

## Układ antenowy do ablacji lub hipertermii mikrofalowej w paśmie ISM 2.4GHz

**Streszczenie.** W artykule opisano możliwości wykorzystania kierunkowej sondy laparoskopowej pracującej w paśmie ISM 2.4GHz do celów ablacji i hipertermii mikrofalowej. Uzyskano zadowalające parametry obwodowe  $VSWR < 1.5$  oraz skupienie energii w pożądanym obszarze. W pracy przedstawiono projekt oraz koncepcję wykorzystania sondy w układzie antenowym składających się kilku anten sterowanych za pomocą inteligentnego przełącznika fazy sygnału pobudzenia.

**Abstract.** In the article authors investigate possibilities of using laparoscopic probe working the unlicensed ISM 2.4GHz band. Proposed model has satisfactory circumferential parameters  $VSWR < 1.5$  and energy concentration in the selected area were obtained. Antenna can working in cylindrical antenna array with phase control. **Antenna array for microwave ablation or hyperthermia working in the ISM 2.4 GHz band**

**Słowa kluczowe:** pole elektromagnetyczne, antena mikrofalowa, układ antenowy, ISM 2.4GHz

**Keywords:** electromagnetic field, EMF, cylindrical antenna array, ISM 2.4GHz

### Wstęp

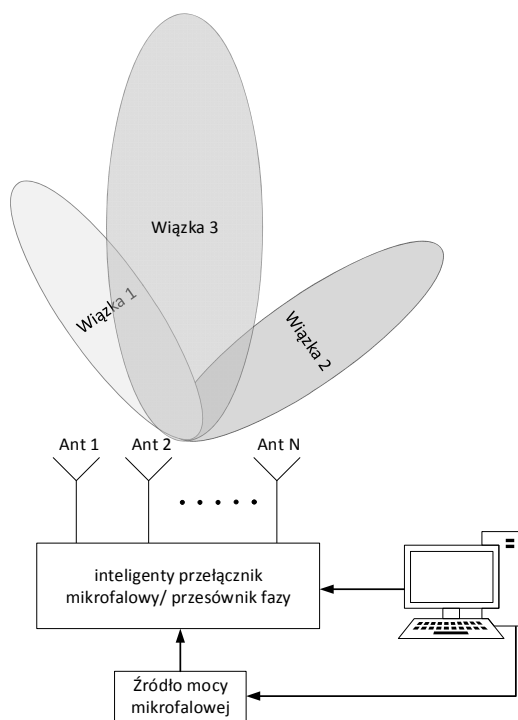
Hipertermia jest naturalnym lub świadomie wywołanym zjawiskiem polegającym na zwiększeniu temperatury ciała lub jego fragmentu. Hipertermia naturalna jest efektem braku możliwości odprowadzenia nadmiaru ciepła z całego organizmu bądź przegrzanego narządu przez wewnętrzny układ termoregulacji organizmu. Hipertermia intencjonalna związana jest z podwyższeniem temperatury ciała na skutek dostarczenia ciepła z zewnętrznych źródeł w takiej ilości, żeby uzyskać w pożądanym obszarze organizmu temperatury do około 43-47°C, a więc temperatury przekraczającej wartości naturalnego wzrostu temperatur np. podczas procesów chorobowych. Jednocześnie niezmiernie istotnym jest aby minimalizować przegrzanie obszarem poddawany hipertermii (np. ochrona zdrowych tkanek przy hipertermii zmian nowotworowych). Główną przyczyną niszczenia tkanki (guza) jest brak termoregulacji w samym guzie. Unaczynienie powstałe w guzie nie może zwiększyć swojego przekroju i odprowadzić nadmiaru ciepła, tak jak zachodzi to w zdrowych tkankach. Mechanizm ten prowadzi do szybszego wzrostu temperatury w tkance nowotworowej niż w zdrowej tkance nawet przy tych samych mocach aplikatorów (anten). Ważne jest, że proces obumierania tkanek nowotworowych w przypadku stosowania hipertermii jest procesem powolnym. Umożliwia to stosowania hipertermii u pacjentów, u których ze względu na ogólny stan zdrowia nie jest możliwe zastosowanie innej metody leczenia, np. zabiegu chirurgicznego. Drugą grupą zastosowań przegrzania tkanek jest ablacja – czyli bezpośrednie niszczenie tkanek. Wyróżnia się kilka głównych odmian ablacji: krioablacja, ablacja laserowa, energią elektromagnetyczną o częstotliwości radiowej (ang. – RFA) oraz najnowsze osiągnięcie jakim jest ablacja mikrofalowa (ang. MWA). Energia o częstotliwości mikrofalowej jest najpowszechniejszym źródłem ciepła dla potrzeb termoablacji. W metodzie tej zastosowanie mają częstotliwości co najmniej 900 MHz. Ablacja MWA oferuje wiele korzyści, które przekładają się na wyższą skuteczność tj.: stałą, wyższą temperaturę w obszarze roboczym, większą strefa grzania, krótszy czas trwania zabiegu, możliwość korzystania z wielu aplikatorów na raz (przy odpowiednim układzie antenowym), ulepszony profil konwekcyjny, optymalne podgrzewanie oraz mniejszy ból dla pacjenta. W zależności od umiejscowienia obszaru roboczego oraz jego wielkości stosowane są różne aplikatory tj. solenoidy lub cewki Helmholtza dla niskich

