

Laboratoryjny tomograf optyczny o stałej geometrii

Robert Kurjata, Zdzisław Pawłowski, Grzegorz Domański, Artur Trybuła, Krzysztof Zaremba, Janusz Marzec, Bogumił Konarzewski

Zakład Elektroniki Jądrowej i Medycznej, Instytut Radioelektroniki Politechniki Warszawskiej, ul. Nowowiejska 15/19, 00-665 Warszawa

R.Kurjata@ire.pw.edu.pl

Streszczenie: Istotą pracy była budowa laboratoryjnego tomografu optycznego o stałej geometrii pomiaru, przeznaczonego do testowania i weryfikacji różnych konfiguracji układów detekcyjnych i algorytmów rekonstrukcji obrazu. Skonstruowany tomograf cechuje się wymiennością źródła światła (LED, diody laserowe) i detektora (fotodiody półprzewodnikowe, struktury CCD). Przeprowadzono badania podstawowych parametrów tomografu z wykorzystaniem fantomów. Przetestowano algorytmy rekonstrukcji obrazu, uwzględniające różne modele propagacji światła w badanych obiektach.

Summary: The research stand of diffuse optical tomography consisting of developed laboratory optical tomograph with fixed geometry and a PC computer was constructed. The analysis of usefulness of particular groups of image sensors (photodiodes p-n, photodiodes p-i-n, photomultipliers, CCD matrices and CIS matrices) and light sources (for visible and near-infrared light) for diffuse optical tomography was carried out. The optimization of reconstruction process was performed. A number of software tools for light propagation in biological tissue simulation was developed. The innovative method, joining advantages of nodal and Monte Carlo methods was proposed.

1. Wprowadzenie

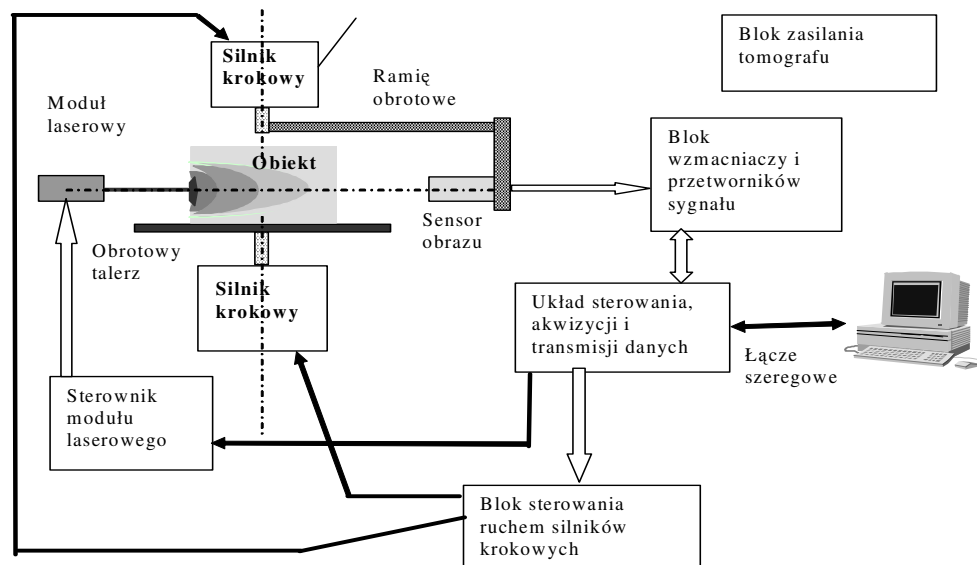
Tomografia optyczna jest nową dziedziną diagnostyki medycznej łączącą w sobie całkowitą nieszkodliwość dla pacjenta i możliwość badań funkcjonalnych organizmu. Polega ona na wykorzystaniu niskoenergetycznego światła widzialnego lub bliskiej podczerwieni do badania silnie rozpraszającego medium, jakim są obiekty biologiczne, w celu uzyskania jakościowych lub ilościowych danych dotyczących optycznych własności tych ośrodków. Tomografia optyczna może być tanią alternatywą lub dopełnieniem istniejących technik obrazowania medycznego, ze szczególną zaletą dostarczania informacji funkcjonalnej, a nie tylko anatomicznej [1,2]. Daje możliwość określania stopnia i jakości ukrwienia tkanek, dzięki czemu ma szansę znaleźć zastosowanie w badaniach stanu organów wewnętrznych, ocenie powodzenia operacji przeszczepów (np. skóry), ocenie ukrwienia kończyn po ciężkich urazach. Dodatkowo umożliwi bezkontrastowe, a co za tym idzie bezpieczne określenie ukrwienia mózgu oraz stosowana jest jako alternatywa mammografii w diagnozowaniu raka sutka. Techniki te mogą być znacznie tańsze w zastosowaniu klinicznym w odniesieniu do klasycznych ich alternatyw jak tomografia rezonansu magnetycznego (MRI) czy tomografia komputerowa (CT) oraz pozbawione ich ograniczeń jak np. niemożność badania MRI pacjentów z rozrusznikami serca.

