

Joanna MICHAŁOWSKA–SAMONEK  
Andrzej WAC–WŁODARCZYK  
Arkadiusz MIASKOWSKI

## NUMERYCZNE MODELE GRUCZOŁU PIERSIOWEGO

**STRESZCZENIE**      *W artykule zostały przedstawione modele numeryczne gruczołu piersiowego uzyskane przy pomocy obrazów MRI. Modele te pozwalają lepiej zobrazować zmiany zachodzące w gruczole piersiowym poprzez uzyskane dość dokładne właściwości tkanki.*

**Słowa kluczowe:** *nowotwór gruczołu piersiowego, FDTD, obrazowanie mikrofalowe, MRI (obrazowanie rezonansu magnetycznego), MR (rezonans magnetyczny).*

### 1. WSTĘP

---

Do końca obecnej dekady nowotwory złośliwe staną się najprawdopodobniej przyczyną numer jeden umieralności zarówno wśród kobiet jak i mężczyzn. Najczęściej występujące u kobiet nowotwory złośliwe to: rak sutka

---

**mgr inż. Joanna MICHAŁOWSKA–SAMONEK**  
e-mail: joannamichalowska@o2.pl

**dr hab. inż. Andrzej WAC–WŁODARCZYK, prof. PL**  
e-mail: a.wac-wlodarczyk@pollub.pl

Instytut Podstaw Elektrotechniki i Elektrotechnologii  
Politechnika Lubelska

**dr inż. Arkadiusz MIASKOWSKI**  
e-mail: arek.miaskowski@up.lublin.pl

Uniwersytet Przyrodniczy w Lublinie, Katedra Matematyki

PRACE INSTYTUTU ELEKTROTECHNIKI, zeszyt 248, 2010

(22% zachorowań), oskrzeli i płuc (8,2% zachorowań), trzonu macicy (7% zachorowań), jelita grubego (6% zachorowań), jajnika (5,2% zachorowań) oraz szyjki macicy (5% zachorowań) [1]. Na podstawie powyższych danych widać, jak poważnym problem, wśród populacji kobiet, jest rak piersi. Jedną z przyczyn takiego stanu są ograniczenia, jakie wynikają z mammografii klasycznej (rentgenowskiej), a które to zostały przedstawione m.in. w raporcie z 2001 roku opublikowanym przez Institute of Medicine National Research Council z USA, jak i przez Canadian Medicine Association z 1996 r. [2, 3].

Dane statystyczne, wady profilaktyki wtórnej jak i metod badawczych stanowią podstawę do podjęcia próby stworzenia narzędzi i metod alternatywnych do mammografii klasycznej bądź ją wspomagających. Dlatego też w ostatnich dziesięciu latach szczególne zainteresowanie w świecie naukowym wzbudziła tomografia mikrofalowa.

## 2. TOMOGRAFIA MIKROFALOWA

---

Wzrost zainteresowania obrazowaniem mikrofalowym gruczołu piersiowego potwierdza liczba nowych publikacji [4, 5, 6, 7, 8]. Prace badawcze, prowadzone w licznych ośrodkach naukowych na całym świecie (np. Industrial Process Tomography Group, UMIST; Manchester, UK; University of Calgary, Kanada; University of Wisconsin, USA) zmierzają do jak najlepszego poznania interakcji bioelektromagnetycznych i związane są z szeroko pojętym zastosowaniem pola elektromagnetycznego w medycynie, a w szczególności obejmują: tomografię impedancyjną, tomografię termo-akustyczną i radiometrię mikrofalową [9]. Jednym z podstawowych problemów prowadzonych badań modelowych i symulacji komputerowych jest jak najdokładniejsze numeryczne odwzorowanie anatomicznej budowy gruczołu piersiowego i opisanie jego właściwości fizycznych. Cechy anatomiczne wykorzystuje się do budowy numerycznych modeli piersi na podstawie obrazów wykonanych za pomocą rezonansu magnetycznego (MRI). Obrazy te stosowane są także do tworzenia klasyfikacji piersi na podstawie zawartości wody w ich tkankach. Wiodącą rolę w prezentowanej problematyce pełni Uniwersytet Wisconsin z Calgary w Kanadzie [10, 11, 12, 13, 14].

