunki pomiarowe. Założeniem było, aby polepszenie czy pogorszenie sygnału nie musiało się wiązać ze zmianą wymiarów czy położenia okna w trakcie ogniskowania. Stąd dla każdego uderzenia serca, pomiar jakości sygnału realizowano równolegle w dwóch przesuniętych względem siebie oknach penetracji: odniesienia i poszukującym (Ryc. 3). Analiza sygnałów z obu okien odbywa się w dwóch niezależnych torach analogowych, a porównanie jakości sygnału dla okna odniesienia i poszukującego daje odpowiedź czy wprowadzenie zmian parametrów okna polepszy ogniskowanie.

W pierwszym etapie poszukuje się głębokości, na której położone jest serce płodu poprzez stopniowe zawężanie obszaru penetracji. Później następuje śledzenie, w oparciu o minimalne okno, przemieszczeń serca wywołanych ruchami płodu lub matki. Okno poszukujące jest przesunięte o 1,5 cm głębiej względem okna odniesienia. Umożliwia to szybsze poszukiwanie, gdyż obydwa okna są równocześnie obustronnie zawężane z każdym wykrytym uderzeniem serca w krokach po około 1,5 cm. Pogorszenie się sygnału w którymkolwiek z okien jest równoznaczne z lokalizacją serca płodu w dolnej części tego okna, jeżeli jakość sygnału w oknie odniesienia jest gorsza niż w oknie poszukującym; lub w górnej części okna, gdy jest odwrotnie. Następnie skracanie okien następuje tylko z jednej strony, aż do momentu gdy serce płodu zostanie zlokalizowane w obrębie minimalnego okna o długości około 3 cm. Kolejnym etapem po znalezieniu położenia serca jest śledzenie zmian

jego pozycji wywołanych ruchami płodu. Polega ono na oscylowaniu okna poszukującego między położeniami dolnym i górnym. Przemieszczenie serca powoduje zmianę stosunku mocy sygnału dla obu ustawień okna poszukującego względem okna odniesienia. Wzrost mocy (jakości) sygnału dla danego położenia okna poszukującego ponad wartość z okna odniesienia oznacza przemieszczenie serca w danym kierunku. Za zmianą tą nadąża położenie okna odniesienia. Opracowana metoda pozwoliła na stosunkowo szybkie określenie położenia serca (w czasie od 6 do 12 uderzeń), a następnie skuteczne nadążanie za ruchami płodu.



Ryc. 3 Ogólna koncepcja opracowanej metody dynamicznego ogniskowania wiązki ultradźwięków na określoną głębokość i grubość warstwy analizowanej, oparta na dwóch oknach penetracji. Kolor światła wskazuje na jakość sygnału w danym oknie: Czerwony – słaba, Żółty – średnia i Zielony – wysoka. Sygnalizator jaśniejszy odpowiada oknu poszukującemu, a ciemniejszy oknu odniesienia **[**E1].



Ryc. 4 Odbicie fali akustycznej od obiektów znajdujących się na różnych głębokościach względem przetwornika ultradźwiękowego. Impuls fali ultradźwiękowej trwający 60 μs, rozpoczyna się w chwili t = 0 i przenika przez tkanki matki i płodu z prędkością 1540 m/s. Czas po którym odbierane jest echo zależy liniowo od głębokości obiektu odbijającego falę. Trzykrotne próbkowanie pozwala rejestrować ruchy w całym interesującym zakresie głębokości w ramach trzech zachodzących na siebie okien pomiarowych na trzech zakresach głębokości: 3 – 11, 7 – 15 oraz 11 – 19 cm **[G2]**.

Inne, jeszcze skuteczniejsze rozwiązanie autor zaproponował w pracy **[G2]**. W zaprojektowanym torze pomiarowym impuls ultradźwiękowy o długości 60 μs jest wysyłany z częstotliwością 3 kHz. Aby rejestrować informacje użyteczne, zakres głębokości, w którym może znajdować się serce płodu zawiera się pomiędzy 3 a 15 cm. Powracający sygnał po zdemodulowaniu jest trzykrotnie próbkowany, co pozwala zakres ten podzielić na trzy podzakresy (Ryc. 4). W ten sposób uzyskiwane są trzy sygnały cyfrowe o częstotliwości próbkowania 3 kHz, z których każdy odpowiada innemu zakresowi głębokości. Punkty środkowe tych zakresów, czyli miejsca o maksymalnej mocy echa dla danego zakresu, leżą na głębokościach: 7, 11 i 15 cm. Odległość od punktu środkowego, dla której moc echa spada do zera wynosi plus/minus 4 cm. Ostatecznie dysponujemy trzema zachodzącymi na siebie oknami pomiarowymi o trójkątnej charakterystyce tłumienia na głębokości: 3 – 11, 7 – 15 oraz 11 – 19 cm. Sygnały z poszczególnych okien są porównywane, a do dalszej analizy wybierany jest sygnał z tego zakresu głębokości, w którym zarejestrowano składowe częstotliwościowe związane z ruchem serca płodu. W przypadku, gdy czynność mechaniczną serca rejestrują dwa zachodzące na siebie okna, na podstawie analizy wysokości szczytu funkcji autokorelacji wybierany jest sygnał o wyższej jakości. Rozwiązanie to ogranicza

wpływ zakłóceń pochodzących od sąsiednich organów, oraz pozwala na zastosowanie szerszej wiązki ultradźwiękowej, wspomagając tym samym procedurę lokalizacji serca płodu.

Zawartość informacyjna sygnału

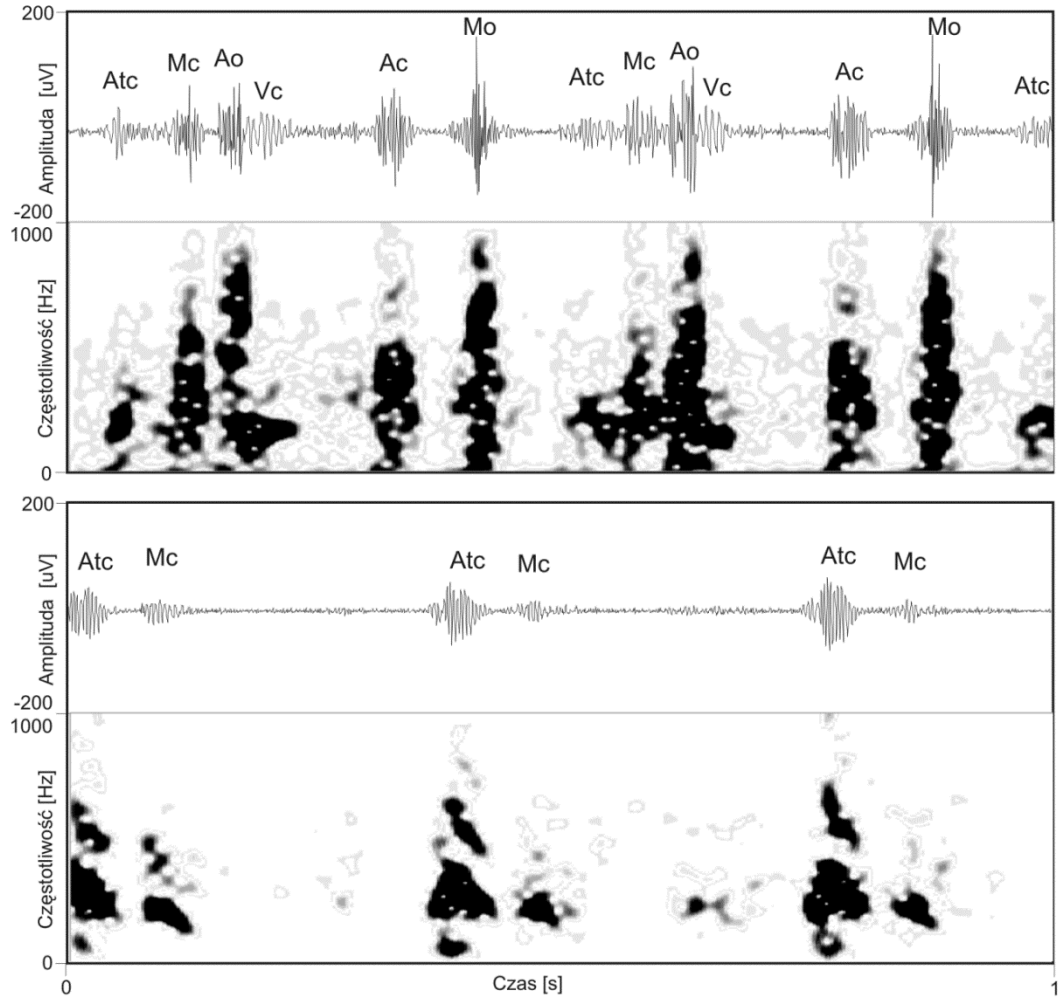
Kolejny krok po demodulacji to detekcja i filtracja dolnoprzepustowa dla uzyskania unipolarnej obwiedni sygnału dopplerowskiego, której kształt wynika głównie ze zmian prędkości poruszania się ścian i zastawek serca. Można wydzielić dwa zakresy częstotliwości dopplerowskich, które odpowiadają prędkościom poruszających się zastawek i ścian serca płodu, wynoszącym odpowiednio około 300 mm/s dla zastawek oraz 100 mm/s dla ściany. Stąd zakresy częstotliwości filtrów pasmowo-przepustowych wydzielających składowe od zastawek wynoszą 250 – 600 Hz, a od ścian 150 – 250 Hz. Ograniczenie pasma częstotliwości do 600 Hz pozwala na usunięcie niepożądanych wyższych składowych pochodzących od przepływów w naczyniach krwionośnych. Z kolei, ruchy płodu (tułowia, główki czy kończyn) wykonywane są w zakresie prędkości od 10 do 30 mm/s, czyli odpowiadają zakresowi częstotliwości dopplerowskich 20 – 80 Hz **[G3]**.

Pomiar na podstawie echa odbitego od zastawek jest bardziej dokładny, ze względu na krótszy czas trwania impulsu i bardziej wyraźne maksimum. Łatwiej jest również wydzielić poszczególne fazy cyklu pracy serca. Jednak skupienie wiązki ultradźwięków na zastawkach jest trudne, szczególnie w niskich tygodniach ciąży. Stąd sygnały częstotliwości dopplerowskich odpowiadające ruchom ściany są analizowane równolegle. Jeżeli wiązka obejmuje i ścianę i zastawki, wtedy automatycznie wybierane jest echo od zastawek.

Sygnał częstości uderzeń serca płodu wyznaczany jest na podstawie czasów trwania interwałów pomiędzy kolejnymi uderzeniami serca. Niestety analizowany sygnał obwiedni dopplerowskiej ma złożoną strukturę, wynikającą z obecności wielu składowych pochodzących od otwierania i zamykania poszczególnych zastawek oraz od ruchu ścian. Ponadto cechuje go duża zmienność kształtu spowodowana chwilowymi zmianami położenia przetwornika ultradźwiękowego w odniesieniu do poruszającego się źródła sygnału – serca płodu.

W pracach **[G4]** i [K10] autor dokonał analizy zawartości informacyjnej sygnału dopplerowskiego echa serca. Zebrano 15 zapisów (w tym 3 śródporodowe, średni czas wynosił 20 minut), obejmujących równolegle zrejestrowaną mechaniczną oraz elektryczną aktywność serca płodu. Na podstawie analizy wzrokowej sygnału dopplerowskiego oraz uwzględniając elektrokardiogram płodu klasyfikowano poszczególne paczki impulsów.

Wyróżniono sześć typów zdarzeń: skurcz ściany przedsionka – Atc, otwarcie i zamknięcie zastawki przedsionkowo–komorowej – Mo i Mc, otwarcie i zamknięcie zastawki półksiężycowej – Ao i Ac, oraz skurcz ściany komory serca – Vc, przy czym najczęściej występowały fazy Atc i Mc (Ryc. 5).



Ryc. 5 Fragment dwóch sygnałów dopplerowskich o skrajnie różnej zawartości informacyjnej wraz z odpowiadającymi im spektrogramami. W zależności od ułożenia płodu względem przetwornika pomiarowego, w sygnale można wykryć od dwóch do sześciu różnych zjawisk charakterystycznych. Spektrogramy uwidaczniają zróżnicowanie pasm częstotliwości zajmowanych przez poszczególne fazy cyklu pracy serca. Przyjęte oznaczenia: skurcz ściany przedsionka – Atc, otwarcie i zamknięcie zastawki przedsionkowo–komorowej – Mo i Mc, otwarcie i zamknięcie zastawki półksiężycowej – Ao i Ac, oraz skurcz ściany komory serca – Vc **[G4]**.

W kolejnym kroku dokonano analizy czasowo–częstotliwościowej sygnałów. Widma impulsów wywołanych ruchem ścian serca (Atc i Vc) cechuje bardzo wysoki współczynnik korelacji wzajemnej – średnio 0,98, podczas gdy dla zastawek wartość korelacji zawiera się w zakresie od 0,63 dla Ao, do 0,92 dla Mc. Niestety równie wysokie wartości współczynnika

korelacji zaobserwowano pomiędzy różnymi typami zjawisk (np. 0,93 dla Atc i Vc), co wskazuje na duże prawdopodobieństwo ich błędnej detekcji w przypadku przyjęcia tych zjawisk jako wyznaczników nowych uderzeń. Pozwala to na stwierdzenie, że opracowanie metody detekcji uderzeń serca płodu bazującej na analizie sygnału dopplerowskiego wyłącznie w dziedzinie częstotliwości może okazać się niewykonalne.

Metody wyznaczania okresowości sygnału

Analiza sygnału dopplerowskiego pod kątem identyfikacji zdarzenia jako momentu wystąpienia kolejnego uderzenia serca, na podstawie prostej detekcji szczytu impulsu odpowiadającego wybranemu zjawisku jest bardzo niedokładna. Dodatkowo wszelkie zakłócenia o odpowiednio dużej amplitudzie mogą być także identyfikowane jako kolejne uderzenia serca. Dlatego do wyznaczania sygnału częstości uderzeń serca płodu na podstawie sygnału dopplerowskiego powszechnie stosuje się techniki korelacyjne. Odległość między momentami wystąpienia maksimum podobieństwa – maksimum funkcji korelacji, jest dobrym przybliżeniem odległości kolejnych ewolucji serca. **[**E1]

Ocena korelacji wzajemnej bazuje na porównywaniu obwiedni sygnału ze wzorcem, którym jest wcześniej ustalony fragment obwiedni, odpowiadający określonej fazie cyklu pracy serca. Wraz z każdą kolejną próbką sygnału wyznaczana jest nowa wartość funkcji korelacji, określająca stopień podobieństwa wzorca z aktualnie analizowanym fragmentem sygnału o identycznej długości jak wzorzec. Wykrycie znaczącego szczytu w funkcji korelacji wzajemnej określa punkt w czasie, gdy sygnał i wzorzec są zgodne co do kształtu. Tym samym oznacza wykrycie zdarzenia odpowiadającego wystąpieniu kolejnego uderzenia serca. Następnie ustanawiany jest nowy wzorzec i cykl się powtarza. Interwał czasu pomiędzy kolejnymi zdarzeniami (uderzeniami) to zmierzony okres T_i, który po transformacji hiperbolicznej wyznacza wartość chwilową częstości uderzeń serca. Aktualizacją wzorca steruje amplituda znaczącego szczytu w funkcji korelacji – gdy jest ona zbyt niska to poszukiwany jest nowy wzorzec przy użyciu dodatkowej detekcji szczytowej. Stały wzorzec sygnału nie może być przyjęty, ze względu na duże zróżnicowanie kształtu impulsów w obwiedni dopplerowskiej.

W przypadku zastosowania metody autokorelacji, cyklicznie tworzone jest okno zawierające bieżący fragment obwiedni sygnału, obejmujący co najmniej dwa pełne cykle pracy serca. Taka długość okna powoduje, że wyznaczony interwał T_i w rzeczywistości reprezentuje wartość średnią w obrębie kilku ewolucji serca płodu. Co pewien krok

ustanawiane jest nowe okno autokorelacji i wyznaczane jest położenie dominującego szczytu, będące miarą długości interwału T_i. Stąd, każdorazowo wyznaczana funkcja autokorelacji dostarcza wartość okresowości sygnału znajdującego się w analizowanym oknie. W przeciwieństwie do korelacji wzajemnej, autokorelacja nie wykrywa momentu wystąpienia nowego uderzenia serca.

Dla prawidłowego odwzorowania sygnału FHR w całym jego zakresie bardzo istotne jest określenie co jaki czas wyznaczana jest nowa wartość chwilowa. Za fizjologicznie graniczną wartość FHR przyjmuje się 240 bpm, co odpowiada interwałowi T_i = 250 ms. Zatem, aby żaden interwał nie został utracony, kolejne wartości FHR muszą być obliczane nie rzadziej niż co 250 milisekund. W przypadku interwałów dłuższych, pojedynczy cykl pracy serca może być reprezentowany przez więcej niż jeden pomiar, co znacznie utrudnia ocenę zmienności krótkoterminowej FHR (z uderzenia na uderzenie).

Z kolei metodę korelacji wzajemnej charakteryzuje większa czułość na różnego rodzaju impulsy zakłócające, co przekłada się na zdecydowanie wyższy poziom strat sygnału FHR. Możliwy jest bowiem wybór błędnego wzorca, który w rzeczywistości jest impulsem zakłócającym, a nie fragmentem odpowiadającym określonej powtarzalnej fazie cyklu pracy serca. Impulsem zakłócającym może być także fragment sygnału obwiedni odpowiadający innej fazie cyklu pracy serca. Zaletą metody korelacji wzajemnej, w odniesieniu do techniki autokorelacji, jest redukcja obliczeń oraz możliwość rozpoznawania na bieżąco zdarzeń odpowiadających wykryciu nowego uderzenia serca. Dodatkowo wyliczana na jej podstawie zmienność rytmu serca płodu nie jest zaniżana z uwagi na efekt uśredniania właściwy autokorelacji.

Współczesną aparaturę do monitorowania czynności serca płodu cechuje niski poziom strat sygnału, zwłaszcza dla zapisów ciążowych. Jednakże pomimo ciągłego postępu technologicznego, można zaobserwować nagłe przejście na detekcję częstości uderzeń serca matki, bądź też efekt sumowania częstości płodu i matki. Dogłębna analiza tych błędów nie może być przeprowadzona w całości we wnętrzu monitora z uwagi na złożoność procedur wymagających często retrospektywnej analizy danych w czasie rzeczywistym. Prawidłowa identyfikacja i korekcja błędów jest szczególnie ważna przy wyliczaniu parametrów opisujących chwilową zmienność. Mając na uwadze, że komputerowa analiza rejestrowanych za pomocą monitora danych, powinna radzić sobie z niedostatkami aparatury przyłóżkowej, utworzono skuteczne procedury, zabezpieczające opracowane przez autora systemy do kardiotokografii komputerowej przed błędną interpretacją.

Nowy algorytm wyznaczania okresowości sygnału: Przetwarzanie wstępne sygnału dopplerowskiego po demodulacji obejmuje jego konwersję na postać cyfrową oraz wyznaczenie obwiedni. Dla zapewnienia wysokiej dokładności pomiaru okresowości, niezbędne jest uzyskanie w sygnale obwiedni wyraźnych i ostrych szczytów w funkcji autokorelacji. Stwierdzono, że najlepsze wyniki daje wyznaczenie obwiedni A(n) jako amplitudy zespolonego sygnału analitycznego $s_a(n)$, zgodnie ze wzorem:

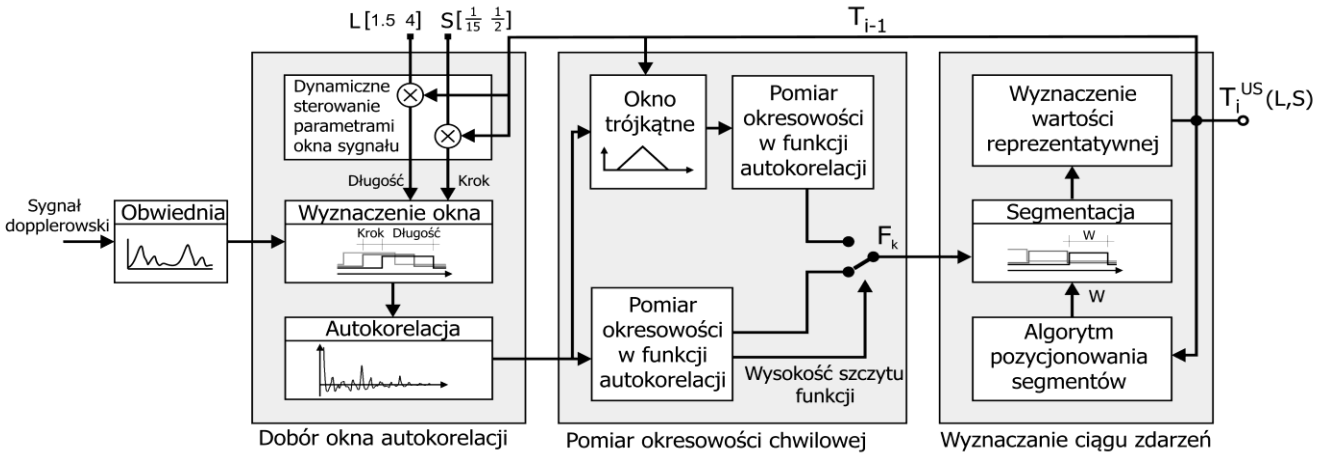
$$A(n) = |s_a(n)| = \sqrt{s^2(n) + \hat{s}^2(n)}$$

gdzie: $\hat{s}(n)$ jest transformatą Hilberta sygnału $s(n)$.

