

## Antena do ablacji mikrofalowej o kierunkowej charakterystyce promieniowania

**Streszczenie.** W pracy przedstawiono koncepcję oraz projekt anteny do ablacji mikrofalowej o kierunkowej charakterystyce promieniowania, która może być wykorzystana do zastosowań biomedycznych. Antena pracuje w paśmie mikrofalowym ISM 2.4GHz. W pracy skupiono się na optymalizacji rozmiarów elementu promieniującego w celu otrzymania dopasowania impedancyjnego na poziomie nie większym niż -14dB ( $VSWR < 1.5$ ) oraz uzyskaniu kierunkowej charakterystyki promieniowania.

**Abstract.** The paper presents the concept and design of an interstitial microwave hyperthermia antenna with directional radiation characteristics that can be used for biomedical applications. The antenna works in the microwave band of ISM 2.4GHz. The work focused on optimizing the size of the radiating element to obtain an impedance matching less than -14dB ( $VSWR < 1.5$ ) and obtaining directional radiation pattern. **The concept and design of an interstitial microwave hyperthermia antenna with directional radiation characteristics**

**Słowa kluczowe:** pole elektromagnetyczne, PEM, ablacja mikrofalowa

**Keywords:** electromagnetic field, EMF, microwave ablation

### Wstęp

Ablacja mikrofalowa jest stosunkowo nową, ale dynamicznie rozwijającą się techniką, która polega na wykorzystaniu fal elektromagnetycznych do przegrzewania tkanek poprzez wprowadzenie jednej lub więcej anten do zmienionej tkanki. Po wprowadzeniu anten lub anten ustawia się odpowiedni czas i moc ablacji. Usuwanie tkanki nowotworowej z użyciem urządzeń mikrofalowych (MWA) polega na podgrzewaniu tkanki do temperatury powyżej 55°C co powoduje jej trwałe uszkodzenie. Ablacja mikrofalowa zyskała popularność w ostatnich latach [1,2,3]. MWA, RF i krioabłacja są alternatywą leczenia pacjentów, dla których normalna resekcja tkanki złośliwej nie jest możliwa ze względu na niewystarczającą ilość zdrowej tkanki lub umiejscowienie nowotworu, liczby płatek guza lub innych chorób współistniejących. Podgrzewanie mikrofalowe działa na zasadzie zmian położenia cząsteczek wody w organizmie. Cząsteczki szybko zmieniają orientację pod wpływem PEM aby dopasować polaryzację a w konsekwencji wytwarzają ciepło poprzez tarcie [4,5,6]. Mikrofałe wykorzystywane są również np. w popularnym urządzeniu gospodarstwa domowego – kuchence mikrofalowej. Takie same mikrofałe wykorzystywane są w antenach do ablacji mikrofalowej. Sam proces podgrzewania obiektu wygląda tak samo - podstawową różnicą jest ukierunkowanie energii dla pogrzenia miejscowego. W przypadku ablacji mikrofalowej, energia dostarczana jest za pomocą cienkiej anteny laparoskopowo, przezskórnie często wspomagane technikami obrazowania, takimi jak tomografia komputerowa lub ultrasonografia. Warto zauważyć, że skuteczność metody ablacji mikrofalowej silnie zależy od właściwości fizycznych podgrzewanej tkanki, przede wszystkim zawartości wody, która determinuje wartość względnej przenikalności elektrycznej. Ablacja mikrofalowa została uznana za najbardziej obiecującą technikę leczenia nowotworów kości [7]. Termiczne anteny ablacyjne działają głównie w paśmie ISM 2,4 GHz [8,9]. Właściwości dielektryczne tkanek są kluczowym czynnikiem do wzrostu temperatury. Ablacja mikrofalowa (MWA) może łatwo penetrować tkanki kostne [9], co czyni tę technikę bardzo wysoko zalecaną do leczenia nowotworów kości [10,11]. Wadą typowych anten do ablacji mikrofalowej jest to, że mogą powodować zniszczenie zdrowych tkanek w sąsiedztwie tkanek poddawanych ablacji. Odparowanie wody podczas zabiegu zmienia przenikalność dielektryczną tkanki [12,13], a tym samym następuje zmian

