

Tomasz GORAJEK*, Antoni NOWAKOWSKI*

POLITECHNIKA GDAŃSKA

Modele struktury i konfiguracji elektrod w tomografii elektroimpedancyjnej

Streszczenie

Niniejsza praca zawiera analizę możliwości poprawy rozdzielczości geometrycznej w tomografii elektroimpedancyjnej obiektów trójwymiarowych, w szczególności z punktu widzenia badań mammograficznych, poprzez dobór konfiguracji elektrod pomiarowych. Potwierdzona została możliwość uzyskania trójwymiarowych obrazów bezwzględnych właściwości elektrycznych obiektów oraz możliwość jednoznacznego wykrycia zaburzeń o objętości 1% wielkości obiektu dla przypadku prostopadłościennych konfiguracji elektrod odpowiadającej typowym rozwiązaniom stosowanym w mammografii rentgenowskiej.

Abstract

The aim of this paper is to discuss problem of spatial resolution in 3D electroimpedance tomography changing number and configuration of electrodes. Results prove that perturbations of relative volume of 1% are easily recognisable - in hexahedral configuration typical for X-ray mammography applications.

WSTĘP

Tomografia elektroimpedancyjna (EIT) jest metodą zobrazowania rozkładu właściwości elektrycznych wewnątrz obiektu na podstawie pomiarów dokonywanych na jego powierzchni. koncepcja ta pojawiła się na przełomie lat 70. i 80. a pierwsze systemy tomografii dwuwymiarowej później. Duże nadzieje wiązano z zastosowaniami medycznymi, jako że metoda posiada pewne korzystne cechy w porównaniu z klasyczną tomografią rentgenowską. Jest nieinwazyjna, nie wykorzystuje promieniowania jonizującego, pozwala na ciągłe monitorowanie, w tym uzyskiwanie w czasie rzeczywistym ruchomych obrazów względnych zmian właściwości. Zasadniczym ograniczeniem metody (wynikającym z fizycznej natury rozprędy prądu) jest słaba rozdzielczość geometryczna (typowo ok. 20÷30% średnicy obrazu dla obiektu położonego w jego centrum). Toteż znane aplikacje nadają się bardziej do badań funkcjonowania i klasyfikacji zmian w dużych obszarach, niż do badania struktury tkanki dla diagnostyki nowotworów.

Początkowo ograniczano się do rekonstrukcji dwuwymiarowych, czyniąc upraszczające założenie, że prądy aplikowane przez planarny układ elektrod na obwodzie obiektu płyną w jednej płaszczyźnie. Ograniczało to ilość uzyskiwanych informacji o obiekcie. Co więcej, nieuwzględnienie objętościowego rozprędy prądów i wpływu niejednorodności właściwości obiektu powyżej i poniżej płaszczyzny pomiaru prowadziło do istotnych błędów rekonstruowanych obrazów. W ostatnim czasie pojawiły się liczne prace dotyczące rekonstrukcji trójwymiarowych. Przejście do trzech wymiarów zwiększa jednak radykalnie skalę problemu: wymagana jest wielokrotnie większa liczba elektrod pomiarowych (64 i więcej wobec zwykle stosowanych 16) i wielokrotnie większa ilość elementów skończonych, na jakie dzielony jest model obiektu (np. 10 000 wobec dotychczasowych 300). Jeszcze gwałtowniej wzrastają koszty obliczeniowe i pa-

mięciowe rekonstrukcji - w przybliżeniu kwadratowo z liczbą elektrod, liniowo z liczbą elementów skończonych - ograniczając praktyczną realizowalność rekonstrukcji daną metodą.

Bardzo dobry przegląd rozwoju techniki EIT, algorytmów rekonstrukcji obrazów i aplikacji medycznych zawarty jest w [1]. Wskazano tam, że pierwsze prace w zakresie 3D mammografii elektroimpedancyjnej zrealizowano w Katedrze Elektroniki Medycznej i Ekologicznej Politechniki Gdańskiej (KEMiE PG) [2]. Omówiony w [2] system bazuje na głowicy pomiarowej w kształcie półkuli o 65 zespolonych elektrodach aktywnych. Konstrukcja ta została udoskonalona w kolejnych latach a w szczególności opracowano oryginalny algorytm rekonstrukcji 3D RCFART (zmodyfikowana metoda perturbacyjna z regulowaną częstotliwością korekcyjną właściwości) [3, 4].