Ponieważ wyznaczanie obwiedni jest procesem ciągłym, zastosowano filtr Hilberta, zapewniający stałe przesunięcie fazowe φ=90°.

Metoda pomiaru okresowości w obwiedni, zaproponowana przez autora w pracy **[G2]**, obejmuje trzy główne etapy (Ryc. 6):

- Dynamiczny dobór parametrów okna i wyznaczenie funkcji autokorelacji,
- Wyznaczenie okresowości chwilowej oraz korekcja kształtu funkcji autokorelacji,
- Rekonstrukcja ciągu zdarzeń na podstawie pomiarów okresowości chwilowej.



Ryc. 6 Ogólny schemat blokowy zaproponowanej metody wyznaczania okresowości sygnału częstości uderzeń serca płodu, bazującej na technice autokorelacji **[G2]**.

Dynamiczny dobór parametrów okna: Okno, w którym wyznaczana jest funkcja autokorelacji $R(\tau)$ powinno być dwukrotnie dłuższe niż oczekiwany przedział czasu pomiędzy dwoma kolejnymi uderzeniami serca. Zapewnia to, że w rozpatrywanym oknie

znajdą się przynajmniej dwa odpowiadające sobie zjawiska, należące do następujących po sobie cykli pracy serca, co jest konieczne dla wyznaczenia długości interwału. Biorąc pod uwagę rozpiętość mierzalnych wartości FHR (50 ÷ 240 bpm), należy przewidzieć pomiar interwałów o długości od T_{min} = 250 ms do T_{max} = 1200 ms. Jak autor wykazał w pracy **[G2]**, stosowanie okna autokorelacji o długości trzech lub więcej cykli serca wprowadza efekt uśredniania – zmierzona w ten sposób długość okresu odpowiada uśrednionej wartości z interwałów pomiędzy uderzeniami serca, występującymi w danym oknie. To z kolei znacząco zniekształca pomiar, wpływając na obniżenie wartości zmienności krótkoterminowej FHR.

Dla zachowania dokładności pomiaru długość okna musi być dynamicznie dostosowywana do chwilowego poziomu okresowości **[G2**, K6]. Zaproponowana przez autora długość okna jest wyznaczana jako iloczyn poprzednio zmierzonej długości cyklu pracy serca i współczynnika skalującego L ($N = f(L,T_i)$). Taki sposób sterowania powoduje, że dla niskich wartości FHR okno jest wydłużane, co z kolei zwiększa znacząco nakład obliczeń potrzebnych dla wyznaczenia funkcji autokorelacji. Ten niekorzystny efekt udało się skompensować wydłużając krok przesuwania okna przy pomiarze niskich wartości FHR, a skracając przy wyższych. Podobnie krok przesuwania okna jest iloczynem interwału zmierzonego poprzednio i współczynnika skalującego S ($n = f(S,T_i)$). Badania pod kątem doboru parametrów okna przeprowadzono na bazie sygnałów FHR rejestrowanych równolegle torem ultradźwiękowym oraz przy pomocy bezpośredniego FEKG, stanowiącego wzorzec. Analizowano wpływ różnej długości okna L (w zakresie od 1,5 T_i do 4 T_i) oraz wpływ liczby repetycji funkcji autokorelacji w okresie T_i (od 2 do 15) (Ryc. 6). Oceniając odsetek pomiarów nieprawidłowych oraz błąd pomiaru okresu za optymalną wartość długości okna przyjęto 2,0 T_i, a optymalna liczba repetycji funkcji wyniosła 5 (S=1/5).

Zastosowanie adaptacyjnego sterowania parametrami okna znacząco ograniczyło niekorzystne uśrednianie okresowości sygnału, a także istotnie zmniejszyło złożoność obliczeniową algorytmu. Z kolei wielokrotny pomiar długości pojedynczego cyklu serca przyczynił się do poprawy odporności na zakłócenia pochodzące z toru pomiarowego.

Wyznaczanie okresowości chwilowej: Wyznaczenie chwilowej wartości okresowości za pomocą funkcji autokorelacji $R(\tau)$ sprowadza się do znalezienia takiej wartości przesunięcia τ (w zakresie 250 ÷ 1200 ms), dla której wartość funkcji osiąga maksimum:

$$F_k = \arg \max_{T_{min}<\tau<T_{max}} \left(R(\tau)\right)$$

Jeśli chwilowa jakość sygnału jest wysoka, maksimum funkcji autokorelacji jest wyraźne i dokładnie wskazuje chwilową okresowość sygnału. W przypadku sygnału o gorszej jakości, objawiającej się znacznie niższą wartością maksimum, zachodzi duże prawdopodobieństwo błędnego pomiaru długości cyklu – fałszywego wykrycia lokalnego maksimum. Aby temu zapobiec autor w pracy **[G2]** zaproponował metodę predykcji długości cyklu pracy serca, która po wykryciu pogorszenia się jakości sygnału (gdy szczyt funkcji autokorelacji maleje poniżej ustalonego progu R_{th}) dokonuje korekcji przebiegu funkcji autokorelacji. Następuje nałożenie okna trójkątnego o środku w punkcie $\tau = T_{i-1}$, czyli dla poprzednio wyznaczonej długości interwału, uznawanej za najbardziej prawdopodobną wartość interwału kolejnego. Powoduje to, że dla argumentów τ zbliżonych do poprzedniej długości cyklu, wysokość maksimum funkcji autokorelacji nieznacznie się zmieni, podczas gdy szczyty bardziej odległe zostaną stłumione.

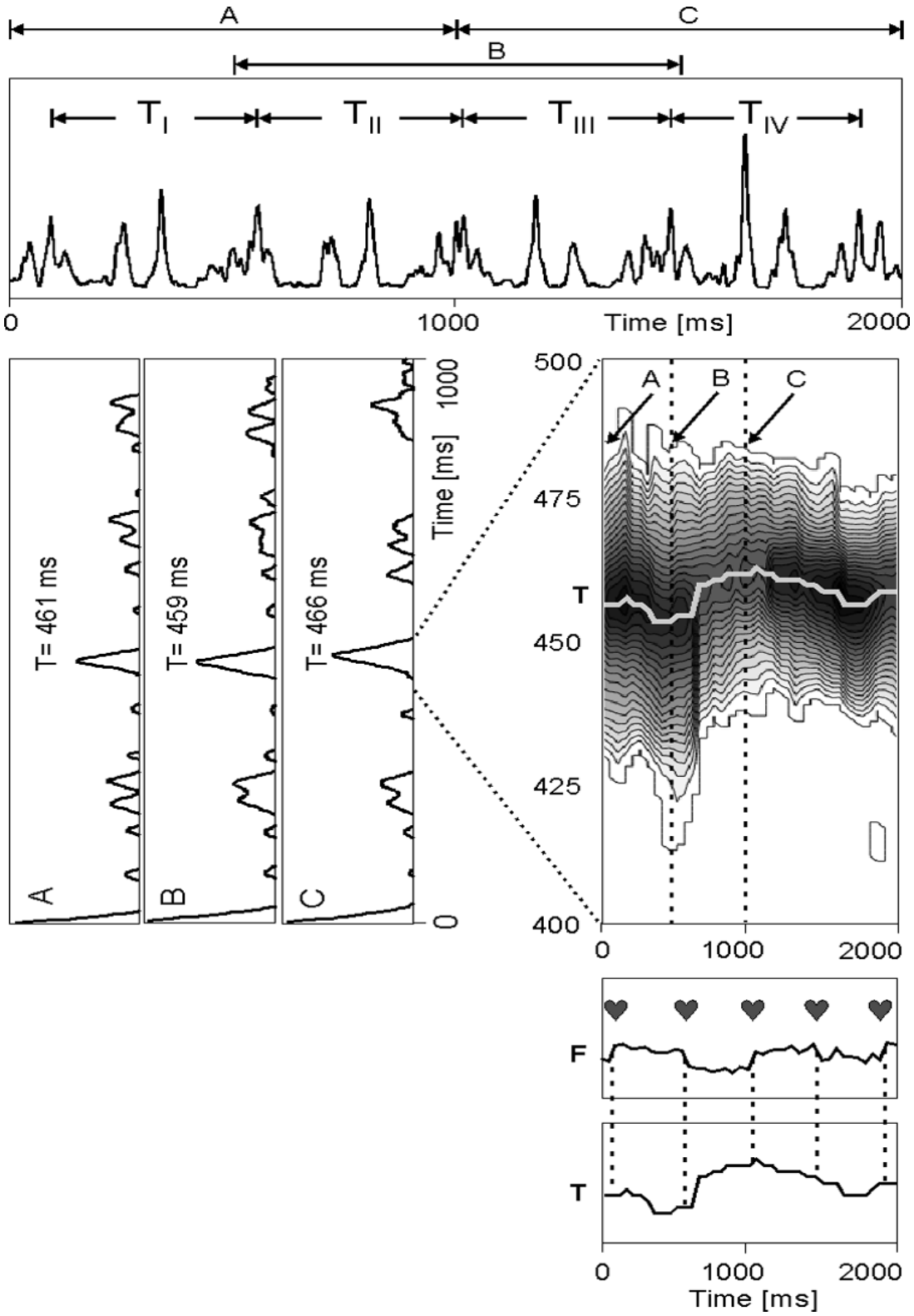
Wartość okresowości chwilowej F_k wyznaczana jest jako maksimum skorygowanej funkcji autokorelacji $R_W(\tau)$, zgodnie ze wzorem:

$$F_k = \arg \max_{T_{min}<\tau<T_{max}} \left(R_W(\tau)\right), \quad R_W(\tau) = R(\tau) \cdot \left(1 - W \cdot \left|\frac{\tau - T_{i-1}}{T_{i-1}}\right|\right)$$

gdzie: W jest parametrem sterującym szerokością okna trójkątnego.

Zauważono istotny spadek liczby nieprawidłowych pomiarów (z 4,7 do 1,7%) przy zmienianiu parametru w zakresie od 0 do 2,5 **[G2]**. Jednocześnie nieznacznie wzrósł błąd pomiaru okresu z 1,83 do 1,91 ms. Dalsze zwiększanie W powyżej 3 już nie wpływało na liczbę nieprawidłowych pomiarów, natomiast znacząco wzrastał sam błąd pomiaru. Przyjęta ostatecznie korekcja przebiegu funkcji autokorelacji dla W = 2,5 pozwoliła ponad dwukrotnie zmniejszyć liczbę pomiarów błędnych.

Rekonstrukcja zdarzeń śledząc trajektorię: Tak więc, przy użyciu funkcji autokorelacji możliwe jest wyznaczenie okresowości w rytmie pracy serca płodu jako serii pomiarów, w której pojedynczy cykl serca reprezentowany może być przez kilka wartości okresu. Ponieważ wskaźniki chwilowej zmienności rytmu serca bazują na dokładnych wartościach kolejnych interwałów, konieczny jest podział serii pomiarów okresowości na segmenty odpowiadające poszczególnym cyklom serca oraz ustalenie reprezentatywnej wartości interwału T_i dla każdego z nich. Jeszcze przed doktoratem w pracy **[**E1] autor przedstawił opracowany dedykowany algorytm, umożliwiający wyznaczenie zdarzeń odpowiadających pojawianiu się nowych uderzeń serca.



Ryc. 7 Ogólna koncepcja zaproponowanego algorytmu umożliwiający wyznaczenie zdarzeń odpowiadających pojawianiu się nowych uderzeń serca, w oparciu o śledzenie trajektorii zmian położenia szczytu funkcji autokorelacji oraz obserwacji jego amplitudy **[G1]**.

Proponowany algorytm postępowania opiera się na śledzeniu trajektorii zmian położenia szczytu funkcji autokorelacji oraz obserwacji jego amplitudy, a jego ogólną ideę

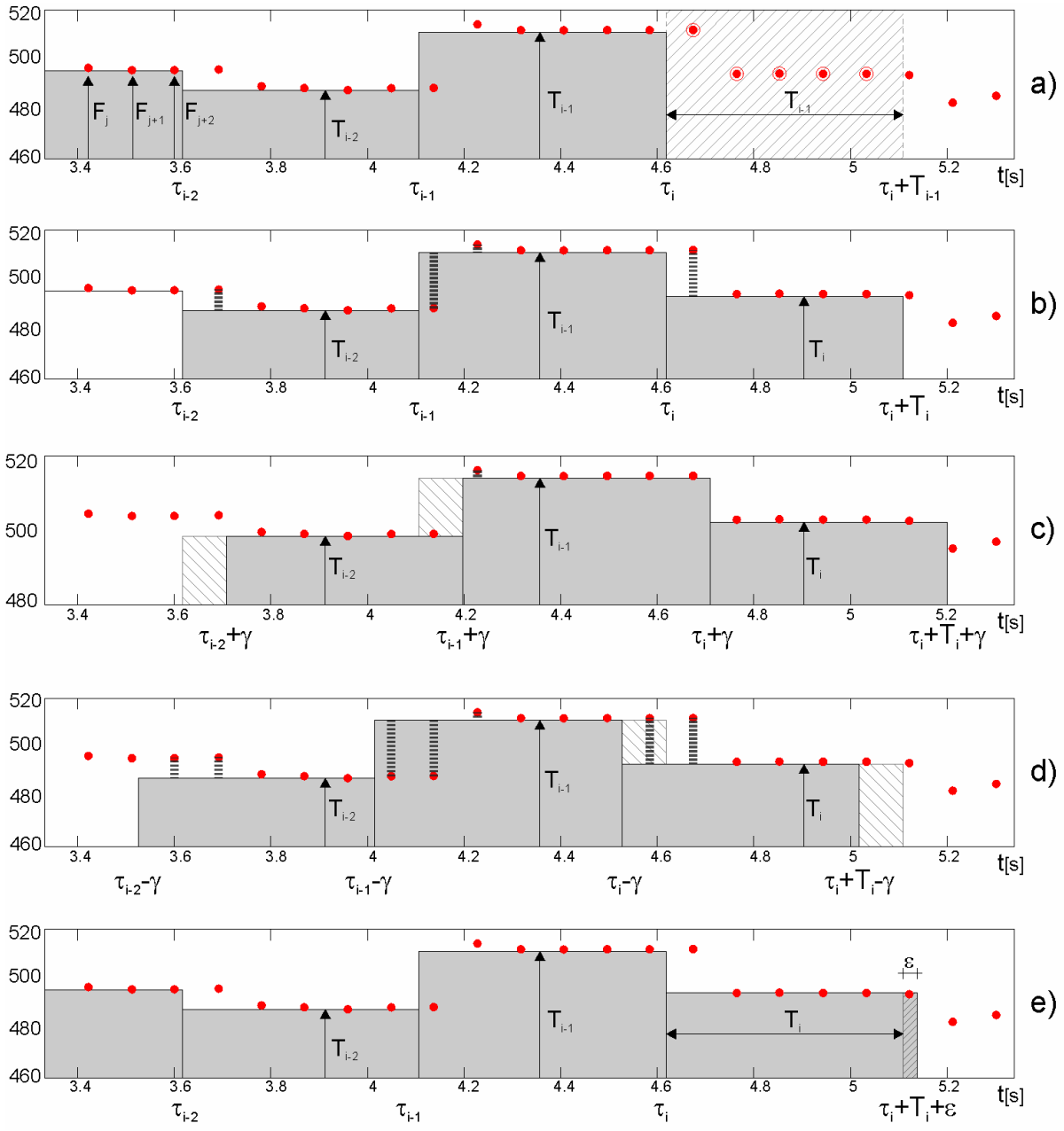
przedstawia (Ryc. 7). Jeżeli rozważamy przykładowy fragment sygnału obwiedni dopplerowskiej obejmujący cztery cykle pracy serca (T_I, T_{II}, T_{III} i T_{IV}), to poniżej obwiedni przedstawiono przykłady trzech funkcji autokorelacji, wyznaczone dla kolejnych analizowanych okien (A, B i C). Funkcja w oknie A obejmuje okresy T_I i T_{II}, funkcja w oknie B – T_{II} i T_{III}, podczas gdy funkcja w oknie C – T_{III} i T_{IV}. Zmiany położenia i amplitudy szczytów funkcji autokorelacji zobrazowano na wykresie warstwicowym, który utworzono na podstawie zbioru funkcji autokorelacji wyznaczanych co 10 ms (szczyt dominujący autokorelacji znajduje się w zakresie pomiędzy 400 ms a 500 ms). Oś pozioma jest osią czasu, oś pionowa przedstawia wartości okresów wyznaczanych w oknie autokorelacji, zaś intensywność szarości przedstawia zmianę amplitudy szczytu. Pod wykresem warstwicowym dwa wykresy przedstawiają zmiany amplitudy dominującego szczytu – F, a także trajektorię zmian położenia szczytu funkcji autokorelacji – T. Po wykryciu nagłej zmiany amplitudy, której odpowiada nowe uderzenie serca, nowa wartość okresu jest określana jako mediana z chwilowych wartości okresu, które zostały wyznaczone w przedziale czasu od poprzedniego procesu wykrywania nowego uderzenia serca.

Opracowany algorytm zapewnia reprezentację sygnału FHR jako ciąg czasowy zdarzeń. Jednakże konieczność wykrywaniu nagłej zmiany amplitudy funkcji autokorelacji, wymaga częstego jej wyznaczania w odniesieniu do długości mierzonego okresu (około 50 razy). Wady tej jest już pozbawiona nowa metoda, którą autor zaproponował w pracy **[G2]**, używająca jedynie chwilowych wartości okresowości oraz miar najlepszego dopasowania do predykowanego sygnału FHR.

Rekonstrukcja zdarzeń z adaptacyjnym dopasowywaniem lokalizacji segmentów: W pracy **[G2]** autor przedstawił nową metodę wyznaczenia ciągu zdarzeń odpowiadających pojawianiu się nowych uderzeń serca, w seriach pomiarów dostarczanych przez cykliczne wyznaczanie funkcji autokorelacji. Opracowana metoda polega na segmentacji ciągu pomiarów z adaptacyjnym dopasowywaniem lokalizacji poszczególnych segmentów do wartości ciągu pomiarów, w oparciu o zasadę „przesuń i sprawdź”. Ideą działania algorytmu jest to, aby w ramach jednego segmentu znalazły się pomiary o jak najbardziej zbliżonych wartościach, co zapewnia najlepsze dopasowania do predykowanego sygnału FHR.

W odróżnieniu do poprzednio omawianej metody, segmenty odpowiadające kolejnym uderzeniom serca ustanawiane są na podstawie wartości pomiarów okresowości chwilowej F_k, wyznaczanej średnio 5 razy w ramach jednego okresu **[G2]**. Ogólna idea segmentacji bazuje na wyznaczaniu wartości i-tego okresu T_i, jako mediany serii pomiarów we wcześniej

określonym przedziale czasu – segmencie od τ_i do τ_i+T_{i-1}. Taka wartość T_i określa znacznik czasowy początku następnego przedziału $\tau_{i+1} = \tau_i+T_i$. Jednakże wyniki zależą ściśle od wybranego punktu startowego, co powoduje przesunięcie fazowe segmentów w stosunku do pomiarów okresowości – F_k (Ryc. 8a).



Ryc. 8 Graficzna ilustracja metody „przesuń i sprawdź". Wykres (a) przedstawia w jaki sposób obliczany jest nowy czas trwania cyklu serca. Wykresy kolejne (b), (c), i (d) przedstawiają wprowadzone przesunięcia, odpowiednio o: 0, γ, –γ. Średnia z bezwzględnych różnic pomiędzy wartościami F_k a odpowiadających im wartościom interwałów T_i okazuje się najmniejsza przy przesunięciu o γ, (wykres (c)), stąd do długości wyznaczanego interwału wprowadzana jest korekcja ε = +γ/4, co przedstawia wykres (e) **[G2]**.