## 3. NUMERYCZNY MODEL PIERSI

---

Obrazy wykonywane za pomocą rezonansu magnetycznego pochodzą od pacjentów szpitala Uniwersytetu Wisconsin. Baza obrazów użytych do tworzenia numerycznych modeli piersi znajduje się w zasobach badawczych tegoż

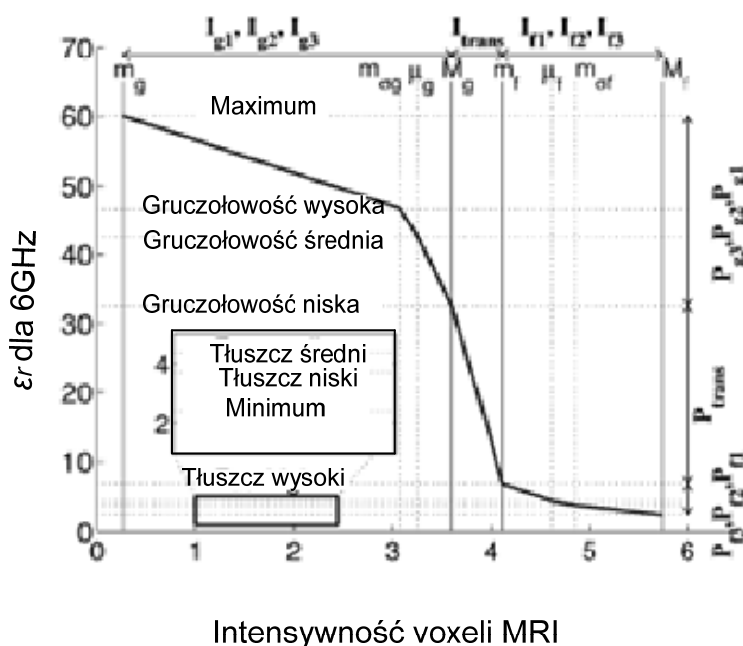
Uniwersytetu. Każda pierś jest sklasyfikowana według standardów na podstawie gęstości utkania gruczołu piersiowego. Amerykańska grupa radiologów (ACR) definiuje cztery kategorie na podstawie radiologicznej gęstości piersi [15]:

- I. prawie całkowicie tłusta,
- II. rozproszona włóknisto-gruczołowa,
- III. o zróżnicowanej gęstości,
- IV. bardzo gęsta.

Intensywność voxelu MRI jest przekształcana liniowo na właściwości dielektryczne modelu (rys. 1). Odwzorowywanie przekształceń z intensywności voxelu na właściwości dielektryczne składa się z siedmiu liniowych segmentów odpowiadających siedmiu zdefiniowanym kategoriom tkanki [8, 10, 11]:

- a) gruczołowa/włóknisto-łączna – 1,
- b) gruczołowa/włóknisto-łączna – 2,
- c) gruczołowa/włóknisto-łączna – 3,
- d) pośrednia,
- e) tłusta – 1,
- f) tłusta – 2,
- g) tłusta – 3.

Minimum występujące w tych trzech kategoriach potrzebne jest do określenia fizjologicznej niejednorodności gruczołu piersiowego. Właściwości w odstępach intensywności voxelu zostały określone jako  $I_{g1}$ ,  $I_g$ ,  $I_{g3}$ ,  $I_{trans}$ ,  $I_{f1}$ ,  $I_f$  i  $I_{f3}$ . Podobnie do intensywności voxelu zostały określone właściwości dielektryczne jako  $P_{g1}$ ,  $P_g$ ,  $P_{g3}$ ,  $P_{trans}$ ,  $P_{f1}$ ,  $P_{f2}$  i  $P_{f3}$ . Intensywności voxelu oznaczone jako  $I$  są liniowo odwzorowywane na właściwości dielektryczne oznaczone  $P$  (rys. 1) [10]:



Rys. 1. Liniowe obrazowanie między siedmioma interwałami z obrazu MRI a siedzioma właściwościami dielektrycznymi [10]

Siedmiu kategoriom określającym wartości voxeli MRI przypisuje się osiem liniowo zależnych parametrów ( $m_g, m_{\sigma g}, \mu_g, M_g, m_f, \mu_f, m_{\sigma f}, M_f$ ). Najwyższe wartości voxela pochodzą z piersi tłustej, natomiast najniższe wartości z piersi o przewodze tkanki gruczołowej. Osiem tych własności zostało zdefiniowane i określone jako „mieszanka rozkładów Gaussa” [16, 17]. Są one nazwane jako: minimalna, pośrednia, średnia, maksymalna wartość voxeli oznaczona odpowiednio  $m_g, m_{\sigma g}, \mu_g, M_g$  w kolejności dla tkanki gruczołowej/włóknistej i  $m_f, \mu_f, m_{\sigma f}, M_f$  w kolejności dla tkanki tłustej. Na tej podstawie siedmiu kategoriom można przypisać osiem parametrów [10] :

$$\begin{aligned} I_{g1} &= (m_g, m_{\sigma g}), \\ I_{g2} &= (m_{\sigma g}, \mu_g), \\ I_{g3} &= (\mu_g, M_g), \\ I_{trans} &= (M_g, m_f), \\ I_{f1} &= (m_f, \mu_f), \\ I_{f2} &= (\mu_f, m_{\sigma f}), \\ I_{f3} &= (m_{\sigma f}, M_f). \end{aligned}$$

