

Joanna MICHAŁOWSKA-SAMONEK
Andrzej WAC-WŁODARCZYK

OBRAZOWANIE MIKROFALOWE NA PRZYKŁADZIE NOWOTWORU GRUCZOŁU PIERSIOWEGO

STRESZCZENIE *Praca niniejsza ma na celu przedstawienie możliwości, jakie daje zastosowanie tomografii mikrofalowej do detekcji nowotworu gruczołu piersiowego. W celu uproszczenia zagadnienia założono, że model gruczołu piersiowego jest homogeniczny, a jego parametry elektryczne (przenikalność elektryczna względna i konduktywność) opisane są równaniem Debye'a. Parametry elektryczne zostały przeliczone dla częstotliwości 6 GHz. Artykuł przedstawia właściwości dielektryczne tkanki dla fantomu piersi. Zmiany patologiczne obrazujące nowotwór gruczołu piersiowego naniesione są na sztuczne modele piersi, o których mowa w pracy.*

Słowa kluczowe: *nowotwór gruczołu piersiowego, mikrofalowe obrazowanie, FDTD (metoda różnic skończonych w dziedzinie czasu).*

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

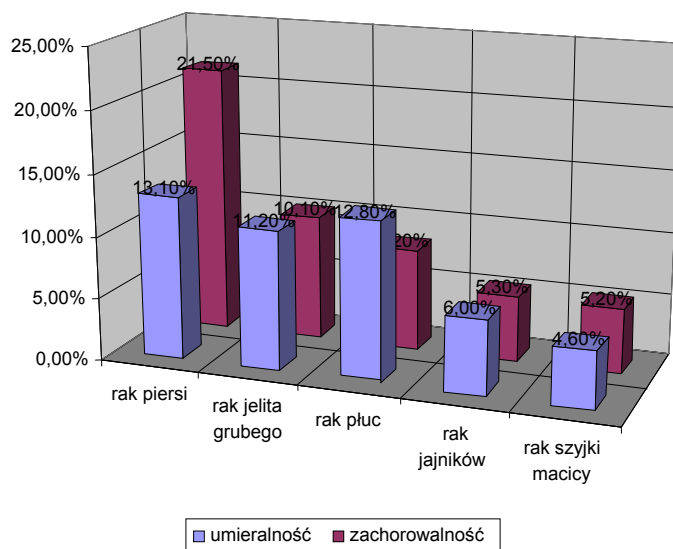
PRACE INSTYTUTU ELEKTROTECHNIKI, zeszyt 241, 2009

1. WSTĘP

Nowotwory złośliwe stanowią istotny problem nie tylko w starszych grupach wiekowych, ale są główną przyczyną przedwczesnej umieralności przed 65 rokiem życia. Zjawisko to jest szczególnie widoczne w populacji kobiet.

Najczęściej występujące u kobiet nowotwory złośliwe to: rak sutka (13 322, czyli 21,51% zachorowań), rak oskrzela i płuca (5 075, czyli 8,2%), rak trzonu macicy (4 376), nowotwory skóry inne niż czerniak (4 306), rak jelita grubego (3 758), rak jajnika (3 291) oraz rak szyjki macicy (3 226).

Najczęstszym nowotworem wśród mężczyzn jest rak oskrzela i płuca – 15 157 (23,65%) [6].



Rys. 1. Zachorowalność i umieralność kobiet na nowotwory złośliwe w Polsce w 2006 r.

Podstawową metodą zmniejszenia umieralności jest wczesne wykrywanie tego nowotworu w ramach prawidłowo zaplanowanych i realizowanych badań [1].

2. METODY DIAGNOSTYKI MEDYCZNEJ

Metody diagnostyczne powszechnie stosowane w medycynie to:

1) Mammografia – technika oparta na promieniowaniu X, wyspecjalizowana wyłącznie do obrazowania piersi u kobiety, pozwalająca na odróżnienie poszczególnych struktur oraz zmian patologicznych w gruczole piersiowym.

Zastosowanie pierwszych mammografów miało miejsce w drugiej połowie lat sześćdziesiątych. ubiegłego wieku [12]. Pomimo wprowadzenia nowoczesnych lamp rentgenowskich o wysokiej rozdzielczości, według wielu doniesień mamografia RTG (Radioizotopowy generator termoelektryczny) nadal może dawać ok. 40% tzw. fałszywych pozytywnie wyników [10, 11]. Główną przyczyną takiego stanu jest problem z wyodrębnieniem zmian chorobowych na tle gęstego utkania piersi (>75% tkanki gruczołowej), które jest typowe dla młodych kobiet [10]. Poza tym niewielkie różnice w wartościach współczynników absorpcji dla tkanki zdrowej i dotkniętej zmianami patologicznymi są przyczyną obniżonego kontrastu [12]. Kolejną przyczyną, z powodu której nie poleca się mammografii kobietom poniżej 40. roku życia, jest fakt, że tkanka piersi wykazuje dużą wrażliwość na możliwość indukcji nowotworu w wyniku działania promieniowania X [12].