Aby uniezależnić się od przypadkowego doboru punktu startowego dla kolejnych uderzeń serca, wprowadzono algorytm korekcji wyznaczonej pozycji (fazy) uderzenia. Za każdym razem nową wartość początku segmentu ustala się metodą „przesuń i sprawdź". Polega ona na nieznacznych zmianach długości segmentu, tak by jak najlepiej dopasować zmiany wartości w danej serii pomiarów okresowości chwilowej F_k do zmian wartości w wynikowym sygnale T_i. Czynność tę wykonuje się za każdym razem dla trzech ostatnich segmentów, a stopień dopasowania określa średnia z bezwzględnych wartości różnic między wartościami T_i przypisanymi do rozpatrywanych segmentów, a chwilowymi wartościami okresowości F_k w obrębie tych segmentów. W przypadku gdy dla danego przesunięcia wyliczona różnica jest najmniejsza, następuje odpowiednia korekcja fazy dla znacznika czasu początku następnego przedziału.

Działanie algorytmu przedstawia Ryc. 8, a jego poszczególne etapy są następujące:
Warunki początkowe: $\tau_1 = 0$, $T_0 = F_1$.

1° Wyznaczenie T_i, jako mediany z pomiarów F_k wykonanych w przedziale czasu $\tau_i \div \tau_i+T_{i-1}$.

2° Obliczenie średniej z bezwzględnych wartości różnic pomiędzy wartościami T_i, T_{i-1}, T_{i-2}, a odpowiadającymi im wartościami F_k, wyznaczonymi w przedziale czasu (τ_{i-2}, τ_i+T_i) dla przesunięć $\gamma = 0$, –Step, Step, gdzie Step oznacza czas pomiędzy kolejnymi pomiarami okresowości F_k.

3° Jeśli dla danego przesunięcia γ uzyskana różnica jest najmniejsza, to następuje korekcja o wartość $\varepsilon = 0.25 \cdot \gamma$.

4° Wyznaczenie czasu rozpoczęcia kolejnego interwału $\tau_{i+1} = \tau_i + T_i + \varepsilon$.

5° Przyjęcie i = i+1 oraz przejście do obliczeń dla nowego interwału (powrót do punktu 1°).

Przeprowadzone przez autora badania wykazały, że opracowana metoda pomiaru zapewnia reprezentację sygnału FHR jako ciągu czasowego zdarzeń, który jest identyczny z wyznaczonym na bazie elektrokardiogramu. Dzięki temu odsetek błędnych pomiarów jest znacznie niższy, zaś dokładność pomiarów okresowości jest wyższa niż dla poprzednio proponowanych metod.

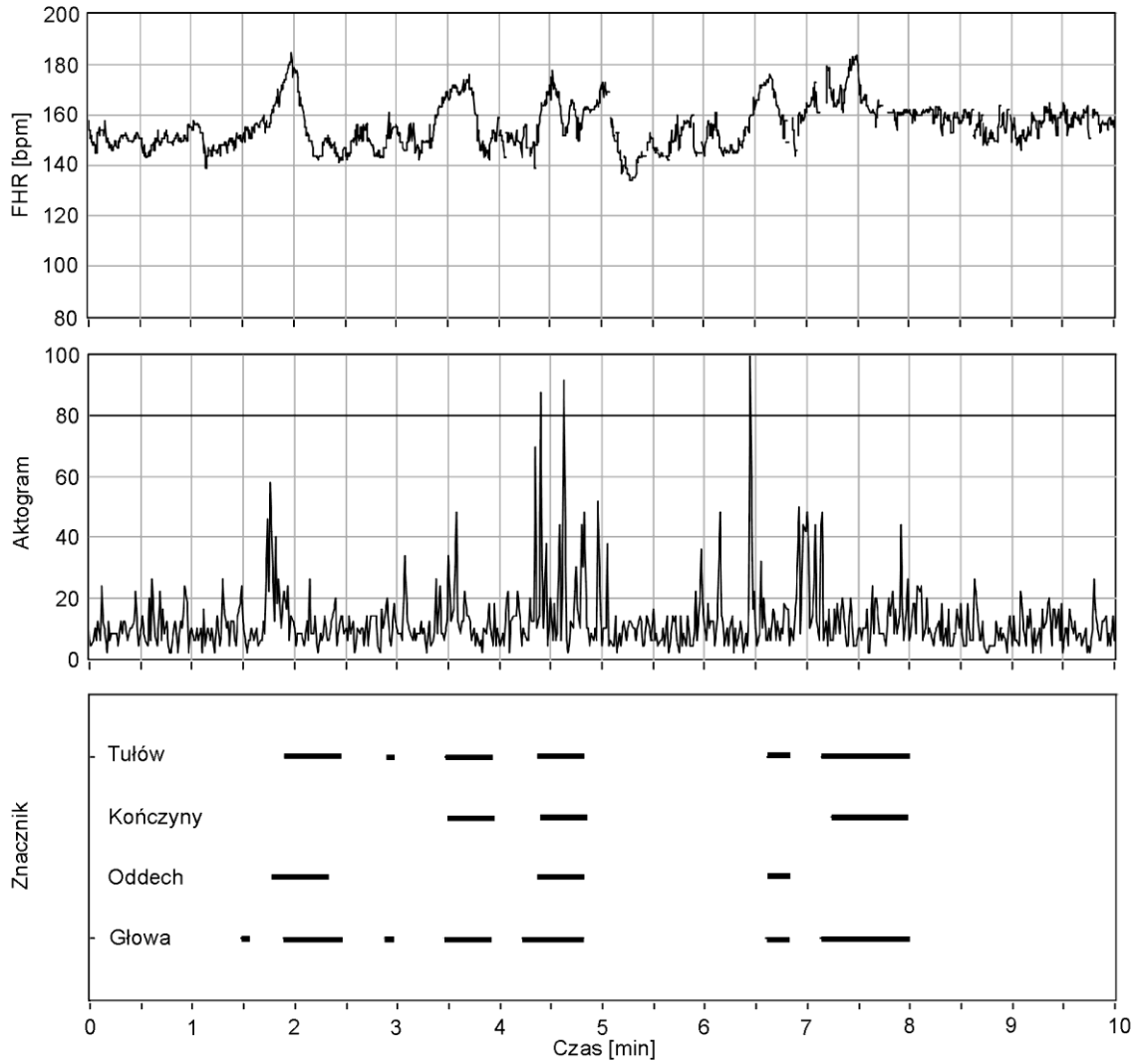
Algorytm wykrywania aktywności ruchowej płodu

Informacja o aktywności ruchowej płodu jest istotna dla całościowej oceny stanu płodu, ponieważ pozwala zweryfikować oceny niereaktywne, czyli przypadki, gdy aktywności ruchowej płodu nie towarzyszą zjawiska akceleracji w sygnale częstości uderzeń serca płodu. Najprostszym sposobem pozyskania informacji o ruchach płodu jest ich sygnalizacja przez matkę za pomocą dwustanowego zadajnika. Moment, w którym pacjentka odczuwa ruch płodu jest zaznaczany na papierowym oraz elektronicznym zapisie sygnałów. Technika ta jest jednak subiektywna i uzależniona od wielu czynników, jak: wiek ciążowy, ilość wód płodowych czy wielkość płodu. Według doniesień literaturowych matka odczuwa jedynie około 30% ruchów płodu **[G3]**. Miarodajne określenie zarówno typu jak i intensywności ruchu płodu jest możliwe w podglądzie ultrasonograficznym. Jednak ze względu na wysoki koszt aparatury oraz duże obciążenie czasowe dla personelu medycznego, podgląd USG wykonywany jest sporadycznie – standardowo raz w każdym trymestrze ciąży.

Kardiotokografy nowej generacji są w stanie rejestrować aktywność ruchową płodu poprzez dodatkowe przetwarzanie dopplerowskiego sygnału ultradźwiękowego, który zasadniczo służy do wyznaczania FHR. Składowe pochodzące od pracy serca płodu zawierają się w przedziale wyższych częstotliwości dopplerowskich, odpowiednio od 150 do 250 Hz dla ścian serca oraz od 250 do 600 dla zastawek serca płodu. Z kolei ruchy płodu, których prędkości wynoszą od 1 do 3 cm/s, odpowiadają zakresowi częstotliwości dopplerowskich $20 \div 80$ Hz. Wynikiem analizy tego zakresu jest tzw. aktogram ciągły, który obrazuje chwilową intensywność ruchową płodu w znormalizowanej skali $0 \div 100$ jednostek. Aktogram binarny, który reprezentuje moment wystąpienia i czas trwania ruchów płodu, jest wyznaczany przez zastosowanie odpowiedniego progu detekcji. Na Ryc. 9 pokazano fragment krzywej FHR oraz aktogramu, wraz z rozpoznanymi przez lekarza w podglądzie USG ruchami płodu, z podziałem na ruchy tułowia, kończyn, głowy oraz ruchy oddechowe.

W pierwszym etapie badań dotyczących rejestracji i analizy sygnału aktywności ruchowej autor dokonał oceny przydatności aktogramu ciągłego, dostarczanego przez dostępny na rynku monitor [E4]. Sprawdzono również jakiego rodzaju ruchy płodu mogą zostać wykryte w oparciu o aktogram. Do badań wykorzystano kardiotokograf z funkcją monitorowania ciąży bliźniaczej oraz dwa ultrasonografy. Zastosowanie dwóch ultradźwiękowych torów pomiarowych dla monitowania jednego płodu zapewniło ciągłą rejestrację także w wypadku straty sygnału w jednym z torów. Z kolei jeden z aparatów USG posłużył do obrazowania górnej części ciała płodu, gdzie lekarz obserwował ruchy głowy,

kończyn górnych i przepony. Zaś drugi aparat służył do obrazowania dolnej części ciała płodu, obejmującej ruchy tułowia i kończyn dolnych. Obserwacja przepony dostarczała informacji o występowaniu ruchów oddechowych. Sygnał FHR wraz aktogramem z kardiotokografu oraz znaczniki z sygnalizatora, którym lekarz określał rodzaj ruchu, były dostarczane do karty akwizycji danych współpracującej z laptopem. Wiarygodność analizy obrazów USG pod kątem rozpoznania ruchów płodu w czasie monitorowania została zwiększona przez wprowadzenie analizy retrospektywnej. Dwa magnetowidy rejestrowały obrazy z aparatów USG, wraz z podawanym na ich wejścia audio sygnałem synchronizacji czasowej, generowanym z karty akwizycji danych.



Ryc. 9 Dziesięciominutowy fragment syganłu FHR (w rozdzielczości 2 cm/min) dla ciąży fizjologicznej wraz z sygnałem chwilowej intensywności ruchów płodu – aktogramem. Poniżej, różne rodzaje aktywności ruchowej rozpoznane przez lekarza w podglądzie ultrasonograficznym [K33].

W zebranych 20 zapisach (łącznie 10 godzin) maksymalną zgodność ruchów płodu wykrytych w aktogramie z ruchami rozpoznanymi w podglądzie USG uzyskano dla progu detekcji na poziomie 15 jednostek [E4]. Ruchy oddechowe, ze względu na ich stosunkowo małą amplitudę i szybkość, nie były widoczne w sygnale aktogramu. Generalnie, skuteczność detekcji wszystkich zarejestrowanych ruchów płodu wyniosła 54%, przy czym dla ruchów długotrwałych (o czasie trwania powyżej 15 s), stanowiących 37,6% przypadków, skuteczność była wyższa i wyniosła 70%. Lepsze rezultaty uzyskano w przypadku ruchów złożonych z co najmniej dwóch rodzajów ruchu (z wyłączeniem ruchów oddechowych). Wszystkie tego typu ruchy rozpoznawano ze skutecznością 57%, podczas gdy długotrwałe ruchy złożone wykrywano z 80% skutecznością. Odnosząc otrzymane rezultaty do faktu, iż matka odczuwa jedynie 30% ruchów płodu, można było stwierdzić, że sygnał aktogramu jest skutecznym narzędziem dla detekcji ruchów płodu.

Ostatecznie uznano, że sygnał aktogramu w postaci ciągłej nie dostarcza żadnej dodatkowej informacji o aktywności ruchowej płodu. Dla oceny zapisu istotne jest zaznaczenie momentu wystąpienia i czasu trwania epizodów aktywności ruchowej, a tego typu informację reprezentuje jedynie aktogram binarny. Jednak jego wyznaczanie z zastosowaniem stałego progu detekcji, jak ma to miejsce w aktualnie stosowanych kardiotokografach, nie jest optymalne. Zarówno amplituda aktogramu ciągłego we fragmentach odpowiadających aktywności ruchowej, jak i poziom tła pomiędzy epizodami ruchowymi mogą mocno się różnić w poszczególnych zapisach. Stąd też, kolejne badania autora w pracy **[G3]** dotyczyły opracowania algorytmu dla skutecznej detekcji ruchów płodu opartej na analizie aktogramu ciągłego, pod katem zastosowania w szpitalnej aparaturze monitorującej.

Zebrano bazę jedenastu sygnałów dopplerowskich o standaryzowanym czasie trwania wynoszącym 20 minut. Sygnały rejestrowano równolegle ze znacznikiem ruchów płodu postrzeganych przez matkę, który pełnił rolę źródła informacji odniesienia. Nie rejestrowano równolegle obrazu USG, jak miało to miejsce we wcześniejszych badaniach, ze względu na brak zgody komisji etycznej na przeprowadzenie długoczasowych podglądów USG. Aby zwiększyć wiarygodność informacji o ruchach sygnalizowanych przez pacjentki, były one monitorowane w jednoosobowym pokoju, z ograniczeniem bodźców zewnętrznych, pod kontrolą personelu medycznego. Opracowano dedykowaną procedurę przygotowania informacji odniesienia w oparciu o wstępną analizę czasów trwania ruchów sygnalizowanych. Zaobserwowano, że zdecydowanie dominują ruchy krótsze niż dwie sekundy. Wprowadzono więc procedurę łączenia ze sobą znaczników, których odległość była nie większa niż ustalony

empirycznie okres 5 s. W ten sposób uzyskano bazę 142 referencyjnych ruchów płodu (o łącznym czasie trwania 729 sekund).

W opracowanym przez autoraalgorytmie próg detekcji jest adaptacyjnie modyfikowany w zależności od charakterystyki aktualnie analizowanego fragmentu sygnału wejściowego. Istotną cechą algorytmu jest wykluczenie z analizy tych fragmentów aktogramu, którym towarzyszą straty w równolegle wyznaczanym sygnale FHR. Brak możliwości wyznaczenia wartości FHR najczęściej oznacza, że wiązka emitowanej fali ultradźwiękowej nie obejmuje ciała płodu. Zmiana wzajemnego położenia płodu i przetwornika ultradźwiękowego może być spowodowana ruchami matki lub płodu.

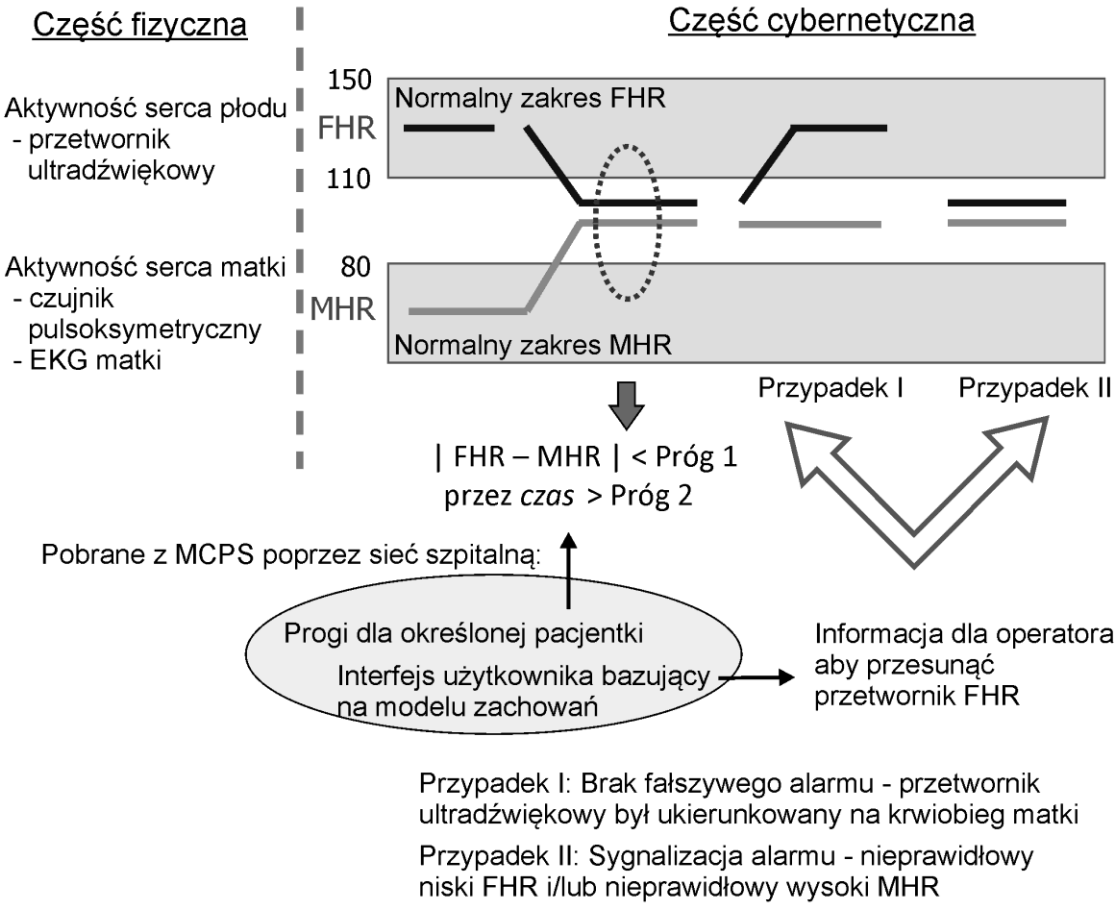
Wartość progu detekcji jest wyznaczana co sekundę, w oparciu o wartości maksymalne wyznaczone dla aktualnego i wcześniejszych jednosekundowych fragmentów aktogramu ciągłego, zapamiętanych w buforze o ustalonej długości. Wartość progu detekcji odpowiada połowie wartości średniej arytmetycznej dla ustalonej liczby największych wartości zgromadzonych w buforze. Długość bufora oraz liczba analizowanych największych wartości, określona przez procent długości bufora – zakres wartości maksymalnych, to parametry algorytmu. Kolejnym parametrem jest próg minimalny, ustalony powyżej wartości szumu – 10 jednostek, który jest ustawiany w danej sekundzie, jeśli wyznaczona wartość progu jest mniejsza, oraz na początku zapisu do momentu zapełnienia bufora. Jeśli liczba próbek aktogramu ciągłego, przekraczających próg detekcji jest wyższa od ustalonej szerokości granicznej, to w tej sekundzie ustawiany jest znacznik ruchu płodu.

Autor przeprowadził szereg eksperymentów, w których zmieniano parametry algorytmu i wyznaczano jego skuteczność zarówno w odniesieniu do liczby jak i czasu trwania ruchów sygnalizowanych przez matkę. Ze względu na niedoskonałość przyjętego wzorca wprowadzono dodatkowy pięciosekundowy zakres dopuszczalnego przesunięcia pomiędzy znacznikiem wzorcowym a tym wyznaczonym automatycznie przez algorytm.

Wraz ze wzrostem liczby wykrytych ruchów rosła również liczba wykrytych ruchów nadmiarowych oraz ich czasów trwania. Stwierdzono, że najlepsze wyniki zapewniają: długość bufora = 120 s, zakres wartości maksymalnych = 25%, próg minimalny = 9 jednostek, szerokość graniczna = 14 próbek **[G3]**. Takie parametry zapewniły detekcję aż 121 (85%) ruchów sygnalizowanych przez matkę, oraz ograniczenie liczby ruchów nadmiarowych do 95 (67%). Stosując algorytm klasyczny ze stałym progiem detekcji równym 19 jednostek, przy tej samej skuteczności detekcji wykryto 130 ruchów nadmiarowych.

Rozpoznawanie koincydencji rytmu serca matki i płodu

Powszechnie stosowana ultradźwiękowa technika rejestracji częstości uderzeń serca płodu wykazuje dużą wrażliwość na zakłócenia pochodzące od aktywności ruchowej płodu, ruchu ciężarnej, ale również od pulsowania krwi (z częstością uderzeń serca matki) w łożysku i żyle pępowinowej gdzie łączą się krwiobiegi matki i dziecka. Dwie pierwsze przyczyny z reguły powodują powstawania epizodów straty sygnału. Straty sygnału są stosunkowo łatwe do wykrycia, więc odpowiadające im fragmenty sygnału są w analizie pomijane. Znacznie bardziej skomplikowany jest przypadek, gdy w wyniku nieprawidłowego ułożenia przetwornika nagle zaczyna być rejestrowany sygnał czynności serca matki zamiast płodu.



Ryc 10 Rozpoznawanie zjawiska koincydencji częstości uderzeń serca matki i płodu w oparciu o dodatkowy pomiar częstości uderzeń serca matki (ang. MHR), które ułatwia wyróżnienie dwóch przypadków: I - fałszywy alarm nie został zasygnalizowany, oraz II – rzeczywista sytuacja alarmowa została rozpoznana **[G5]**.