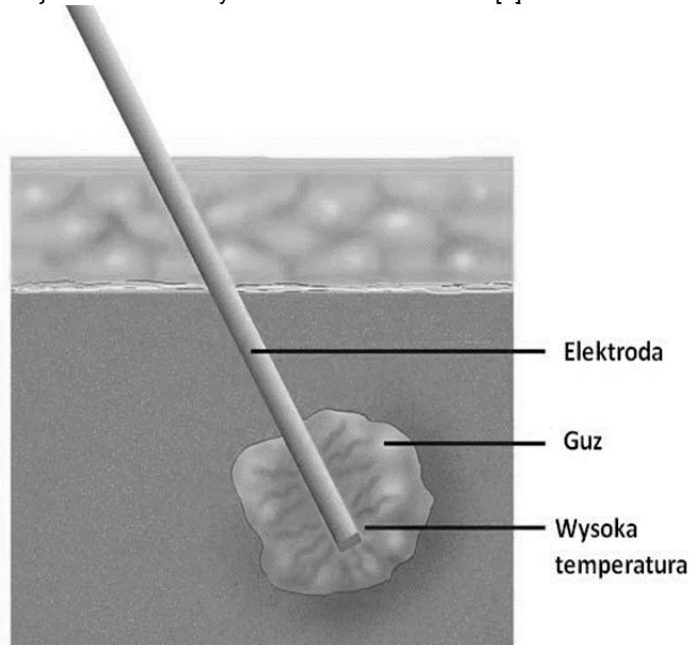
warunków pracy anteny – zmienia się dopasowanie impedancyjne anteny a tym samym ilość mocy doprowadzonej od obiektu w czasie trwania zabiegu, co może utrudniać dokładne dozowanie energii.

Podstawową korzyścią stosowania ablacji mikrofalowej jest:

- leczenie pacjentów, którzy są nie spełniają warunków wykonania operacji
- dobra tolerancja przez pacjentów (brak skutków ubocznych),
- możliwość stosowania jako leczenie uzupełniające
- stosunkowo niska cena zabiegów.

Niemniej jednak, istnieją pewne niedoskonałości :

- niemożliwym jest leczenie regionów w pobliżu naczyń krwionośnych lub narządów
- wygenerowane ciepło może powodować oparzenia i pęcherze
- potrzeba stosowania obrazowania 3D dla dokładnego umiejscowienia anteny w obszarze nowotworu [6].



Rys. 1. Elektroda – antena mikrofalowa wewnątrz tkanki nowotworowej

## Materiały i metody

Najbardziej popularnym równaniem opisującym transfer energii wewnątrz tkanek biologicznych jest równanie Pennesa, która można zapisać w postaci (1):

$$(1) \quad \rho C \frac{\delta T}{\delta t} = \nabla \cdot (k_{th} \nabla T) + Q_{met} + Q_p$$

gdzie:  $\rho$  – gęstość tkanki,  $C$  – ciepło właściwe tkanki,  $T$  – temperatura tkanki,  $k_{th}$  – przewodność tkanki,  $Q_{met}$  – wydajność wewnętrznych źródeł związanych z metabolizmem,  $Q_p$  – straty ciepła powodowane przepływem krwi

Równanie Pennesa dobrze przybliża rzeczywiste warunki przepływu ciepła w tkance. Jeżeli rozpatrujemy problem, w którym należy uwzględnić oddziaływanie ciepłe pojedynczych dużych naczyń krwionośnych (żyła, tętnica), to równanie Pennesa uzupełnia się dodatkowymi równaniami opisującymi przepływ ciepła w naczyniach krwionośnych. Powyższe równanie (1) wykorzystano podczas obliczeń numerycznych prezentowanych w pracy. Do analiz anten wykorzystuje się ich parametry połowe oraz obwodowe. Najbardziej istotnym parametrem określającym efektywność anteny jest dopasowanie charakteryzowane współczynnikiem odbicia. Określa on ilość energii wypromieniowanej przez antenę i jest opisany wzorem:

