

Łukasz DZIUDA<sup>1</sup>, Mariusz ŁUSZCZYK<sup>2</sup>, Zenon SZCZEPANIAK,  
Krzysztof RÓŻANOWSKI<sup>1</sup>, Franciszek SKIBNIEWSKI<sup>1</sup>

## MIKROFALOWY SENSOR ODDECHU I RYTMU SERCA

### NON-CONTACT RESPIRATION AND HEART RATE MICROWAVE SENSOR

<sup>1</sup> Wojskowy Instytut Medycyny Lotniczej, Warszawa  
Zakład Bioinżynierii Lotniczej

<sup>2</sup> Przemysłowy Instytut Telekomunikacji S.A., Warszawa

<sup>1</sup> Military Institute of Aviation Medicine, Warsaw  
Department of Aviation Bioengineering

<sup>2</sup> Telecommunication Industrial Institute S.A., Warsaw

**STRESZCZENIE: Wstęp.** W artykule zaprezentowano strukturę sensora mikrofalowego skonstruowanego dla potrzeb detekcji oddechu oraz rytmu serca. Czujnik składa się z mikrofalowego układu nadawczo-odbiorczego wraz z układem anten, układu akwizycji danych pomiarowych oraz modułu programowego realizującego algorytmy cyfrowego przetwarzania sygnałów. **Metoda.** Urządzenie pracuje na zasadzie radaru dopplerowskiego mierzącego zmianę fazy sygnału odbitego od obiektu poruszającego się, gdzie ruch związany jest z drganiami ciała powodowanymi oddechem i pracą serca. Sensor emituje sygnał na fali ciągłej o stałej częstotliwości w zakresie pasma ISM (2,4 GHz). Sygnał echa demodulowany w odbiorniku kwadraturowym przenosi informację o częstotliwości oddechu oraz rytmie serca monitorowanej osoby. **Wyniki.** Czujnik wykorzystano do monitorowania pacjenta z odległości do 50 cm (przy mocy sygnału wyjściowego 1 mW). W celu weryfikacji poprawności pracy sensora mikrofalowego wykorzystano sygnał porównawczy z pulsoksymetru. **Wnioski.** Sensor umożliwia bezkontaktowe pozyskiwanie sygnału niosącego informacje o czynności oddechowej oraz pracy serca monitorowanej osoby. W zależności od odległości między czujnikiem a monitorowaną osobą uzyskano wyniki obarczone względnym błędem pomiarowym w zakresie od 0 do 13%

\* Pracę wykonano w ramach projektu badawczego UDA-POIG 01.03.01-14-136/08 pn. „Opracowanie metod monitorowania aktywności psychofizjologicznej z funkcją automatycznego wykrywania zagrożeń”.

**SŁOWA KLUCZOWE:** detekcja oddechu, radar dopplerowski, rytm serca, zdalne pomiary

**SUMMARY: Objectives.** A wireless non-contact bio radar sensor designed to detect human heart rate and respiration signals is presented. Sensor consists of a microwave front-end, data acquisition unit and digital signal processing module on a laptop computer. **Method.** The device is based on the Doppler radar principle, where phase modulation carries information on heart rate and respiration activity. Sensor transmits continuous wave of 2.4 GHz (ISM band). The received signal (echo) is demodulated in a two-channel receiver (in-phase and quadratic). **Results.** Detection range up to 50 cm has been obtained With the output power of 1 mW. In order to verify the correctness of operation of the microwave sensors, a pulse oximeter has been used as a reference signal source. **Conclusions.** The sensor allows for non-contact monitoring breathing and heart rate of the monitored individual. Depending on the distance between the sensor and the monitored person, the relative measurement error in the range of 0-13% has been obtained

**KEYWORDS:** Doppler radar, heart rate, remote sensing, respiration detection

## Wstęp

W krajach wysoko rozwiniętych odsetek populacji cierpiący na dolegliwości związane z układem krążenia oraz różnego rodzaju dysfunkcjami układu oddechowego jest wciąż wysoki. Według Narodowego Programu Zdrowia na lata 2007-2015 choroby układu krążenia są przyczyną przedwczesnej umieralności i stanowią 52,6% zgonów kobiet i 41,1% zgonów mężczyzn w Polsce [1]. Według danych WHO, na choroby układu oddechowego umiera rocznie na świecie ponad 10 mln osób, co stanowi blisko 20% wszystkich zgonów. Szacuje się, że w ciągu najbliższych kilkunastu lat liczba ta przekroczy 12 mln. W Polsce z powodu chorób układu oddechowego umiera rocznie ponad 15 tys. osób. Koszty leczenia tych dolegliwości stanowią istotną część całego budżetu publicznej służby zdrowia. Sytuacja taka stwarza zapotrzebowanie społeczne na różnego rodzaju urządzenia wspomagające diagnostykę w tym, szczególnie pożądane, konstrukcje bezinwazyjne, bezkontaktowe.

Jednym ze sposobów realizacji nieinwazyjnych urządzeń spełniających powyższe kryteria są sensory mikrofalowe działające na zasadzie radaru Dopplera [2]. Wykorzystanie sensorów mikrofalowych pracujących w paśmie telekomunikacyjnym w zakresach ISM<sup>1</sup> może przyczynić się nie tylko do redukcji kosztów samego sensora przez wykorzystanie elementów w technologii COTS<sup>2</sup>, ale także ułatwić realizację funk-

---

<sup>1</sup> ISM - ang. Industrial, Scientific, Medical, pasma telekomunikacyjne, których użytkowanie dla celów przemysłowych, naukowych i medycznych nie wymaga licencji i zezwoleń narodowych urzędów ds. telekomunikacji

<sup>2</sup> COTS - ang. commercial, off-the-shelf, technologie i elementy elektroniczne dostępne komercyjnie w ogólnodostępnym obrocie handlowym

cji transmisji danych pomiarowych do punktu zbiorczej analizy medycznej prowadzonej przez zawodowe służby medyczne [2].

Wcześniej, na łamach Polskiego Przeglądu Medycyny Lotniczej, zaprezentowano artykuł opisujący początkowy etap prac nad bezkontaktowym mikrofalowym czujnikiem aktywności oddechowej oraz rytmu serca zawierający koncepcję takiego biosensora [3]. Niniejszy artykuł stanowi opis kontynuacji prac autorów w zakresie projektu, konstrukcji oraz przeprowadzenia laboratoryjnej ewaluacji możliwości pomiarowych czujnika.