Rezultaty symulacji komputerowych [3] dotyczących modelu półkulistego zostały w pełni potwierdzone w fantomowych badaniach w zakresie mammografii impedancyjnej, wskazując na możliwość jednoznacznego wykrycia zaburzenia o charakterze lokalnej zmiany impedancji o wielkości odpowiadającej 1% objętości całego modelu. Wynik ten jest zachęcający, jednak wciąż zbyt słaby do zastosowań klinicznych.

Wadą omawianego rozwiązania jest sztywna konstrukcja głowicy o stałej objętości, uzupełnianej płynem fizjologicznym w celu dopasowania do objętości badanej piersi. W tej sytuacji pojawia się pytanie, czy inna konfiguracja elektrod nie pozwoliłaby na poprawę rozdzielczości tomografu. W szczególności atrakcyjne wydaje się zastosowanie rozwiązania w postaci elektrod płaskich ściskających pierś tak, jak w mammografii rentgenowskiej. Następuje w takim przypadku dopasowanie kształtu jak i minimalizacja objętości badanej struktury, a więc potencjalna poprawa rozdzielczości geometrycznej pomiaru.

Eksperymentalna weryfikacja tego pomysłu jest dosyć kosztowna, natomiast doświadczenia uzyskane w badaniach fantomowych [5] wskazują, że ograniczenia rozdzielczości geometrycznej wynikające z istoty zjawiska są raczej charakterystyczne dla procedury rekonstrukcji przestrzennej obrazu. Stąd badania symulacyjne na takim etapie prac wydają się wystarczające dla oceny rozdzielczości geometrycznej metody.

Celem niniejszej pracy było zweryfikowanie tego pomysłu dla przypadku prostopadłościennego modelu obiektu badanego. Plan badań obejmował analizę optymalnego kształtu modelu oraz ilości i położenia elektrod pomiarowych zapewniających maksymalną czułość warunkującą przydatność metody dla potrzeb EIT. Praca stanowi etap w kierunku stworzenia oprogramowania rekonstrukcyjnego dla projektu 128-elektrodowego tomografu impedancyjnego, realizowanego w Katedrze Elektroniki Medycznej i Ekologicznej Politechniki Gdańskiej.

Algorytm rekonstrukcji

Do rozwiązania zagadnienia odwrotnego tomografii impedancyjnej wykorzystano odmianę zmodyfikowanej metody perturbacyjnej RCFART a stanowiącą połączenie znanych dotychczas metod stosowanych w tomografii rentgenowskiej ART (*arytmetyczna technika rekonstrukcji*) i SIRT (*technika rekonstrukcji równoczesnych iteracji*). Nowatorstwo tej metody polega na umożliwieniu doboru częstotliwości korekcyjnej admitywności

* Mgr inż. Tomasz GORAJEK

pracuje w Katedrze Elektroniki Medycznej i Ekologicznej na Wydziale Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki Politechniki Gdańskiej.

* Dr hab. inż. Antoni NOWAKOWSKI

kieruje Katedrą Elektroniki Medycznej i Ekologicznej na Wydziale Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki Politechniki Gdańskiej.

elementów, z których każda dokonywana jest na podstawie pomiarów przy więcej niż jednym pobudzeniu, dzięki czemu wykazuje ona jednocześnie zalety ART (szybkość zbieżności) i SIRT (stabilność). Dodatkowo współczynnik nadrelaksacji został tutaj uzależniony od odległości elementu od powierzchni modelu, co umożliwiło poprawę czułości na kontrast i rozdzielczości dla zaburzeń położonych w głębi obiektu. Przepis rekonstrukcji podano we wzorze 1.

$$\forall_{\substack{h=1..H \\ l=h+(j-1)H}} \Delta \alpha_e^{(h+1,i)} = \gamma \alpha_e^{(hi)} \frac{\sum_{j=1}^{L/H} \sum_{k=1}^K c_k^{(li)} s_{p(k,l)e}^{(i)}}{\sum_{j=1}^{L/H} \sum_{k=1}^K |s_{p(k,l)e}^{(i)}|} \quad (1)$$

$$\alpha_e^{(1,i+1)} \equiv \alpha_e^{(H+1,i)}$$

Dla danej iteracji i , w kolejnych korekcjach $h=1..H$ admitywności α_e elementów modelu są modyfikowane dla podzbioru L/H równomiernie rozproszonych pobudeń l . Korekcje są proporcjonalne do wyznaczonych dla bieżącego rozkładu właściwości $\alpha_e^{(hi)}$ unormowanych kowariancji względnych odchyłeń $c_k^{(li)}$ k -tych prądów zmierzonych od wyliczonych przy l -tym pobudzeniu i czułości tych pomiarów od zmiany właściwości elementów e . Bieżące czułości $s_{p(k,l)e}^{(i)}$ są wyznaczone na początku każdej iteracji, w oparciu o obwodową wersję twierdzenia o czułości pomiarów prądowych. Współczynnik nadrelaksacji γ wpływa na szybkość zbieżności. Częstotliwość korekcji H powinna być podzielnikiem liczby pobudeń L .