2. Laboratoryjny tomograf optyczny o stałej geometrii

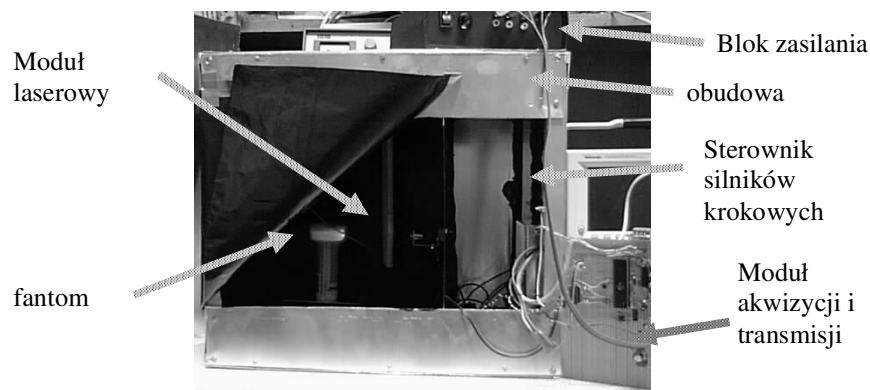
Na wstępie przeprowadzono analizę przydatności różnych typów sensorów dla dyfuzyjnej tomografii optycznej. Objęła ona fotodiody krzemowe, fotopowielacze, struktury CCD i CIS. Z przeprowadzonych rozważań wynika, że dla potrzeb dyfuzyjnej tomografii optycznej, pracującej na składowej stałej lub niezbyt dużej częstotliwości (do kilkudziesięciu kHz) wystarczające będzie zastosowanie fotodiod typu p-i-n np. typu BPW34, o szerokiej charakterystyce spektralnej czułości, rozciągającej się od 400 nm do 1100 nm, zarówno ze względu na odpowiednie parametry (maksimum wydajności tych fotodiod w wykorzystywanym zakresie czerwieni i bliskiej podczerwieni) jak i niską cenę. W dyfuzyjnej tomografii optycznej ko-

nieczne jest także stosowanie wydajnych źródeł światła. Można więc stosować superjasne diody elektroluminescencyjne oraz lasery półprzewodnikowe.

Skonstruowany został tomograf optyczny o stałej geometrii z ruchomym zarówno obiektem badanym jak i detektorem. Schemat blokowy zbudowanego tomografu optycznego przedstawiono na (rys. 1), zaś jego zdjęcie na (rys. 2).