Bezprzewodowe urządzenia monitorujące są niezwykle atrakcyjnym rozwiązaniem dla pacjentów, gdyż nie ograniczają ich ruchów i nie powodują poczucia dyskomfortu oraz podrażnień skóry przez elektrody, bądź różnego rodzaju paski mocujące. Cechy rozwiązania bezprzewodowego predysponują je do stosowania w przypadkach długotrwałego monitorowania oraz w sytuacji braku możliwości stosowania tradycyjnych rozwiązań przewodowych (np. brak dostępu do ciała pacjenta w przypadkach poparzeń znacznej powierzchni ciała).

Pomiary parametrów życiowych, w tym rytmu serca i oddechu, stanowią podstawę zarówno w warunkach bezpośredniego zagrożenia życia, jak i zabiegów ratunkowych oraz obserwacji klinicznej stabilnego pacjenta. Pomiary parametrów stanowią cenne źródło informacji diagnostycznej. Podstawowy pomiar w postaci detekcji rytmu serca i aktywności oddechowej świadczą o tym, że pacjent żyje. Wyznaczenie rytmu serca (HR) oraz zmienności rytmu serca (HRV<sup>3</sup>), stanowią źródło informacji o anormalnych stanach kardiologicznych. Rytm oddechu i jego zmiany są źródłem informacji diagnostycznej o fizjologii oddechu [4].

Urządzenia bezprzewodowe umożliwiają długotrwałe monitorowania pacjentów, rejestrację zmian poszczególnych parametrów oraz wyznaczanie trendów, co stanowi cenną informację diagnostyczną.

### Zasada działania sensora mikrofalowego

Ciągły sygnał sondujący nadawany przez antenę nadawczą w kierunku badanego obiektu można opisać zależnością:

$$S_n(t) = A_n \cos[2\pi ft + \varphi(t)]$$

gdzie:  $A_n$  - amplituda sygnału,  $f$  - częstotliwość,  $\varphi(t)$  - szum fazowy.

Sygnał odbierany po odbiciu od obiektu położonego w odległości  $L$  i wykonującego drgania  $x(t)$  opisany jest zależnością [2]:

$$S_o(t) = A_o \cos\left[2\pi f \cdot t - \frac{4\pi L}{\lambda} - \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \varphi\left(t - \frac{2L}{c}\right)\right]$$

gdzie  $A_o$  - amplituda sygnału odbitego,  $c$  - prędkość światła w próżni,  $\lambda$  - długość fali w powietrzu.

<sup>3</sup> HRV - ang. heart rate variability

Sygnał detektora fazy dla toru synfazowego (I) i kwadraturowego (Q) opisane są poniższymi zależnościami:

$$S_D^I(t) = \cos \left[ \theta_0 + \frac{4\pi L}{\lambda} + \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \Delta\varphi(t) \right]$$
$$S_D^Q(t) = \cos \left[ \theta_0 + \frac{4\pi L}{\lambda} + \frac{\pi}{2} + \frac{4\pi x(t)}{\lambda} + \Delta\varphi(t) \right]$$

gdzie:  $4\pi L$  - stała wartość przesunięcia fazy zależna od odległości do obiektu,  $\theta_0$  - ustalona wartość przesunięcia fazowego, wynikająca z opóźnień między torami nadawczym i odbiorczym,  $\Delta\varphi(t)$  - składowa szumu fazowego przekonwertowanego do pasma podstawowego.

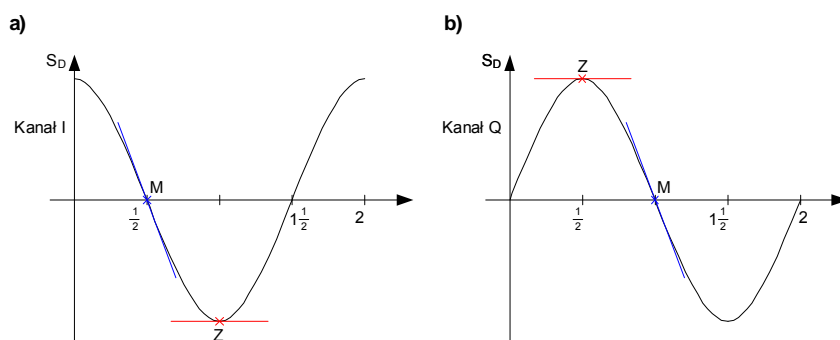
Dla ustalonej odległości  $L$  od zespołu anten nadawczo-odbiorczych do badanego obiektu istnieje ustalony punkt pracy detektora fazy. W momencie pojawienia się drgań powierzchni odbijającej,  $x(t)$ , obiektu, sygnał wyjściowy z detektora fazy zależy od przebiegu charakterystyki w otoczeniu punktu pracy. Ponieważ przesunięcie fazowe między sygnałami heterodynowymi w mieszaczach toru I oraz Q wynosi  $90^\circ$ , to w procesie przemiany częstotliwości przenosi się ono na sygnały wyjściowe mieszaczy (detektorów fazy). W efekcie punkty pracy detektorów fazy I oraz Q są względem siebie przesunięte o  $90^\circ$ . Sytuację tą zilustrowano na ryc. 1, gdzie M oznacza punkt maksymalnej czułości detekcji a Z jest punktem zerowania sygnału detektora. Do dwóch niezależnych kanałów I oraz Q dostarczony jest sygnał odniesienia, który następnie zostaje zmieszany z sygnałem odebrany. W efekcie uzyskane zostają dwa sygnały o niskiej częstotliwości, których zmiany częstotliwości przenoszą informację o ruchach badanego obiektu, czyli zawierają częstotliwość drgań serca i oddechu. Obydwa te sygnały są niezależnie filtrowane, wzmacniane i poddawane konwersji analogowo-cyfrowej (A/C).