Odmiany SIRT i ART stanowią przypadki szczególnie nowego algorytmu, odpowiadające skrajnym wartościom częstotliwości korekcji: $H=L$ dla ART, $H=1$ dla SIRT. Dla pośrednich wartości parametru można oczekiwać zalet obu metod: dobrej stabilności i niewielkich błędów właściwości przypowierzchniowych, podobnie jak w SIRT, szybkiej zbieżności, podobnie jak w ART.

MODEL OBIEKTU

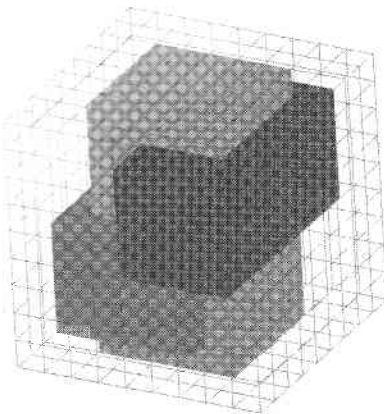
Model obiektu oraz oprogramowanie symulacji pomiarów i rekonstrukcji obrazu wykonane zostały w oparciu o środowisko komercyjnego programu wizualizacji danych naukowych AVS (Application Visualisation System) [6, 7, 8] w postaci dodatkowej biblioteki modułów rozszerzającej możliwości pakietu opisanego w [3].

Zaproponowany model obiektu stanowi siatkę prostopadłościennych komórek, powstałą przez podział modelu we wszystkich płaszczyznach na wielokrotność liczby dziewięć. Dodatkowo każda komórka podzielona została na pięć elementów czworosiennych. Zapewniono możliwość płynnej regulacji wymiarów ($x, y, z = 50..255\text{mm}$) i stopnia podziału ($n_1, n_2, n_3 = 9..90$) siatki niezależnie we wszystkich wymiarach. Tak zbudowany model może zawierać $(n_1+1)*(n_2+1)*(n_3+1) = 1000..753571$ węzłów oraz $n_1*n_2*n_3*5 = 3645 \dots 364\ 500$ czworosiennych komórek, z których każdą mogą zostać przypisane zespolone właściwości elektryczne.

Z uwagi na możliwość praktycznej realizacji głowicy pomiarowej, elektrody zostały rozmieszczone na dwóch przeciwległych płaszczyznach modelu, a dodatkowa elektroda odniesienia na środku bocznej powierzchni. Elektrody (w liczbie 64 lub 128, ale możliwa jest każda inna liczba) rozmieszczone zostały równomiernie w powierzchniowych węzłach siatki na bazie centralnie położonego prostokąta $(n_1-2)*(n_2-2)$ komórek, zapewniając w ten sposób możliwość uwzględnienia

wpływu właściwości elektrycznych otoczenia głowicy pomiarowej na proces rekonstrukcji.

Model umożliwia zasymulowanie zaburzenia w postaci prostopadłościannu o określonych właściwościach elektrycznych, jak pokazano na rysunku 1. Położenie obszaru zaburzenia i jego objętość mogą być płynnie regulowane w zakresie 0...100% objętości modelu. Takie rozwiązanie w połączeniu z możliwością wprowadzenia wielu niezależnych zaburzeń oraz „odwrócenia” właściwości elektrycznych obszaru zaburzenia i otoczenia



Rys. 1. Model obiektu badanego, przykład złożonego zaburzenia właściwości elektrycznych modelu

pozwalają na zamodelowanie dowolnego kształtu zaburzenia testowego.