Każda z siedmiu wartości voxeli obrazu wykonanego za pomocą rezonansu magnetycznego liniowo obrazuje właściwości dielektryczne dla tkanki normalnej gruczołu piersiowego. Dla przykładowej częstotliwości 6 GHz wartości określone są jako maksimum, gruczołowość wysoka, gruczołowość średnia, gruczołowość niska, tłuszcz wysoki, tłuszcz średni, tłuszcz niski. Wykorzystując ten podział można przestawić zdefiniowane właściwości dielektryczne następująco [10]:

$$\begin{aligned} P_{f3} &= (\textit{minimum}, \textit{tłuszcz niski}), \\ P_{f2} &= (\textit{tłuszcz niski}, \textit{tłuszcz średni}), \\ P_{f1} &= (\textit{tłuszcz średni}, \textit{tłuszcz wysoki}), \\ P_{trans} &= (\textit{tłuszcz wysoki}, \textit{gruczołowość niska}), \\ P_{g3} &= (\textit{gruczołowość niska}, \textit{gruczołowość średnia}), \\ P_{g2} &= (\textit{gruczołowość średnia}, \textit{gruczołowość wysoka}), \\ P_{g1} &= (\textit{gruczołowość wysoka}, \textit{maksimum}). \end{aligned}$$

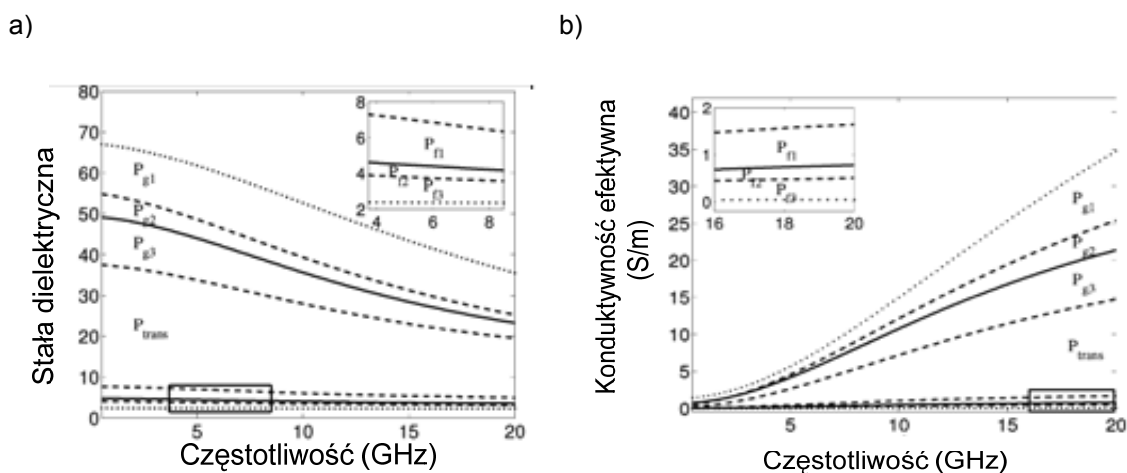
Nie spotyka się standardowej procedury klasyfikacji obrazów MR na cztery wspomniane wcześniej kategorie. Do celów badania przyjmuje się procedurę klasyfikacji modeli numerycznych według ich składu tkankowego na podstawie parametrów mieszanki rozkładów Gaussa. Sklasyfikowany model od 1 do 4 przypisuje się w oparciu o prawdopodobieństwo występowania voxela dla tkanki tłuszczowej [10, 15]:

$$Pr(x > m_f) = \int_{x > m_f} g(x; \alpha_1, \alpha_2, \alpha_3, \mu_1, \mu_2, \mu_3, \sigma_1^2, \sigma_2^2) dx \quad (1)$$

Aby zilustrować znaczenie obrazowania liniowego przedstawiono zależności pomiędzy intensywnością voxelu (na podstawie MRI) a właściwościami dielektrycznymi, które zostały wcześniej przyjęte.

Każdej z siedmiu kategorii, o których była mowa, przypisuje się odpowiednio właściwości dielektryczne. Na rysunku 2 zostało przedstawione osiem liniowo zależnych parametrów dla siedmiu kategorii. Krzywe te pochodzą z wyników uzyskanych przy częstotliwości 0,5-20 GHz.:

- a) krzywe maksymalne i minimalne (wykropkowane) stanowią odpowiednio granicę górną i dolną danych właściwości dielektrycznych zależnych od częstotliwości. Wykropkowana krzywa dolna oznacza właściwości dielektryczne lipidów mierzone w laboratorium, natomiast wykropkowana krzywa górna oznacza maksymalne właściwości dielektryczne dla częstotliwości,
- b) krzywe linią ciągłą stanowią krzywe średnich właściwości dielektrycznych powiązanych z grupą 1 i 3 tkanki tłuszczowej. Linie te nazywa się krzywymi „o średniej zawartości tkanki gruczołowej,” i „o średniej zawartości tkanki tłuszczowej”,
- c) dwie krzywe przedstawione linią przerywaną stanowią krzywe właściwości dielektrycznych dla grup tkanki 1 i 3. Krzywe te nazywa się krzywymi „o małej zawartości tkanki gruczołowej (25%, gr.1)”, „o dużej zawartości tkanki gruczołowej (75%, gr.1)”, „o małej zawartości tkanki tłuszczowej (25%, gr.3)”, „o dużej zawartości tkanki tłuszczowej (75%, gr.3)”, Parametry jednobiegowego modelu Cole-Cole dla ośmiu krzywych pokazanych na rysunku 2 zostały zebrane w tabeli 1.