Technika przetwarzania sygnałów w układzie kwadraturowym pozwala wykorzystać przesunięcie  $90^\circ$  między kanałami I oraz Q [6]. Demodulacja fazy opisywana jest zależnością:

$$\theta' = \arctg \left( \frac{S_D^Q(t)}{S_D^I(t)} \right)$$

Dla układu mierzącego drgania o małej amplitudzie wykorzystującego emisję ciągłej fali elektromagnetycznej występuje zjawisko zerowania sygnału. Dla częstotliwości nadawanej 2,41 GHz różnica odległości do badanego obiektu, dla której układ odbiorczy przechodzi ze stanu maksymalnej czułości do minimalnej, wynosi 30,6 mm. W celu uniknięcia wpływu tego zjawiska założona została struktura toru odbiorczego w postaci dwóch niezależnych kanałów I oraz Q. Odbiór sygnału odbitego następuje jednocześnie w tych dwóch kanałach. Sygnał odbierany jest prze-

sunięty w fazie o  $90^\circ$  między kanałami. W rezultacie, w przypadku wystąpienia zjawiska zerowania sygnału odbieranego w jednym kanale, w drugim następuje odbiór z maksymalną czułością. W ten sposób pozyskując w sposób ciągły informację z obydwu kanałów można zapewnić odbiór w przybliżeniu ze stałą czułością.



Ryc. 1. Charakterystyki sygnałów wyjściowych  $S_D^I$ ,  $S_D^Q$  detektorów fazy: a) w torze synfazowym I, b) w torze kwadraturowym Q w funkcji różnicy kąta fazowego  $\gamma$  między sygnałami wejściowymi detektora.

Fig. 1. Characteristics of the output signals, SID, SQD, of phase detectors: a) in the synphase patch, I, b) in the quadrature patch, Q.

### Struktura sensora mikrofalowego

Mikrofalowy czujnik aktywności serca składa się z dwóch głównych części - analogowej i cyfrowej. W części analogowej można wyróżnić dwa główne moduły - moduł mikrofalowy oraz moduł antenowy [7]. Moduł mikrofalowy ma za zadanie realizację następujących funkcji:

- generacja mikrofalowego sygnału nadawanego oraz odniesienia,
- ustalenie parametrów wysyłanego sygnału - regulacja częstotliwości i dopasowanie poziomu wysyłanej mocy,
- odbiór sygnału powracającego od badanego obiektu,
- kondycjonowanie sygnału odbiorczego - wzmocnienie z minimalnym współczynnikiem szumów,
- detekcja różnicy fazy sygnału odbieranego i sygnału nadawanego (odniesienia).

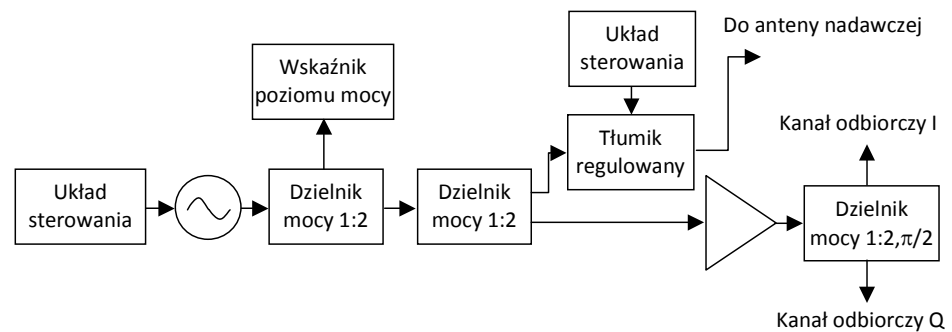
Moduł antenowy ma za zadanie wypromieniowanie sygnału mikrofalowego w zadanym kierunku oraz odbiór sygnału odbitego. W zależności od przyjętej koncepcji, zadania te można zrealizować za pomocą modułu składającego się z dwóch anten (nadawczej i odbiorczej) lub jednej anteny z odpowiednim układem rozdzielu sygnału. W przypadku transmisji ciągłej jest to cyrkulator mikrofalowy. Moduł o wysokiej częstotliwości, w zależności od przyjętej koncepcji działania czujnika, może generować i wysyłać sygnał mikrofalowy o pojedynczej częstotliwości lub z modulacją amplitudy. Jednocześnie moduł odbiorczy może wykorzystywać strukturę jednokanałową lub dwukanałową typu I/Q.

W rozwiązaniu niniejszego czujnika aktywności serca przyjęto generację sygnału o częstotliwości ok. 2,41 GHz oraz dwukanałową strukturę toru odbiorczego.

### Tor nadawczy

Tor nadawczy składa się z układu generacji sygnału, układów podziału mocy oraz układu sterowania wartością mocy nadawanej. Jako źródło sygnału posłuży generator sterowany napięciem VCO<sup>4</sup> wytwarzający sygnał bezpośrednio w paśmie docelowym czyli 2,41 GHz. Tor zawiera dodatkowo dwa dzielniki mocy, z czego jeden odspręga sygnał do układu wskaźnika poziomu generowanej mocy [7].

Sygnał skierowany do anteny nadawczej przechodzi przez tłumik regulowany elektronicznie. Pozwala to dobrać moc sygnału wypromieniowanego oraz docelowo dokonać pomiarów dla różnych mocy wysyłanych w celu optymalizacji. Z punktu widzenia sygnału wysokoczęstotliwościowego tor nadawczy kończy się wejściem do anteny nadawczej oraz dzielnikiem (sprzęgaczem 3 dB) kwadraturowym. Sygnał generowany i nadawany w torze jest jednocześnie sygnałem odniesienia dla toru odbiorczego dlatego został w opisywanym przypadku wykorzystany kwadraturowy dzielnik mocy mający dwa wyjścia o takim samym poziomie sygnału (podział mocy 1:2) oraz o różnicy faz między wyjściami równej 90°.



Ryc. 2. Schemat toru nadawczego.

Fig. 2. Transmitting part of the microwave sensor.