2) Ultrasonografia (USG) – jest nieinwazyjną metodą diagnostyczną, pozwalającą na uzyskanie w czasie rzeczywistym obrazu przekroju badanego obiektu. Metoda ta oparta jest na falach ultradźwiękowych o długości ok. 1–2 mm i częstotliwości od 2 do 16 MHz. Podstawą tej metody jest zjawisko występowania echa na granicy dwóch struktur [12]. Fala ultradźwiękowa odbita na granicy dwóch ośrodków o różnej impedancji akustycznej jest źródłem informacji o stanie danego narządu czy określonej przestrzeni wewnątrz ciała osoby badanej. Uzyskany obraz zawiera jedynie zarysy tkanek, natomiast brak informacji o ich właściwościach.

3) Rezonans magnetyczny (MRI) – zastosowany jako metoda diagnostyki medycznej w roku 1980 zyskał miano największego osiągnięcia w dziedzinie diagnostyki obrazowej. W technice tej wykorzystuje się trzy pola magnetyczne, między innymi pole służące do ukierunkowania momentów magnetycznych protonów, które jest polem stałym o indukcji magnetycznej 0,2–2,5 T [12].

W rezonansie magnetycznym wykorzystano promieniowanie γ pochodzące z atomów wodoru (63%). Różne tkanki mogą być identyfikowane dzięki różnym czasom relaksacji.

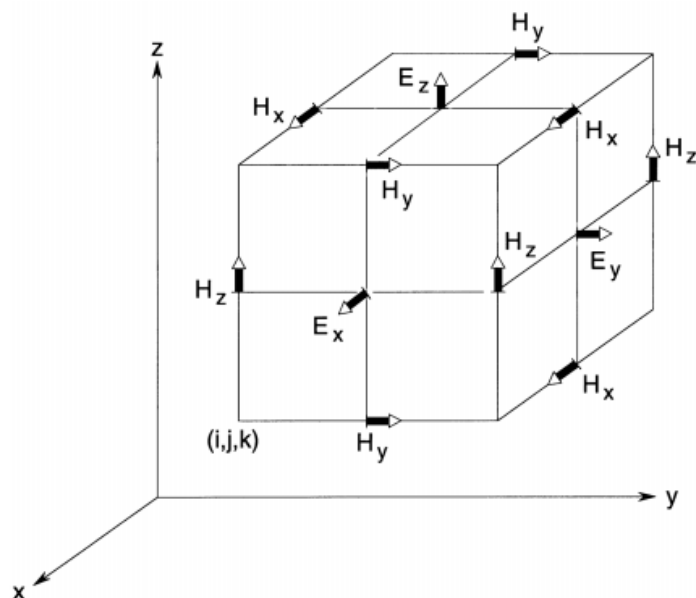
W Polsce badanie MRI jest wykonywane jedynie w szczególnych przypadkach:

- niejednoznacznej oceny guzka w konwencjonalnych metodach obrazowania (mamografia, USG),
- staggingu przedoperacyjnego (wykluczenie wieloogniskowej postaci raka),
- oceny sutka po zabiegach oszczędzających,
- oceny sutka po zabiegach ze wszczepieniem implantu,
- monitorowania odpowiedzi na chemioterapię,
- rodzinnego wystąpienia raka piersi,
- badań przesiewowych u pacjentek będących nosicielkami genu BRCA.

Niejednoznaczna ocena guza w wymienionych metodach (mammografia, MRI, USG) obrazowana jest jedynie dla zmian określonych wymiarem między 5–10 mm [14]. Jak ważne są metody diagnostyczne i wczesne rozpoznawanie chorób, można przekonać się, analizując dane statystyczne dotyczące zachorowalności i umieralności kobiet na raka piersi. Dlatego ciągle poszukuje się nowych metod wspomagających wymienione metody diagnostyki w medycynie.

3. METODA RÓŻNIC SKOŃCZONYCH W DZIEDZINIE CZASU (ANG. FINITE DIFFERENCE TIME DOMAIN)

Metoda Finite Difference Time Domain (FDTD) zaproponowana po raz pierwszy w 1966 roku przez K. Yee [13] jest prostym i efektywnym sposobem numerycznego rozwiązania równań Maxwella. Polega na bezpośrednim całkowaniu w dziedzinie czasu i przestrzeni równań Maxwella w zapisie skalarnym dla każdej ze składowych: elektrycznej E i magnetycznej H . W przestrzeni trójwymiarowej otrzymujemy trzy wektory natężenia pola magnetycznego. Analizowany obszar dzieli się na tzw. komórki Yee, co prowadzi do sformułowania równań Maxwella w postaci różnicowej:



Rys. 2. Komórka Yee w 3D [9]

Wykorzystywany w metodzie FDTD efektywny sposób zastosowania centralnego schematu różnicowego do równań Maxwella opiera się na siatce

Yee (rys. 2.). Każdemu wektorowi natężenia pola magnetycznego i elektrycznego przypisane są parametry materiału, tj. przewodność σ i przenikalność elektryczna ε [13].