Rys.1. Schemat blokowy tomografu optycznego o stałej geometrii



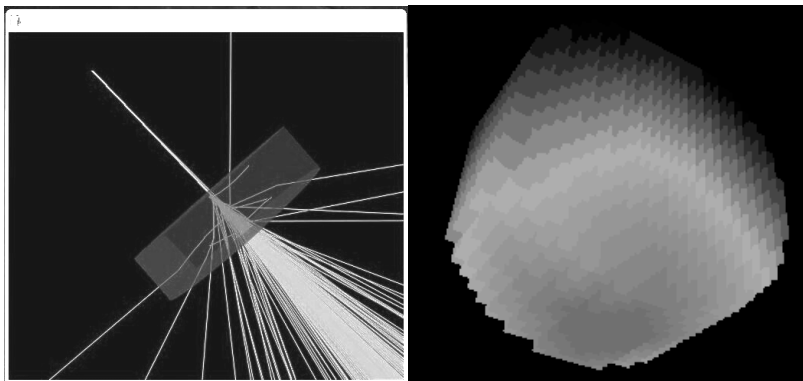
Rys. 2. Zdjęcie tomografu optycznego.

Źródłem światła jest moduł laserowy typu LM12-650 o długości fali 650 nm (czerwień) i mocy 3 mW, pracujący w trybie fali ciągłej (CW). Jako alternatywę można zastosować super jasną diodę elektroluminescencyjną (LED). Układ odbiorczy zawiera fotodiodę krzemową typu BPW34 pracującą w trybie fotowoltaicznym jako detektor światła widzialnego i podczerwonego (zakres widmowy czułości fotodiody 400 – 1100 nm, maksimum czułości 700 nm), przetwornik prąd-napięcie oraz wzmacniacz napięciowy o skokowo zmiennym wzmocnieniu. Moduł sterowania, akwizycji i transmisji danych zawiera jako element główny mikroprocesor AT90S8535 z wbudowanym 8-kanalowym 10-bitowym przetwornikiem analogowo-cyfrowym. Współpracuje on z programem akwizycyjnym na komputerze PC umożliwiającym ustawienie w pozycji początkowej zarówno stolika z badanym preparatem, jak i

ruchomego ramienia z fotodetekтором, sterowanie ruchem obu silników krokowych, wykonywaniem konwersji analogowo-cyfrowej.

3. Oprogramowanie wspomagające

Wraz z konstrukcją urządzenia powstał szereg programów umożliwiających symulację zachowania się światła w badanych obiektach oraz rekonstrukcję obrazu z danych pomiarowych. Do symulacji transportu światła w obiektach biologicznych zaimplementowano dwa algorytmy. Pierwszy z nich oparty na rozbudowanym modelu przedstawionym w pracy [3] umożliwia przeprowadzenie symulacji w oparciu o modelowanie statystyczne Monte-Carlo. Modelowanie to przeprowadzane jest we w pełni konfigurowalnym „świecie” trójwymiarowym. Świat ten opisany jest w postaci zbioru obiektów podstawowych usystematyzowanych hierarchicznie. Każdy obiekt opisany jest pewnym zestawem parametrów, oraz posiada przyporządkowany do siebie materiał wraz z jego charakterystyką optyczną. Wyniki symulacji przedstawiane są w postaci graficznej przy użyciu języka opisu grafiki OpenGL dzięki czemu mamy możliwość trójwymiarowego spojrzenia na wyniki (można model swobodnie obracać). Symulacja odbywa się w trybie pojedynczych fotonów tzn. każdy foton symulowany jest oddzielnie od źródła do chwili gdy opuści świat lub zostanie pochłonięty w wyniku oddziaływań wewnętrznych. Przykładowe wyniki symulacji przedstawia (rys. 3).



Rys. 3. Wyniki symulacji metodą Monte Carlo (z lewej) i nodalną (z prawej) dla walca.