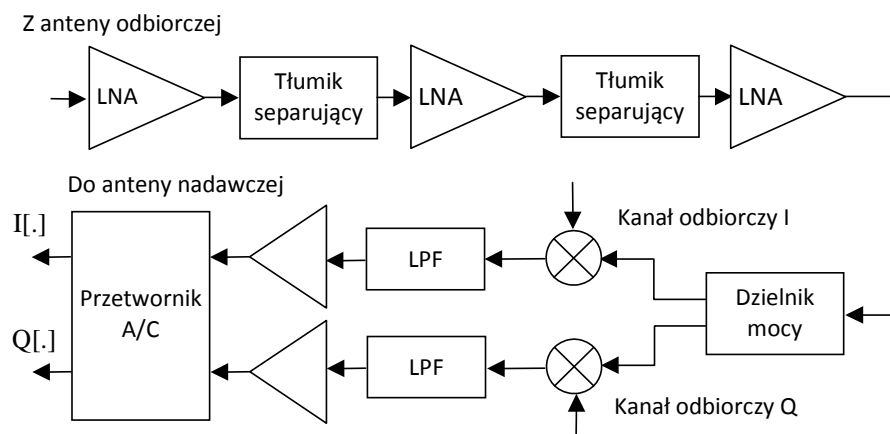
### Tor odbiorczy

Tor odbiorczy składa się z dwóch głównych części – kaskady wzmacniającej niskoszumowej oraz dwukanałowego detektora fazy. Kaskada składa się ze specjalnego wzmacniacza niskoszumowego LNA<sup>5</sup> oraz wzmacniaczy ogólnego przeznaczenia rozdzielonych za pomocą stałych tłumików. Taka konfiguracja połączenia pozwala na minimalizację prawdopodobieństwa wzbudzenia się kaskady wzmacniaczy. Bilans wzmocnień jest tak dobrany, aby odzyskać moc sygnału odebrane-

<sup>4</sup> VCO - ang. voltage-controlled oscillator, oscylator sterowany napięciem

<sup>5</sup> LNA - ang. low noise amplifier, wzmacniacz niskoszumowy

go do wartości zapewniających właściwe działanie mieszaczy/detektorów fazy. W układach mieszaczy następuje porównanie faz sygnałów odebranego i odniesienia. Na wyjściach mieszaczy znajdują się filtry dolnoprzepustowe LPF<sup>6</sup> o częstotliwości granicznej 20 Hz.



Ryc. 3. Schemat toru odbiorczego.

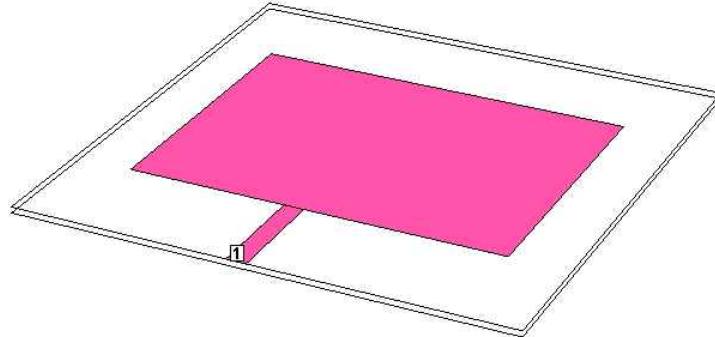
Fig. 3. Receiving part of the microwave sensor.

Następnie sygnał wyjściowy mieszaczy, niosący informację o drganiach obserwowanego obiektu, zostaje poddany próbkowaniu i konwersji analogowo-cyfrowej w układzie wielokanałowego przetwornika A/C o rozdzielczości szesnastobitowej.

### Układ antenowy

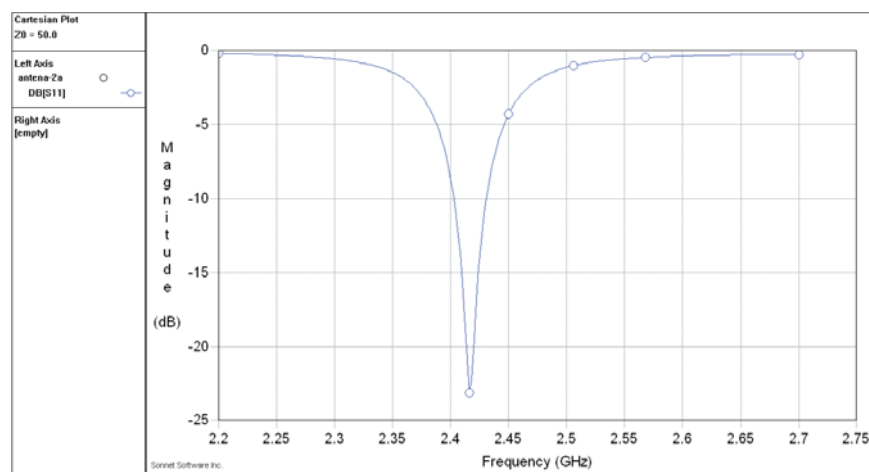
Przyjęto koncepcję modułu antenowego składającego się z zespołu dwóch anten [7]. Anteny te mają identyczną konstrukcję, jedna pełni funkcję nadawczą a druga odbiorczą. W sensorze istnieje bezpośrednie połączenie anteny nadawczej z wyjściem toru nadawczego oraz anteny odbiorczej z wejściem toru odbiorczego. Do sprzętowej realizacji zespołu antenowego można użyć gotowych i dostępnych na rynku konstrukcji anten pasma 2,4 GHz. Takie rozwiązanie może jednak mieć ograniczone możliwości integracyjne z fizycznie zrealizowanymi modułami czujnika. Związane jest to z wymiarami, kształtem obudowy oraz uchwytami mocującymi. Z tego powodu w urządzeniu wykonano niezależny projekt planarnych anten łątkowych. Konstrukcja tego typu anten zawiera się na jednej warstwie laminatu mikrofalowego. Taka konstrukcja ułatwia integrację sprzętową poszczególnych części sensora. Fizyczne wymiary anten łątkowych zależą od parametrów laminatu mikrofalowego użytego do projektu i wykonania anten. Standardowy laminat wykonany jest z materiału teflonowego i ma względną przenikalność elektryczną o wartości  $\epsilon_r = 2,5$ .

<sup>6</sup> LPF - ang. low pass filter, filtr dolnoprzepustowy



Ryc. 4. Rzut 3D struktury anteny łatkowej na podłożu z laminatu mikrofalowego.  
Fig.4. 3D view of the patch antenna.