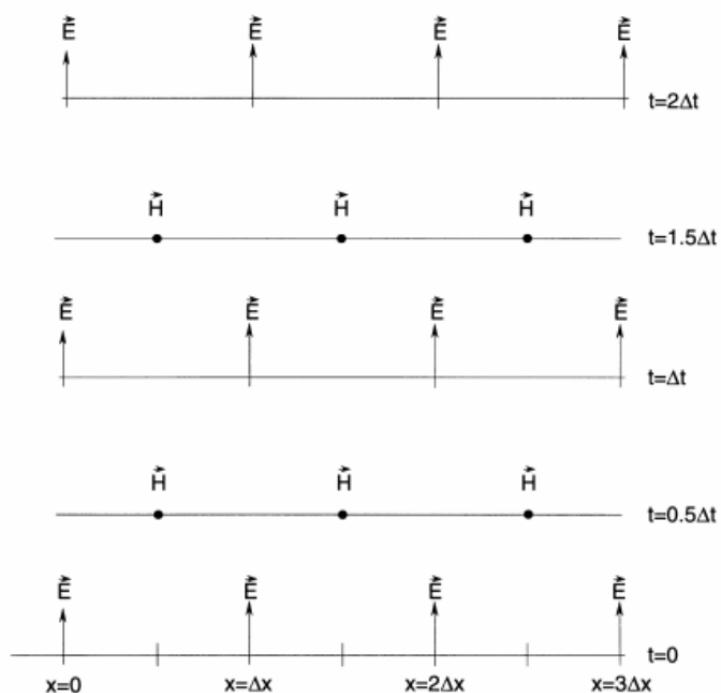
Stosując notację zaprezentowaną przez Yee [9], do wskazania węzłów komórki elementarnej w punkcie (i, j, k) mamy:

$$(i, j, k) = (i\Delta x, j\Delta y, k\Delta z) \tag{1}$$

Zapisując dowolną funkcję u w n -tym kroku czasowym dostajemy:

$$u(i\Delta x, j\Delta y, k\Delta z, n\Delta t) = u_{i,j,k}^n \tag{2}$$

gdzie Δt to krok czasowy zdeterminowany warunkiem stabilności Couranta, a n – liczba całkowita (rys. 3);



Rys. 3. Schematyczne przedstawienie algorytmu Yee [9]

Składowa pola elektrycznego jest przesunięta o pół kroku czasowego względem składowej pola magnetycznego. Takie postępowanie prowadzi do uniknięcia rozwiązania dużych równań macierzowych, co jest główną zaletą tej metody.

Bazując na algorytmie Yee, możemy wyprowadzić wzory dla H_x , H_y , H_z , E_x , E_y , E_z :

$$H_x^{n+1/2} = \left(\frac{1 - \frac{\rho'_{i,j,k} \Delta t}{2\mu_{i,j,k}}}{1 + \frac{\rho'_{i,j,k} \Delta t}{2\mu_{i,j,k}}} \right) H_x^{n-1/2} + \left(\frac{\Delta t}{1 + \frac{\rho'_{i,j,k} \Delta t}{2\mu_{i,j,k}}} \right) \begin{pmatrix} \frac{Ey_{i,j,k}^n - Ey_{i,j,k-1/2}^n}{\Delta z} \\ - \frac{Ez_{i,j+1/2,k}^n - Ez_{i,j-1/2,k}^n}{\Delta y} \end{pmatrix} \quad (3)$$

$$H_y^{n+1/2} = \left(\frac{1 - \frac{\rho'_{i,j,k} \Delta t}{2\mu_{i,j,k}}}{1 + \frac{\rho'_{i,j,k} \Delta t}{2\mu_{i,j,k}}} \right) H_y^{n-1/2} + \left(\frac{\Delta t}{1 + \frac{\rho'_{i,j,k} \Delta t}{2\mu_{i,j,k}}} \right) \begin{pmatrix} \frac{Ez_{i+1/2,j,k}^n - Ez_{i-1/2,j,k}^n}{\Delta x} \\ - \frac{Ex_{i,j,k+1/2}^n - Ex_{i,j,k-1/2}^n}{\Delta x} \end{pmatrix} \quad (4)$$

$$H_z^{n+1/2} = \left(\frac{1 - \frac{\rho'_{i,j,k} \Delta t}{2\mu_{i,j,k}}}{1 + \frac{\rho'_{i,j,k} \Delta t}{2\mu_{i,j,k}}} \right) H_z^{n-1/2} + \left(\frac{\Delta t}{1 + \frac{\rho'_{i,j,k} \Delta t}{2\mu_{i,j,k}}} \right) \begin{pmatrix} \frac{Ex_{i,j+1/2,k}^n - Ex_{i,j-1/2,k}^n}{\Delta y} \\ - \frac{Ey_{i+1/2,j,k}^n - Ey_{i-1/2,j,k}^n}{\Delta x} \end{pmatrix} \quad (5)$$