**Rys. 2. Dielektryczne właściwości tkanki normalnej piersi [10]:**  
 a) stała dielektryczna, b) konduktywność efektywna (S/m)

Realistyczne modele gruczołu piersiowego opracowane przez Uniwersytet Wisconsin-Calagary w Kandzie są przedstawiane w oparciu o kategorie opisane powyżej.

Model Cole-Cole jest zdefiniowany za pomocą wzoru (2) [10, 11, 18]:

$$\underline{\varepsilon}_r(\omega) = \varepsilon_r'(\omega) - j\varepsilon_r''(\omega) = \varepsilon_\infty + \frac{\Delta\varepsilon}{1+(j\omega\tau)^{1-\alpha}} + \frac{\sigma_s}{j\omega\varepsilon_o} \quad (2)$$

gdzie:

- $\omega$  – częstotliwość kątowna,
- $\varepsilon_\infty$  – przenikalność elektryczna mierzona przy częstotliwościach dostatecznie wysokich,
- $\varepsilon_s$  – przenikalność elektryczna mierzona przy częstotliwościach dostatecznie niskich,
- $\varepsilon_o$  – przenikalność elektryczna próżni (F/m),
- $\sigma_s$  – konduktywność statyczna (S/m),
- $\tau$  – czas relaksacji (ps),
- $A$  – parametr rozkładu czasów relaksacji,
- $\Delta\varepsilon = \varepsilon_\infty - \varepsilon_s$  – przyrost dielektryczny (miara amplitudy procesu relaksacyjnego) [18].

**TABELA 1**

Zestawienie parametrów dla jednobiegunowego modelu Cole-Cole (0,5 – 20 GHz) [10]

	$\varepsilon_\infty$	$\Delta\varepsilon$	$\tau$ (ps)	$\alpha$	$\sigma_s$ (S/m)
maksimum	1.000	66.31	7.585	0.063	1.370
gruczołowość – wysoka	6.151	48.26	10.26	0.049	0.809
gruczołowość – średnia	7.821	41.48	10.66	0.047	0.713
gruczołowość – niska	9.941	26.60	10.90	0.003	0.462
tłuszcz – wysoki	4.031	3.654	14.12	0.055	0.083
tłuszcz – średni	3.140	1.708	14.65	0.061	0.036
tłuszcz – niski	2.908	1.200	16.88	0.069	0.020
minimum	2.293	0.141	16.40	0.251	0.002

Modele Cole-Cole przedstawiające właściwości dielektryczne tkanki gruczołu piersiowego nie są łatwe w realizacji w szerokopasmowych symulacjach za pomocą metody FDTD. Dlatego zastępuje się je modelami prostszymi, opartymi o model Debye'a (3) [7]:

$$\underline{\varepsilon}_r(\omega) = \varepsilon_r'(\omega) - j\varepsilon_r''(\omega) = \varepsilon_\infty + \frac{\Delta\varepsilon}{1+j\omega\tau} + \frac{\sigma_s}{j\omega\varepsilon_o} \quad (3)$$

**TABELA 2**

Zestawienie parametrów dla jednobiegunowego modelu Debye'a (3 – 10 GHz) [10]

	$\epsilon_{\infty}$	$\Delta\epsilon$	$\tau$ (ps)	$\sigma_s$ (S/m)
maksimum	23,20	46,05	13,00	1,305
gruczołowość – wysoka	14,27	40,51	13,00	0,638
gruczołowość – średnia	13,80	35,54	13,00	0,738
gruczołowość – niska	12,84	24,64	13,00	0,251
tłuszcz – wysoki	3,987	3,544	13,00	0,080
tłuszcz – średni	3,116	1,591	13,00	0,0496
tłuszcz – niski	2,848	1,104	13,00	0,251
minimum	2,308	0,091	13,00	0,004

Procedury powstania modelu Cole-Cole i Debye'a zostały zapoczątkowane i opisane w pracy [10].