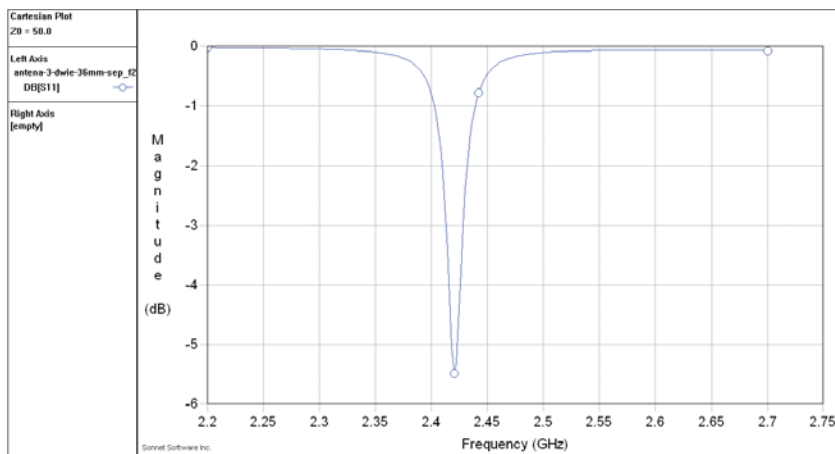
Na ryc. 4 przedstawiono trójwymiarowy widok struktury anteny łatkowej o częstotliwości środkowej pracy 2,41 GHz do realizacji na laminacie o parametrach:  $\epsilon_r=2,5$ ,  $h=0,635$  mm,  $t=18$  mm,  $\text{tg}\delta=0,0001$  (kolejno: przenikalność elektryczna, grubość podłoża, grubość metalizacji miedzi, tangens kąta stratności). Wymiary laminatu pojedynczej anteny wynoszą 28x38 mm. Przykładowy wynik symulacji anteny – charakterystyka współczynnika odbicia w funkcji częstotliwości we wrotach wejściowych anteny  $G_{we}(f)$  przedstawiona została na ryc 5.



Ryc. 5. Przykładowe wyniki symulacji anteny z ryc. 4.  
Fig. 5. Simulation results of the patch antenna shown in fig. 4.

Zastaw dwóch identycznych anten może stanowić zespół nadawczo-odbiorczy. Odległość między antenami wynosi 36 mm. Cały układ zrealizowany został na podłożu o wymiarach 50x130 mm. Wyniki symulacji dopasowania pokazane zostały na ryc. 6.

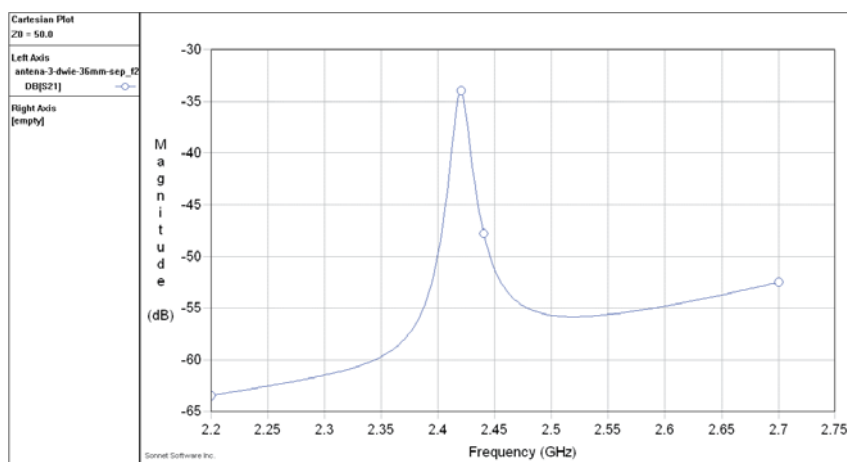




Ryc. 6. Wyniki symulacji współczynnika odbicia proponowanej struktury układu anten nadawczo-odbiorczych na 2,41GHz - odległość między łatkami 36 mm.

Fig. 6. Simulation results of the proposed structure – reflectance.

Wyniki symulacji sprzężenia między antenami dla odległości 36 mm przedstawiono na ryc. 7.

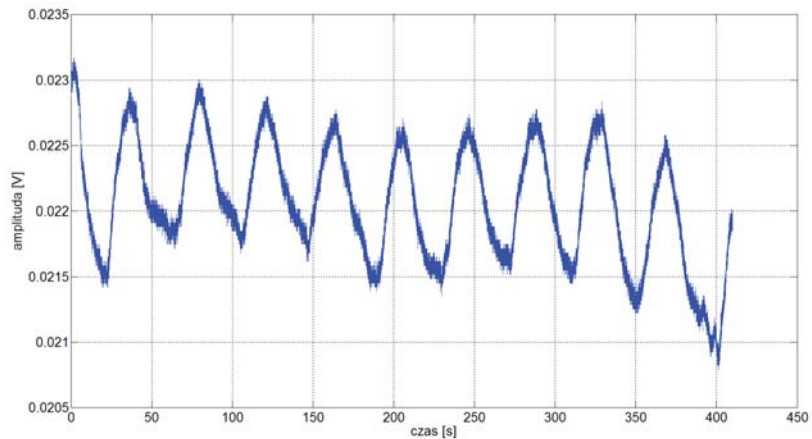


Ryc. 7. Wyniki symulacji sprzężenia między antenami w proponowanej strukturze układu anten nadawczo-odbiorczych na 2,41GHz - odległość między łatkami 36 mm.

Fig. 7. Simulation results of the proposed structure - coupling between the antennas for a distance of 36 mm between them.

### Przetwarzanie sygnałów

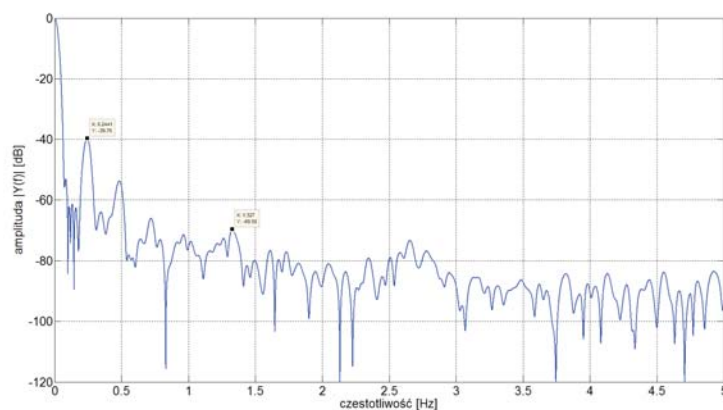
Istotą przetwarzania sygnałów w mikrofalowym sensorze jest separacja nałożonych na siebie sygnałów oddechu i rytmu serca oraz wyznaczenie częstości oddechu, a także częstości skurczów serca, HR (ryc. 8) [5,7].