$$E_x^{n+1} = \left(\frac{1 - \frac{\sigma'_{i,j,k} \Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k}}}{1 + \frac{\sigma'_{i,j,k} \Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k}}} \right) E_x^n + \left(\frac{\Delta t}{1 + \frac{\sigma'_{i,j,k} \Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k}}} \right) \begin{pmatrix} \frac{Hz_{i,j,k}^{n+1/2} - Hz_{i,j-1/2,k}^{n+1/2}}{\Delta y} \\ - \frac{Hz_{i,j,k+1/2}^{n+1/2} - Hz_{i,j,k-1/2}^{n+1/2}}{\Delta z} \end{pmatrix} \quad (6)$$

$$E_y^{n+1} = \left(\frac{1 - \frac{\sigma'_{i,j,k} \Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k}}}{1 + \frac{\sigma'_{i,j,k} \Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k}}} \right) E_y^n + \left(\frac{\Delta t}{1 + \frac{\sigma'_{i,j,k} \Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k}}} \right) \begin{pmatrix} \frac{Hx_{i,j,k+1/2}^{n+1/2} - Hx_{i,j,k-1/2}^{n+1/2}}{\Delta z} \\ - \frac{Hz_{i+1/2,j,k}^{n+1/2} - Hz_{i-1/2,j,k}^{n+1/2}}{\Delta x} \end{pmatrix} \quad (7)$$

$$E_z|_{i,j,k}^{n+1} = \begin{pmatrix} 1 - \frac{\sigma'_{i,j,k} \Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k}} \\ 1 + \frac{\rho'_{i,j,k} \Delta t}{2\mu_{i,j,k}} \end{pmatrix} E_z|_{i,j,k}^n + \begin{pmatrix} \frac{\Delta t}{1 + \frac{\sigma'_{i,j,k} \Delta t}{2\varepsilon_{i,j,k}}} \\ \frac{\mu_{i,j,k}}{2\varepsilon_{i,j,k}} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \frac{Hy|_{i+1/2,j,k}^{n+1/2} - Hy|_{i-1/2,j,k}^{n+1/2}}{\Delta x} \\ -\frac{Hx|_{i,j+1,k}^{n+1/2} - Hx|_{i,j-1/2,k}^{n+1/2}}{\Delta y} \end{pmatrix} \quad (8)$$

Na podstawie układu równań (3÷8) widać, że umożliwiają one obliczenie składowych pola elektrycznego i magnetycznego na podstawie ich wartości w poprzednim kroku czasowym, co schematycznie przedstawia rysunek 3 [9].

3.1. Stabilność numeryczna metody

Warunek stabilności numerycznej algorytmu Yee został wprowadzony przez Taflova [9]. Udowodnił on, że wielkość kroku czasowego Δt jest zdeterminowana rozmiarami komórki elementarnej (Δx , Δy , Δz) i prędkości fali c w rozpatrywanym ośrodku:

$$\Delta t \leq \frac{1}{c \sqrt{\frac{1}{(\Delta x)^2} + \frac{1}{(\Delta y)^2} + \frac{1}{(\Delta z)^2}}} \quad (9)$$

W praktyce obliczeniowej zakłada się, że rozpatrywany ośrodek jest niejednorodny i przyjmuje się warunek:

$$\Delta t \leq \frac{1}{c \sqrt{\frac{1}{\varepsilon_{x_{i,j,k}} (\Delta x)^2} + \frac{1}{\varepsilon_{y_{i,j,k}} (\Delta y)^2} + \frac{1}{\varepsilon_{z_{i,j,k}} (\Delta z)^2}}} \quad (10)$$

gdzie:

- c – prędkość rozchodzenia się fali w analizowanym obszarze,
- ε – przenikalność elektryczna.

Ponadto przyjmuje się że:

$$\Delta = \lambda / 10 \quad (11)$$

gdzie:

- Δ – wielkość komórki Yee,
- λ – długość fali w analizowanym ośrodku.

Nieuwzględnienie podanych powyżej parametrów może prowadzić do niestabilności algorytmu.

3.2. Dyspersja numeryczna

Analiza numeryczna zjawiska dyspersji numerycznej na podstawie równań Maxwella sprowadza się do analizy porównawczej prędkości w sensie analitycznym.

$$j\Delta x \vec{V} = \frac{\partial \vec{V}}{\partial t} \quad (12)$$

gdzie:

$$\begin{aligned} \vec{V} &= \vec{H} + j\vec{E}, \\ j &= \sqrt{-1}. \end{aligned}$$