W późniejszej ilościowej analizie sygnału bardzo trudno jest rozpoznać ten błędny pomiar, który może prowadzić do fałszywej interpretacji wykrytych zjawisk. W dalszej konsekwencji powoduje to błędne wykrycie sytuacji alarmowej, zarówno fałszywie pozytywnej (wykrycie zjawisk wskazujących na zły stan płodu np. ciężkiej bradykardii lub przedłużonej deceleracji, gdy rzeczywisty stan płodu jest dobry), jak i fałszywie negatywnej (wskazanie prawidłowej czynności serca płodu nawet w krańcowej sytuacji – przy wewnątrzmacicznym obumarciu płodu).

Problem ten może zostać skutecznie rozwiązany w oparciu o wykorzystanie technologii Medical Device Plug–and–Play (MDPnP), która umożliwia wymianę informacji z różnych czujników pomiarowych, często dla wzajemnej weryfikacji rejestrowanych sygnałów [**G5**]. Dla opisywanego przypadku autor w pracy **[G5]** zaproponował metodę wykrywania koincydencji częstości uderzeń serca matki MHR i płodu FHR, poprzez rejestrację rytmu matki za pomocą dodatkowego czujnika pulsoksymetrycznego. Zwykle sygnał FHR zmienia się w przedziale od 110 do 150 bpm, podczas gdy rytm matki nie przekracza 80 (Ryc. 10). W przypadku gdy sygnały FHR i MHR różnią się o mniej niż przyjęta wartość progowa, a stan ten utrzymuje się przez ustalony czas, to system informuje o konieczności przemieszczenia przetwornika ultradźwiękowego. Jeśli po podjętej akcji mierzona wartość FHR znajdzie się w prawidłowym zakresie, to oznacza że wcześniej przetwornik błędnie rejestrował rytm pracy serca matki i nie ma potrzeby alarmowania. Jeśli zaś wartość FHR dalej utrzymuje się na poziomie wartości MHR to może oznaczać, że przetwornik jest prawidłowo ukierunkowany na serce płodu, ale częstość uderzeń jego serca jest nieprawidłowa – zbyt niska, a to wymaga sygnalizacji sytuacji alarmowej. Biorąc pod uwagę, że zakresy zmian wartości MHR oraz FHR mogą zależeć od tygodnia ciąży oraz osobniczych cech danej pacjentki, dopuszczalny próg może być ustalany indywidulnie w oparciu o informacje pobrane z bazy szpitalnej w ramach proponowanej architektury MCPS (ang. Medical Cyber-Physical System).

Dla pomiaru rytmu serca matki, jako sygnału dodatkowego do wykrywania jego koincydencji z sygnałem FHR, autor przebadał trzy różne warianty czujników:

- czujnik dodatkowy jako pulsoksymetr transmisyjny na palcu matki wymagający dodatkowej aplikacji przez pacjentkę,
- czujnik niewidoczny dla pacjentki (zgodnie z wytycznymi MCPS) jako pulsoksymetr refleksyjny wbudowany w przetwornik TOCO do pomiaru aktywności skurczowej,
- czujnik nieuciążliwy dla pacjentki (zgodnie z wytycznymi MCPS) jako dotykowe elektrody do pomiaru EKG pacjentki wbudowane na przykład w przetwornik US,

wraz z inteligentnym algorytm do epizodycznego pomiar MHR w momencie podejrzenia o koincydencję poprzez przyłożenie ręki pacjentki do elektrod.

Powyższe trzy rozwiązania mają zalety i wady. Czujnik pulsoksymetryczny zakładany na palec jest uciążliwy dla pacjentki, gdyż pomimo pracy bezprzewodowej ogranicza swobodne ruchy. Ponadto czujnik ten musi być okresowo ładowany i każdorazowo oddzielnie uruchomiany. Zaletą jest ciągły pomiar sygnału MHR dobrej jakości a także dodatkowo sygnału utlenowania krwi matki. Rozwiązanie to może się sprawdzić się głównie w warunkach szpitalnych. W drugim rozwiązaniu umieszczenie czujnika w sondzie TOCO eliminuje problem ograniczonej swobody ruchu ręką czy dodatkowego ładowania i uruchomiania. Jednakże konieczność zastosowania refleksyjnej metody pomiaru z uwagi na miejsce pomiaru – brzuch pacjentki sprawia, że pozyskujemy sygnał o niższej jakości niż rejestracja z palca metodą transmisyjną, szczególnie podczas ruchu pacjentki czy skurczy macicy. Trzecie rozwiązanie proponuje elektrody dotykowe na przetworniku ultradźwiękowym umożliwiające epizodyczna rejestrację sygnału EKG matki poprzez dotknięcie tych pól przez pacjentkę. Z sygnału EKG wyznaczany jest MHR matki. Zaletą jest brak dodatkowego czujnika jak w poprzednich rozwiązaniach czy wymóg sondy TOCO. Wadą jest konieczność okresowego dotykania elektrod, stąd bardzo istotny jest algorytm, który sygnalizuje pacjentce konieczność podjęcia tej akcji tylko wówczas gdy zachodzi podejrzenie o możliwość rejestracji przez ultradźwiękowy przetwornik rytmu serca matki zamiast płodu. Algorytm na bieżąco analizuje zmienność sygnału FHR, sprawdza czy nagła zmiana FHR (z reguły obniżenie) jest możliwa z punktu widzenia fizjologii pracy serca, bądź czy jest to błąd aparatu i nagły przeskok na rejestrację MHR. To podejrzenie o błąd jest sygnalizowane przez urządzenie co z kolei wymaga dotknięcia elektrod EKG przez pacjentkę. Rozpoczęcia rejestracji sygnału MHR uruchamia algorytm wykrywający koincydencję rytmu serca płodu i matki.

Opracowany algorytm do rozpoznawania koincydencji MHR i FHR przedstawiono poniżej. Dane wejściowe algorytmu to wektor N = 5 ostatnich par wartości FHR_i, i odpowiadającym im wartościom MHR_i , dla których wyznaczana jest średnia rozbieżność e_k:

$$e_k = \frac{1}{N}\sum_{i=k-N}^{k}|FHR_i - MHR_i|$$

gdzie: e_k – średnia rozbieżność dla k-tej wartości FHR, FHR_i, – wartości FHR dostarczane przez kardiotokograf, MHR_i – wartości dostarczane przez czujnik dodatkowy, odpowiadające czasowo wystąpieniom FHR_i

Następnie wyznaczone są wartości rozbieżności w_k, :

$$w_k = \begin{cases} 1, & e_k > V_k \\ 0, & e_k \leq V_k \end{cases}$$

gdzie: V_k – zmienny próg akceptacji wyznaczany jako:

$$V_k = \alpha \cdot \max(V_k^{FHR}, V_k^{MHR})$$

gdzie: α jest współczynnikiem skalującym o wartości 0,4, V_k^{FHR}, V_k^{MHR} – progi akceptacji dla FHR i MHR wyznaczone jako:

$$V_k^{FHR} = |\max_{k-N \leq i \leq k}(FHR_i) - \min_{k-N \leq i \leq k}(FHR_i)|$$

$$V_k^{MHR} = |\max_{k-N \leq i \leq k}(MHR_i) - \min_{k-N \leq i \leq k}(MHR_i)|$$

Bazując na klasyfikacji rozbieżności w_k z (2) moment wystąpienia koincydencji C_k określany jest jako:

$$C_k = \begin{cases} 1, & \sum_{i=k-M}^{M} w_i > \beta \cdot M \\ 0, & \sum_{i=k-M}^{M} w_i \leq \beta \cdot M \end{cases}$$

gdzie: M=10 szerokość okna weryfikującego, β – współczynnik akceptowalności równy 0,6

Jeżeli wykryto koincydencje $C_k=1$ to pacjentka zostaje poinformowana o konieczności zmiany położenia przetwornika ultradźwiękowego. Jeżeli koincydencja zaniknie to oznacza, że błędnie rejestrowano sygnał MHR zamiast FHR, zaś fragment FHR z koincydencją jest zaznaczany, jako strata sygnału a tym samym jest wykluczony z analizy, aby nie generować fałszywych alarmu.

Ostatecznie znacznik *Error* wyznaczany jest następująco:

$$C_k \equiv 1 \quad \Rightarrow \quad \bigvee_{i=k-M}^{M} FHR_i := Error$$

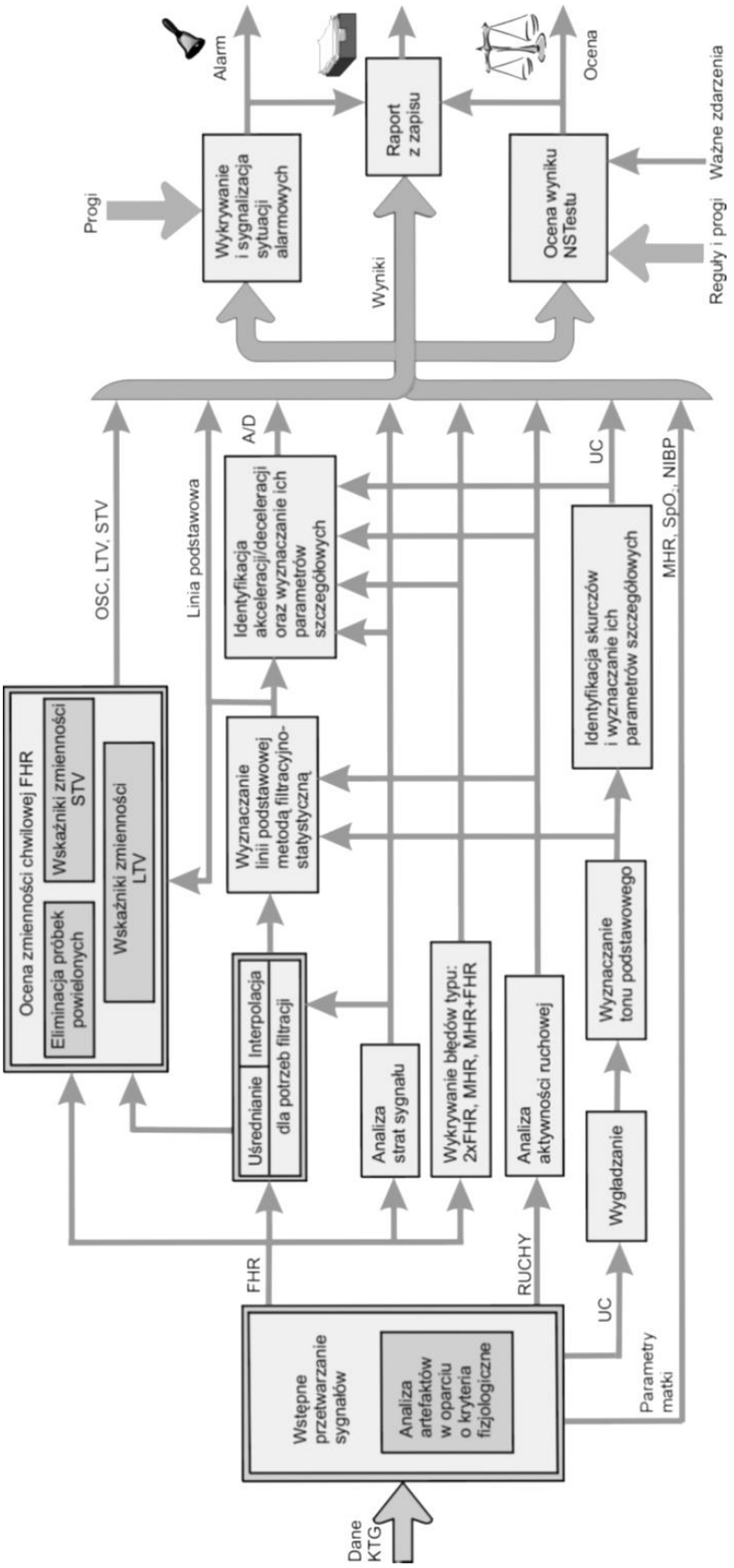
W przeciwnym przypadku chodziło o rzeczywiste obniżenie rytmu serca płodu, stąd dany fragment FHR podany zostaje analizie i jeżeli nastąpi wykrycie przekroczenia zadanych progów (w odniesieniu do zjawiska bradykardii czy deceleracji) to pojawi się stosowny alarm.

Analiza sygnału częstości uderzeń serca płodu

W komputerowych systemach monitorowania płodu metody analizy sygnału częstości uderzeń serca płodu w dziedzinie czasu mają szczególne znaczenie. Sygnał FHR charakteryzują dwie zasadnicze cechy: podstawowa częstość uderzeń serca płodu oraz zmienność częstości serca płodu. Krzywa obrazująca przebieg podstawowej częstości serca płodu w czasie jest określana jako linia podstawowa. W 1986 roku komisja FIGO podała definicję linii podstawowej, która brzmi: „Linią podstawową częstości serca płodu jest średni poziom częstości serca płodu, gdy jest ona stabilna, tzn. w czasie gdy nie ma akceleracji lub deceleracji. Jest ona określana w przedziale czasowym od 5 do 10 min i wyrażana w uderzeniach na minutę."

Istnieje wiele różnych sposobów klasyfikacji zmienności częstości serca, z których żadna nie jest w pełni zadowalająca, a przedstawiony poniżej podział bazuje na zależności czasowej **[**E2]:

- Zmiany podstawowej częstości uderzeń serca płodu. Obejmują one wolno powstające i dłużej utrzymujące się zmiany częstości serca, określane jako obniżenie lub wzrost częstości podstawowej, a gdy zmiany te przekroczą określone granice, określane są jako bradykardia i tachykardia.
- Zmiany częstości uderzeń serca płodu o określonym kierunku, tj. chwilowe przyspieszenia lub zwolnienia, określane jako akceleracje i deceleracje.
- Krótkotrwałe zmiany częstości uderzeń serca płodu, określane jako zmienność chwilowa. Zmienność ta dzieli się na dwa typy: zmiany czasu trwania następujących po sobie cykli pracy serca (zmienność krótkoterminowa lub zmienność z uderzenia na uderzenie), oraz okresowe wahania zmienności z uderzenia na uderzenie w zakresie kierunku i wartości (zmienność długoterminowa).



Ryc. 11 Ogólna struktura procedury do automatycznej analizy kardiotokogramu obejmującego sygnały częstości uderzeń serca płodu, czynności skurczowej macicy i aktywności ruchowej płodu **[**E2].

Zmienność częstości podstawowej oraz zjawiska akceleracji i deceleracji często są określane jako parametry opisujące wolnozmienne składowe zmienności FHR.

Ogólną strukturę procedury do automatycznej analizy kardiotokogramu przedstawia Ryc. 11. Zakres automatycznej analizy częstości uderzeń serca płodu obejmuje:

- wyznaczenie linii podstawowej FHR,
- wykrywanie bradykardii i tachykardii,
- rozpoznawanie akceleracji i deceleracji, ich klasyfikację oraz pomiar amplitudy, czasu trwania i powierzchni,
- określanie wzajemnej relacji pomiędzy deceleracjami a czynnością skurczową, oraz pomiędzy akceleracjami a aktywnością ruchową płodu,
- ocenę chwilowej zmienności FHR za pomocą zestawu wskaźników opisujących zmienność długoterminową lub zmienność bezpośrednio z uderzenia na uderzenie.

Komputerowe wykrywanie akceleracji i deceleracji, z zastosowaniem ściśle określonych kryteriów progowych, ma fundamentalne znaczenie zwłaszcza w ramach testu niestresowego. Proces analizy tych zjawisk składa się z dwóch etapów. Najpierw wyznaczana jest linia podstawowa częstości uderzeń serca płodu, a następnie rozpoznawane są akceleracje/deceleracje jako odchylenia sygnału FHR (spełniające założone kryteria) od linii podstawowej. Samo wykrywanie odchyleń jest stosunkowo proste, z kolei proces wyznaczania linii podstawowej jest bardzo trudny do algorytmizacji. Bezpośrednim powodem jest hipotetyczny charakter linii wynikający wprost z jej definicji **[**E2].

Jedną z ważniejszych cech prawidłowej czynności serca płodu jest tzw. chwilowa zmienność FHR. Oznacza to, że interwały czasu pomiędzy sąsiednimi uderzeniami serca płodu stale ulegają niewielkim zmianom. W rzeczywistym sygnale FHR współistnieją dwa typy zmienności, wykazując wzajemną zależność – zmienność krótkoterminowa mająca znacznie mniejszą amplitudę i większą częstotliwość nakłada się na zmienność długoterminową w postaci chwilowych odchyleń.

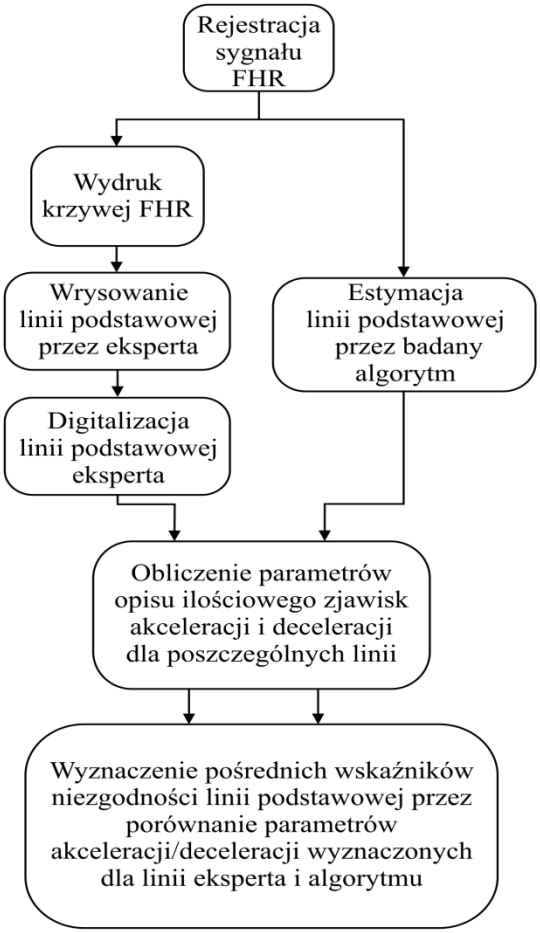
Znaczenie linii podstawowej FHR

Definicja linii podstawowej wg. FIGO jest bardzo prosta, aczkolwiek praktycznie nieprzydatna dla automatycznych metod estymacji linii. Mimo tego, stała i powtarzalna metoda wyznaczania linii podstawowej stanowi warunek wstępny dla procedury automatycznego rozpoznawania akceleracji i deceleracji. Nawet niewielki błąd w przebiegu linii podstawowej FHR może istotnie zaburzyć detekcję akceleracji i deceleracji, co w konsekwencji może doprowadzić do fałszywej interpretacji syganłu **[**E2].

Do tej pory opracowano wiele różnych algorytmów estymacji linii podstawowej dla sygnału częstości uderzeń serca płodu. W większości przypadków zastosowano nieliniową filtrację dolnoprzepustową, której najistotniejszym elementem jest proces wyłączania z filtracji segmentów sygnału „podejrzanych" o przynależność do klasy zjawisk akceleracji lub deceleracji. W zależności od metody eliminacji tych segmentów stosowano progi amplitudowe określane względem bieżącego poziomu sygnału, względem poziomu odniesienia wyznaczonego statystycznie dla całości sygnału lub też dla wybranych jego części. Czasami stosowano kryteria progowe na chwilową szybkość zmian sygnału FHR. Oprócz algorytmów filtracyjnych proponowano także metody sieci neuronowych czy metod statystycznych opartych na parametryzacji rozkładu wartości FHR.

Fakt, że kształt linii podstawowej stanowi krytyczny etap w całej analizie zmienności FHR, wskazuje na konieczność opracowania skutecznych metod walidacji linii estymowanych automatycznie. W tym celu autor zaproponował **[G6**] metodykę i dedykowane wskaźniki niezgodności, określające ilościowo różnice między linią podstawową wyznaczoną automatycznie przez daną metodę, a linią wzorcową wyznaczoną przez zespół ekspertów klinicznych (Ryc. 12). Na odpowiednio przygotowanym i wydrukowanym kardiotokogramie ekspert rysuje linię podstawową bezpośrednio na krzywej obrazującej sygnał FHR. Następnie kardiotokogram jest skanowany w celu utworzenia mapy bitowej. Z mapy bitowej wyznaczane są współrzędne punktów linii podstawowej i zamieniane na próbki linii podstawowej wyrażone w bpm, zgodnie z formatem reprezentacji linii w komputerowym systemie monitorowania płodu. W dalszej kolejności są obliczane wartości parametrów akceleracji i deceleracji dla linii wzorcowej oraz estymowanej automatycznie, a następnie wyznaczane są wskaźniki niezgodności. Oryginalne wskaźniki niezgodności linii uwzględniają wymowę kliniczną zjawisk, będących pochodną tych linii. Opierają się one na porównaniu dwóch zbiorów parametrów akceleracji i deceleracji wyznaczonych automatycznie na podstawie dwóch porównywanych ze sobą linii podstawowych **[G6**].