PLAN BADAŃ

Przyjęto następujące warunki eksperymentu (zgodne z realizowanym modelem fizycznym):

- wymiary modelu: 225x225x50mm, 1000 węzłów, 3646 elementów skończonych, (150x150x50mm, 1000 węzłów, 3646 elementów skończonych)
- odległość elektrod: 25mm (16,7 mm),
- kontrast zaburzenia względem tła: 600% (zaburzenie pojedyncze, jednorodne, admitywność rzeczywista),
- liczba elektrod: 64, 128,
- impedancja elektrod: 0,
- admitywność obszaru otaczającego: jednorodna, równa admitywności tła,
- błędy pomiarów: symulowane przez mnożenie wielkości mierzonej przez zmienną losową o rozkładzie Gaussa

oraz parametry algorytmu RCFART:

- liczba iteracji: 10,
- współczynnik nadrelaksacji: 2.5 (bez odległościowej zależności),
- częstotliwość korekcji: 2,
- czułość jednego znaku: wyłączona,
- początkowy rozkład admitywności: jednorodny, równy admitywności tła.

Kryteria jakości rekonstrukcji

Przeprowadzone badania ukierunkowane zostały przede wszystkim na analizę zachowania się algorytmu w funkcji następujących parametrów:

- odległość powierzchni przyłożenia elektrod (wysokość modelu),

- objętość zaburzenia względem objętości modelu (1...20%),
- głębokości położenia zaburzenia (0...50%) zdefiniowana jako najmniejsza odległość dzieląca powierzchnię zaburzenia od powierzchni przyłożenia elektrod w odniesieniu do wysokości modelu.

Dla porównania jakości i efektywności rekonstrukcji wybrano następujące parametry:

- błąd prądowy E_I definiowany jako względne średniokwadratowe odchylenie prądów zmierzonych i_p od wyliczonych $i_p^{(l)}$ na początku ostatniej iteracji. W przedstawionych symulacjach błąd ten traktowany jest jako kryterium zbieżności algorytmu rekonstrukcji,

$$E_I = 100 \sqrt{\frac{\sum_{p=1}^P (i_p - i_p^{(l)})^2}{\sum_{p=1}^P i_p^2}} \quad (2)$$

- błąd tła E_B definiowany jako względne średniokwadratowe odchylenie admitywności obrazu zrekonstruowanego od testowego w obszarze tła,

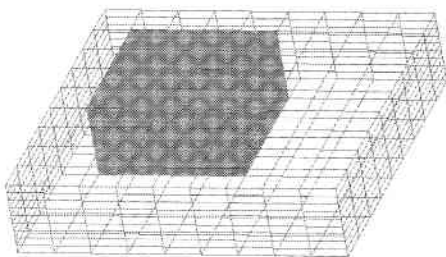
$$E_B = 100 \sqrt{\frac{\sum_{\alpha_e \in B} (\alpha_e^{(l+1)} - \alpha_B)^2 V_e}{\alpha_B^2 V_B}} \quad (3)$$

- czas iteracji T_I .

W celu dogodnego zobrazowania otrzymanych rezultatów zastosowano dodatkową obróbkę polegającą na usunięciu z widma zrekonstruowanego obrazu wszystkich tych wartości, dla których histogram nie przekraczał 20% wartości zaburzenia.

REZULTATY

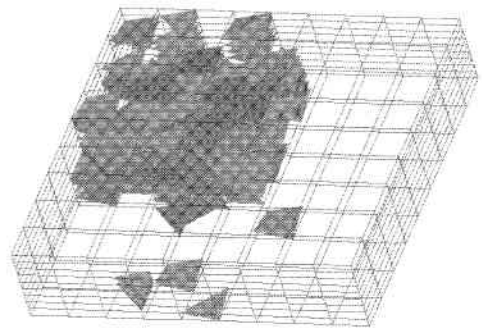
Na podstawie przeprowadzonych symulacji stwierdzono, że jakkolwiek wykonanie rekonstrukcji na podstawie pomiarów otrzymanych z prostopadłościennego modelu obiektu badanego z elektrodami rozmieszczonymi na dwóch przeciwległych płaszczyznach jest możliwe, to jakość otrzymanej rekonstrukcji jest gorsza niż w przypadku gdy elektrody otaczają zaburzenie w większej liczbie wymiarów. Przykładowe wyniki rekonstrukcji pokazane są na rysunkach 2÷5.