Wstawiając wektor falowy opisujący propagację fali:

$$\vec{V} \Big|_{i,j,k}^n = V_o e^{(\tilde{k}_x I \Delta x + \tilde{k}_y J \Delta y + \tilde{k}_z K \Delta z - \omega n \Delta t)} \quad (13)$$

do równania (12) i wyrażając go poprzez różnicę centralnie zgodnie z algorytmem Yee, otrzymujemy:

$$\left[\frac{1}{c\Delta t} \sin\left(\frac{\omega\Delta t}{2}\right) \right]^2 = \left[\frac{1}{\Delta x} \sin\left(\frac{\tilde{k}_x \Delta x}{2}\right) \right]^2 + \left[\frac{1}{\Delta y} \sin\left(\frac{\tilde{k}_y \Delta y}{2}\right) \right]^2 + \left[\frac{1}{\Delta z} \sin\left(\frac{\tilde{k}_z \Delta z}{2}\right) \right]^2 \quad (14)$$

gdzie:

$\tilde{k}_x, \tilde{k}_y, \tilde{k}_z$ – składowe wektorowe wyrażone numerycznie.

Równania te redukują się do zależności:

$$\left(\frac{\omega}{c}\right)^2 = k_x^2 + k_y^2 + k_z^2 \quad (15)$$

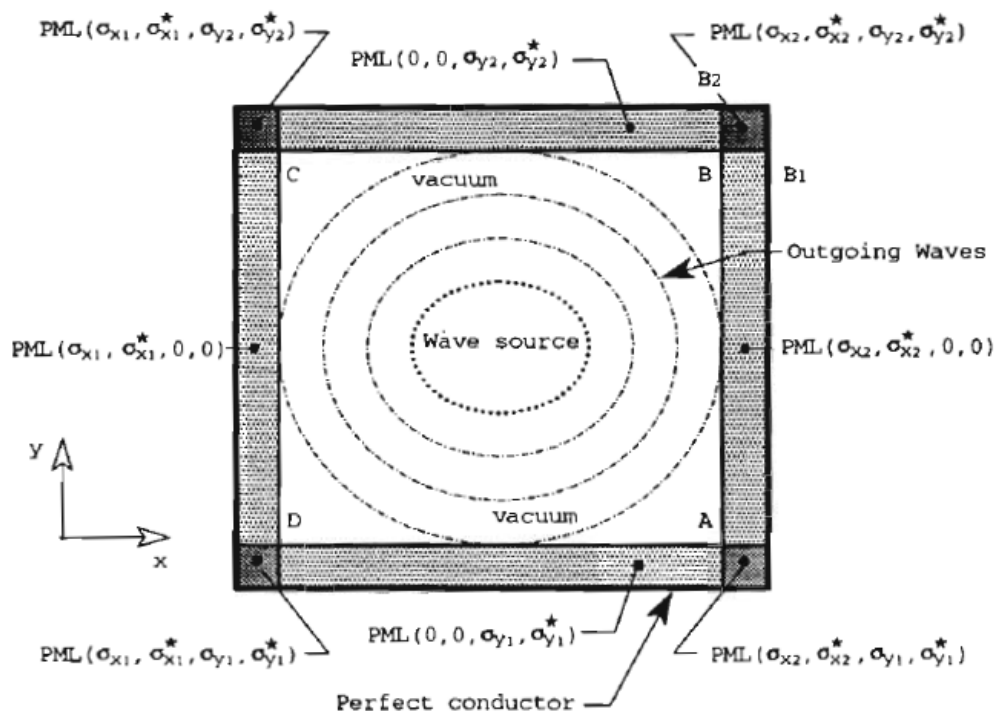
Analizując równanie (14), widać, że jeśli $\Delta t, \Delta x, \Delta y, \Delta z$, dążą do zera, to równanie staje się tożsame z równaniem (15), co oznacza, że dyspersje można zredukować przez odpowiedni dobór siatki i kroku czasowego.

4. ABSORPCYJNY WARUNEK BRZEGOWY

J. P. Berenger zaproponował w 1994 roku całkiem nowe podejście dotyczące zewnętrznych warunków brzegowych. Istota pomysłu Berengera polega na otoczeniu analizowanego obszaru warstwą tłumiącą fale elektromagnetyczne, tzw. doskonale dopasowaną warstwą (*ang. Perfectly Matched Layer* – *PML*). Właściwości warstwy mogą zmieniać się w zależności od kierunku rozchodzenia się fali i być niezależnymi od częstotliwości. Doskonale dopasowana warstwa przyjmuje oznaczenie PML ($\sigma_x, \sigma_x^*, \sigma_y, \sigma_y^*, \sigma_z, \sigma_z^*$) (rys. 4), gdzie [7]:

$\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$ – konduktywność elektryczna [S/m],

$\sigma_x^*, \sigma_y^*, \sigma_z^*$ – konduktywność magnetyczna [Ω/m] [7].