Podstawiając parametry przedstawione w tabeli 1 do wzoru 2 otrzymujemy wartości względnej przenikalności podane w tabeli 3 dla różnych zakresów częstotliwości. Analogicznie przekształcając wzór Debye'a i podstawiając wartości z tabeli 2 otrzymujemy takie same wartości przenikalności względnej jak dla modelu Cole-Cole. Zatem zakłada się że parametry modelu Debye'a (tab. 2) dobrze dopasowują się do parametrów Cole-Cole przedstawionych w tabeli 1. Parametry Debye'a dla określonych voxelów we wnętrzu piersi oblicza się jako średnią ważoną krzywej górnej i dolnej granicy właściwości dielektrycznych dla kategorii tkanki, która oznacza intensywność voxelów na obrazie MRI.

Mimo, że wyniki badań wielu układów cząstkowych pokazują, że nie zawsze relaksację dielektryczną można opisać prostym równaniem Debye'a, powszechnie używa się równań typu Debye'a z pewnymi empirycznie wyznaczonymi parametrami charakteryzującymi rozkłady czasów relaksacji [10].

W pierwszej części pracy został opisany realistyczne modele piersi opracowany przez Uniwersytecie Wisconsin-Calagary w Kanadzie. Do zasymulowania numerycznych modeli gruczołu piersiowego (dla tkanki tłuszczowej i mięśniowej) zostały uśrednione wartości realistycznego modelu i przedstawione w drugiej części pracy dla różnych częstotliwości.

## 4. ROZKŁAD POLA ELEKTROMAGNETYCZNEGO

Numeryczna analiza rozkładu pola elektromagnetycznego wysokiej częstotliwości w półsferycznym modelu gruczołu piersiowego została przepro-

wadzona metodą różnic skończonych w dziedzinie czasu (*Finite Difference Time Domain*) przy pomocy programu Empire XCcel™ [21].

W celu uproszczenia zagadnienia przyjęto, że model jest homogeniczny warstwowo, a jego parametry elektryczne (przenikalność elektryczna względna i konduktywność) opisane są równaniem Cole-Cole [17] z parametrami zaczerpniętymi od C. Gabriel [2]. Parametry dielektryczne modelu przeliczone zostały dla częstotliwości 1 GHz, 2.45 GHz i 5 GHz (tab. 3).

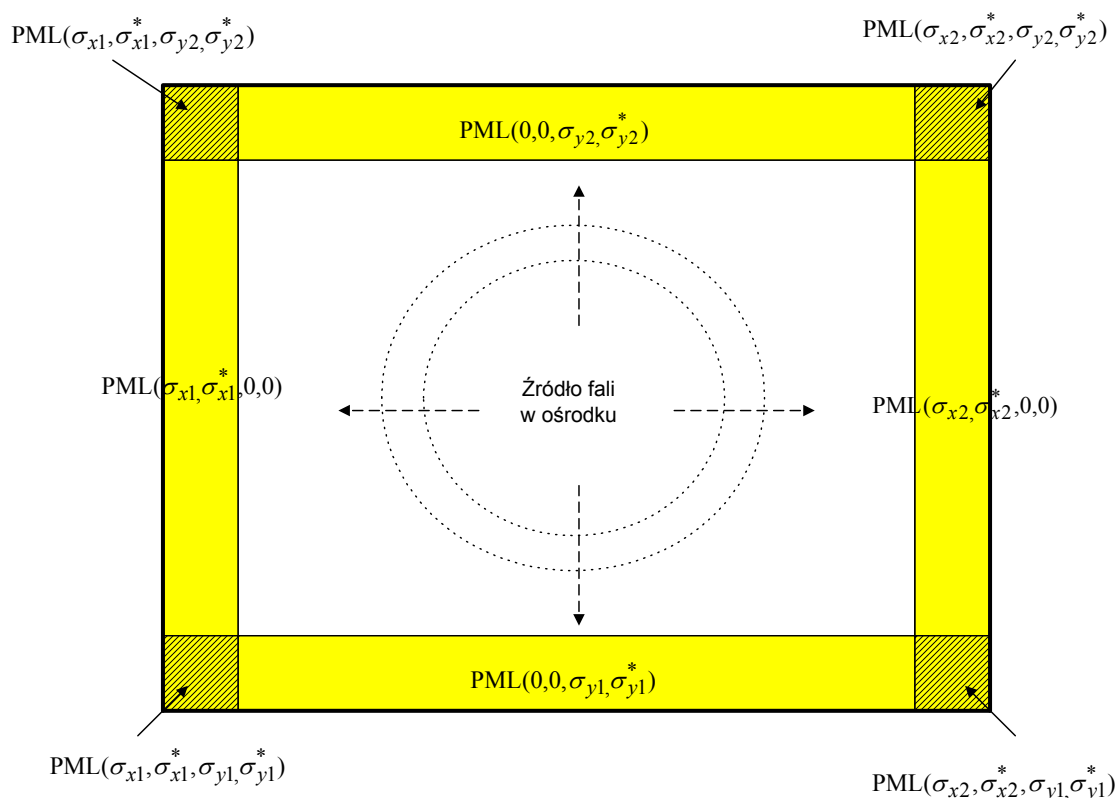
**TABELA 3**  
Zestawienie parametrów elektrycznych tkanek