Wykazano bowiem, że istotne niezgodności linii podstawowych to tzw. niezgodności lokalne, to jest w obrębie zjawisk akceleracji i deceleracji. Z tego wynika, że najważniejsze jest aby estymowana linia była zgodna z linią wzorcową (eksperta) głównie w miejscach, gdzie dane zjawiska występują. Ocena różnic w wartościach parametrów akceleracji i deceleracji na podstawie obu linii stanowi pośrednią ocenę zgodności linii, a tym samym jest wiążąca dla określenia jakości danej metody estymacji.



Ryc. 12 Idea porównywania estymowanej linii podstawowej FHR ze wzorcem linii pochodzącym od eksperta klinicznego.

Zastosowanie filtracji miriadowej do estymacji linii podstawowej

Przesłankami do wprowadzania kolejnych ulepszeń algorytmów estymacji linii było identyfikowanie wciąż nowych przykładów sygnałów, dla których stosowane dotychczas algorytmy działały błędnie. W szczególności dotyczy to sygnałów FHR charakteryzujących się: nieustalonym poziomem linii na początku sygnału, nagłą zmianą poziomu linii lub znaczącymi wahaniami jej wartości (powyżej 20 bpm) w trakcie rejestracji. Analizując niestacjonarności w sygnale FHR „podejrzane” o to, że reprezentują zjawiska akceleracji lub

deceleracji stwierdzono, że można potraktować je jako odpowiedniki zakłóceń o charakterze impulsowym w odniesieniu do wolnozmiennego sygnału użytecznego, jakim jest linia podstawowa. Stąd zaproponowano zastosowanie filtracji miriadowej jako metody o wysokiej efektywności tłumienia zakłóceń impulsowych. Filtr miriadowy należy do rodziny estymatorów największej wiarygodności parametru położenia (ang. maximum likelihood estimator of location), określanych w teorii statystyki odpornej jako M-estymator.

Zastosowany przez autora w pracy **[G7**] filtr miriadowy w wersji ważonej jest definiowany poprzez przypisanie wag próbkom w estymatorze największej wiarygodności parametru położenia. Wagi te odzwierciedlają różne poziomy wiarygodności analizowanych próbek sygnału w ramach danego okna. Rozważając zbiór próbek sygnału $\{x_i\}_{i=1}^{N}$ i zbiór wag $\{w_i\}_{i=1}^{N}$, wartość wyjściowa filtru miriadowego w wersji ważonej przedstawia się następująco:

$$\begin{aligned}\hat{\beta} &= \text{myriad}\left(x_1 \circ w_1, x_2 \circ w_2, ..., x_N \circ w_N; K\right) = \\ &= \arg\min_{\beta} \prod_{i=1}^{N} \left[K^2 + w_i \left(x_i - \beta\right)^2\right] = \\ &= \arg\min_{\beta} \sum_{i=1}^{N} \log\left[K^2 + w_i \left(x_i - \beta\right)^2\right]\end{aligned}$$

gdzie: $x_i \circ w_i$ oznacza operację ważenia z wagą $w_i \geq 0$, $i=1,\ldots,N$, N jest długością analizowanego okna sygnału.
W szczególnym przypadku, kiedy wszystkie wagi równe są 1, wartość miriady zależy tylko od parametru K.

Wyznaczanie linii podstawowej sygnału FHR związane jest z filtracją szeregów czasowych $x(n)$ z wykorzystaniem ruchomego okna. Wyjście filtru $y(n)$ może być interpretowane jako estymacja parametru położenia na podstawie próbek sygnału:

$$y(n) = \text{myriad}\left(x(n - N_1), ..., x(n), ..., x(n + N_2); K\right)$$

gdzie: N jest długością okna (gdy N jest parzyste to $N_1=N/2$ i $N_2=N_1-1$, gdy N jest nieparzyste to $N_1=(N-1)/2$ i $N_2=N_1$).

Fundamentalnym problemem przy zastosowaniach filtru miriadowego ważonego jest prawidłowy dobór wag i długości okna N. Jest oczywistym, że dobór tych parametrów dla sygnału, którego nie można opisać w sposób analityczny, wymaga przeprowadzenia doświadczalnego procesu ich optymalizacji pod kątem oczekiwanych rezultatów filtracji zakłóceń.

Do estymacji wyjściowych wartości filtra miriadowego zastosowano algorytm z wielomianową metodą obliczania wartości wyjściowych filtru. Proponowana metoda jest

pozbawiona wad innych stosowanych często metod referencyjnych: metody punktu stałego czy przeszukiwania drzewa. Działanie algorytmu można przedstawić następująco:

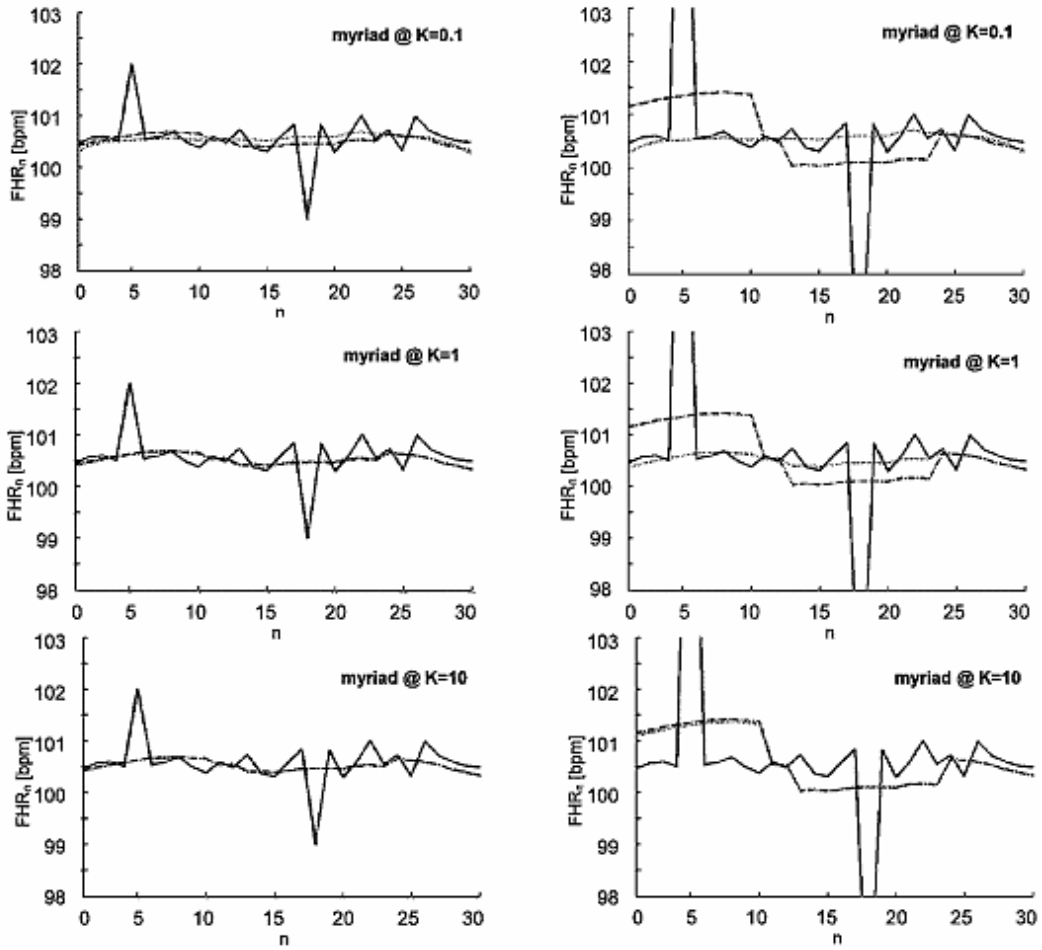
$$\beta_{m+1} = \frac{\sum_{i=1}^{N} h_i(\beta_m) x_i}{\sum_{i=1}^{N} h_i(\beta_m)}$$

gdzie:

$$h_i(\beta_m) = \frac{2w_i}{K^2 + w_i(x_i - \beta_m)^2}.$$

Wartością początkową β jest $\beta_0 = \arg\min_{xi} P(x_i)$, gdzie $P(\beta) = \prod_{i=1}^{N} \left[1 + \left(\frac{w_i(x_i - \beta)^2}{K^2} \right) \right]$.

Widzimy, że w przeciwieństwie do stosowanych obecnie algorytmów estymacji linii podstawowej FHR, użycie filtrów miriadowych z małą liczbą dobieranych parametrów, znacznie ułatwia ich optymalizację pod kątem uzyskania prawidłowego przebiegu linii podstawowej. Parametrami tymi są długość okna N odpowiedzialna za stopień uśredniania jak i za próg maksymalnego czasu trwania tłumionych impulsów zakłócających, oraz parametr K odpowiadający za odporność filtru na zakłócenia impulsowe, czyli za zdolność odrzucania próbek odstających. Dla określonej wartości K impuls zakłócający o dużej amplitudzie filtrowany jest modalnie. Oznacza to, że zastępowany jest wartością modalną fragmentów sygnałów sąsiadujących z zakłóceniem. Warunkiem jest aby impuls zakłócający był krótszy od długości okna. W pozostałych fragmentach sygnału o niskiej amplitudzie, filtr odpowiada filtrowi średniej ruchomej o długości okna N (Ryc. 13). Powyższe cechy filtru miriadowego są zgodne z definicją linii podstawowej FHR zawartej w wytycznych FIGO.



Ryc. 13 Wykresy prezentują różnice w działaniu filtru miriadowego i filtru średniej ruchomej dla obecności zakłóceń o niskiej amplitudzie (lewa strona) i dużej amplitudzie (prawa strona) przy różnych wartościach parametru K. Oznaczenia: linia przerywana – wynik działania filtru średniej ruchomej, linia kropkowana – filtru miriadowego **[G7**].

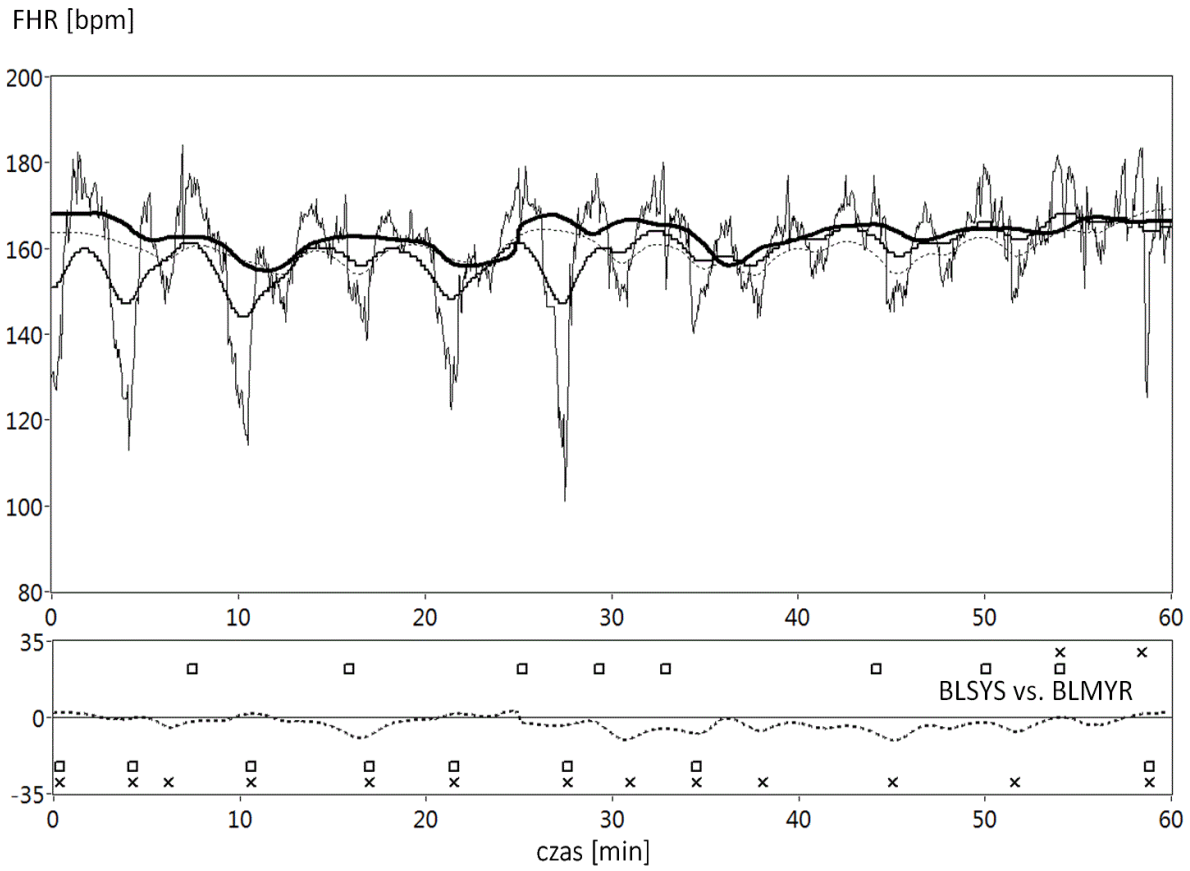
Po przeprowadzonych przez autora szczegółowych badaniach wpływu poszczególnych parametrów filtru miriadowego, ostatecznie zastosowano okno Czebyszewa o długości N równej 161 próbek sygnału FHR, zaś parametr K ustalono na 0,51 **[G7**].

Przyjęte nastawy filtru powodują że zjawiska przyspieszeń i zwolnień rytmu serca o amplitudzie przekraczającej około 15 bpm, są traktowane jako impulsy zakłócające i są usuwane. Równocześnie odpowiadające im fragmenty sygnału zastępowane są wartościami linii podstawowej z ich otoczenia. Dla fragmentów sygnału, których amplituda jest niższa, filtr zachowuje się jak filtr średniej ruchomej o częstotliwości granicznej 0,0021 Hz.

Przykład skuteczności działania filtracji miriadowej (metoda oznaczona jako BLMYR) w odniesieniu do dwóch innych popularnych metod estymacji BLSYS oraz BLJIM, przedstawiono na Ryc. 14. Metoda BLSYS polega na filtracji dolnoprzepustowej, która jest

sterowana różnicą pomiędzy aktualną wartością sygnału wejściowego a poziomem odniesienia wyznaczonym statystycznie dla sygnału jako całości. Metoda BLJIM wykorzystuje informacje o chwilowych zmianach sygnału FHR, które określa jego pierwsza pochodna.

Zastosowanie filtru miriadowego do procesu estymacji linii podstawowej stanowi istotny krok w rozwoju metod przetwarzania sygnału FHR z punktu widzenia skutecznej adaptacji klinicznych wytycznych co do interpretacji zjawisk dla potrzeb algorytmizacji. Kolejny etap polegać będzie na pozyskaniu wiedzy ekspertów klinicznych w postaci referencyjnych linii podstawowych dla nowych sygnałów FHR, specjalnie wyselekcjonowanych pod kątem ich złożoności.



Ryc. 14 Sygnał FHR z trzema liniami podstawowymi otrzymanymi metodą BLSYS (linia przerywana), BLJIM (linia ciągła) i po filtracji miriadowej BLMYR (linia ciągła, pogrubiona). Dolna część przedstawia różnice pomiędzy liniami BLSYS i BLMYR. Zjawiska akceleracji i deceleracji zaznaczono powyżej i poniżej linii. Krzyżykami na podstawie linii po filtracji miriadowej, a prostokątami gdy zostały wykryte w oparciu o linię z metody BLSYS **[G7]**.

Analiza zmienności chwilowej częstości uderzeń serca płodu

Pierwsze praktyczne zastosowanie elektronicznej aparatury do monitorowania płodu miało miejsce z chwilą opracowania skutecznej metody rejestracji bezpośredniego elektrokardiogramu płodowego w czasie porodu, oraz wyliczania na jego podstawie chwilowej częstości uderzeń serca. To zapoczątkowało tworzenie nowej terminologii związanej z różnymi cechami analizowanego sygnału FHR. Z początku szczególną uwagę poświęcano wyłącznie zjawiskom deceleracji, gdyż właśnie im przypisywano największe znaczenie prognostyczne. Równocześnie powstawała terminologia dla opisu jakościowego, obejmująca takie pojęcia jak: akceleracja, podstawowa częstość FHR, oscylacje i inne. W miarę rozwoju aparatury przyłóżkowej rozszerzono analizę wprowadzając opracowania ilościowe dotyczące parametrów szczegółowych akceleracji i deceleracji (amplitudy, czasu trwania czy powierzchni). Zaś wraz z wprowadzeniem komputerowego wspomagania analizy nastąpił gwałtowny rozwój w kierunku oceny zmienności chwilowej FHR [**G1**], **[**E2].

Powstaje szereg różnych specjalizowanych wskaźników umożliwiających precyzyjny, ilościowy opis zmienności, z których większość zakładała (w sposób jawny lub domyślny), że sygnałem wejściowym jest bezpośredni sygnał FEKG z główki płodu **[G1**], **[G9**]. Oznacza to, że wskaźniki zmienności liczone są na podstawie długości kolejnych okresów T_{RR}, które z kolei wyznaczane są w oparciu o precyzyjną detekcję załamków R w elektrokardiogramie płodowym. Stopniowo, wraz z rozwojem ultradźwiękowych metod rejestracji FHR, już dopracowaną terminologię – dla opisu ilościowego sygnału elektrycznej aktywności serca płodu – przeniesiono w całości dla toru ultradźwiękowego. A przecież stosując metodę ultradźwiękową uzyskujemy sygnał pochodzący od mechanicznej aktywności serca płodu. Praktycznie nie towarzyszyły temu żadne próby oceny słuszności takiego postępowania, aczkolwiek już wtedy było wiadomo, iż technika ultradźwiękowa jest mniej dokładna. Tym bardziej, że już z punktu widzenia metrologicznego należało oczekiwać zwłaszcza problemów związanych z pomiarem zmienności krótkoterminowej.

Dopiero w dużo późniejszym piśmiennictwie pojawiły się pierwsze badania dotyczące jakości sygnałów FHR rejestrowanych metodą ultradźwiękową. Metodą odniesienia była elektrokardiografia, zaś prawie zawsze wyznaczany na jej podstawie sygnał FHR, w postaci już gotowej, dostarczał kardiotokograf. A przecież jakość detekcji szczytowej stosowanej w torze FEKG ówczesnych aparatów była bardzo niskiej jakości. Początkowo porównywanie sygnałów w aspekcie metrologicznym dotyczyło porównania wizualnego krzywych. Z czasem oceniano także parametry statystyczne sygnału FHR w ramach całych zapisów, aż

wreszcie zaczęto porównywać zsynchronizowane wartości okresów T_{RR} dla obu metod. Badania prowadzono również w aspekcie klinicznym za pomocą wskaźników zmienności długoterminowej i krótkoterminowej FHR, oceniano głównie wartości średnie wskaźników wyliczane dla całości zapisu.

Uzyskane wyniki informują wyraźnie, że to właśnie metody wyznaczania wskaźników zmienności chwilowej FHR są najbardziej czułe na sposób rejestracji sygnału **[G2]**, **[G9]**. Mimo iż temat ten jest stosunkowo szeroko dyskutowany w piśmiennictwie, to brak jest jednoznacznej odpowiedzi na pytanie: Na ile „niedokładny" sygnał FHR z toru ultradźwiękowego może posłużyć do „dokładnej" komputerowej oceny jego zmienności w oparciu o zaproponowane wskaźniki? Równie interesująca może się okazać próba odpowiedzi na pytanie: Czy większa dokładność elektrokardiotokografii bezpośredniej usprawiedliwia jej inwazyjny charakter? Czy dokonując klasycznej wzrokowej oceny sygnału wprost na papierze rejestratora można zauważyć różnice w krzywych rejestrowanych dualnie – ultradźwiękowo i elektrokardiograficznie? Powyższe pytania oraz szereg innych przesłanek stanowiły bezpośrednią inspirację do podjęcia prac badawczych, których rezultaty przedstawiono w niniejszym opracowaniu.