Na tym samym rysunku przedstawiono też wynik symulacji przeprowadzanej w systemie nodalnym, w którym dyskretyzując zarówno położenie przestrzenne jak i kierunki rozchodzenia się światła otrzymujemy sprawny algorytm symulacji transportu. Przy wykorzystaniu kubicznych elementów (vokseli) i uwzględniając 6 możliwych kierunków program symulacyjny wyznacza rozkład natężenia światła na poszczególnych detektorach. Jednocześnie umożliwia trójwymiarową obserwację wyników symulacji. Warunki brzegowe (na „ściankach” przestrzeni pomiarowej) zadane są za pomocą źródeł wymuszających stałe natężenie światła wchodzącego w głąb obiektu. Symulacja polega na iteracyjnym powtarzaniu, dla każdego elementarnego prostopadłościanu dwóch czynności – wyznaczania wartości natężeń wyjściowych z każdego elementu w każdym z dyskretyzowanych kierunków propagacji oraz przeniesieniu tych wartości do następnego kroku iteracji jako natężeń wejściowych sąsiednich komórek elementarnych. Po liczbie iteracji rzędu 3-4 razy maksymalny rozmiar badanego obiektu liczony w vokselach uzyskiwane jest rozwiązanie. Jednocześnie oprogramowanie to dla potrzeb rekonstrukcji wyznacza macierz czułości powtarzając dla wszystkich elementów obrazu symulację celem wyznaczenia odpowiedzi dla każdego z detektorów przy pobudzeniu kolejnymi źródłami światła.

W opracowanym stanowisku badawczym tomografii optycznej skoncentrowano się na obrazowaniu względnym – różnicowym, ale z wykorzystaniem informacji *a-priori* o wewnętrznej strukturze badanego obiektu. Zbiór danych referencyjnych jest generowany metodą symulacji zagadnienia prostego (metodą nodalną, Monte Carlo lub różnic skończonych), a następnie dokonywany jest pomiar rozkładu światła na brzegu rzeczywistego obiektu. Zebrana informacja o rozkładzie brzegowym służy do rekonstrukcji ilościowej – wyznaczenia różnicy parametrów ośrodka referencyjnego i badanego. Do tego celu służy znane z literatury przybliżenie Borna [4].

4. Rekonstrukcja obrazu

Zagadnienie odwrotne w tomografii optycznej jest zazwyczaj źle postawione (uwarunkowane) w sensie numerycznym, o niejednoznacznym rozwiązaniu, czułym na szum pomiarowy. Niech sygnał detektora dla jednorodnego obszaru dla i -tej pary źródło-detektor wyniesie $y_0(i)$, zaś po uwzględnieniu niejednorodności (sygnał mierzony w rzeczywistości) $y(i)$. Wektor różnic sygnału rzeczywistego i teoretycznego oznaczmy jako

$$\mathbf{y}_i = \Delta y(i) = y(i) - y_0(i) \quad (2)$$

Wprowadzając macierz czułości \mathbf{A}

$$\mathbf{A}_{i,j} = \frac{\Delta y(i)_j}{\Delta \mu_a} \quad (3)$$

i oznaczając poszukiwany wektor zmian współczynnika absorpcji $\mathbf{x} = \mathbf{x}_j = \Delta \mu_a(j)$ uzyskujemy nadokreślone równanie liniowe na wektor \mathbf{x}

$$\mathbf{y} = \mathbf{A}\mathbf{x} \quad (4)$$

Macierz \mathbf{A} ma tyle wierszy ile jest par źródło-detektor i tyle kolumn ile jest elementów badanego obszaru (pikseli lub vokseli). Ponieważ $N_s \cdot N_d \geq N_v$, to rozwiązanie równania (4) macierz pseudoodwrotną do \mathbf{A} , możemy zapisać jako

$$\mathbf{x} = (\mathbf{A}^T \mathbf{A})^{-1} \mathbf{A} \mathbf{y} \quad (5)$$

W pracy zdecydowano się na liczenie pseudoodwrotności poprzez rozkład macierzy \mathbf{A} względem wartości szczególnych (Singular Value Decomposition)