Typ tkanki	Konduktywność $\sigma$ [S/m]	Przenikalność względna $\epsilon_r$
1 GHz		
Tłuszczowa	0.053	5.402
Mięśniowa	0.978	54,811
Skórna	0.881	45.711
2.45 GHz		
Tłuszczowa	0.1370	5.1467
Mięśniowa	1.7388	52.729
Skórna	1.5919	42.853
5 GHz		
Tłuszczowa	0.3498	4.645
Mięśniowa	4.0448	49.54
Skórna	3.5744	39.611

Na rysunku 3, w sposób schematyczny, pokazano rozpatrywany model o wymiarach 10 cm x 10 cm x 5 cm wraz z podobszarami takimi jak: warstwa skóry, tkanka zdrowa i rakowa. W analizie pola elektromagnetycznego zastosowano otwarty warunek brzegowy Berengera typu PML (Perfectly Match Layer)-10 warstw PML (rys. 3). Istota pomysłu Berengera polega na otoczeniu analizowanego obszaru warstwa tłumiącą fale elektromagnetyczne, tzw. doskonale dopasowaną warstwą (*ang. Perfectly Matched Layer – PML*). Technika jest oparta na wykorzystaniu warstwy zwłaszcza do pochłaniania fal elektromagnetycznych bez odbicia od próżni. Właściwości warstwy mogą zmieniać się w zależności od kierunku rozchodzenia się fali i być niezależnymi od częstotliwości. Doskonale dopasowana warstwa przyjmuje oznaczenie PML ( $\sigma_x, \sigma_x^*, \sigma_y, \sigma_y^*, \sigma_z, \sigma_z^*$ ) [16, 20]. Jako wymuszenia użyto anteny dipolowej, umieszczonej

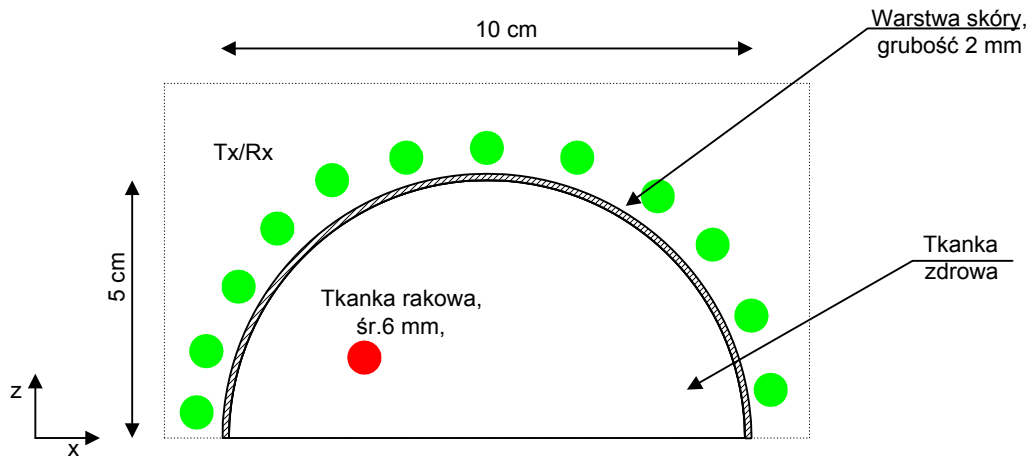


w odległości 1 cm. od warstwy skóry, jak pokazano na rysunku 3 (zielone punkty oznaczają położenia anteny).



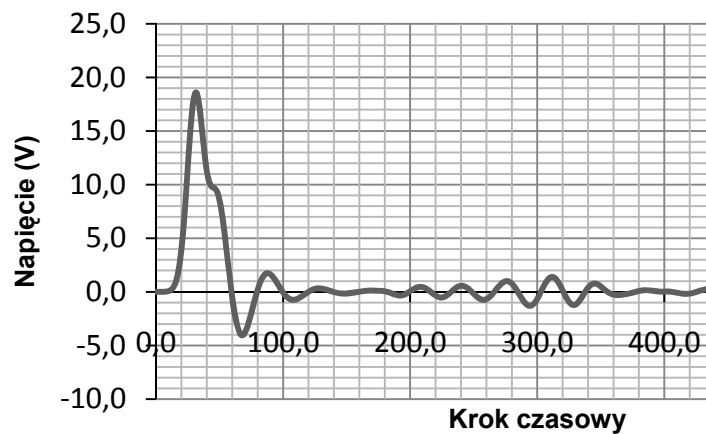
**Rys. 3. Struktura 2D warstwy PML**

Uwzględniono 25 lokalizacji anteny. Po wysłaniu sygnału z anteny nadawczej następuje odczyt sygnału odbitego w 25 antenach, po czym antena nadawcza zmienia swoje położenie i następuje kolejny odczyt w innej lokalizacji anteny. Model piersi zawiera warstwę skóry o grubości 2 mm, jednorodną tkankę zdrową (jej parametry elektryczne odpowiadają parametrom tkanki tłuszczowej) oraz zmianę nowotworową (parametry odpowiadają parametrom elektrycznym tkanki mięśniowej) o konduktywności i względnej przenikalności elektrycznej przedstawionych w tabeli 3.