Ocena dokładności parametrów opisujących zmienność chwilową

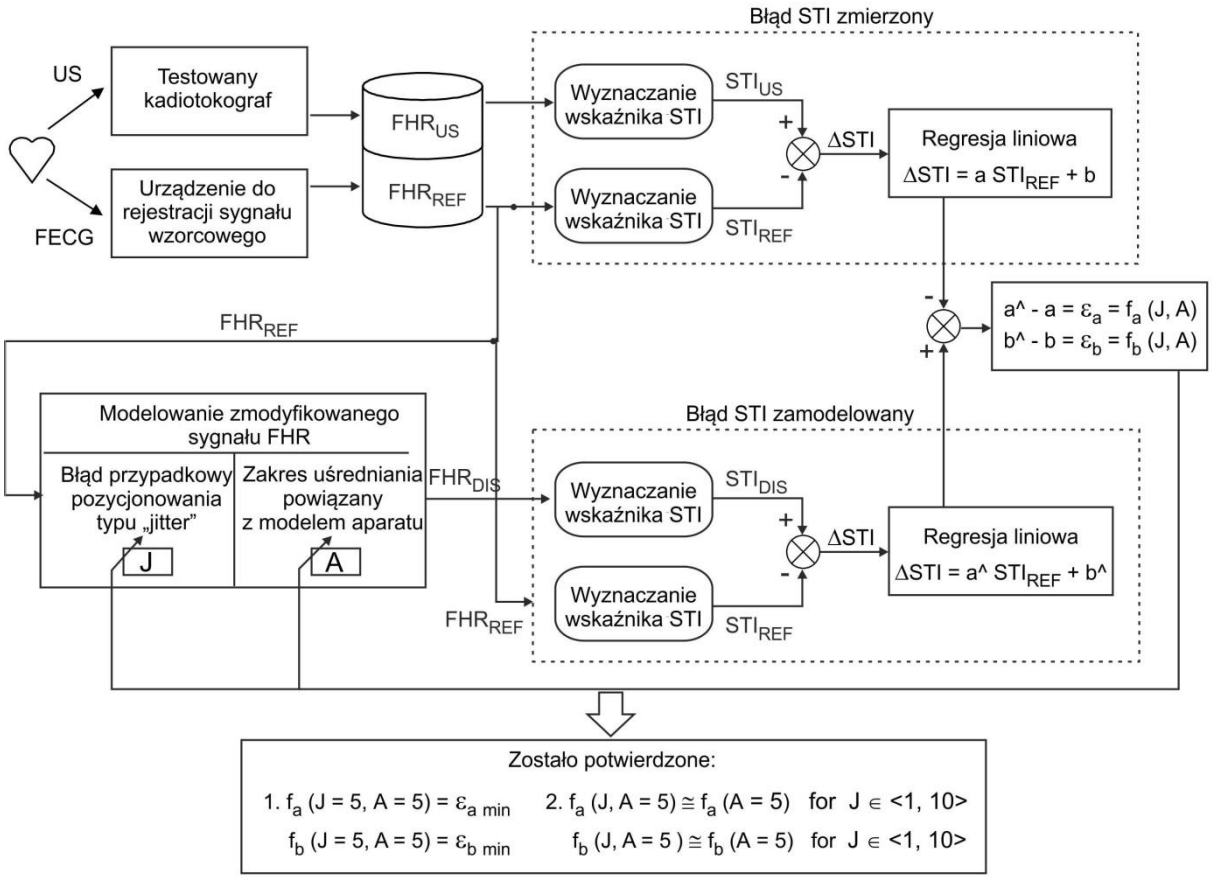
W pracy **[G1]** autor zaproponował metodę oceny metrologicznej dokładności wyznaczania okresowości sygnału FHR dla metody ultradźwiękowej, jak również ocenę wpływu tej metody na wiarygodność parametrów opisujących ilościowo zmienność chwilową sygnału FHR. W tym celu opracowano dedykowany zestaw badawczy, w którym równolegle rejestrowano ultradźwiękowy sygnał FHR z wyjścia kardiotokografu, oraz wzorcowy sygnał elektrokardiogramu płodu mierzony za pomocą elektrody bezpośredniej. Ocenę metrologiczną wykonano w oparciu o bezpośrednie porównanie odpowiadających sobie w czasie wartości chwilowych sygnałów FHR_{US} oraz wyliczonej z elektrokardiogramu FHR_{REF} (w obu sygnałach przeliczono chwilowe wartości wyrażone w bpm na ciąg wartości w milisekundach). Stwierdzono, że średni bezwzględny błąd pomiaru okresu wyniósł 2,98 ms, a tylko dla 5% pomiarów wartość błędu przekroczyła 8,37 ms, co nie jest dużą wartością w odniesieniu do długości mierzonych interwałów – od 400 do 500 ms **[G1]**. Dla reprezentacji pomiarów w bpm, średnia wartość błędu wyniosła 0,89 bpm (błąd względny 0,8%). Biorąc pod uwagę że grubość linii przedstawiającej zapis FHR na papierze rejestratora odpowiada 0,5 bpm, to zanotowane różnice są mniejsze od progu 1%, akceptowalnego dla analizy

wzrokowej FHR, obejmującej wolnozmienne parametry FHR: linię podstawową, akceleracje i deceleracje.

W odniesieniu do wskaźników zmienności długoterminowej FHR, metoda ultradźwiękowa nieznacznie zaniża ich wartości. Proces ten nie jest istotny statystycznie a średni błąd względny wyniósł około –5% (minimalny dla LTI –2%), co nie ma większego wpływu na ocenę kliniczną sygnału FHR. Z kolei w przypadku wskaźników zmienności krótkoterminowej FHR, zaniżanie wartości było istotne statystycznie a błąd względny wyniósł od -39% (dla wskaźnika STI) do -5%, wartość średnia –22%. Ostatecznie stwierdzono, że z punktu widzenia analizy zmienności krótkoterminowej FHR, metoda ultradźwiękowa nie zapewnia wystarczającej dokładności wyznaczania okresów pomiędzy kolejnymi uderzeniami serca płodu.

Wyniki te stanowiły przesłankę do podjęcia przez autora badań przedstawionych w pracy **[G8**], a zmierzających do odpowiedzi na pytanie czy istnieje sposób na poprawę wiarygodności wskaźników zmienności krótkoterminowej w oparciu o sygnały FHR dostarczane przez kardiotokografy najnowszej generacji. Zastosowanie funkcji autokorelacji pozwala zredukować wpływ jakości sygnału ultradźwiękowego na dokładność wyznaczania okresów T_i między kolejnymi uderzeniami serca. Metoda autokorelacji ukierunkowana jest bowiem na precyzyjne wyznaczenie okresowości sygnału dopplerowskiego, a nie precyzyjną identyfikację w czasie kolejnych uderzeń serca płodu. Jednak efektem ubocznym procedury autokorelacji jest, niekorzystne z punktu widzenia oceny zmienności chwilowej FHR, uśrednianie pomiarów sąsiednich okresów T_i.

Jakość sygnału ultradźwiękowego zależy od zmieniających się w trakcie danej sesji monitorowania warunków pomiarowych, z uwagi na wiele czynników: ułożenie przetwornika względem serca płodu, występowanie ruchów płodu i pacjentki, indeks BMI pacjentki oraz tydzień ciąży. Z kolei wpływ uśredniania okresów jest zależny od algorytmu autokorelacji zaimplementowanego w danym typie aparatu. Jakość sygnału ultradźwiękowego oraz uśrednianie okresów między uderzeniami serca to dwa źródła błędów, których wpływ na wskaźniki zmienności FHR musiał zostać najpierw oceniony. Dysponując sygnałem wzorcowym w postaci interwałów T_i, pochodzących z elektrokardiogramu, przeprowadzono kilka eksperymentów zgodnie z metodą przedstawiona na Ryc. 15.



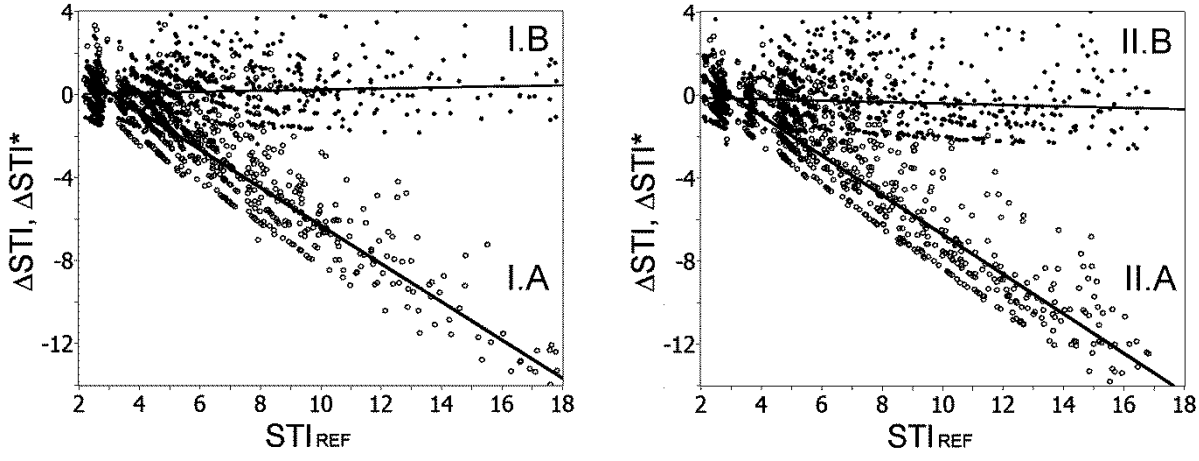
Ryc. 15 Ogólna idea zaproponowanej metody korekcji wskaźników, obejmującej dwie części. Pierwsza dotyczy wyznaczania współczynników korygujących a i b dla wskaźnika STI wyliczonego dla sygnału FHR zebranego danym kardiotokografem. Część druga przedstawia weryfikację założonych źródeł błędów w oparciu o zamodelowany zakłócony sygnał FHR, który powstał na bazie FHR_{REF} i dwóch dodanych zaburzeń symulujących błąd pozycjonowania (J) i uśrednianie (A). Wartości J i A zostały dobrane tak, aby uzyskać minimalne różnice pomiędzy estymowanymi parametrami korygującymi (a^, b^), a uzyskanymi z pomiarów (a, b) **[G8]**.

Ciągła zmienność kształtu obwiedni ultradźwiękowego sygnału dopplerowskiego we fragmentach odpowiadających kolejnym uderzeniom serca utrudnia wykrycie zdarzenia (odpowiednika załamka R w sygnale FEKG) identyfikującego to uderzenie. Związany z tym przypadkowy błąd pozycjonowania typu „jitter” został w pracy zamodelowany poprzez zaburzenie pozycji wzorcowego załamka R wartością losową z przedziału <–10; +10> [ms]. Z kolei błąd uśredniania okresów przez procedury autokorelacji został zamodelowany poprzez uśrednianie określonej liczby kolejnych okresów wzorcowych (od 2 do 8). Porównując wartości błędów reprezentatywnego wskaźnika zmienności krótkoterminowej STI_{US}, otrzymanych dla sygnału FEKG z różnymi wielkościami zaburzeń oraz dla sygnałów ultradźwiękowych, oszacowano wielkość dwóch typów błędu w zastosowanym torze

ultradźwiękowym. Stwierdzono jednocześnie, że bezwzględny błąd ΔSTI wskaźnika STI_{US} wyznaczonego dla sygnału ultradźwiękowego jest zależny liniowo od jego wartości rzeczywistych STI_{REF}. Ponadto, prosta regresji określająca tę zależność dla określonego błędu uśredniania (modelu monitora) nie zmieniała się istotnie przy zmianie wielkości błędu pozycjonowania (symulowanych zmiennych warunków pomiarowych).

Pozwoliło to zaproponować metodę korekcji wskaźnika STI_{US} w odniesieniu do danego algorytmu autokorelacji (modelu monitora płodu), która polega na przeliczeniu wartości wskaźnika przy użyciu parametrów wyznaczonej prostej regresji. Dla weryfikacji metody korekcji użyto nowej, obszerniejszej bazy obejmującej sygnały FHR zarejestrowane równolegle za pomocą monitora płodu innego typu oraz opracowanego systemu dla pośredniej elektrokardiografii z powłok brzusznych, jako źródła informacji referencyjnej. Zapisy podzielono na dwie grupy, dla pierwszej wyznaczono współczynniki korekcyjne, za pomocą których skorygowano wskaźniki STI_{US} wyznaczone dla zapisów drugiej grupy i odwrotnie.

Dla pierwszego podziału początkowy względny błąd wskaźnika δSTI = –37% zmniejszył się po korekcji wartości wskaźnika do wartości +8%, zaś dla drugiego podziału nastąpiła poprawa z –47% do –2%.**[G8]** Zależność błędu wskaźnika po korekcji od jego rzeczywistej wartości okazała się pomijalnie mała, co potwierdziła prosta regresji o nachyleniu w przedziale ±0,05, zaś rozrzut błędu był jednorodny (SD=1,44) (Ryc. 16).



Ryc. 16 Wykres rozkładu błędu ΔSTI* dla wskaźnika zmienności krótkoterminowej w pierwszej grupie sygnałów (I.B), otrzymany po korekcji wskaźnika przy użyciu parametrów funkcji regresji wyznaczonych dla rozkładu błędu ΔSTI w drugiej grupy sygnałów (II.A). Podobnie, wykres rozkładu błędu ΔSTI* z drugiej grupy sygnałów (II.B), otrzymany po korekcji przy użyciu parametrów funkcji regresji rozkładu błędu ΔSTI z pierwszej grupy sygnałów (I.A) **[G8]**.

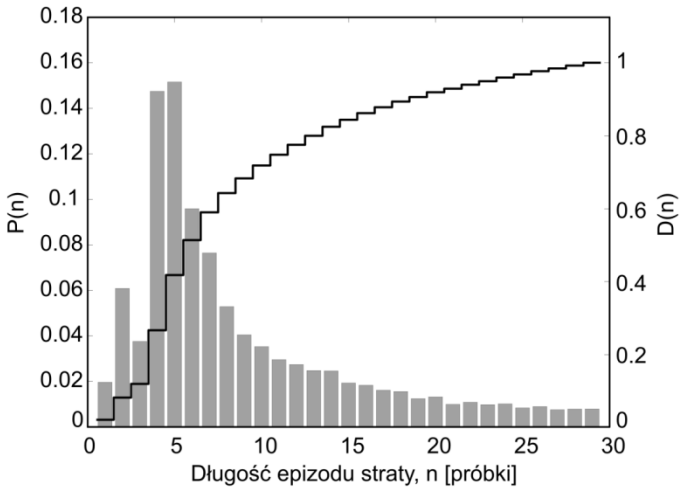
Rozrzut błędu SD = 1.44 oznacza przypadkowy błąd wskaźnika wyznaczanego w minutowych fragmentach zapisu stanowiący aż 24% jego typowej wartości równej 6.0. Jednakże w przypadku całościowej oceny zmienności zapisu o typowej długości jednej godzinny uzyskano znaczącą poprawę wartości diagnostycznej wskaźnika poprzez zaproponowaną metodę jego korekcji.

Badanie wpływu jakości sygnału

Ultradźwiękowa technika rejestracji częstości uderzeń serca płodu wykazuje dużą wrażliwość na artefakty pochodzące od aktywności ruchowej płodu czy czynności skurczowej macicy. Zakłócenia te są najczęstszą przyczyną powstawania tzw. epizodów straty sygnału **[G4]**. Obecnie standardem jest reprezentacja sygnału FHR jako uszeregowanego w czasie ciągu pomiarów chwilowych, wykonywanych co 250 ms. Pojawienie się zakłóceń uniemożliwiających pomiar, sygnalizowane jest przez aparat jako pomiar o wartości zero. Mimo to, dla potrzeb automatycznej analizy sygnału FHR (wyznaczenia linii podstawowej, detekcji zjawisk akceleracji i deceleracji, ilościowej oceny zmienności chwilowej sygnału) brakujące pomiary muszą być zastąpione przez wartości prawidłowe, które estymują przebieg FHR w tym fragmencie sygnału. W tym celu wykorzystywana jest najczęściej liniowa interpolacja brakujących wartości. Problem poziomu strat sygnału w sygnale ultradźwiękowym jest na tyle powszechny, że powinien być na bieżąco kontrolowany w ramach automatycznej analizy sygnału FHR.

W pracy **[G9]** autor przeprowadził ocenę wpływu wielkości strat w sygnale FHR na proces wyznaczania dziesięciu popularnych wskaźników zmienności chwilowej sygnału FHR. Materiał badawczy tworzyło 920 rzeczywistych sygnałów FHR z bardzo niskim poziomem strat sygnału, do których następnie wprowadzano sztucznie wygenerowane epizody straty. Pierwszy etap prac badawczych polegał na analizie statystycznej epizodów straty sygnału obserwowanych w rzeczywistych zapisach FHR i określeniu ich charakterystyk. Dane te posłużyły do utworzenia funkcji rozkładu prawdopodobieństwa wystąpień epizodów strat o określonej długości (Ryc. 17). Znajomość rozkładu umożliwiła opracowanie algorytmu do generowania losowych wzorców strat o ściśle ustalonym udziale procentowym pomiędzy 10% a 50%. Algorytm oparto na dwóch równoległych procesach losowych, z których jeden służył do określenia długości epizodu straty, a drugi do wyboru lokalizacji tego epizodu w sygnale wejściowym. Lokalizacji dokonywano zgodnie z liniowym rozkładem

prawdopodobieństwa. Natomiast do wyboru długości epizodu służyła wcześniej wyznaczona funkcja gęstości prawdopodobieństwa, opisująca rzeczywistą charakterystykę strat.



Ryc. 17 Rozkład prawdopodobieństwa wystąpienia epizodów strat sygnału P jako funkcja długości epizodu wyrażonej w *n* kolejnych zmierzonych wartościach chwilowych. Dystrybuantę D dla uzyskanego rozkładu przedstawiono za pomocą linii ciągłej **[G9]**.

Fragmenty sygnału wybrane do podmienienia epizodami strat zastępowano wartościami zerowymi, a następnie odtwarzano przy użyciu interpolacji liniowej. Dla sygnałów oryginalnych oraz dla sygnałów z różnymi poziomami strat wyznaczano najbardziej znane miary wskaźników zmienności. Uzyskane dane pozwoliły określić stopień zafałszowania wyniku oraz ocenić jak rośnie błąd wskaźnika wraz ze wzrostem udziału strat w sygnale.

Generalnie, wpływ epizodów strat sygnału na wartości wskaźników do opisu zmienności długoterminowej okazał się bardzo niewielki. Przy najwyższym udziale symulowanych strat (50%), popularny wskaźnik LTV był obniżony tylko o 9,38%, zaś najbardziej odporny wskaźnik – bazujący na wymiarze fraktalnym – zmniejszył się zaledwie o 4,54%. Z drugiej strony, wskaźniki krótkoterminowe przy poziomie strat wynoszącym 50% zmniejszone były o co najmniej 28%, a wskaźnik STI, najbardziej wrażliwy na straty, aż o 58% **[G9]**.

Informacja o tym w jakim stopniu straty sygnału zaburzają wskaźniki diagnostyczne, będące podstawą klinicznej oceny dobrostanu płodu, posłużyła do poprawy jakości ich interpretacji. Większość systemów automatycznej analizy sygnału FHR dostarcza tylko jedną, średnią dla całego zapisu wartość wskaźnika, opisującą zmienność rytmu serca. Jej wiarygodność rośnie, gdy uwzględniona zostanie informacja o poziomie strat sygnału.

Dokonano tego usuwając przed uśrednieniem te wartości wskaźników (obliczone dla jednominutowych okien), dla których udział strat przekracza ustalony próg, lub nadając takim wartościom mniejszą wagę.

Udowodniona wysoka wrażliwość wskaźników diagnostycznych na straty sygnału sugeruje, że lekarz oceniający na ich podstawie zapis, powinien zwrócić szczególną uwagę na poziom strat sygnału. Stąd istotne jest, aby parametr informujący o stratach był dobrze widoczny i umieszczony razem z wyliczonymi wartościami wskaźników diagnostycznych. Co więcej, gdy poziom strat przekroczy ustalony próg krytyczny, fakt tak niskiej jakości sygnałów stanowi podstawę do alarmowania, przestrzegając lekarza przed możliwością postawienia fałszywej diagnozy.

4.4 Zastosowania praktyczne osiągnięcia

Efektywność i wysoka skuteczność opracowań dotyczących metod rejestracji i analizy sygnałów biomedycznych w ramach monitorowania płodu została potwierdzona licznymi publikacjami oraz praktycznym wdrożeniami w postaci aparatury monitorującej oraz systemu nadzoru nad matką i płodem w okresie ciąży i w czasie porodu. Pierwszy polski monitor płodu jest obecnie w końcowej fazie opracowań ITAM we współpracy z firmą Brael z siedzibą w Puławach. Aparat ten wyróżnia się wśród innych zagranicznych produktów dostępnych na rynku zawansowanym torem przetwarzania sygnału ultradźwiękowego. Ponadto już w wewnętrzny procesor monitora wbudowana została automatyczna i w trybie on-line analiza rejestrowanych sygnałów, w tym również z automatycznym rozpoznawaniem profilu ruchowego płodu.