Ryc. 8. Sygnał pomiarowy z sensora mikrofalowego przesyłający informację o rytmie oddechu.

Fig. 8. Breathing recorded with the sensor.

Ruch klatki piersiowej powodowany oddechem jest znacznie większy od drgań powodowanych pracą serca, stąd sygnał oddechu jest większy od sygnału rytmu serca o wartość ok. 30 dB (patrz ryc. 9). Sygnał oddechu jest na tyle duży, że można go przetwarzać bez dodatkowej filtracji. Detekcja rytmu serca wymaga filtracji i odseparowania sygnału oddechu. Algorytm przetwarzania sygnału musi zapewnić możliwość detekcji rytmu serca z dokładnością połowy uderzenia na minutę (8 mHz) oraz detekcji oddechu z dokładnością jednego uderzenia na minutę

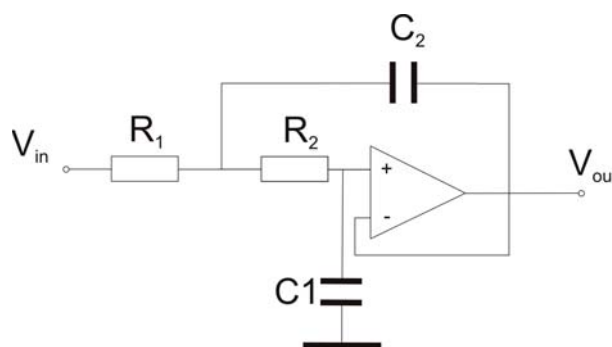


Ryc. 9. Widmo amplitudowe sygnału pomiarowego: składowa rytmu serca jest mniejsza od składowej oddechowej o 30 dB.

Fig. 9. Amplitude spectrum of the measured signal.

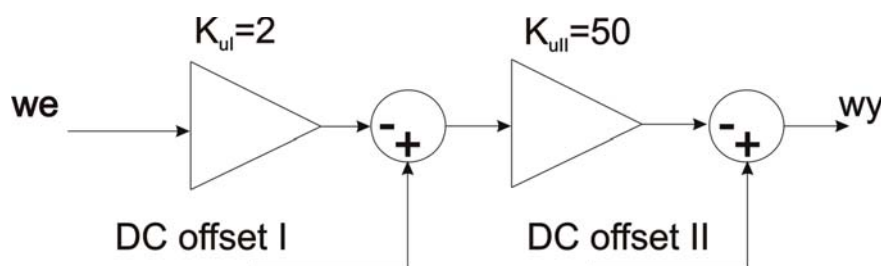
(16 mHz). Aby zapewnić założone dokładności należy przeprowadzać akwizycję sygnału oddechu w czasie nie krótszym niż 20 s dla oddechu i 10 s dla rytmu serca [6].

Przetwarzanie sygnału realizowane jest w dziedzinie sygnałów analogowych i cyfrowych. Przetwarzanie analogowe obejmuje filtrację antyaliasingową w postaci filtra dolnoprzepustowego o wartości granicznej 20 Hz oraz wzmacnienie o wartości 40 dB. Filtracja antyaliasingowa realizowana jest za pomocą filtra aktywnego w układzie Sallen-Key'a (ryc. 10).



Ryc. 10. Aktywny filtr dolnoprzepustowy w układzie Sallen-Key'a.  
Fig. 10. Anti-aliasing Sallen-Key lowpass filter circuit.

Filtr według projektu (ryc. 10) eliminuje zakłócenia pozapasmowe oraz zakłócenia sieci zasilającej o częstotliwości 50 Hz. Układ eliminacji składowej stałej (DC) oraz wzmacnienia realizowany jest w układzie przedstawionym na ryc. 11.



Ryc. 11. Układ redukcji składowej stałej.  
Fig. 11. DC offset reduction circuit.

Akwizycja sygnałów pomiarowych realizowana jest w przetworniku o szesnastobitowej rozdzielczości. Próbkowanie realizowane jest z częstotliwością 100 Hz.

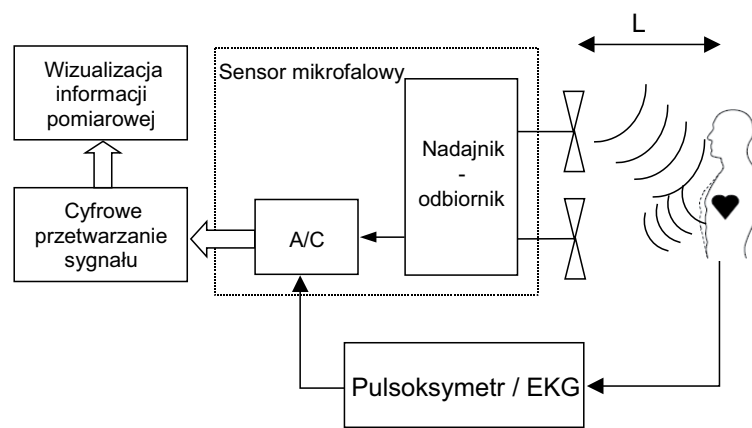
Właściwa separacja sygnałów, na podstawie których wyznacza się parametry aktywności kardiologicznej i oddechowej, realizowana jest w dziedzinie częstotliwości. Rytm serca człowieka w spoczynku mieści się przedziale 0,83-1,5 Hz (co odpowiada od 50 do 90 uderzeniom na minutę). Częstość oddechu człowieka

w spoczynku wynosi od 0,15 do 0,4 Hz (od 9 do 24 oddechów na minutę). Charakterystyki te pokazują możliwość wydzielenia sygnałów z wykorzystaniem filtrów cyfrowych o odpowiednio dobranych charakterystykach.

### Układ pomiarowy

W skład układu pomiarowego przedstawionego na ryc. 12 wchodzi:

- sensor mikrofalowy (układ nadawczo-odbiorczy wraz z przetwornikiem A/C),
- komputer z oprogramowaniem sterującym procesem akwizycji,
- moduł programowy realizujący cyfrowe przetwarzanie sygnału pomiarowego.