częstotliwości (do kilkudziesięciu kHz) [1,2] a dla pól w.cz. stosuje się anteny aperturowe [3,4,5] lub dedykowany sondy mikrofalowe przygotowane do leczenia laparoskopowego [6]. Do najpopularniejszych zalicza się aplikatory laparoskopowe, który ze względu na sposób realizacji zabiegu muszą mieć przekrój zbliżony do koła o niewielkiej średnicy (do kilku mm). Ciągłe badania o prace rozwojowe związane z wykorzystaniem energii elektromagnetycznej skutkują powstawaniem coraz to nowych rozwiązań elementów promieniujących lub układów antenowych, które pozwalają na stałe i kontrolowane warunki ekspozycji na pola elektromagnetyczne. W pracy przedstawiono model anteny zbudowanej w postaci półsferowego przewodu metalowego niewielkiej średnicy (do kilku mm). Stosowanie wysokich częstotliwości, ze względu na tłumienie energii ogranicza obszar penetracji tkanki, ale jednocześnie dzięki konfiguracji kilku sond w układzie antenowym pozwala na zwiększenie akumulacji energii w wybranej objętości obiektu poddawane ekspozycji. Stosując kilka źródeł polowych z kierunkową wiązką promieniowania i odpowiednim sterowaniem fazy sygnałów zasilających można uzyskać dowolną kierunkowość w obrębie podgrzewanego obiektu. W pracy przedstawiono propozycję modelu takiego układu antenowego. Autorzy proponują ulepszenie anteny mikrofalowej poprzez modyfikację konstrukcyjną anteny przy zachowaniu jej niewielkich wymiarów geometrycznych. Takie rozwiązanie pozwoli na uzyskanie kierunkowej charakterystyki promieniowania oraz na lepsze dogrzanie wybranego obszaru przy użyciu jednej sondy lub stworzenia układu antenowego ze sterowaną wiązką. Analizie poddano antenę koncentryczną o kształtowanej charakterystyce kierunkowej.

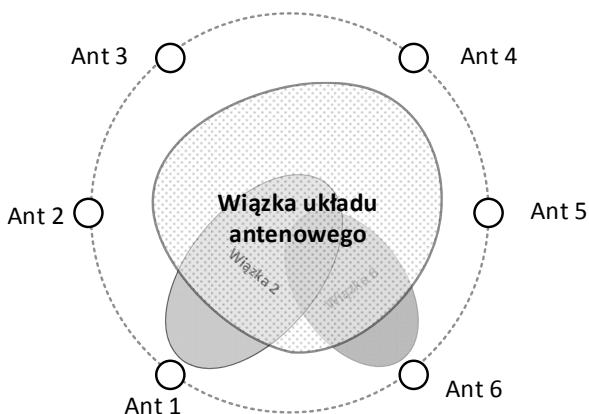
### Model układu antenowego

Układy antenowy można formować w szereg anten (Rys. 1) lub cylindryczny układ z koncentracją energii skierowaną do wnętrza obszaru ograniczonego antenami (Rys. 2) [7,8]. W zależności od zastosowań każdy układ antenowy musi być wyposażony w możliwość sterowania wiązką energii, które realizuje się za pomocą różnych metod. Jedną z nich opiera się na przełączniku mikrofalowym, który cyklicznie załącza wybraną antenę układu. Główną zaletą tego rozwiązania jest zmniejszenie zakłóceń wielodrogowych i współkanałowych oraz ograniczenia zużycie energii układu, ale to ma znaczenie tylko i wyłącznie w celu zapewnienia pokrycia większego obszaru