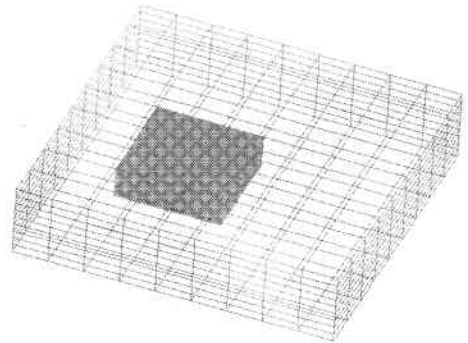
Rys. 2. Zaburzenie o objętości 20%

WNIOSKI

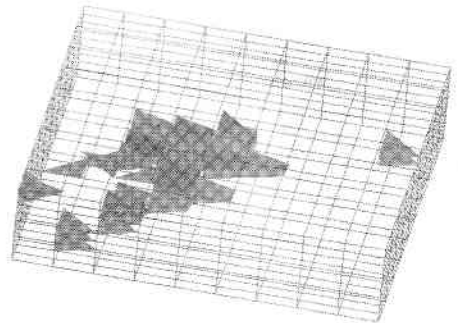
Na podstawie przeprowadzonych symulacji można wyciągnąć następujące wnioski:



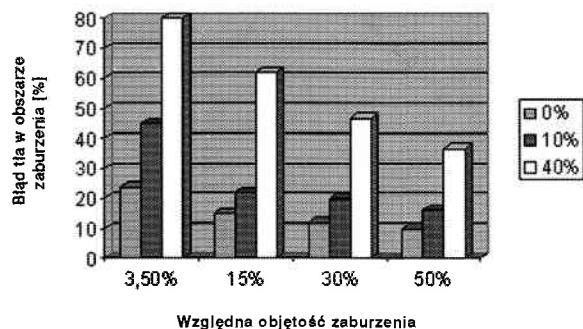
Rys. 3. Wynik rekonstrukcji zaburzenia z rys. 2



Rys. 4. Zaburzenie powierzchniowe o objętości 3,7%

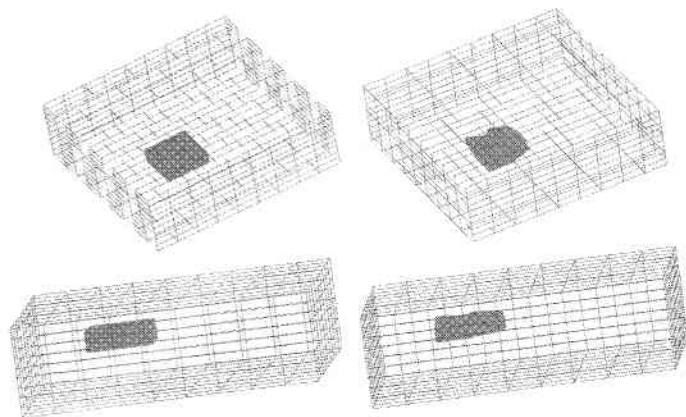


Rys. 5. Wynik rekonstrukcji zaburzenia z rys. 4 dla modelu podstawowego (225x225x50 mm)



Rys. 6. Wartość błędu tła w zależności od objętości zaburzenia dla głębokości położenia 0% (przypowierzchniowe), 10% i 40%

- a) niemożliwe jest zmniejszenia wartości błędu tła (3) poniżej 50% w przypadku, gdy odległość pomiędzy płaszczyznami ułożenia elektrod przekracza 1/6 długości przekątnej pola elektrod. Dla większej odległości elektrod zaburzenia położone wewnątrz modelu nie zostają prawidłowo odtworzone w swojej centralnej części, a zaburzenia nie sięgające płaszczyzn elektrod a mniejsze niż 30% objętości modelu pozostają całkowicie niewykrywalne;
- b) po spełnieniu warunku postawionego w a), minimalna objętość zaburzenia możliwa do wykrycia wynosi 3,5% dla położenia przyelektrodowego oraz aż 15% już w przypadku, gdy głębokość położenia zaburzenia wynosi 10%. Poprzez wykrycie rozumie się zbieżność algorytmu rekonstrukcyjnego (2) oraz błąd tła (3) w obszarze zaburzenia nie przekraczający 25%. Zależność błędu tła od względnej objętości i głębokości położenia zaburzenia przedstawiono na rysunku 6;
- c) kształty zrekonstruowanych zaburzeń sugerują występowanie istotnych różnic w rozdzielczości procesu rekonstrukcji w płaszczyznach równoległej i prostopadłej do powierzchni przyłożenia elektrod oraz nieliniowość w płaszczyźnie prostopadłej (widoczny jest efekt „rozciągnięcia” zrekonstruowanych zaburzeń w kierunkach równoległych do płaszczyzn przyłożenia elektrod zwiększający się z głębokością położenia zaburzenia);
- d) obniżenie poziomu kontrastu jest znaczne i wynosi około 60÷80% odchylenia kontrastu zaburzenia od tła w zależności od objętości i głębokości położenia zaburzenia;
- e) wielkość efektu przerzutu kontrastu jest podobna do uzyskanej w [3] (maksymalna amplituda kontrastu osiąga 280% odchylenia kontrastu zaburzenia od tła);
- f) czas iteracji jest podobny do uzyskanego w [3] i przy podanych wyżej warunkach wynosi około 2 min na iterację. Symulację przeprowadzano na stacji roboczej Sun Ultra 170 MHz nie obciążonej procesami postronnymi;
- g) możliwości poprawy obecnego stanu należy upatrywać w zmianie przestrzennego rozmieszczenia elektrod (w szczególności umieszczenia ich na bocznych płaszczyznach modelu). Pewnej poprawy można również spodziewać się po zwiększeniu liczby elektrod; efekt ten zasymulowano