Ryc. 12. Struktura układu sensora mikrofalowego do pomiaru aktywności serca.  
Fig. 12. Sensor structure.

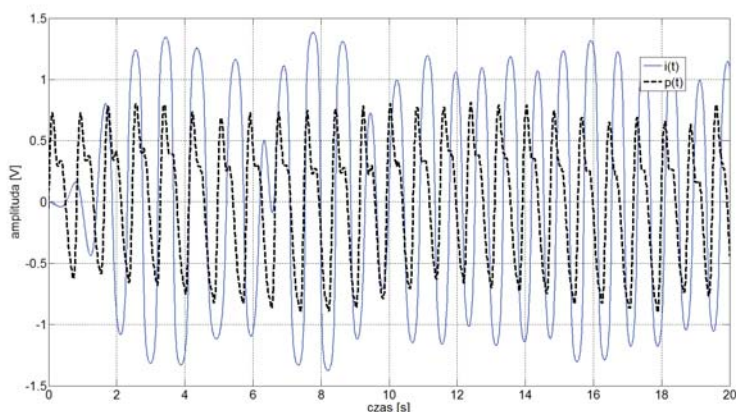
Pomiary realizowane były w warunkach obserwacji pojedynczej osoby z odległości  $L=\{10,20,50\}$  cm. Anteny sensora skierowane były w kierunku klatki piersiowej lub pleców monitorowanej osoby.



Ryc. 13. Stanowisko pomiarowe-monitorowanie osoby przez oparcie fotela laboratoryjnego.  
Fig. 13. Fully assembled sensor - monitoring by a laboratory chair.

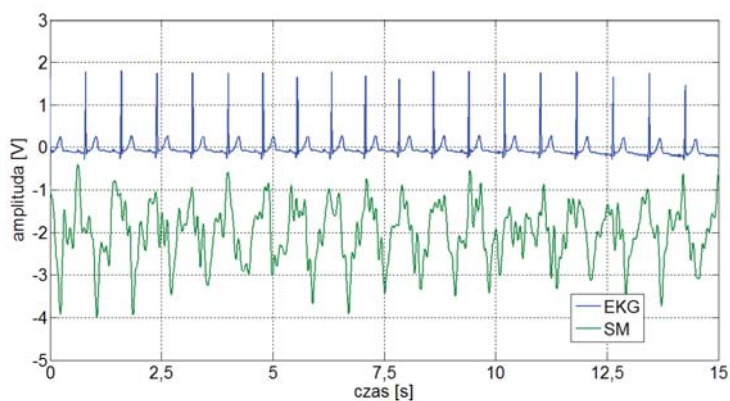
Jako sygnału referencyjnego w pomiarach rytmu serca wykorzystano sygnał z pulsoksymetru oraz sygnał EKG, które podlegały akwizycji we wspólnym dla całego układu pomiarowego przetworniku A/C. Przykładowy sygnał z pulsoksymetru z sygnałem rytmu serca (znormalizowanym) został przedstawiony na ryc. 14.

Przetwarzanie sygnału w opisywanym sensorze mikrofalowym polega na oddzieleniu sygnału oddechu od sygnału rytmu serca, które są na siebie nałożone. Dodatkowa trudność związana jest z tym, że sygnały addytywne „oddechu” i „rytmu serca” występują na tle szumu. Ze względu na bardzo niski poziom sygnału nadawanego stosunek sygnału do szumu na wyjściu detektora jest relatywnie niewielki.



Ryc. 14. Porównanie sygnałów w dziedzinie czasu:  $i(t)$  – sygnał z czujnika mikrofalowego po standaryzacji, filtracji cyfrowej i znormalizowaniu,  $p(t)$  – sygnał z pulsoksymetru (pomiar z odległości 20 cm – klatka piersiowa).

Fig. 14. Signal comparison: signal from the microwave sensor,  $i(t)$ , signal from the pulse oximeter,  $p(t)$  (measured at 20 cm distance – chest).

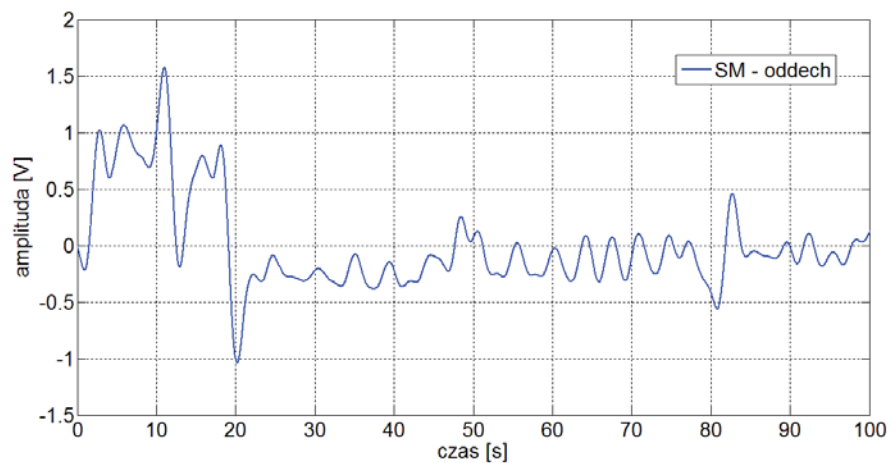


Ryc. 15. Porównanie sygnałów w dziedzinie czasu: SM – sygnał z czujnika mikrofalowego po filtracji, filtracji cyfrowej, EKG – elektrokardiogram (pomiar z odległości 20 cm – klatka piersiowa).

Fig. 15. Signal comparison: signal from the microwave sensor, SM, electrocardiogram, ECG (measured at 20 cm distance – chest).

Algorytmy przetwarzania sygnałów oparte są na filtracji i separacji składowych oraz dodatkowym algorytmie wyznaczania szczytów, tj. odległości między kolejnymi maksimumami lokalnymi ciągu próbek na wyjściu filtru cyfrowego rytmu serca.