przy ograniczonej mocy. W przypadku leczenia takie rozwiązanie nie pozwala na kontrolowanie kierunku wiązki oraz skupienie energii w wybranym obszarze. Drugą metodą jest elektroniczne sterowanie wiązką w wybranym kierunku, jednak to rozwiązanie jest bardziej skomplikowane ale pozwala na kształtowanie charakterystyki promieniowania w dowolnym kierunku oraz skupie energii w konkretnym obszarze. Dla każdego rodzaju układu antenowego można stosować dowolną metodę sterowania wiązką. Dla układu antenowego składającego się z anten/sond z przewodów półsztywnych tylko metoda inteligentnego sterowania fazami sygnałów pozwoli na punktowane podgrzewanie konkretnie wybranego obszaru.



Rys. 1. Schemat blokowy układu ekspozycyjnego z układem kontroli parametrów i sondą PEM.

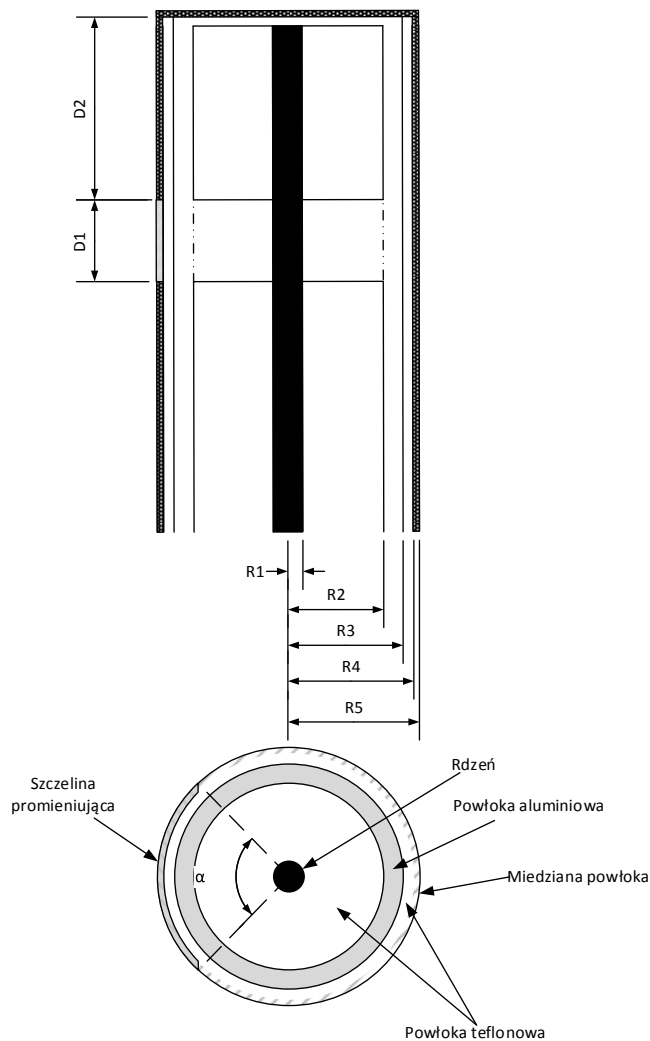


Rys. 2. Schemat blokowy układu ekspozycyjnego z układem sterowania wiązek anten z wykorzystaniem sterowania fazowego.

### Model anteny

Tradycyjna antena do hipertermii mikrofalowej posiada wyciętą w całym obwodzie anteny szczelinę odpowiedniej szerokości [9,10]. Szczelinę promieniującą można wykonać w osłonie miedzianej lub aluminiowej na podłożu teflonowym. Żyłą gorącą (element promieniujący) najczęściej jest zwarta do końca linii tworząc antenę o

charakterystyce promieniowania anteny zbliżonej kształtem do torusa. W optymalizacji parametrów elementu promieniującego o kierunkowej charakterystyce promieniowania do tradycyjnego modelu aplikatora do hipertermii mikrofalowej dodano dodatkowe powłoki z teflonu oraz miedzi. W zewnętrznej powłoce miedzianej wykonano szczelinę na wysokości elementu promieniującego standardowej sondy. Szczelina obejmuje kąt  $220^\circ$  i ma wysokość 2mm (Rys. 3). Szczegółowe wymiary takiej sondy podano w Tabeli 1.