Rys. 4. Struktura warstwy PML [7]

Jeśli warstwa PML ma nie powodować odbić fali, to jej impedancja właściwa na granicy z próżnią musi być równa impedancji właściwej próżni:

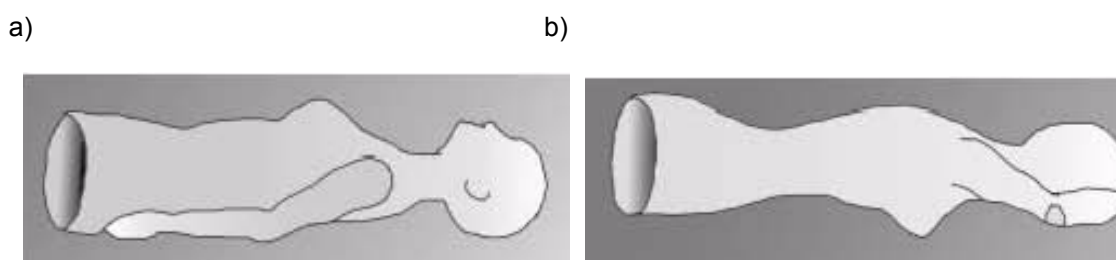
$$\frac{\sigma_W}{\varepsilon_0} = \frac{\sigma_W^*}{\mu_0} \quad (16)$$

Konieczne jest przyjęcie odpowiednich warunków brzegowych, zapewniających uzyskanie poprawnych wyników, a także zapewnienie stabilności algorytmu [7].

5. GEOMETRYCZNA KONFIGURACJA TOMOGRAFII

Metoda detekcji raka w zakresie mikrofalowym polega na naświetlaniu piersi falą elektromagnetyczną o odpowiedniej częstotliwości i polaryzacji, po czym fala ta jest odbierana przez tę samą antenę lub oddzielną antenę, bądź tablice anten. Kolejno konstruowany jest obraz na podstawie fali elektromagnetycznej transmitowanej lub odbitej od piersi. W przypadku, kiedy mamy do czynienia z pomiarem różnicy sygnału nadawanego i transmitowanego, mówimy o tomografii mikrofalowej. Konstruowanie obrazu polega na wytyczeniu obrazu rozkładu parametrów elektrycznych gruczołu piersiowego.

W tomografii mikrofalowej można dokonać podziału ze względu na ułożenie pacjentki podczas badania na układ płaski i cylindryczny (rys. 5) [4]:



Rys. 5. Ułożenie pacjentki podczas badania [4]:
a) układ płaski, b) układ cylindryczny

Model piersi posiada zaburzenie w postaci nowotworu o średnicy 6 mm. Jest on umieszczony w odległości 3 cm poniżej skóry. Prosty model zawiera materiał o różnych właściwościach elektrycznych przedstawionych w tabeli 1.

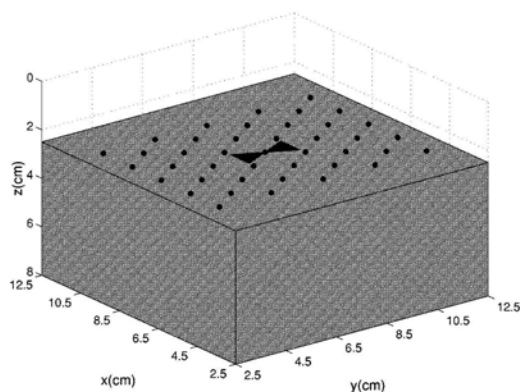
TABELA 1

Wartości elektryczne stosowane przy tomografii mikrofalowej [8]

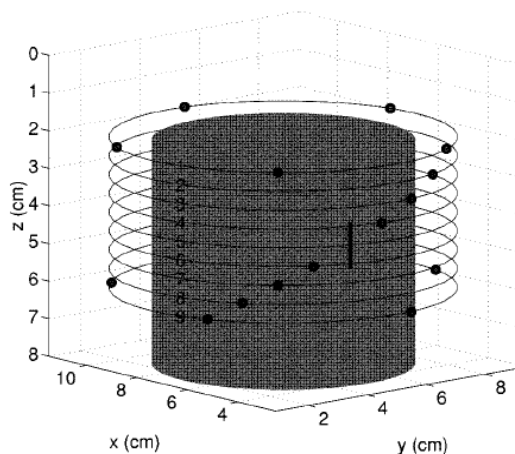
Wielkości elektryczne stosowane przy tomografii mikrofalowej	Wartości dla tkanki normalnej (tłuszczowej)	Wartości dla tkanki rakowej (mięśniowej)	Wartości dla warstwy skóry
Przenikalność elektromagnetyczna	9,8	50	36
Konduktywność S/m	0,4	4	4

W układzie płaskim gruczoł piersiowy skanowany jest za pomocą anten umieszczonych nad powierzchnią. W układzie cylindrycznym anteny umieszczone są na około gruczołu piersiowego. W układzie płaskim antena przyłożona jest bezpośrednio do skóry. Natomiast w układzie cylindrycznym antena dipolowa jest odsunięta o 1 cm od skóry.

a)



b)



Rys. 6. Ułożenie anten [15]:
a) układ płaski, b) układ cylindryczny

W każdej pozycji antena dipolowa jest wzbudzana impulsem w postaci [16]:

$$V(t) = V_0 (t - t_0) e^{-\frac{(t-t_0)^2}{\tau}}$$

(17)

gdzie:

V_0 – jest wykorzystywane do dostosowania amplitudy impulsu,

τ – 62,5 ps,

T_0 – 4τ .