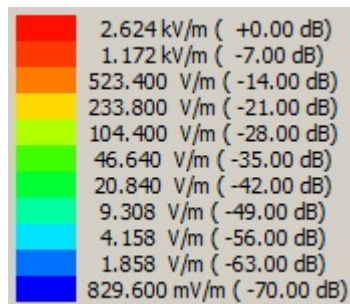
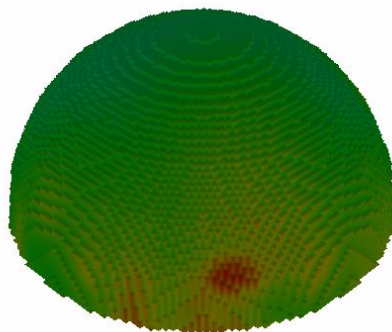
**Rys. 4. Rozpatrywany model**  
(rysunek poglądowy)

Na podstawie danych rejestrowanych w kolejnych punktach otrzymano przebieg napięcia w funkcji czasu dla 2.45 GHz

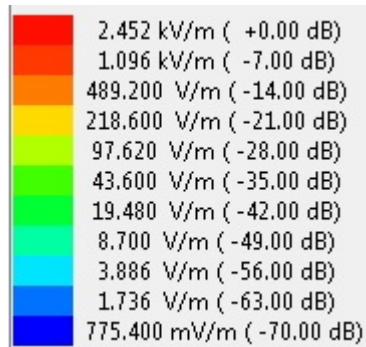
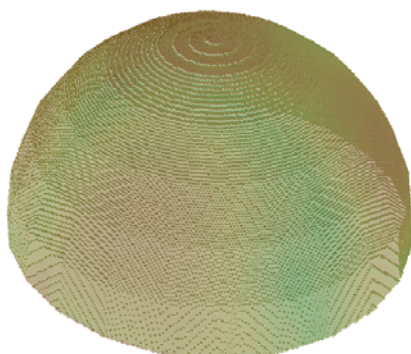


**Rys. 5. Przebiegi sygnału dla 2.45 GHz**

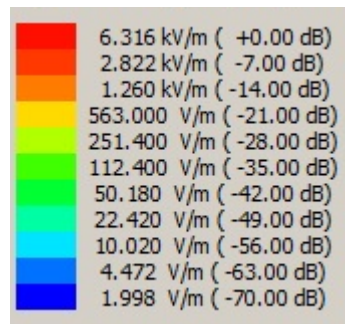
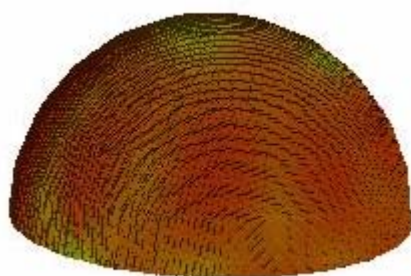
a)



b)



c)



**Rys. 6. Rozkład natężenia pola elektrycznego w numerycznym modelu gruczołu piersiowego:**  
 a) wymuszenie 1 GHz b) wymuszenie 2.45 GHz, c) wymuszenie 5 GHz.

Po przeprowadzeniu numerycznej analizy otrzymano rozkłady pola elektrycznego  $E$  dla jednego przypadku lokalizacji anteny i dla różnych częstotliwości.

## 5. WNIOSKI

---

Na podstawie przeprowadzonej symulacji półsferycznego modelu piersi w oparciu o metodę FDTD otrzymujemy rozkład natężenia pola elektrycznego  $E$  (moduł wektora) o różnych wartościach. Szacuje się, że po przeprowadzeniu w kolejnym etapie analizy obrazu za pomocą algorytmu ogniskującego [4] będzie można określić umiejscowienie zmian nowotworowych i oszacować ich wymiary. Im większa jest liczba przyjętych w modelu lokalizacji anten, tym wykrycie zmian nowotworowych i szacowanie jego położenia jest bardziej precyzyjne. Symulacje zostały przeprowadzone dla trzech zakresów częstotliwości w celu sprawdzenia dla jakiej mocy sygnału zostanie uzyskana najdokładniejsza rekonstrukcja obrazu.

Tomografia mikrofalowa jest lepszą metodą bardziej ze względu na wykrycie zmian nowotworowych o mniejszym rozmiarze (5mm) w porównaniu do mammografii i USG.