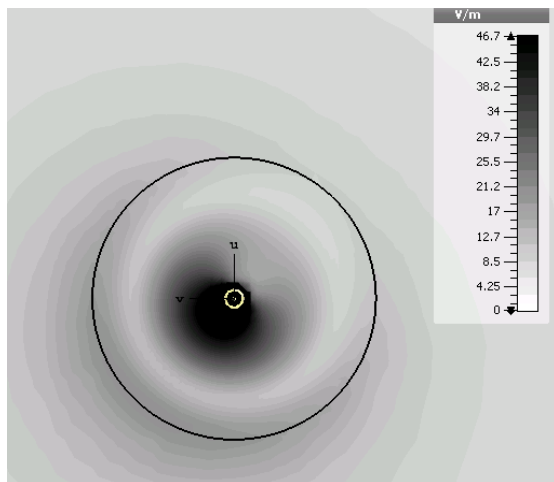
Rys. 3. Rzut proponowanej anteny z dodatkową warstwą teflonu oraz miedzi z wykonaną szczeliną kształtującą charakterystykę promieniowania w wybranym kierunku.

Tabela 1. Parametry anteny wykonanej z przewodu półsztywnego

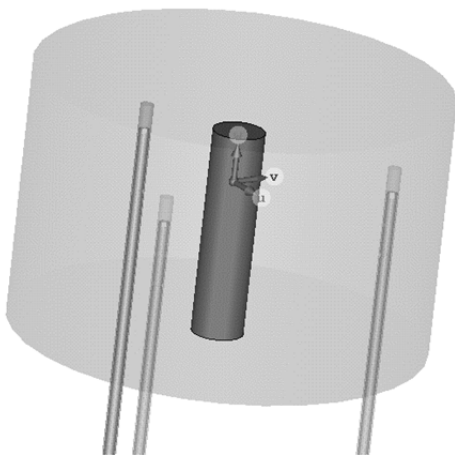
Parametr	Wymiar [mm]
R1	0.255
R2	0.830
R3	1.080
R4	1.205
R5	1.240
D1	2
D2	9

Na potrzeby symulacji oraz prototypowania wykorzystano przewód półsztywny, który został pokryty folią teflonową o współczynniku przenikalności dielektrycznej  $D_k=2.1$  i grubości 0,125mm. Na rysunku nr 4 przedstawiono rozkład pola w otoczeniu anteny – widać wyraźnie

kierunkowość anteny oraz skupienie energii w jednym kierunku. Na podstawie obliczeń numerycznych dla modelowej anteny uzyskano szerokość pasma pracy ok. 125MHz w paśmie ISM 2.4G z najlepszym dopasowaniem w okolicy 2430MHz i dla  $S_{11} < -14$  dB co odpowiada WFS  $\approx 1.5$  (współczynnikowi fali stojącej). Pozwala to promieniować energię elektromagnetyczną ze stratami na wejściu anteny poniżej 5%. Symulacje wykonano dla anteny zanurzonej wewnątrz cylindra o średnicy 50mm o parametrach zbliżonych do tkanki mięśniowej. Należy pamiętać, że struktury promieniujące są podatne na zmiany parametrów obwodowych anteny pod wpływem otoczenia, dlatego też przedstawiony model anteny w warunkach wolnej przestrzeni będzie miał inne wartości dopasowania impedancyjnego dla badanej częstotliwości.



Rys. 4. Rozkład natężenia pola w przekroju poprzecznym proponowanej anteny/sondy kierunkowej.



Rys. 5. Układ trzech anten kierunkowych oświetlających tkankę nowotworową.