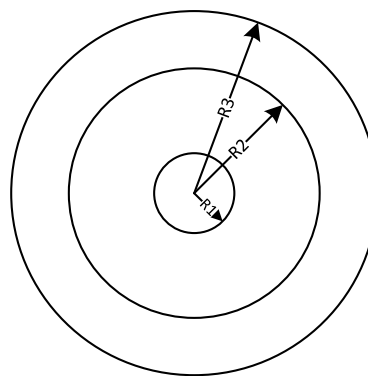
$$(2) \quad \Gamma = 10 \times \log_{10} \left( \frac{P_r}{P_{in}} \right) [dB]$$

$$(3) \quad WFS = \frac{(1-\Gamma)}{(1+\Gamma)}$$

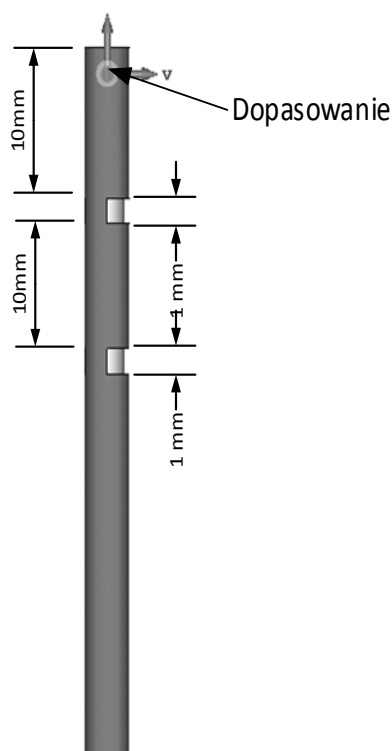
WFS jest współczynnikiem bezwymiarowym określającym dopasowanie impedancyjne (np. do 50Ω) do mikrofalowego źródła mocy (powszechnie stosuje się impedancję dopasowania równą 50Ω). Wysoki współczynnik WFS oznacza niedopasowanie, a tym samym efekt powracania mocy do źródła. Może to skutkować nawet zniszczeniem generatora mocy. Anteny do ablacji mikrofalowej są bardzo czułe na zmiany współczynnika WFS, jest to spowodowane, tym że antena znajduje się w ośrodku o zmiennej przenikalności dielektrycznej w czasie trwania zabiegu.

## Prototyp anteny mikrofalowej

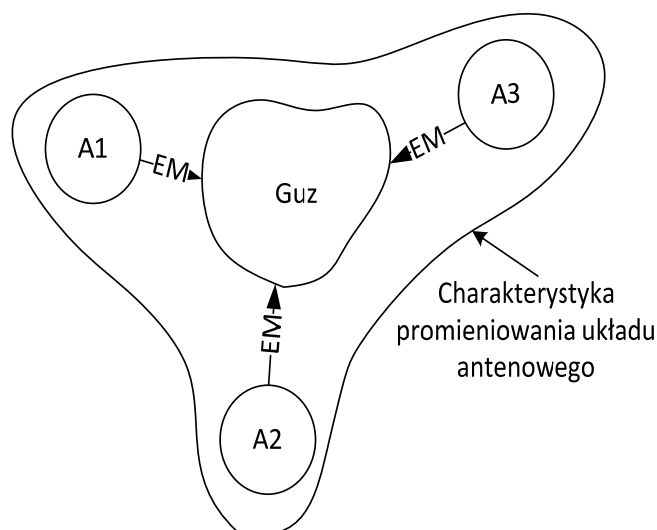
Analizie poddano antenę koncentryczną o kształtowanej charakterystyce kierunkowej. Jest to rozwiązanie nowe, ponieważ typowo stosuje się anteny o dookólnej charakterystyce promieniowania. Schemat anteny przedstawiono na rysunku 2. Symulację anteny przeprowadzono w środowisku CST Microwave 2016. Wymiary R1, R2 oraz R3, wynoszą odpowiednio 0,255, 0,83 oraz 1,08mm. Przyjęte wartości odpowiadają wymiarom rzeczywistego półsztywnego przewodu koncentrycznego, który posłuży do budowy prototypu anteny. Antena w całości jest pokryta powłoką ochronną PTFE o grubości 0,5mm. Antena posiada dwie szczeliny promieniujących o kącie 280°. Tak zbudowana antena pozwala na wypromieniowanie energii EM w wybranym kierunku co pozwala na kierunkowe podgrzanie tkanki otaczającej. Rozwiązanie to otwiera drogę do zbudowania układu antenowego, składającego się z dwóch lub więcej anten. Symulowana antena pracuje w paśmie ISM 2.4GHz W symulacji dodano dopasowanie impedancyjne w celu poprawy parametrów obwodowych anteny. Wymiary anteny przedstawiono na rysunku 3.



