

„Nowe metody analizy rejestrowanego ultradźwiękowo rytmu serca płodu dla potrzeb kardiologii”

Główna tematyka mojej pracy naukowej w ciągu ostatnich 14 lat (po uzyskaniu doktoratu), koncentrowała się na opracowaniu metodyki badawczej, rozwiązań programowych oraz konstrukcji sprzętowych dla rejestracji metodą ultradźwiękową sygnału rytmu serca i aktywności ruchowej płodu wraz z komputerową ich analizą. Uzyskane osiągnięcia 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 kardiologii 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 ciągłych zmian jakości pozyskiwanych danych spowodowanych specyfiką środowiska pomiarowego.

We współczesnym położnictwie monitorowanie płodu jest niezwykle istotnym elementem oceny stanu płodu w okresie ciąży i porodu. W chwili obecnej najbardziej znaną i rozpowszechnioną metodą biofizycznego monitorowania płodu jest kardiologia, czyli ocena zmian rytmu pracy serca płodu na tle czynności skurczowej macicy i aktywności ruchowej 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. Spośród wielu różnych technik rejestracji sygnału czynności serca płodu najbardziej popularną jest pośrednia metoda dopplerowska. Wiązka ultradźwięków przenikająca płód generowana jest z przetwornika sprzężonego akustycznie z powierzchnią brzucha matki. Echo powracające po odbiciu fali od poruszających się tkanek, 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 wykrywają się w oparciu o ruchy zastawek i/lub ścian serca. Wprowadzenie impulsowej wiązki ultradźwięków umożliwiło selektywny dobór głębokości i grubości obszaru, z którego analizowany jest sygnał odbitego echa.

W ramach swoich badań opracowałem metodę przetwarzania sygnału ultradźwiękowego z zastosowaniem trzech okien pomiarowych, odpowiadających różnym głębokościom penetracji, co pozwala użyć znacznie szerszej wiązki ultradźwiękowej, a tym samym istotnie upraszcza procedurę lokalizacji serca płodu

Pomiar okresowości w ultradźwiękowym sygnale dopplerowskim realizowany jest w oparciu o metody korelacyjne. W przypadku zastosowania autokorelacji, cyklicznie tworzone jest okno zawierające bieżący fragment obwiedni sygnału, obejmujący przynajmniej dwa pełne cykle pracy serca płodu. Taka długość okna powoduje, że wyznaczona długość cyklu pracy serca w rzeczywistości reprezentuje wartość średnią z uwzględnieniem sąsiednich uderzeń serca płodu. Dla zachowania stałej dokładności pomiaru, długość okna musi być dynamicznie dobierana do chwilowej wartości okresowości.

W tym celu opracowałem nową metodę dynamicznego doboru parametrów okna dla funkcji autokorelacji wykorzystującą zbiór reguł decyzyjnych opartych o analizę historii wcześniejszych pomiarów cykli pracy serca płodu. Zastosowanie adaptacyjnego sterowania parametrami okna znacząco ograniczyło niekorzystne uśrednianie pomiarów okresowości sygnału (charakterystyczne dla autokorelacji), a także istotnie zmniejszyło złożoność obliczeniową algorytmu. Z kolei wielokrotny pomiar długości pojedynczego cyklu pracy serca przyczynił się do poprawy odporności na zakłócenia związane z ultradźwiękowym torem pomiarowym.

Gdy jakość sygnału dopplerowskiego jest wysoka, maksimum funkcji autokorelacji jest wyraźne i dokładnie wyznacza chwilową okresowość sygnału. W przypadku sygnału o niskiej jakości (znacznie niższej wartości maksimum), zachodzi duże prawdopodobieństwo fałszywego wykrycia lokalnego maksimum – błędnego pomiaru długości cyklu.

Aby temu zapobiec zaproponowałem korekcję wartości funkcji autokorelacji za pomocą okna trójkątnego o zmiennej szerokości, które skutecznie wytłumiło fałszywe maksima funkcji. Zastosowanie korekcji pozwoliło ponad dwukrotnie zmniejszyć liczbę błędnych pomiarów.

Ponieważ analiza chwilowej zmienności rytmu serca płodu wymaga dokładnych wartości długości kolejnych cykli, konieczny jest podział ciągu pomiarów na segmenty odpowiadające poszczególnym cyklom pracy serca, oraz ustalenie reprezentatywnej wartości okresowości dla każdego z segmentów.

W tym celu zaproponowałem nową metodę wyznaczenia uszeregowanego w czasie ciągu zdarzeń, odpowiadających pojawianiu się nowych uderzeń serca, która polega na segmentacji ciągu pomiarów w

oparcie o minimalizację funkcji kosztu i wielkości rozproszenia. Wykazałem, że moja metoda pomiaru zapewnia reprezentację sygnału FHR, jako ciągu czasowego zdarzeń, który jest identyczny z wyznaczonym na bazie wzorcowego elektrokardiogramu bezpośredniego. Dzięki temu uzyskany odsetek błędnych pomiarów jest znacznie niższy, zaś dokładność pomiarów okresowości jest znacząco wyższa niż dla poprzednio proponowanych metod.