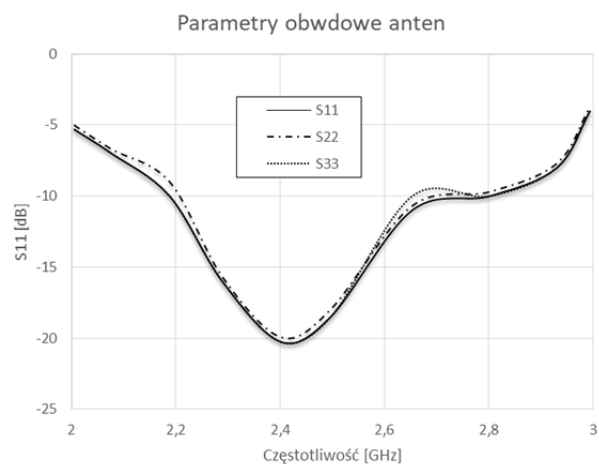
### Model układu antenowego

Kolejnym etapem prac jest propozycja układu anten wykorzystującego przedstawione powyżej anteny kierunkowe. Model zasymulowano w środowisku symulatora elektromagnetycznego CST MWS. Model tkanki zdrowej oraz nowotworowej zamodelowano jako dwa cylindry o promieniach 5mm oraz 40mm. Mniejszy cylinder znajduje się wewnątrz większego cylindra a trzy anteny laparoskopowe umieszczono w odległości 30mm od osi obrotu całego układu, kierując maksimum promieniowania każdej z anten do środka układu. Rys. 5 Przedstawia model proponowanego układu antenowego. Anteny zostały pobudzone z tą samą mocą ale z różnym przesunięciem fazowym doprowadzanego sygnału mocy. Istotnym

aspektem układu antenowego jest dopasowanie impedancyjne do impedancji charakterystycznej  $50\Omega$  (przewód półsztywny). Wyniki symulacyjne całego układu antenowego przedstawiono na rysunku 6. Anteny pracują w nielicencjonowanym paśmie ISM 2.4GHz a minimum znajduje się dla częstotliwości 2400MHz. Straty odbiwcze na wrotach anten są nie większe niż 2% mocy doprowadzonej. A szerokość pasma pracy zwiększyła się o około 25MHz dla pracy w układzie antenowym. Maksymalna moc doprowadzona do przewodów półsztywnych może wynosić nawet 150W w zależności od średnicy i długości przewodu. W symulacji przyjęto moc 50W doprowadzoną do zacisków anteny. Poniżej przedstawiono rozkłady pól oraz ilość mocy doprowadzonej do tkanki nowotworowej.

### Parametry polowe oraz obwodowe modelu układu antenowego

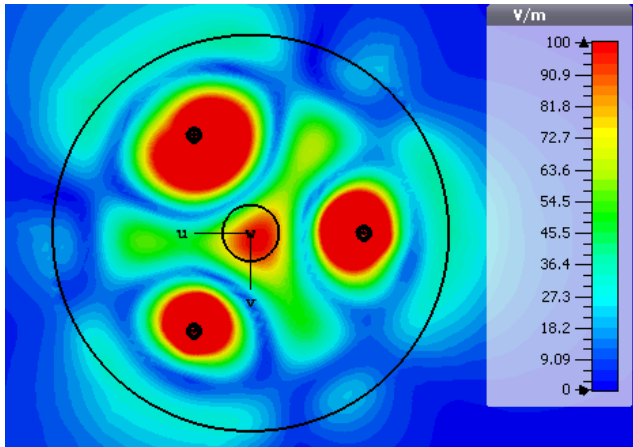
Rysunek 6 przedstawia przebiegi parametrów współczynnika S macierzy rozproszenia dla każdej z anten pracującej w układzie (tj. pobudzenie jednocześnie każdego wrot). Amplitudę pobudzenia każdej z anten przyjęto jako stałą, a kierunkowość układu uzyskano przez zmiany fazy sygnału pobudzającego każdą z anten. Zbadano między innymi wzajemne oddziaływanie anten układu na anteny sąsiednie - transmitancja była nie gorsza niż 25dB zatem pomimo skierowania wiązek anten do wewnątrz układu, wzajemne sprzężenie anten zdefiniowane jako przenikanie energii między antenami nie przekracza 1%.