Rys. 2. Przekrój półsztywnego przewodu (50Ω) wykorzystanego w symulacji



Rys. 3. Projekt anteny do ablacji mikrofalowej



Rys. 4. Przykładowy rozkład promieniowania układu antenowego składającego się z trzech proponowanych anten.

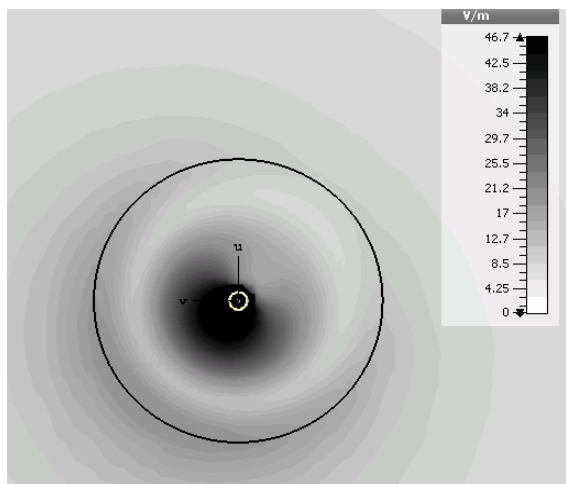
Rysunek 4 przedstawia przykład układu trzech anten o kształtowanej charakterystyce promieniowania umieszczonych wokół nowotworu. Takie rozwiązanie pozwoli zniwelować promieniowanie wsteczne anten (A1,A2,A3) oraz skupić energię EM na nowotworze znajdującym się wewnątrz układu antenowego. Parametry przyjęte do symulacji przedstawiono w Tabeli 2.

Tabela 2. Parametry symulacji elektromagnetycznej:

| Parametry   | Wartość |
|---|---------|
| R1 [mm]   | 0,255   |
| R2 [mm]   | 0,83    |
| R3 [mm]   | 1,08    |
| Długość anteny [mm]                                   | 130     |
| Promień osłony [mm]                                   | 1,4     |
| Przenikalność dielektryczna osłony                    | 2,6     |
| Długość anteny [mm]                                   | 80      |
| Przenikalność dielektryczna dielektryka anteny (PTFE) | 2,1     |
| Gęstość krwi [kg/m <sup>3</sup> ]                     | 1000    |
| temperatura krwi [C]                                  | 37      |
| Przenikalność dielektryka kości                       | 18,23   |
| Gęstość kości [kg/m <sup>3</sup> ]                    | 1079    |
| Przewodność termiczna kości                           | 0,52    |
| Średnica tkanki                                       | 20mm    |
| Przewodność dielektryczna tkanki                      | 18      |