Rys. 8. Rekonstrukcja zaburzenia o objętości 1,7% i głębokości położenia 20% w układzie ze 128 elektrodami pomiarowymi

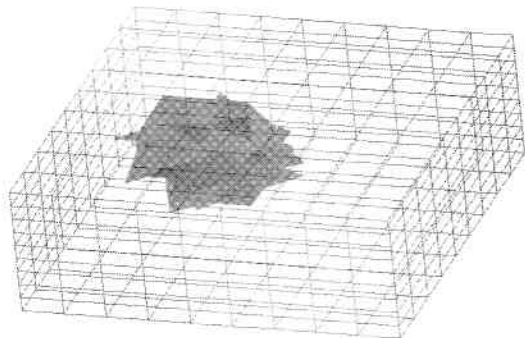
zmniejszając odległość elektrod do wartości odpowiadającej 2/3 wielkości podstawowej przy pozostawieniu takich samych zaburzeń. Dla takiej konfiguracji stwierdzono radykalną poprawę jakości rekonstrukcji (błąd tła rzędu 20÷25% – rys. 7) oraz możliwość wykrycia zaburzeń o objętości 5% dla głębokości 40%.

Otrzymane wyniki jednoznacznie potwierdzają celowość ukierunkowania badań na zwiększenie liczby elektrod. Obecnie prowadzone prace mają na celu ocenę jakości rekonstrukcji i związanych z nią kosztów obliczeniowych w przypadku wykorzystania 128 elektrod pomiarowych.

Wstępne wyniki tych prac przeprowadzone dla podstawowego (225 x 225 x 50 mm) modelu potwierdzają możliwość wykrycia przypowierzchniowych zaburzeń o objętości około 1% oraz 1,7% w głębi modelu przy około czterokrotnym zwiększeniu czasu iteracji, jak to pokazano na rysunku 8.

LITERATURA

- [1] B. Rigaud, J.P. Morucci: Bioelectrical Impedance Techniques in Medicine. Critical Review in Biomedical Engineering., Volume 24/1996 str. 478
- [2] A. Nowakowski, J. Wtorek, J. Stelter: Technical University of Gdansk Electroimpedance mammograph. Proc. of IX International Conference on Electrical Bio-Impedance, Heidelberg 1995, str. 434-437
- [3] M. Kocikowski: Rekonstrukcja obrazów trójwymiarowych w tomografii elektroimpedancyjnej. praca doktorska Katedra Elektroniki Medycznej i Ekologicznej, Politechnika Gdańska, Gdańsk 1998.
- [4] M. Kocikowski, A. Nowakowski: RCFART - 3D Reconstruction algorithm for EIT. Proc. of X International Conference on Electrical Bio-Impedance, Barcelona 1998, str. 425-428
- [5] J. Wtorek, J. Stelter, A. Nowakowski: Impedance mammograph 3D phantom studies. Proc. of X International Conference on Electrical Bio-impedance, Barcelona 1998, str. 521-524
- [6] „AVS User's Guide”, Advanced Visual Systems Inc., 1992
- [7] „AVS Module Reference”, Advanced Visual Systems Inc., 1992
- [8] „AVS Developer's Guide”, Advanced Visual Systems Inc., 1992



Rys. 7. Wynik rekonstrukcji zaburzenia z rys. 4 po zmniejszeniu wymiarów modelu (odległości elektrod) do wartości odpowiadającej 2/3 wielkości podstawowej