Sensor mikrofalowy został wykorzystany do badania oddechu monitorowanej osoby. Przykładowy wynik badania został przedstawiony na ryc. 16. Na podstawie danych można wyznaczyć rytm oddechu (w dziedzinie czasu) przez wyznaczenie okresu między wierzchołkami. Dodatkowo można wnioskować o zmienności oddechu, np. czy pacjent oddycha rytmicznie, czy też jego oddech jest przyspieszony i w raz z upływem czasu się stabilizuje.



Ryc. 16. Rytm oddechu monitorowany za pomocą sensora mikrofalowego (SM) z artefaktem powodowanym ruchem osoby (odległość 20 cm klatka piersiowa).

Fig. 16. Respiration signal measured at 20 cm distance (chest).

Wyniki badań przedstawione w poniższej tabeli przeprowadzone były w warunkach monitorowania osoby (mężczyzna, 35 lat) przez oparcie fotela pomiarowego (ryc.13). Jako referencyjnego użyto sygnału z pulsoksymetru. Rytm serca wyznaczany z pulsoksymetru wykorzystany zostało do wyznaczania względnego błędu pomiarowego jako wartość rzeczywista.

Tab. 1. Wyniki badań rytmu serca z wykorzystaniem sensora mikrofalowego

Tab. 1. Laboratory evaluation of the microwave sensor (heart rate measurement)

Warunki pomiaru		Sensor mikrofalowy	Pulsoksymetr	Błąd pomiaru [%]
10 cm	Bezdech klatka piersiowa	72	74	2,7
	Oddech klatka piersiowa	76	76	0
20 cm	Bezdech klatka piersiowa	72	72	0
	Oddech klatka piersiowa	70	72	2,7
50 cm	Bezdech klatka piersiowa	68	71	4,2
	Oddech klatka piersiowa	66	76	13

Badania wykazały, że sensor mikrofalowy charakteryzuje się relatywnie niskim błędem pomiarowym. Wartość błędu pomiarowego wzrasta wraz ze zwiększeniem odległości od monitorowanej osoby.

Uwzględniając parametry sensora mikrofalowego, takie jak moc sygnału nadawanego  $P_o = 0\text{dBm}$  (1 mW) oraz zysk anteny nadawczej max.  $G_N = 9\text{dB}$  (ok. 8), gęstość mocy mikrofalowego sygnału nadawanego w miejscach monitorowania pacjenta (odległości  $L$ ) wynosi odpowiednio:  $0,063\text{ W/m}^2$  dla 0,1 m;  $0,016\text{ W/m}^2$  dla 0,2 m oraz  $0,0025\text{ W/m}^2$  dla 0,5 m. Dopuszczalny poziom gęstości mocy promieniowania wynosi  $0,1\text{ W/m}^2$ .

### **Podsumowanie**

W artykule przedstawiono przykład wykonania bezkontaktowego mikrofalowego czujnika aktywności oddechowej i rytmu serca, wraz z wynikami testów laboratoryjnych. Sensor skonstruowany przez autorów umożliwia całkowicie bezkontaktowe pozyskiwanie sygnału niosącego informacje o czynności oddechowej oraz pracy serca monitorowanej osoby. Ekstrakcję parametrów użytecznych zrealizowano z wykorzystaniem techniki cyfrowego przetwarzania sygnałów. W zależności od odległości między czujnikiem (zespołem anten nadawczo-odbiorczych) a monitorowaną osobą, uzyskano wyniki obarczone względnym błędem pomiarowym w zakresie od 0 do 13%.

Dalsze prace konstruktorów skoncentrowane będą na sprawdzeniu skuteczności czujnika na podstawie wyników uzyskanych podczas testów przeprowadzonych na grupie osób, co pozwoli na wyeliminowanie obciążenia badań cechami przypadkowości. Rozważane jest również odpowiednie zmodyfikowanie oraz zwiększenie mocy urządzenia (w bezpiecznym dla człowieka zakresie) i przeprowadzenie testów przy większych odległościach, a także wykonanie prób z przeszkodami znajdującymi się między czujnikiem a monitorowaną osobą. W przypadku uzyskania czytelnego sygnału sercowo-oddechowego rozpatrywane będzie wykorzystywanie urządzenia w zawałinach kopalnianych, po trzęsieniach ziemi, przy przeszukiwaniu ratowniczym rozpadlin górskich lub jaskiń oraz podczas akcji poszukiwawczo-ratowniczych wykonywanych na terenach objętych działaniami bojowymi lub innych trudnodostępnych.

### **Piśmiennictwo**

1. Narodowy Program Zdrowia na lata 2007-2015, Załącznik do Uchwały Nr 90/2007 Rady Ministrów z dnia 15 maja 2007 r.
2. Lin J., Li C.: Wireless non-contact detection of heartbeat and respiration using low-power microwave radar sensor. Asia-Pacific Microwave Conference, Bangkok, Thailand 2007, 1, 393-396.
3. Różanowski K., Dziuda Ł., Łuszczuk M., Szczepaniak Z., Skibniewski F.: Technika bezkontaktowego monitorowania aktywności oddechowej i skurczów serca z wykorzystaniem radaru dopplerowskiego. Pol. Przegl. Med. Lotn. 2010, 16(1), 241-256.

4. Jang B.J., Wi S.H. Yook J.G., Lee M.Q., Lee K.J.: Wireless bio-radar sensor for heartbeat and respiration detection. *Progress Electromagnet. Res. C*, 2008, 5, 149-168.
5. Park B.K., Boric-Lubecke O., Lubecke V.M.: Arctangent demodulation with DC offset compensation in quadrature Doppler radar receiver systems. *IEEE Transact. Microwave Theory Techniques* 2007, 55(5), 1073-1079.
6. Droitcour A.D., Boric-Lubecke O., Lubecke V.M., Lin J., Kovacs G.T.A.: Range correlation effect on ISM band I/Q CMOS radar for non-contact vital signs sensing. *IEEE MTT-S IMS2003 Digest* 2003, 3, 1945-1948.
7. Droitcour A.D., Boric-Lubecke O., Lubecke V.M., Lin J., Kovacs G.T.A.: Range correlation and I/Q performance benefits in single-chip silicon Doppler radars for non-contact cardiopulmonary monitoring. *IEEE Transact. Microwave Theory Technique* 2004, 52, 838-848.

Nadeslano: 29.03.2011 r.

Zaakceptowano do publikacji: 25.05.2011 r.