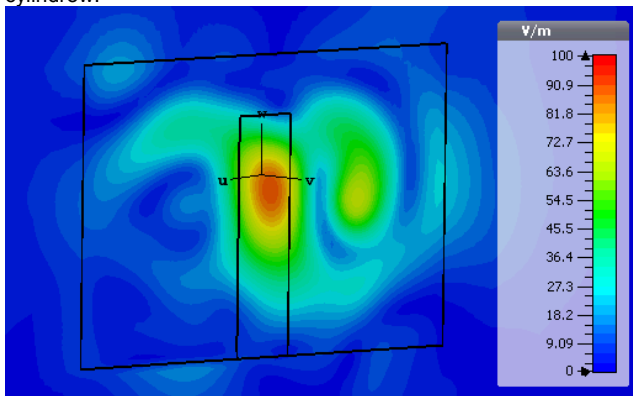
Rys. 6. Parametry obwodowe anten pracujące w układzie antenowym.

Symulacyjne wyniki rozkładów pól przedstawiono na Rys. 7. Analiza rozkładu natężenia pola wykazuje, że anteny pracujące w układzie składającym się z trzech anten sterowanych fazowo pozwalają na skupienie energii w celu lepszego podgrzewania tkanki nowotworowej bez przegrzewania sąsiednich, zdrowych tkanek. Dzięki zastosowaniu anteny z kierunkową charakterystyką promieniowania nawet bez układu sterowania fazą uzyskuje się pozytywne efekty ukierunkowania energii, a ewentualna rezygnacja ze sterowania fazowego znacznie upraszcza cały system zasilania anten.

Z przedstawionych rozkładów PEM wynika jednoznacznie, że możliwym jest wykonanie układów antenowego składającego się z 3 anten o kierunkowej charakterystyce promieniowania na potrzeby ablacji mikrofalowej. Oczywiście nieuniknionym jest podgrzewanie sąsiednich tkanek zdrowych, lecz przy zastosowaniu proponowanego układu antenowego możliwa jest redukcja promieniowania wstecznego (czyli promieniowania w kierunku przeciwnym do oczekiwanego) nawet o kilkadziesiąt procent.



Rys. 7. Rzut poprzeczny rozkładu PEM wewnątrz obiektu cylindrów.



Rys. 8. Rzut podłużny rozkładu PEM wewnątrz cylindra.

### Podsumowanie

W pracy przedstawiono antenę kierunkową do ablacji mikrofalowej (MWA) z pojedynczą szczeliną skonstruowaną na bazie anteny koncentrycznej z dodatkowym miedzianym ekranem. Wszystkie symulacje zostały przeprowadzone w środowisku CST Microwave Studio. Wykazano, że można zbudować antenę do ablacji mikrofalowej o kierunkowej charakterystyce promieniowania zapewniając współczynnik  $WFS < 1,5$  dla pasma ISM 2.4GHz. Kierunkowość anteny pozwala na podgrzewanie tylko wybranych tkanek nie przegrzewając sąsiednich – zwłaszcza znajdujących się zdecydowanie poza kierunkiem maksymalnego promieniowania. Takie rozwiązanie może zdecydowanie usprawnić proces leczenia i nie narażać pacjenta na powikłania pozabiegowe (oparzenia a nawet destrukcję okolicznych tkanek zdrowych). Przedstawioną antenę można wykorzystać z powodzeniem w cylindrycznym układzie antenowym z inteligentnym sterownikiem fazy lub bez w przypadku precyzyjnego ustawienia anten tuż przy tkance nowotworowej o kierunku maksymalnego promieniowania do wnętrza obszaru podgrzewanego. W dalszych etapach pracy powstaną prototypy anten oraz układ cały układ antenowy. Wykorzystanie wyższego pasma częstotliwości ISM 5.8GHz dzięki mniejszej długości fali pozwoli na uzyskanie większej rozdzielczości przestrzennej oraz kumulacji energii. Sterowanie fazą sygnału każdej z anten umożliwi uzyskanie dowolnej charakterystyki promieniowania w obrębie leczonego organu. Pozwoli to na większą kontrolę podgrzewania wybranej partii obiektu podczas zabiegu. Badany problem jest wyjątkowo skomplikowany oraz złożony, niewielkie

zmiany parametrów anteny podczas wykonywania prototypu a także znaczące zmiany parametrów tkanek mogą mieć znaczący wpływ na dopasowanie impedancyjne czy charakterystykę promieniowania anteny. Analizowano również inne średnice anten oraz wielkości szczelin, ale wymiary zaprezentowane w pracy zapewniają najlepsze efekty – zadowalający współczynnik odbicia, kierunkowość anteny, ograniczoną wrażliwość na zmiany parametrów tkanek oraz przede wszystkim możliwość wykorzystania do realizacji anten dostępnych komercyjnie koncentrycznych przewodów półsztywnych.