## LITERATURA

1. <http://epid.coi.waw.pl/krn>,
2. Gabriel C.: The dielectric properties of biological tissue: I. Literature survey, *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, pp. 2231-2249, 1996.
3. Miaskowski A.: Zastosowanie mikrofal do detekcji raka sutka, *Przegląd Elektrotechniczny* pp. 87-88, 12/2005.
4. Winters D.W., Shea J.D., Kosmas P., Van Veen B.D., and Hagness S.C.: Three-dimensional microwave breast imaging: Dispersive dielectric properties estimation using patient-specific basis functions, *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 28, no. 7, pp. 969-981, July 2009.
5. Winters D.W., Shea J. D., Madsen E. L., Frank G. R., Van Veen B. D., and Hagness S. C.: Estimating the breast surface using UWB microwave monostatic backscatter measurements, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 55, no. 1, pp. 247-256, Januar 2008.
6. Davis S. K., Van Veen B. D., Hagness S. C., and Kelcz F.: Breasttumor characterization based on ultrawideband microwave backscatter, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 55, no. 1, pp. 237-246, Jan. 2008.
7. Miaskowski A., Bochniak A, Krawczyk A.: Aplikacja algorytmu współogniskującego do detekcji raka gruczołu piersiowego, *Przegląd Elektrotechniczny* pp.121-124, 12/2009.

8. Zhao M., Shea J.D., Hagness S.C., D.W. van der Weide, Van Veen B.D., Varhghese T.: Numerical Study of Microwave Scattering In Breast Tissue via Coupled Dielectric and Elastic Contrasts, *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, vol. 7, pp. 1536-1225, Sep. 2008.
9. Miaskowski A., Krawczyk A., Wac-Włodarczyk A.: Zastosowanie promieniowania mikrofalowego w detekcji raka gruczołu piersiowego, Warszawa, CIOP-PIB 2007.
10. Zastrow E., Davis S.K., Lizebnik M., Kelcz F., Van Veen B.D., Shea J.D., Hagness S.C.: Development of Anatomically Realistic Numerical Breast Phantoms With Accurate Dielectric Properties for Modeling Microwave Interactions With the Human Breast, *IEEE Trans.on Biomedical Engineering Antennas*, vol. 55, no. 12, pp. 0018-9294, December 2008.
11. Lizebnik M, Okoniewski M., Booske J.H., Hagness S.C.: Highly Accurate Debye Models for Normal and Malignant Breast Tissue Dielectric Properties at Microwave Frequencies, *IEEE Microwave and Wireless Componmts Letters* , vol. 17, no. 12, pp. 822-824, 12 December 2007.
12. Lazebnik M., McCartney L., Popovic D., Watkins C.B., Lindstrom M.J., Harter J., Sewall S., Magliocco A., Booske, J.H., Okoniewski M., Hagness S.C.: A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal breast tissue obtained from reduction surgeries, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 52, pp. 2637-2656, April 2007.
13. Taflove A., Hagness S.C.: *Computational Electrodynamics: The Finite Difference Time Domain Method*, 3rd Ed. Norwood, MA:Atech House, 2005.
14. American College of Radiology, *Breast Imaging Reporting and Data System (BI-RADS) Atlas*, 4<sup>th</sup> ed. Reston VA: Amer. Coll. Radiol., 2003.
15. Redner R.A. and Walker H.F.: Mixture densities, maximum likelihood and the EM algorithm, *SIAM Rev.*, vol. 26, no. 2, pp. 195-239, 1984.
16. Berenger J.P.: A Perfectly Matched Layer for the Absorption of Electromagnetic Waves, *Journal of Computational Phisics* vol. 114, pp. 185-200 (1994).
17. Mrozowski M., Stuchly M.A.: Parametrization of media dispersive properties for FDTD, *IEEE Trans. Antennas Propag.*, vol. 45, no. 9, pp. 1438-1439, Sep. 1997.
18. Miaskowski A.: *Matematyczne modelowanie struktur bioelektromagnetycznych*, Rozprawa doktorska, Instytut Elektrotechniki, Warszawa 2005.
19. Zastrow E., Davis S.K., Lazebnik M., Kelcz F., Van Veen B.D., Hagness S.C.: "Database of 3D Grid-Based Numerical Breast Phantoms for use In Computational Electromagnetics Simulations" University of Wisconsin.
20. Berenger J.P.: Three-dimensional perfectly matched layer for the absorption of electromagnetic waves, *Journal of Computational Physics*, vol. 127, no. 2, pp. 363-379, 1996.
21. [www.empire.de](http://www.empire.de).

NUMERICAL MODELS  
OF HUMAN BREAST

Joanna MICHAŁOWSKA–SAMONEK  
Andrzej WAC–WŁODARCZYK  
Arkadiusz MIASKOWSKI

**ABSTRACT** *In this paper were presented numerical breast phantoms, obtained using MRI. These phantoms allow better illustrate changes setting in breast through obtained fairly accurate characteristics of tissue.*