W trakcie wzbudzenia oraz po nim rejestrowany jest prąd (układ płaski) lub napięcie (układ cylindryczny). Zarejestrowane sygnały powstają w przesunięciu czasowym. Początkowa odpowiedź zdominowana jest przez impuls pochodzący od odbicia od skóry szczątkowej anteny pogłosowej. Późniejsza odpowiedź pochodzi od rozproszenia wstecznego od nowotworu oraz zakłóceń biernych. Sygnał jest przetwarzany w celu redukcji początkowej zawartości, która ma o wiele większą amplitudę, niż reakcja nowotworu oraz w celu selektywnego wzmocnienia reakcji nowotworu przy jednoczesnej redukcji zakłóceń biernych, umożliwiającą wiarygodną lokalizację nowotworów na zrekonstruowanych obrazach [15].

Obrazy są rekonstruowane na podstawie algorytmu ogniskującego.

Powstałe sygnały przechodzą proces kalibracji, całkowania i kompensacji, co jest opisane w [15].

6. ALGORYTM OGNISKUJĄCY

W celu utworzenia obrazu przetworzone sygnały są syntetycznie ogniskowane na określonym punkcie w piersi. Początkowo obliczone są odległości od każdej z anten do punktu skupienia. Następnie są one konwertowane na przesunięcie czasowe. Przesunięcia te są stosowane w celu zidentyfikowania udziału z każdego przetworzonego sygnału. Wszystkie udziały są sumowane, ich wartości podnoszone są do kwadratu i przypisywane wartościom piksela w punkcie skupienia. Wartość intensywności piksela (I) w miejscu (r) jest opisana wzorem:

$$I(\vec{r}) = \left[\sum_{m=1}^M B_m(\tau_m(\vec{r})) \right]^2 \quad (18)$$

gdzie:

$$\tau_m(\vec{r}) = 2|\vec{r} - \vec{r}_m|/(v\Delta t),$$

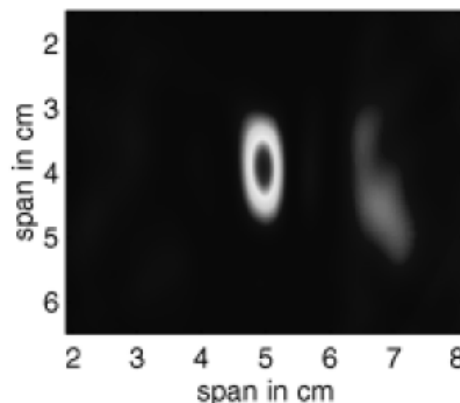
n – prędkość rozchodzenia się sygnału,

\vec{r}_m – położenie anteny,

B_m – maksymalna wartość sygnału rozproszonego.

Przykładowy obraz uzyskany za pomocą algorytmu przedstawia rysunek 7.

Rys. 7. Obraz otrzymany po rekonstrukcji w 3D dla układu płaskiego po przecięciu osią Z [15]



Punkt skupienia jest skanowany w nowym miejscu modelu i cały proces jest powtarzany. W obydwu układach współrzędne punktu skupienia są określone w odniesieniu do lokalizacji skóry.

7. PODSUMOWANIE

Niniejszy artykuł ma charakter wprowadzenia w tematykę tomografii mikrofalowej. Omówiono w nim podstawy algorytmu FDTD, jak i konstrukcji obrazu w zakresie mikrofalowym.

Wyniki obliczone po kalibracji przedstawiają redukcję wczesnej odpowiedzi (impulsu). Kompensacja znacznie poprawia względną odpowiedź nowotworu, jednakże trudno jest go rozpoznać i zlokalizować za pomocą pojedynczego sygnału. Sztuczne ogniskowanie odbić z wielu anten pozwala na ograniczenie zakłóceń oraz poprawę odpowiedzi nowotworu, co jest niezbędne do sprawnego wykrywania zaburzeń.

W zapobieganiu zachorowaniom i umieralności na raka piersi najważniejsza jest diagnostyka i wczesne rozpoznawanie chorób. Dlatego ciągle poszukuje się nowych metod wspomagających wymienione metody diagnostyki w medycynie.

LITERATURA

1. www.rakpiersi.pl.
2. Zhao M., Shea J. D., Hagness S. C., van der Weide D. W., Van Veen B. D., Varghese T.: Numerical study of microwave scattering in breast tissue via coupled dielectric and elastic contrasts. *IEEE Antenn Wirel PR*, vol. 7, str. 247-250, 2008.