## Wyniki

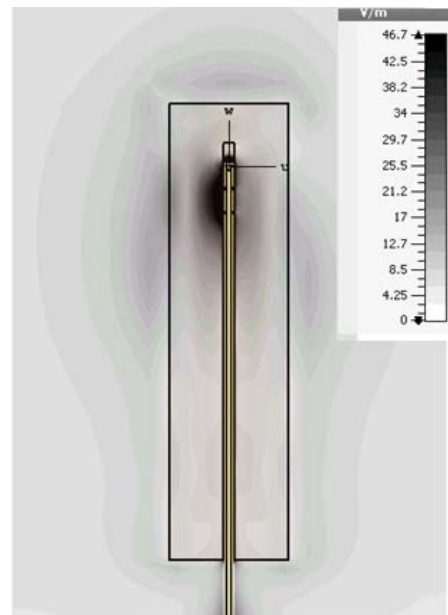
Zastosowanie dopasowania (50Ω) na końcu przewodu półsztywnego spowodowało poprawę impedancyjnych parametrów anteny o 6dB w paśmie ISM 2.4GHz względem anteny otwartej na końcu. Jednocześnie zastosowanie dopasowania impedancyjne powoduje wydzielanie się w nim mocy, co może prowadzić do nadmiernego nagrzewania się anteny i zjawisko to zostanie przeanalizowane w w dalszych etapach pracy. Rysunek 4 przedstawia przekrój poprzeczny rozkładu PEM wewnątrz dielektryka o parametrach zbliżonych do kości. Dla badanego modelu uzyskano ukierunkowaną charakterystykę promieniowania w wybranym kierunku. Rysunek 5 przedstawia rzut poprzeczny badanego modelu anteny. Z rozkładu PEM jednoznacznie wynika, że antena posiada własności kierunkowe.



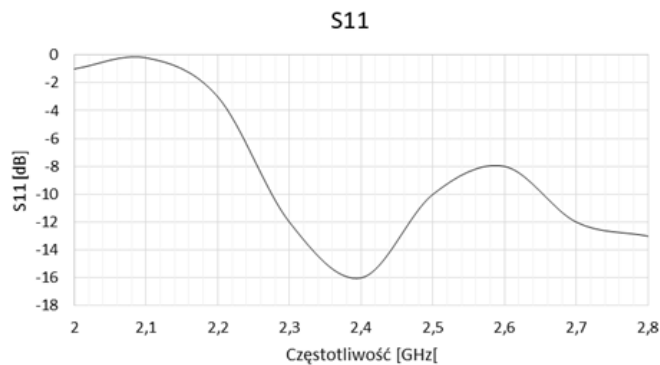
Rys. 5. Rzut z góry rozkładu PEM na wysokości górnej szczeliny promieniującej.

Rysunek 7 przedstawia wyniki symulacji parametrów obwodowych. Współczynnik S11 jest mniejszy niż -14dB co w praktyce oznacza, że WFS anteny w paśmie 2352MHz – 2451MHz jest mniejszy niż 1.5. Rysunek 8 przedstawia teoretyczną charakterystykę promieniowania anteny w polu

polu dalekim, która jest zbliżona do charakterystyki z rysunku 5.

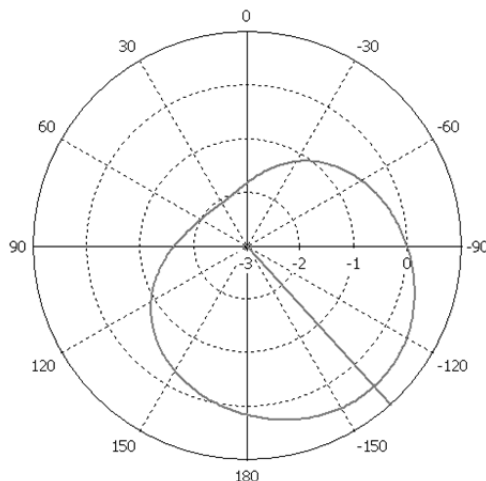


Rys. 6. Rzut boczny rozkładu PEM wewnątrz tkanki kostnej.



Rys. 7. Przekrój półsztywnego przewodu (50Ω) wykorzystanego w symulacji

Teoretyczny zysk anteny wynosi 4,2dBi Podczas optymalizacji anteny wykazano, że zmiany odległości szczelin powodują zmianę dopasowania impedancyjnego w zmieniając jednocześnie charakterystykę kierunkową ku lepszemu skoncentrowaniu energii.