Sygnal 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 FHR. Prawidłowo wyznaczona linia jest podstawą do wykrywania klinicznie istotnych zjawisk akceleracji i deceleracji. Do tej pory opracowano wiele różnych algorytmów do estymacji linii podstawowej, w większości przypadków działanie ich polega na sterowaniu procesem wyłączania z filtracji dolnoprzepustowej segmentów sygnału „podejrzanych” o przynależność do klasy zjawisk akceleracji lub deceleracji. Przesłankami do wprowadzania kolejnych ulepszeń algorytmów estymacji linii było identyfikowanie wciąż nowych przykładów sygnałów, dla których stosowane dotychczas algorytmy działały błędnie.

Aby skutecznie ten problem rozwiązać, zaproponowałem użycie filtracji miriadowej do estymacji linii podstawowej sygnału częstości uderzeń serca płodu przyjmując, że w tym przypadku linia reprezentuje sygnał wolnozmienny, zaś zjawiska akceleracji i deceleracji zakłócenia impulsowe. W przeciwieństwie do dotychczas stosowanych algorytmów, użycie filtrów miriadowych dzięki małej liczbie dobieranych parametrów, znacznie ułatwia ich optymalizację pod kątem zgodności przebiegu linii podstawowej z interpretacją ekspertów klinicznych. Przeprowadziłem szczegółowe badania wpływu poszczególnych parametrów filtru wykazując, że zastosowanie filtru miriadowego stanowi istotny krok w rozwoju metod przetwarzania sygnału FHR z punktu widzenia skutecznej adaptacji dla potrzeb algorytmizacji obowiązujących w położnictwie wytycznych, co do interpretacji klinicznie istotnych zjawisk.

Istotną cechą prawidłowej czynności serca płodu jest ciągła obecność chwilowej zmienności FHR. Zmienność jest niewidoczna gołym okiem, jednak dzięki komputerowej analizie sygnału może być jednym z podstawowych parametrów oceny stanu płodu. Niestety metody wyznaczania dedykowanych wskaźników do opisu zmienności chwilowej są bardzo czułe na sposób rejestracji sygnału FHR.

Aby ocenić wiarygodność kliniczną pomiaru zmienności chwilowej przy użyciu ultradźwięków, opracowałem metodykę oceny metrologicznej w odniesieniu do poszczególnych składowych błędów pomiaru długości cyklu pracy serca w torze ultradźwiękowym monitorów płodu nowej generacji. Dodatkowo zaproponowałem algorytm do korekcy wskaźników opisu zmienności chwilowej sygnału FHR, który usuwa niekorzystny wpływ uśredniania kolejnych pomiarów przez algorytm przetwarzania sygnału wbudowany w danym modelu monitora płodu.

Podsumowując, pragnę podkreślić, że moje prace zarówno w ramach głównego osiągnięcia naukowego, jak i prace inne wniosły znaczący wkład w rozwój metod przetwarzania i analizy sygnałów oraz rozwiązań konstrukcyjnych w aparaturze i systemach komputerowych dla opieki nad kobietą w ciąży. Efektywność i wysoka skuteczność moich opracowań dotyczących metod rejestracji i analizy sygnałów biomedycznych w ramach monitorowania płodu została potwierdzona licznymi publikacjami oraz praktycznym wdrożeniami w postaci przyłóżkowej aparatury monitorującej oraz systemu wspomagającego nadzór nad matką i płodem w okresie ciąży i w czasie porodu. Pierwszy polski, nowoczesny monitor płodu jest obecnie w końcowej fazie opracowań Instytutu Techniki i Aparatury Medycznej ITAM w Zabrze 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 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 jestem współtwórcą, a który został opracowany i nadal jest rozwijany w ITAM-ie, 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 systemem 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 ciągle doskonalenie, zapewniają mu wysoką konkurencyjność na rynku polskim. Od czasu jego powstania zainstalowano ponad 120 Systemów MONAKO. 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. Powstawanie i rozwój systemu znalazły również odzwierciedlenie w wielu publikacjach naukowych, a także w trzech przyznanych patentach mojego autorstwa oraz w siedmiu zgłoszonych wnioskach patentowych. Jeden z tych patentów zajął I miejsce w Konkursie Eureka DGP 2016 „Odkrywamy polskie wynalazki” organizowanym przez Dziennik Gazetę Prawną w czerwcu 2016r.

Podsumowanie.

Na mój dorobek naukowy składa się ponad **240 publikacji** zagranicznych i krajowych. Z czego **dziewięć** stanowi cykl prac dokumentujących główne osiągnięcie naukowe. Sumaryczny Impact Factor dla wszystkich moich **17 prac** znajdujących się w **bazie JCR** wynosi **IF = 16,5**. Baza Web of Science zawiera **65 publikacji**, z ogólną liczbą cytowań **189** (w tym 132 bez autocytowań), Indeks Hirscha wynosi **h = 8**. W ramach powyżej przedstawionej tematyki kierowałem czterema projektami badawczymi finansowanymi przez KBN i NCN, a także byłem głównym wykonawcą w sześciu innych projektach.

Zestawienie ilościowe osiągnięć naukowych przed i po doktoracie.

Opublikowane oryginalne prace naukowe			
<i>Rodzaj publikacji</i>	<i>Przed doktoratem</i>	<i>Po doktoracie</i>	<i>Łącznie</i>
Czasopisma z listy JCR	0	17	17
Inne czasopisma	23	68	91
Materiały konferencyjne	61	75	136
Razem	84	160	244
Udział w projektach			
Projekty badawcze	2	8	10
Patenty			
Zgłoszone	0	7	7
Przyznane	0	3	3