3. Zastrow E., Davis S. K., Lazebnik M., Kelcz F., Van Veen B. 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 Bio-med Eng*, vol. 55, nr. 12, str. 2792-2800, grudzień 2008.
4. Miaskowski A., Krawczyk A., Wac-Włodarczyk A.: Zastosowanie promieniowania mikrofalowego w detekcji raka gruczołu piersiowego. CIOP-PIB, Warszawa 2007.
5. Sullivan D. M.: Electromagnetic Simulation Using The FDTD Method. IEEE Press Series on RF and Microwave Technology, 2000.
6. www.roik.pl – dane z najnowszego raportu Krajowej Bazy Danych Nowotworowych opracowanego na podstawie danych Zakładu Epidemiologii i Prewencji Nowotworów Centrum Onkologii Instytutu im. Marii Skłodowskiej-Curie w Warszawie.
7. Berenger J. P.: A Perfectly Matched Layer for the Absorption of Electromagnetic Waves. *Journal of Computational Physics* 114, str. 185-200, 1994.
8. Gabriel S., Lau R. W., Gabriel C.: The dielectric properties of biological tissues: III Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. *Phys. Med. Biol*, vol. 41, str. 2271-2293, 1996.
9. Taflov A., Hagness S. C.: Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method. Artech House, Incorporated, czerwiec 2005.
10. Kerner T. E., Pauleb K. D., Hartov A., Soho S. K., Poplack S. P.: Electrical Spectroscopy of the Breast: Clinical Imaging Results in 26 Subjects. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, Vol. 21, nr. 6, str. 638-645, czerwiec 2002.
11. Malich A., Fritsch T., Anderson R., Boehm T., Freesmeyer M. G., Fleck M., Kaiser W. A.: Electrical impedance scanning for classifying suspicious breast lesions: first result. *European Radiology* 10, str. 1555-1561, Springer-Verlag 2000.
12. Pawlicki G., Pałko T., Golnik N., Gwiazdowska B., Królicki L.: Fizyka medyczna. Biocybernetyka i Inżynieria Biomedyczna, T. 9, Akademicka Oficyna Wydawnicza Exit, 2000.
13. Yee K. S.: Numerical Solution of Initial Boundary Value Problems Involving Maxwell's Equations in Isotropic Media. *IEEE Trans. Antennas Propag.* 14, 302, 1966.
14. Szpakowska M., Sibilska-Wierzchosławska E., Kocur J.: Przydatność tomografii rezonansu magnetycznego w wykrywaniu raka piersi u nosicielek mutacji w genie BRCA 1. *Pol. Przegl. Radiol.*, 72 (Sup 1), str. 125-126, 2007.
15. Fear E. C., Li X., Hagness S. C., Stuchly M. A.: Confocal microwave imaging for breast cancer detection: localization of tumors in three dimensions. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 49, nr. 8, sierpień 2002.
16. Li X., Hagness S. C.: A confocal microwave imaging algorithm for breast cancer detection. *IEEE Microwave and Wireless Components Letters*, vol. 11, nr. 3, marzec 2001.

Rękopis dostarczono dnia 15.09.2009 r.

Opiniował: prof. Marian Kaźmierkowski

MICROWAVE IMAGING
FOR BREAST
CANCER DETECTION

J. MICHAŁOWSKA-SAMONEK,
A. WAC-WŁODARCZYK

ABSTRACT *The aim of this paper is the application of microwave tomography to breast cancer detection. In order to investigate the problem, the authors assumed that the model of breast is homogeneous and its electrical parameters i.e. dielectric constant and conductivity are described (approximately) by Debye's formula. The model, its dimensions and electrical parameters calculated for frequency of 6 GHz. This article introduced the approach to the dielectric properties of breast tissue inside the breast phantom. Artificial changes, such as changes to models illustrating the tumor may be achieved on the healthy breast phantoms, as referred to in the workplace.*

Mgr inż. Joanna MICHAŁOWSKA-SAMONEK ukończyła studia na Wydziale Elektrotechniki i Informatyki Politechniki Lubelskiej w 2007 r. Obecnie jest doktorantką III roku Instytutu Podstaw Elektrotechniki i Elektrotechnologii w Lublinie. Działalność naukowo-badawcza dotyczy inżynierii biomedycznej.

Dr hab. inż. Andrzej WAC-WŁODARCZYK w 1970 r. ukończył studia na Wydziale Elektrycznym Wyższej Szkoły Inżynierskiej w Lublinie, uzyskując dyplom inżyniera elektryka. W 1977 r. zdobył tytuł magistra matematyki na Uniwersytecie Marii Curie-Skłodowskiej w Lublinie. Stopień doktora nauk technicznych uzyskał w 1983 r. na Politechnice Lubelskiej. W 1999 r. otrzymał stopień doktora habilitowanego nauk technicznych w dyscyplinie Elektrotechnika w Akademii Górniczo-Hutniczej w Krakowie. W pracy badawczej zajmuje się teorią obwodów nieliniowych, zastosowaniem i właściwościami materiałów magnetycznych oraz kompatybilnością elektromagnetyczną, a także inżynierią biomedyczną.