Z kolei, komercyjny System MONAKO, którego współtwórcą jest autor, a który został opracowany i nadal jest rozwijany w Instytucie Techniki i Aparatury Medycznej ITAM w Zabrzu, skutecznie wspomaga wczesną diagnostykę stanu zagrożenia matki i dziecka. Wdrożony do produkcji w 2002 roku, system ten zarówno wtedy jak i dzisiaj jest jedynym polskim system do monitorowania i nadzoru ciąży i porodu. Pomimo obecności na rynku kilku podobnych systemów oferowanych przez producentów zagranicznych, jego funkcjonalność, zakres analizy, nowatorskie rozwiązania oraz ciągłe doskonalenie, zapewniają mu wysoką konkurencyjność na rynku polskim. Od czasu jego powstania zainstalowano ponad 120 Systemów MONAKO. Konfiguracja systemu jest dopasowywana do potrzeb użytkownika w zakresie liczby pacjentek równocześnie monitorowanych oraz dodatkowych stacji podglądowych i roboczych. Wśród użytkowników Systemu MONAKO na terenie całej Polski znajdują się szpitale kliniczne o najwyższym stopniu referencyjności, a także szpitale wojewódzkie i specjalistyczne. W placówkach tych system stanowi niezbędne wyposażenie oddziałów porodowych i patologii ciąży, służąc zarówno do codziennej praktyki klinicznej jak i do prowadzenia prac naukowych w zakresie medycyny perinatalnej.

System ten współpracuje z przyłóżkową aparaturą rejestrującą sygnały biomedyczne pochodzące od płodu, ciężarnej lub rodzącej pacjentki. System MONAKO odbiera dane z wielu monitorów równocześnie, prezentują je dynamicznie na ekranie i, co najistotniejsze, na bieżąco dokonując analizy danych dla potrzeb wspomagania decyzji diagnostycznych. Automatyczna analiza sygnałów zastępuje klasyczną, wzrokową interpretację zapisów, zapewniając tym samym wysoki poziom powtarzalności i obiektywności ocen. Wyznaczone parametry pozwalają na wczesne wykrycie stanu zagrożenia płodu niedotlenieniem, a w

rezultacie odpowiednią i na czas interwencję położniczą. Otwarta struktura Systemu MONAKO oparta na bezprzewodowej komunikacji poszczególnych składników systemu, a także na zastosowaniu inteligentnych, mobilnych modułów transmisji, zapewnia optymalne z ekonomicznego punktu widzenia zagospodarowanie zasobów sprzętowych szpitala.

Powstawanie i rozwój systemu znalazły również odzwierciedlenie w wielu publikacjach naukowych, z których większość przytoczono w wykazie prac w ramach osiągnięć autora, oraz w zgłoszonych ośmiu wnioskach patentowych.

Link do strony Systemu MONAKO: http://www.itam-system.com/index.php?action=monako

5. Wykaz prac naukowych niewchodzących w skład osiągnięcia naukowego

5.1 Publikacje naukowe w czasopismach znajdujących się w bazie JRC

Automatyczna klasyfikacja kardiotokogramów

A1. Jeżewski M., Czabański R., Wróbel J., Horoba K.: "Analysis of extracted cardiotocographic signal features to improve automated prediction of fetal outcome", Biocybernetics and Biomedical Engineering, 2010, Vol. 30(4), 29-47, IF = 0,207.

A2. Czabański R., Jeżewski M., Wróbel J., Jeżewski J., Horoba K.: "Predicting the Risk of Low Fetal Birth Weight from Cardiotocographic Signals using ANBLIR System with Deterministic Annealing and e-Insensitive Learning", IEEE Transactions on Information Technology in BioMedicine, 2010, Vol.14, 1062-1074, IF = 1,707

A3. Czabański R., Jeżewski J., Wróbel J., Sikora J., Jeżewski M.: "Application of fuzzy inference system for classification of fetal heart rate tracings in relation to neonatal outcome", Ginekologia Polska, 2013, Vol. 84(1), 38-43, IF = 0,675.

A4. Czabański R., Wróbel J., Jeżewski J., Łęski J., Jeżewski M.: "Efficient evaluation of fetal wellbeing during pregnancy using methods based on statistical learning principles", Journal of Medical Imaging and Health Informatics, 2015, Vol. 5(6), 1327-1336, IF = 0,503.

Systemy monitorowania matki i dziecka

A5. Wróbel J., Matonia A., Horoba K., Jeżewski J., Czabański R., Pawlak A., Porwik P.: "Pregnancy telemonitoring with smart control of algorithms for signal analysis", Journal of Medical Imaging and Health Informatics, 2015, Vol. 5(6), 1302-1310, IF = 0,503.

Elektrokardiografia płodu

A6. Matonia A., Jeżewski J., Kupka T., Horoba K., Wróbel J., Gacek A.: "The influence of coincidence of fetal and maternal QRS complexes on fetal heart rate reliability", Medical & Biological Engineering & Computing, 2006, Vol. 44, 393-403, IF = 1,018.

A7. Kotas M., Łęski J.M., Wróbel J.: "Sequential separation of twin pregnancy electrocardiograms", Bulletin of the Polish Academy of Sciences – Technical Sciences, 2016, Vol. 64(1), 91-101. IF = 0,914.

Elektrohisterografia

A8. Jeżewski J., Horoba K., Matonia A., Wróbel J.: "Quantitative analysis of contraction patterns in electrical activity signal of pregnant uterus as an alternative to mechanical approach", Physiological Measurement, 2005, Vol. 26, 753-767, IF = 1,066.

A9. Horoba K., Jeżewski J., Wróbel J., Matonia A., Czabański R., Jeżewski M.: "Analysis of uterine contractile wave propagation in electrohysterogram for assessing the risk of preterm birth", Journal of Medical Imaging and Health Informatics, 2015, Vol. 5(6), 1287-1294, IF = 0,503.

5.2 Wybrane publikacje naukowe w czasopismach innych niż znajdujące się w bazie JCR

Tematyka główna

E1. Jeżewski J., Wróbel J., Moczko J.: „Ultradźwiękowa rejestracja czynności serca płodu dla potrzeb kardiotokografii" w „Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna – Tom 2. Biopomiary", red. M. Nałęcz, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2001, 217-237.

E2. Jeżewski J., Wróbel J., Horoba K.: „Monitorowanie zagrożeń płodu wspomagane komputerem" w „Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna – Tom 7. Systemy komputerowe i teleinformatyczne w służbie zdrowia", red. M. Nałęcz, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT, Warszawa 2002, 97-119.

E3. Jeżewski J., Wróbel J., Matonia A., Kupka T., Sikora J.: „Porównanie zawartości informacyjnej sygnałów mechanicznej i elektrycznej aktywności serca płodu", Kliniczna Perinatologia i Ginekologia, 2002, 36, 130-137.

E4. Kupka T., Matonia A., Wróbel J., Horoba K., Jeżewski J.: "Monitoring of fetal movements based on actogram signal analysis", Journal of Medical Informatics and Technologies, 2004, Vol. 8, 119-127.

E5. Roj D., Wróbel J., Horoba K., Przybyła T., Kupka T.: "Improving the Periodicity Measurement in Fetal Heart Activity Signal" Journal of Medical Informatics and Technologies, 2010, Vol. 16, 19-26.

E6. Wróbel J., Roj D., Jeżewski J., Horoba K., Kupka T., Jeżewski M.: "The influence of signal loss episodes on fetal heart rate variability measures", Journal of Medical Informatics and Technologies, 2014, Vol. 23, 35-42.

E7. Wróbel J., Kupka T., Horoba K., Matonia A., Roj D., Jeżewski J.: "Automated detection of fetal movements in Doppler ultrasound signals versus maternal perception", Journal of Medical Informatics and Technologies, 2014, Vol. 23, 43-50.

Automatyczna klasyfikacja kardiotokogramów

E8. Jeżewski M., Wróbel J., Horoba K., Gacek A., Henzel N., Łęski J.: "The prediction of fetal outcome by applying neural network for evaluation of CTG records" in "Computer Recognition Systems 2", Editors: Kurzyński M., Puchała E., et. al., Advances in Soft Computing Series, Vol. 45, Springer Verlag, 2007, 532-541.

E9. Czabański R., Wróbel J., Jeżewski J.: "Fetal state evaluation with fuzzy analysis of newborn attributes using CUDA architecture", Journal of Medical Informatics and Technologies, 2013, Vol. 22, 125-133.

E10. Czabański R., Wróbel J., Jeżewski J., Łęski J.: "Improving the quality of the fetal state assessment with epsilon-insensitive learning methods", Journal of Medical Informatics and Technologies, 2014, Vol. 23, 19-26.

Systemy monitorowania matki i dziecka

E11. Wróbel J., Kupka T., Horoba K., Jeżewski J., Matonia A.: "Computer – aided monitoring system for neonatal intensive care unit", Clinician and Technology Journal, 2006, Vol. 36(2), 272-276.

E12. Horoba K., Wróbel J., Roj D., Kupka T., Matonia A., Jeżewski J.: “Ensuring the real time signal transmission using GSM/Internet technology for remote fetal monitoring”, in “Information Technologies in Biomedicine”, Editors: Piętka E., Kawa J., Advances in Soft Computing Series, Vol. 47, Springer Verlag, 2008, 291-298.

E13. Wróbel J., Jeżewski J., Matonia A., Kupka T., Gacek A., Roj D.: “Telemedical system for home fetal monitoring with online analysis of bioelectrical abdominal signals”, Journal of Medical Informatics and Technologies, 2008, Vol. 12, 91-96.

5.3 Wybrane publikacje naukowe na międzynarodowych i krajowych konferencjach

Tematyka główna

K1. Wróbel J., Kupka T., Roj D., Matonia A., Czabański R., Jeżewski M.: „Rozpoznawanie ruchów płodu z ultradźwiękowego sygnału dopplerowskiego w odniesieniu do ruchów postrzeganych przez matkę”, XIX Krajowa Konferencja Biocybernetyka i Bioinżynieria, 2015, Warszawa, X 2015, 175.

K2. Wróbel J., Jeżewski J., Horoba K., Matonia A., Czabański R.: "Kliniczna ocena zawartości informacyjnej sygnału chwilowej intensywności ruchowej płodu", XI Konferencja „Majówka Młodych Biomechaników”, 2014, Ustroń, V 2014, 137-138.

K3. Wróbel J., Roj D., Horoba K., Jeżewski J., Czabański R.: “Analysis of FHR Variability Extracted from Mechanical and Electrical Fetal Heart Activity Signals”, IFMBE Proceedings of the V Congress on Biomedical Engineering CLAIB, 2011, Hawana, V 2011, Springer Verlag, 2013, Vol.33, 1074-1077.

K4. Jeżewski J., Roj D., Wróbel J., Horoba K., Czabański R., Kotas M.: „Porównanie wzrokowej i komputerowej metody wykrywania akceleracji i deceleracji w sygnale częstości uderzeń serca płodu”, XVII Krajowa Konferencja Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna, 2011, Gliwice, X 2011, 1-7.

K5. Wróbel J., Jeżewski J., Roj D., Przybyła T., Matonia A.: „Reducing Influence of Doppler Ultrasound Signal Processing Techniques on Fetal Heart Rate Variability”, in “Selected Topics in Applied Computer Science”, Editors: Hamido Fujita, Jun Sasaki, Applied Computer Science Series, WSEAS Press, 2010, Iwate, X 2010, 128-134.

K6. Roj D., Wróbel J., Horoba K., Przybyła T., Kupka T.,: “Improving the Periodicity Measurement in Fetal Heart Activity Signal”, International Conference on Medical Informatics and Technologies, 2010, Zakopane, X 2010, Vol. 16, 19-26.

K7. Wróbel J., Jeżewski J., Horoba K.: ”Coping with limitations of bedside measurement instrumentation for reliable assessment of fetal heart rate variability“, in “Information Technologies in Biomedicine”, Editors: Piętka E., Kawa J., Advances in Soft Computing Series, Vol. 47, Springer Verlag, 2008, Kamień Śląski, VI 2008, 307-314.

K8. Kupka T., Wróbel J., Jeżewski J., A. Gacek, Jeżewski M.: “Evaluation of fetal heart rate baseline estimation method using testing signals based on the statistical model”, 28th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2006, Nowy Jork, IX 2006, 3728-3731.

K9. Wróbel J., Jeżewski J., Horoba K., Gacek A.: “Accuracy limitations of the Doppler ultrasound signal in relation to FHR variability analysis”, 13th Nordic Baltic

Conference Biomedical Engineering and Medical Physics, 2005, Umea, VI 2005, Vol. 9, 295-296.

K10. Kupka T., Jeżewski J., Matonia A., Horoba K., Wróbel J.: "Timing events in Doppler ultrasound signal of fetal heart activity", Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2004, San Francisco, IX 2004, 337-340.

K11. Gacek A., Wróbel J., Jeżewski J., Horoba K.: "The influence of acquisition method on fetal heart rate variability measurements". IFMBE Proceedings of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 2003, Sydney, VIII 2003, Vol. 4, 138-139.

K12. Jeżewski J., Wróbel J., Kupka T., Matonia A., Horoba K., Widera M.: "Reliability and quality of ultrasound measurements of fetal heart rate variability", International Conference on Medical Informatics and Technologies, 2003, X Szczyrk, Vol. 6, 21-26.

K13. Jeżewski J., Wróbel J., Horoba K., Gacek A.: „Ocena dokładności analizy zmienności chwilowej dla sygnału częstości uderzeń serca płodu rejestrowanego ultradźwiękowo". XIII Konferencja Naukowa Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna, 2003, Gdańsk, IX 2003, tom2, 1089-1095.

K14. Jeżewski J., Wróbel J., Horoba K., Gacek A., Sikora J.: "Fetal heart rate variability: clinical experts versus computerized system interpretation". 24th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2002, Huston, X 2002, 1617-1618.

K15. Jeżewski J., Wróbel J., Horoba K., Matonia A., Kupka T.: "Estimation of beat-to-beat accuracy of fetal heart rate data obtained via Doppler ultrasound". IFMBE Proceedings of 2nd European Medical & Biological Engineering Conference EMBEC, 2002, Wiedeń, XII 2002, Vol. 3, 1536-1537.

K16. Jeżewski J., Wróbel J., Horoba K., Gacek A.: „Metody przetwarzania sygnału czynności serca płodu rejestrowanego ultradźwiękowo". XII Krajowa Konferencja Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna, 2001, Warszawa XI 2001, Tom I, 333-337.

K17. Wróbel J., Jeżewski J., Gacek A., Horoba K.: "The Influence of Indirect Doppler Ultrasound Method on Fetal Heart Rate Variability Measurement", 21th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 1999, Atlanta, IX 1999, 248-251.

K18. Wróbel J., Jeżewski J., Horoba K., Graczyk S.: „Ocena przydatności sygnału aktywności ruchowej płodu dla potrzeb kardiotokografii przedporodowej", III Konferencja Techniki Informatyczne w Medycynie TIM, 1998, Ustroń, X 1998, 49-56.

K19. Jeżewski J., Horoba K., Wróbel J., Graczyk S.: "Acquisition and digitization of FHR baseline from printed cardiotocographic traces", 4th European Conference on Engineering and Medicine ESEM, 1997, Warsaw, V 1997, 322-323.

K20. Wróbel J., Hajduk B., Rolla K., Horoba K., Jeżewski J., Graczyk S., Sikora J.: "Evaluation of fetal heart rate variability measurements with respect to signal acquisition method". Proc. of the 4th International Conference on Computers in Medicine, 1997, Zakopane, V 1997, Vol.2, 158-163.

K21. Wróbel J., Rolla K., Hajduk B., Horoba K., Jeżewski J., Graczyk S.: "Application of artificially generated input traces to comparison of mathematical formulas for fetal heart rate variability analysis". Proc. of the 4th International Conference on Computers in Medicine, 1997, Zakopane, V 1997, Vol.2, 164-167.

K22. Hajduk B., Wróbel J., Gacek A., Rolla K., Horoba K., Jeżewski J.: „Wstępna ocena sygnału aktywności ruchowej płodu rejestrowanego automatycznie przez kardiotokograf", III Konferencja Naukowo-Techniczna Mechatronika, 1997, Warszawa, XI 1997, Tom1, 281-286.

K23. Hajduk B., Wróbel J., Rolla K., Horoba K., Jeżewski J., Gacek A.: „Ocena mechanicznej i elektrycznej aktywności serca płodu", II Konferencja Techniki Informatyczne w Medycynie TIM, 1997, Ustroń, X 1997, 251-259.

K24. Wróbel J., Jeżewski J., Horoba K., Hajduk B., Rolla K.: "Preliminary evaluation of actocardiograph – a new model of fetal monitor", International Workshop Biomedical Engineering & Medical Informatics, 1997, Gliwice, IX 1997, 51-53.

Automatyczna klasyfikacja kardiotokogramów

K25. Czabański R., Jeżewski M., Wróbel J., Jeżewski J., Horoba K.: "Classification of the Fetal Monitoring Signals Using Fuzzy Scoring System", IFMBE Proceedings of the V Congress on Biomedical Engineering CLAIB, 2011, Hawana, V 2011, Springer Verlag, 2013, Vol.33, 850-853.

K26. Czabański R., Wróbel J., Jeżewski J.: „Fetal state evaluation with fuzzy analysis of newborn attributes using CUDA architecture", International Conference on Medical Informatics and Technologies, 2013, Lądek Zdrój, X 2013, Vol. 22, 125-133.

K27. Przybyła T., Wróbel J., Czabański R., Horoba K., Pander T., Momot M.: "Segmentation of Biomedical Signals Using an Unsupervised Approach", International Conference on Medical Informatics and Technologies, Lądek Zdrój, 2012, X 2012, Vol. 19, 124-131.

K28. Czabański R., Jeżewski M., Wróbel J., Horoba K., Jeżewski J..: "Neuro-fuzzy approach to the classification of fetal cardiotocograms", IFMBE Proceedings of 14th Nordic Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics, 2008, Ryga, VI 2008, Vol. 20, 446-449.

K29. Jeżewski M., Wróbel J., Horoba K., Gacek A., Henzel N., Łęski J.: „The prediction of fetal outcome by applying neural network for evaluation of CTG records" in "Computer Recognition Systems 2", Editors: Kurzyński M., Puchała E., et. al., Advances in Soft Computing Series, Vol. 45, Springer Verlag, 2007, Wrocław, X 2007, 532-541.

K30. Jeżewski M., Wróbel J., P. Łabaj, J. Łęski, N. Henzel, Horoba K., Jeżewski J.: "Some Practical Remarks on Neural Networks Approach to Fetal Cardiotocograms Classification" 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Lion, VIII 2007, 5170-5173.

K31. Jeżewski M., Łabaj P., Wróbel J., Horoba K., Gacek A.: „Adaptacyjna metoda lokalizacji dna w zjawiskach deceleracji sygnału FHR", XV Krajowa Konferencja Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna, Wrocław, IX 2007, 95.1-95.4.

K32. Jeżewski M., Łabaj P., Wróbel J., Matonia A., Jeżewski J., Cholewa D.: "Automated Classification of Deceleration Patterns in Fetal Heart Rate Signal Using Neural Networks", IFMBE Proceedings of the IV Congress on Biomedical Engineering CLAIB, 2007, Margarita, IX 2007, Vol.18, 5-8.

Systemy monitorowania matki i dziecka

K33. Jeżewski J., Pawlak A., Wróbel J., Horoba K., Penkala P.: "Towards a Medical Cyber-Physical System for Home Telecare of High-Risk Pregnancy", Proc. of 13th

Conference on Programmable Devices and Embedded Systems, 2015, Kraków, V 2015, 477-484.

K34. Wróbel J., Matonia A., Horoba K., Jeżewski J., Czabański R., Pawlak A., Porwik P.: "Smart selection of signal analysis algorithms for telecare of high-risk pregnancy", International Conference on Medical Informatics and Technologies, 2014, Szczyrk, X 2014,Vol. 23, 27-33.

K35. Wróbel J., Horoba K., Jeżewski J., Kupka T., Jeżewski M., Przybyła T.: "Quality Based Adaptation of Signal Analysis Software in Pregnancy Home Care System", IFMBE Proceedings of the XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing MEDICON'2013, L.M. Roa Romero Ed., Sewila, IX 2013, Vol. 41, 559-562.

K36. Pander T., Wróbel J., Czabański R., Jeżewski J.: "Uśrednianie odporne quasi-okresowych sygnałów biomedycznych", XVIII Krajowa Konferencja Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna, 2013, Gdańsk, X 2013, 68.1-6.

K37. Wróbel J., Horoba K., Roj D., Jeżewski M., Przybyła T.: "Nowoczesny system monitorowania zagrożeń płodu oparty na bezprzewodowej transmisji danych", X Konferencja "Majówka Młodych Biomechaników", 2013, Ustroń, V 2013, 169-170.

K38. Wróbel J., Matonia A., Kotas M., Przybyła T., Horoba K.: „Wireless Fetal Monitoring at Home with on-line Signal Analysis", IFMBE Proceedings of the 5th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, 2011, Budapeszt, IX 2011, Vol. 37, 906-909.