**Autorzy:** dr hab. inż. Paweł Bieńkowski prof. PWR, Politechnika Wroclawska, Katedra Telekomunikacji i Teleinformatyki, Wybrzeże Wyspiańskiego 27, 50-370 Wrocław, E-mail: [pawel.bienkowski@pwr.edu.pl](mailto:pawel.bienkowski@pwr.edu.pl);  
mgr inż. Paweł Cała, Politechnika Wroclawska, Katedra Telekomunikacji i Teleinformatyki, Wybrzeże Wyspiańskiego 27, 50-370 Wrocław, E-mail: [pawel.cala@pwr.edu.pl](mailto:pawel.cala@pwr.edu.pl);

### LITERATURA

- [1] Verduijn, G.M.; de Wee, E.M.; Rijnen, Z.; Togni, P.; Hardillo, J.A.U.; Ten Hove, I.; Franckena, M.; van Rhooen, G.C.; Paulides, M.M. Deep hyperthermia with the HYPERcollar system combined with irradiation for advanced head and neck carcinoma—A feasibility study. *Int. J. Hypertherm.* 2018, 34, 1–8.
- [2] Bieńkowski Paweł, Cała Paweł, Wyszowska Joanna, Zubrzak Bartłomiej, Układy ekspozycyjne PEM w badaniach biomedycznych. *Przegląd Telekomunikacyjny, Wiadomości Telekomunikacyjne*. 2015, R. 88, nr 4, s. 510-514.
- [3] Bieńkowski P., Zubrzak B. Algorytm ustalania zadanych wartości w układzie ze sprzężeniem zwrotnym na przykładzie automatycznego stanowiska wzorcowego pola elektromagnetycznego z antenami tubowymi. *Przegląd Elektrotechniczny*. 2011, R. 87, 9a, 160-165
- [4] Vallauri R. Bertin G. Piovano, B. Gianola P. Electromagnetic Field Zones around an Antenna for Human Exposure Assessment, *Antennas and Propagation Magazine, IEEE Volume: PP, Issue: 99, str. 1-4*
- [5] Kieliszek Jarosław, Puta Robert, Bieńkowski Paweł, Sobiech Jaromir, Stankiewicz Wanda: Miniaturowa bezdechowa komora klimatyczna do ekspozycji hodowli komórkowych na pole elektromagnetyczne, *Zastosowania elektromagnetyzmu w nowoczesnych technikach i medycynie: XXV Sympozjum Środowiskowe PTZE, Wieliczka, 28 czerwca - 1 lipca 2015, 2015. s. 151-152*
- [6] Bieńkowski Paweł, Cała Paweł, Kieliszek Jarosław, Wyszowska Joanna: Ekspozycja na PEM w eksperymentach bioelektromagnetycznych - rozwiązania układowe W: *Zastosowania elektromagnetyzmu w nowoczesnych technikach i medycynie : XXV Sympozjum Środowiskowe PTZE, Wieliczka, 28 czerwca - 1 lipca 2015. s. 41-43*
- [7] Cała Paweł, Słobodzian Piotr, Cavity-backed slot antenna for wireless sensor integration, *23th Microwave and Radio Electronics Week (MAREW 2013)*, IEEE Nr CFP1385B-PRT, Pardubice, Czechy, IEEE, str. 72-75
- [8] Cała Paweł, Słobodzian Piotr, Zastosowanie elementu promieniującego typu CBSA w układzie antenowym bezprzewodowego sensora naziemnego, *Przegląd Telekomunikacyjny i Wiadomości Telekomunikacyjne*, 6/2013, czerwiec 2013, str. 400-403.
- [9] Gas P., Multi-Frequency Analysis for Interstitial Microwave Hyperthermia using Multi-Slot Coaxial Antenna, *Journal of Electrical Engineering-Elektrotechnicky Casopis*, vol. 66, 2015, no.1, 26 – 33, DOI: 10.1515/jee-2015-0004
- [10] Gas P., Study on interstitial microwave hyperthermia with multi-slot coaxial antenna, *Revue Roumaine des Sciences Techniques-Serie Electrotechnique et Energetique*, vol. 59, 2014, no. 2, 215–224.