Rys. 8. Charakterystyka promieniowania anteny do ablacji mikrofalowej

## Podsumowanie

W tym artykule przedstawiono propozycję anteny kierunkowej do ablacji mikrofalowej (MWA) z podwójną szczeliną skonstruowaną na bazie anteny koncentrycznej z dopasowanym obciążeniem. 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 pozwoli na podgrzewanie tylko wybranych tkanek nie przegrzewając sąsiednich. Takie rozwiązanie może zdecydowanie usprawnić proces leczenia i nie narażać pacjenta na powikłania po zabiegowe (oparzenia). W dalszych etapach pracy powstaną prototypy anten oraz układ antenowy składający się z co najmniej trzech anten mikrofalowych. Za pomocą sterowania fazą sygnału każdej z anten możliwym będzie uzyskanie dowolnej charakterystyki promieniowania w obrębie nowotworu. Pozwoli to na większą kontrolę podgrzewania wybranej partii obiektu podczas zabiegu. Badany problem jest wyjątkowo skomplikowany oraz złożony, niewielkie zmiany parametrów podczas wykonywania prototypu mogą mieć znaczący wpływ na dopasowanie impedancyjne czy charakterystykę promieniowania anteny dlatego w dalszych badaniach określony zostanie wpływ możliwie jak największej ilości parametrów geometrycznych anteny na parametry polowe oraz obwodowe. Analizowano również inne średnice anten oraz wielkości szczelin, ale wymiary zaprezentowane w pracy zapewniają najlepsze efekty – zadowalający współczynnik odbicia i kierunkowość anteny.

**Autorzy:** dr hab. inż. Paweł Bienkowski 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] D.M. Lloyd et al. - International multicenter prospective study on microwave ablation of liver tumours: preliminary results, International Microwave Tumor Ablation Group (IMTAG) HPB, Volume 13, Issue 8, p. 579 – 585
- [2] F. Sterzer (2002) Microwave medical devices. IEEE Microwave Magazine, 3(1), 65-70.
- [3] J.F. McGahan, G.D. Dodd (2001) Radiofrequency ablation of the liver: current status, American Journal of Roentgen-ology 176 3–16
- [4] A.S. Wright et al. (2005) Radiofrequency versus micro-wave ablation in a hepatic porcine model. Radiolo-gy;236(1):132–139
- [5] A.U. Hines-Peralta (2006) Microwave ablation: results with a 2.45-GHz applicator in ex vivo bovine and in vivo porcine liver, Radiology, 239(1):94-102
- [6] R.C. Martin (2007) Microwave hepatic ablation: initial experience of safety and efficacy, J Surg Oncol, Nov 1;96(6):481-6 [7] M.G. Lubner, MD (2010) Microwave Tumor Ablation: Mechanism of Action, Clinical Results and Devices, J Vasc Interv Radiol. Aug; 21(8 Suppl): S192–S203
- [8] H.H. Pennes (1948) Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm. J Appl Phys, 1: 93–122 [9] Bertram et al (2006) Antenna design for microwave hepatic ablation using an axisymmetric electromagnetic model, BioMed Eng Online 5:15. DOI: 10.1186/1475-925X-5-15
- [10] R. Hoffman, MD et al. (2013) Comparison of four micro-wave ablation devices: an experimental study in ex vivo bovine liver. Radiology 268:89– 97989.
- [11] V. Neagu (2016), A study of the effects of geometry on the efficiency of single slot microwave ablation antennas used in hepatic tumor hyperthermia, MediTech
- [12] Wright AS, Mahvi DM, Haemmerich DG, Lee FTJ. Minimally invasive approaches in management of hepatic tumors. Surg Technol Int. 2003;11:144–153
- [13] Health Policy Advisory Committee on Technology (2015) Technology Brief Update Microwave ablation for hepatic tumours [14] Brace CL. Radiofrequency and microwave ablation of the liver, lung, kidney, and bone: what are the differences? Curr Probl Diagn Radiol 2009;38(3):135–143