K39. Roj D., Horoba K., Wróbel J., Kotas M., Jeżewski J., Przybyła T.: „Telemedical application for centralized home care of high-risk pregnancy based on control sharing approach", IFMBE Proceedings of the World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 2009, Monachium, IX 2009, Vol. 25, 59-62.

K40. Roj D., Wróbel J., Horoba K., Kotas M., Przybyła T.: "Modification of obstetrical surveillance systems for effective patient management and homecare of at-risk pregnancy", International Conference on Medical Informatics and Technologies, 2009, Szczawnica, X 2009, Vol. 13, 201-206.

K41. Horoba K., Wróbel J., Roj D., Kupka T., Matonia A., Jeżewski J.: „Ensuring the real time signal transmission using GSM/Internet technology for remote fetal monitoring", in "Information Technologies in Biomedicine", Editors: Piętka E., Kawa J., Advances in Soft Computing Series, Vol. 47, Springer Verlag, 2008, Kamień Śląski, VI 2008, 291-298.

K42. Wróbel J., Jeżewski J., Matonia A. , Kupka T. , Gacek A., Roj D.: "Telemedical system for home fetal monitoring with online analysis of bioelectrical abdominal signals", International Conference on Medical Informatics and Technologies, 2008, Szczawnica, X 2008, Vol. 12, 91-96.

K43. Jeżewski J., Wróbel J., Horoba K., Kupka T., Matonia A.: „Centralised fetal monitoring system with hardware-based data flow control", Proc. of III International Conference MEDSIP, 2006, Glasgow, VII 2006, 51-54.

K44. Wróbel J., Jeżewski J., Kupka T., Gacek A., Jeżewski M.: "Computerised system for oxygenation monitoring in newborn infants", International Conference on Medical Informatics and Technologies, 2006, Wisła, X 2006, 212-217.

K45. Jeżewski J., Matonia A., Kupka T., Wróbel J.: “Fetal monitoring with online processing of electrocardiographic signals”, IFMBE Proceedings of 3nd European Medical & Biological Engineering Conference EMBEC 2005, Praga, XI 2005, Vol. 11, 1702, 1-5.

K46. Widera M., Wróbel J., Owczarek A., Matonia A., Jeżewski M.: “Data management system for computer aided biophysical monitoring”, 27th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2005, Shanghaj, IX 2005, 4712-4715.

K47. Widera M., Wróbel J., Matonia A., Jeżewski M., Horoba K., Kupka T.: “Indexing Biomedical Stream in Data Management System”, International Conference on Medical Informatics and Technologies, 2005, Ustroń, X 2005, Vol. 9, 107-112.

K48. Widera M., Jeżewski J., Wróbel J., Horoba K., Gacek A.: „Zarządzanie danymi w systemach monitorowania sygnałów biomedycznych”, XIV Krajowa Konferencja Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna, 2005, Częstochowa, IX 2005, Tom I, 479-484.

K49. Jeżewski J., Wróbel J., Horoba K., Widera M., Gacek A.: “Efficient interfacing fetal monitoring instrumentation in computerized surveillance system”, IFMBE Proceedings of the Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing MEDICON, 2004, Iskia, VIII 2004, Vol. 6, 484-487.

K50. Wróbel J., Widera M., Horoba K., Jeżewski J., Winiarczyk R.: “Declarative algebra and continuous query language for biomedical stream processing in fetal monitoring system”, 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2004, San Francisco, IX 2004, 3175-3178.

K51. Widera M., Wróbel J., Widera A., Matonia A.: “A method of the ensuring data integrity in a data stream management system”, International Conference on Medical Informatics and Technologies, 2004, Ustroń, XI 2004, Vol. 8, 141-148.

K52. Jeżewski J., Horoba K., Wróbel J., Matonia A., Kupka T.: “Fast prototyping of an interface between new bedside device and computerized fetal monitoring system”. 24th Annual International Conference of the IEEE EMBS, 2002, Huston, X 2002, 1801-1802.

K53. Jeżewski J., Wróbel J., Horoba K., Gacek A.: “Instrumentation for fetal monitoring – improvement in Doppler ultrasound technology”. International Conference on Medical Informatics and Technologies, 2001, Ustroń, XI 2001, Vol.2, 17-26.

K54. Jeżewski J., Wróbel J., Horoba K., Graczyk S.: “Designing the useful data presentation formats for fetal monitoring system”, 5th International Conference on Computers in Medicine, 1999, Łódź, IX 1999, 181-185.

K55. Jeżewski J., Wróbel J., Horoba K., Graczyk S.: “Implementation of graphical user interface in computer-aided fetal monitoring system”, 5th Conference of the European Society for Engineering and Medicine, 1999, Barcelona, VI 1999, 249-250.

K56. Jeżewski J., Wróbel J., Horoba K., Graczyk S., Gacek A.: „Komputerowa interpretacja badania kardiotokograficznego w formie testu niestresowego”, XI Konferencja Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna, 1999, Warszawa, XII 1999, Tom2, 670-674.

K57. Jeżewski J., Wróbel J., Horoba K., Graczyk S.: “Establishing criteria for automated evaluation of non stress test in antepartum cardiotocography”, VIII Mediterranean

Conference on Medical and Biological Engineering and Computing – MEDICON, 1998, Cypr, VI 1998, 24.8.1-5.

K58. Wróbel J, Jeżewski J., Horoba K., Gacek A., Graczyk S., Hajduk B., Rolla K.: "System for centralized fetal monitoring", Proc. of the 2nd IMACS International MultiConference on Computational Engineering in Systems Applications CESA, 1998, Hammamet, IV 1998, 772-775.

K59. Wróbel J., Jeżewski J., Horoba K., Graczyk S., Rolla K., Hajduk B.: „Komputerowy system monitorowania płodu: I. Struktura sprzętowa", X Konferencja Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna, 1997, Warszawa, XII 1997, Tom2, 777-780.

Elektrohisterografia

K60. Horoba K., Jeżewski J., Wróbel J., Gacek A.: "Quantification of electrical activity of pregnant human uterus in time and frequency domains". IFMBE Proceedings of the 12th Nordic Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics, 2002, Rejkjawik, VI 2002, 160-161.

6. Podsumowanie

Podsumowując, należy podkreślić, że omówiony cykl prac autora zarówno w ramach głównego osiągniecia naukowego, jak i prac innych wniósł znaczący wkład w rozwój metod przetwarzania i analizy sygnałów oraz rozwiązań konstrukcyjnych w aparaturze i systemach komputerowych dla opieki nad kobietą w ciąży.

6.1 Najistotniejsze rozwiązania w ramach osiągniecia naukowego

Przedstawione osiągnięcie naukowe obejmuje następujące rozwiązania:

- Opracowanie metody przetwarzania sygnału ultradźwiękowego z zastosowaniem trzech okien pomiarowych, odpowiadających rożnym głębokościom penetracji, co pozwala zastosować szerszą wiązkę ultradźwiękową, a tym samym znacznie wspomaga procedurę lokalizacji serca płodu.

- Analizy zawartości informacyjnej sygnału dopplerowskiego echa serca pod kątem występowania poszczególnych faz cyklu pracy serca płodu w odniesieniu do równolegle rejestrowanego elektrokardiogramu płodu.

- Opracowanie metody dynamicznego doboru parametrów okna funkcji autokorelacji w oparciu o analizę historii mierzonych długości cykli pracy serca płodu.

- Zaproponowanie korekcji przebiegu funkcji autokorelacji przez nałożenia okna trójkątnego tłumiącego fałszywe maksima funkcji, występujące w przypadku analizy sygnału ultradźwiękowego o słabej jakości.

- Opracowanie algorytmu wyboru reprezentatywnego pomiaru cyklu pracy serca płodu w oparciu o śledzenie zmian położenia szczytu funkcji autokorelacji oraz obserwacji jego amplitudy.

- Opracowanie metody wyznaczenia ciągu zdarzeń, odpowiadających pojawianiu się nowych uderzeń serca, w seriach pomiarów dostarczanych przez cykliczne wyznaczanie funkcji autokorelacji.

- Opracowanie metodyki oceny zawartości informacyjnej aktogramu ciągłego w oparciu o analizę równolegle rejestrowanych obrazów ultrasonograficznych.

- Opracowanie algorytmu detekcji ruchów płodu w oparciu o sygnał aktogramu ciągłego, w którym próg detekcji jest adaptacyjnie modyfikowany w zależności od historii charakterystyki aktualnie analizowanego fragmentu sygnału wejściowego.

- Opracowanie metody wykrywania zjawiska koincydencji sygnałów częstości uderzeń serca matki i płodu w czasie trwania sesji monitorowania płodu przy założeniu minimalnej uciążliwości tego procesu dla pacjentki.

- Zastosowanie filtracji miriadowej do estymacji linii podstawowej sygnału częstości uderzeń serca płodu FHR w oparciu o założenia, iż reprezentuje ona sygnał wolnozmienny, zaś zjawiska akceleracji i deceleracji zakłócenia impulsowe.

- Opracowanie metodyki oceny poszczególnych składowych błędu pomiaru cykli pracy serca w torze ultradźwiękowym nowej generacji monitora płodu, który wykorzystuje funkcję autokorelacji.

- Zaproponowanie algorytmu korekcji wskaźników opisu zmienności chwilowej sygnału FHR, który uwzględnia niekorzystny wpływ uśredniania długości kolejnych cykli pracy serca spowodowanych przez algorytm autokorelacji wbudowany w danym modelu monitora płodu.

- Ocena wpływu strat w sygnale częstości uderzeń serca płodu na wartość diagnostyczną wskaźników dla opisu zmienności chwilowej sygnału.

6.2 Pozostałe osiągnięcia naukowo-badawcze

Tematyka pozostałych prac autora oraz związane z tym osiągnięcia stanowią uzupełnienie problematyki przedstawionej w głównym osiągnieciu naukowym i obejmują następujące zagadnienia:

a) Zastosowanie metod inteligencji obliczeniowej do automatycznej klasyfikacji sygnałów kardiotokograficznych oraz predykcji stanu urodzeniowego płodu;
b) Poprawa funkcjonalności i niezawodności systemów monitorowania płodu poprzez zastosowanie najnowszych metod projektowania medycznych systemów cyber-fizycznych MCPS (ang. *Medical Cyber-Physical Systems*), oraz technik teleinformatycznych dla domowego monitorowania pacjentek w ciąży wysokiego ryzyka;
c) Zastosowanie zaawansowanych metod przetwarzania sygnału elektrokardiogramu płodu rejestrowanego nieinwazyjnie z powierzchni brzucha matki;
d) Analiza informacji o czynności skurczowej macicy w oparciu o alternatywną metodę rejestracji sygnału aktywności elektrycznej – elektrohisterogramu.

Ad. a)

Prace badawcze prowadzone w tym obszarze są naturalną kontynuacją problematyki głównej, jako że dotyczą wykorzystania wyników analizy sygnałów kardiotokograficznych do jakościowej oceny stanu płodu. Prace ukierunkowane są na opracowanie skutecznych metod automatycznej klasyfikacji sygnałów oraz predykcji stanu płodu.

Skupiono się na praktycznym zastosowaniu metod inspirowanych przez teorię uczenia statystycznego w procesie automatycznej diagnozy zgodnej z interpretacją kliniczną eksperta [A4]. Punktem wyjścia jest właściwy dobór zbioru cech analizowanych sygnałów, na których bazują klasyfikatory [A1]. W pracach analizowano skuteczność sztucznych sieci neuronowych [E8] [K29] [K30], wnioskowania rozmytego [A3][K25] oraz systemów łączących wnioskowanie rozmyte z możliwościami uczenia się sztucznych sieci neuronowych – struktury neuronowo-rozmyte ANBLIR (ang. Artificial Neural Network Based on Logical Interpretation of If-then Rules) [A2].

Oceniono efektywność innych metod inteligencji obliczeniowej dla klasyfikacji stanu płodu, w tym metody wektorów podtrzymujących SVM (ang. Support Vector Machine) [E9][K26] oraz uczenia epsilon-nieczułego [E10].

Ad. b)

Opracowane algorytmy analizy sygnałów zarejestrowanych w trakcie monitorowania płodu, oraz metody ich klasyfikacji znalazły praktyczne zastosowanie w szeroko rozumianej klasie systemów monitorowania płodu. Dowodem jest wspomniany wcześniej System MONAKO dla zastosowań klinicznych, oraz kolejne prace przedstawiające nowatorskie rozwiązania w tej dziedzinie [K37], w tym koncepcję nowej struktury systemu [K43], dedykowanej struktury dla bazy sygnałów biomedycznych [K46], czy objęcia nadzorem noworodków w ramach oddziałów intensywnej opieki medycznej [E11].

Nadążając za obecnymi trendami zmierzającymi do coraz powszechniejszego wprowadzania systemów telemedycznych umożliwiających monitorowanie pacjentów w ich domach, opracowano nowatorskie algorytmy analizy i procedury samokontroli dedykowane dla zdalnego monitorowania pacjentek w ciąży zagrożonej [A5].

Przedstawiono metodykę projektowania bazującą na wytycznych stawianych medycznym systemom cyberfizycznym MCPS [G5], a dotyczących wymogów istotnych z punktu widzenia telemonitorowania. Rozwiązania te dotyczyły między innymi: inteligentnego alarmowania, automatycznej konfiguracji urządzeń pomiarowych (technika Medical Plug-and-Play), czy wymiany informacji ze szpitalnymi systemami informatycznymi. Analizując ograniczenia kanału transmisji bezprzewodowej GSM z domu pacjentki do centrum nadzoru zaproponowano programowe rozwiązanie zapewniające ciągłość prezentacji monitorowanych sygnałów [E12]. Opracowano procedury telemonitorowania z rozproszonym sterowaniem sesji monitorowania. Wszystkie te nowatorskie rozwiązania zostały przedstawione w szeregu prac: K34, K35, K38, K40, K41, K42, K46, K49, K50, K51, K53, K54, K55, K57 i K58.

Ad. c)

Zastosowanie nieinwazyjnej elektrokardiografii płodu dla pozyskania informacji o jego stanie uznano za szczególnie atrakcyjne dla telemonitorowania domowego, głównie ze względu na koszt i prostotę aparatury rejestrującej,. Jedyna możliwa do zastosowania w takim przypadku metoda pośrednia, polegająca na rejestracji sygnałów brzusznych, wymagała rozwiązania szeregu problemów w procesie wyodrębniania elektrokardiogramu płodu wśród silnych zakłóceń. Oceniono wpływ koincydencji zespołów QRS matki i płodu na proces tłumienia znacznie silniejszego elektrokardiogramu matki, a tym samym na wynikową postać elektrokardiogramu płodu [A6], a następnie opracowano dedykowany algorytm tłumienia sygnałów matki, który nie wprowadza żadnych zniekształceń w sygnale FEKG [A7].

Odrębnym zagadnieniem było zastosowanie elektokardiogramu płodu rejestrowanego bezpośrednio, jako informacji referencyjnej dla oceny wpływu zaproponowanej metody przetwarzania sygnału ultradźwiękowego na dokładność wyznaczania sygnału FHR oraz na parametry opisu jego zmienności chwilowej [E13].

Jednym z najważniejszych osiągnięć w ramach tej tematyki jest współautorstwo unikalnej w skali światowej referencyjnej bazy elektrokardiogramów płodu. Obejmuje ona synchronicznie zarejestrowane sygnały bezpośredniego i pośredniego FEKG. Baza ta jest umieszczona w bibliotece PhysioNet, jest ogólnie dostępna i stanowi cenne źródło danych wzorcowych niezbędnych do walidacji nowych algorytmów analizy sygnałów FEKG.

Link do bazy: https://physionet.org/physiobank/database/adfecgdb/

Ad. d)

Prace badawcze prowadzone w tym obszarze dotyczyły opracowania metody rejestracji oraz przetwarzania sygnału elektrycznej aktywności mięśnia macicy dla pozyskania zarówno klasycznej, mechanicznej informacji o skurczach jak i dodatkowej, o potencjalnie wyższej wartości diagnostycznej. Dokonano oceny elehtrohisterografii jako metody alternatywnej dla klasycznej tokografii w zakresie detekcji oraz oceny mechanicznej aktywności skurczowej mięśnia macicy [A1]. Zaproponowano metody wyodrębniania składowych elektrohistrogramu oraz zdefiniowano szereg parametrów częstotliwościowych dla oceny własności elektrofizjologicznych mięśnia macicy [K60]. Za istotne, szczególnie w aspekcie wykrywania zagrożenia porodem przedwczesnym, należy uznać prace dotyczące wizualizacji fali skurczowej mięśnia macicy [A8].

6.3 Wykorzystanie wyników badań w praktyce

1. System MONAKO

   Udział w tworzeniu i dalsze doskonalenie Systemu MONAKO – komputerowego systemu monitorowania płodu dla skutecznego wspomagania wczesnej diagnostyki stanu zagrożenia matki i dziecka w czasie ciąży i porodu. Pierwsza wersja systemu powstała w Instytucie Techniki i Aparatury Medycznej ITAM w 2002 roku, od tego czasu zainstalowano ponad 120 Systemów MONAKO.

   http://www.itam-system.com/index.php?action=monako

2. System KOMPOREL

   Udział w tworzeniu i dalsze doskonalenie Systemu KOMPOREL – komputerowego systemu do nieinwazyjnej diagnostyki stanu płodu w oparciu o rejestracje i analizę sygnałów bioelektrycznych. Pierwsza wersja systemu powstała w Instytucie Techniki i Aparatury Medycznej ITAM w roku 2002, od tego czasu zainstalowano sześć Systemów KOMPOREL.

   http://www.itam-system.com/index.php?action=komporel

3. System SATURNO

   Udział w tworzeniu i dalsze doskonalenie Systemu SATURNO – komputerowego systemu do centralnego nadzoru noworodków na oddziałach intensywnej opieki medycznej. System przeznaczony jest do rejestracji i analizy sygnałów utlenowania krwi tętniczej oraz częstości rytmu serca noworodków, wizualizacji sygnałów, alarmowania oraz archiwizacji danych. Pierwsza wersja systemu powstała w Instytucie Techniki i Aparatury Medycznej ITAM w roku 2002, od tego czasu zainstalowano cztery Systemy SATURNO.

   http://www.itam-system.com/index.php?action=monakosaturno

4. Kardiotokograf BFM

   Udział w opracowaniu i dalsze doskonalenie serii kardiotokografów Fetal Monitor BFM (modele 10, 20, 30). Są to pierwsza w całości polskie aparaty dla monitorowania matki i płodu z wbudowaną analizą sygnałów. Pierwszy model został opracowywane w firmie BRAEL – Aparaty Medyczne z siedzibą w Puławach już w roku 2012 roku, przy współpracy Instytutu Techniki i Aparatury Medycznej ITAM.

   http://www.brael.com.pl/pl/BFM-10.htm

6.4 Osiągnięcia naukowo-badawcze – informacje bibliometryczne

Na dorobek naukowy autora składa się ponad **240 publikacji** zagranicznych i krajowych. Z czego dziewięć weszło w skład głównego osiągnięcia naukowego, a 22 najważniejsze prace spośród tych, które nie weszły w skład cyklu, wymieniono w Rozdziałach 5.1 i 5.2. Ponadto w Rozdziale 5.3 przedstawiono 60 wybranych prac prezentowanych na konferencjach zagranicznych i krajowych. W ramach omawianej tematyki autor kierował czterema projektami badawczymi, a także był głównym wykonawcą w sześciu innych projektach. Szczegółowe zestawienie ilościowe opublikowanych prac z podziałem na okres przed i po doktoracie prezentuje Tabela 1.

Sumaryczny Impact Factor dla **15 prac** autora znajdujących się **w bazie JCR** wynosi **IF = 12,5**. Baza Web of Science zawiera **75 publikacji** autora, z ogólną **liczbą cytowań 182** (w tym 125 bez autocytowań), Indeks Hirscha wynosi **h = 8**. Szczegółowe dane bibliometryczne z uwzględnieniem różnych baz danych prezentuje Tabela 2.

Opublikowane oryginalne prace naukowe				
Rodzaj publikacji	***IF***	***Przed doktoratem***	***Po doktoracie***	***Łącznie***
Czasopisma z listy JCR	12,5	0	15	15
Inne czasopisma	---	23	68	91
Materiały konferencyjne	---	61	75	136
Razem	12,5	84	158	242
Udział w projektach				
Projekty badawcze		2	8	10

Tab. 1. Zestawienie ilościowe i punktowe osiągnieć naukowych przed i po doktoracie.

Wskaźniki oceny dorobku naukowego			
Źródło danych	***Web of Science***	***Scopus***	***Google Scholar***
Indeks Hirscha	8	9	14
Liczba cytowań	182	217	699
Liczba cytowań bez autocytowań	125	126	---
Liczba publikacji w bazie	75	61	144

Tab. 2. Dane bibliometryczne według różnych baz danych.