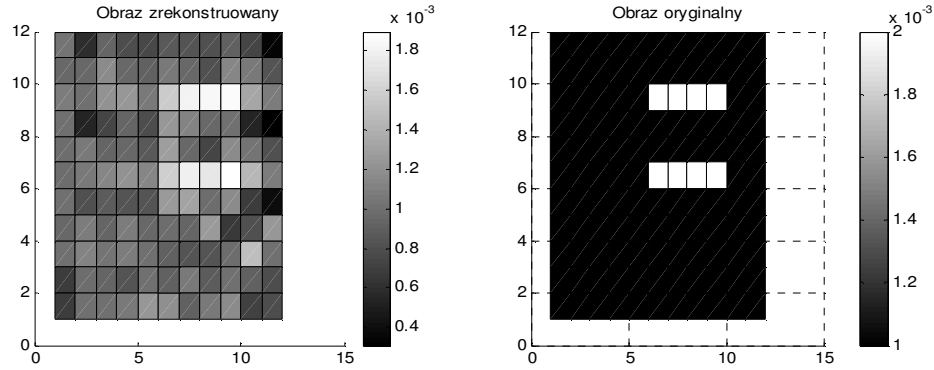
$$\mathbf{x} = \mathbf{U}^T \mathbf{\Sigma}^+ \mathbf{V} \mathbf{y} \quad (6)$$

gdzie \mathbf{U} , \mathbf{V} – macierze ortogonalne, $\mathbf{\Sigma}^+$ - macierz pseudoodwrotna do macierzy diagonalnej. Podczas liczenia pseudoodwrotności macierzy \mathbf{A} konieczna jest zazwyczaj regularyzacja, polegająca na odrzuceniu najmniejszych wartości szczególnych w macierzy $\mathbf{\Sigma}$, mniejszych od pewnego progu, i wpisaniu w ich miejsce 0. Wyniki rekonstrukcji przedstawiono na (rys. 4).

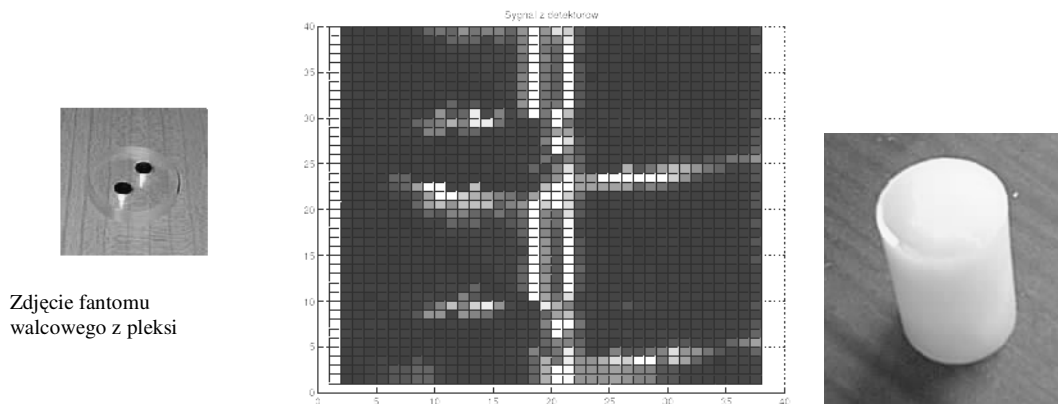
5. Badania eksperymentalne propagacji światła w fantomach walcowych

Wykonano badania propagacji światła w fantomach walcowych o małym rozpraszaniu (wykonanych z pleksi o dużej przezroczystości) oraz w fantomach o dużym rozproszeniu

(wykonanych ze stearyny) z wykorzystaniem opracowanego tomografu optycznego. Zdjęcie walcowego fantomu z pleksi o średnicy 4 cm z dwiema niejednorodnościami o średnicy 1 cm oraz wyniki pomiarów sygnału w funkcji dwóch kątów przedstawiono na (rys.5).



Rys. 4. Rekonstrukcja zaburzenia z danych symulowanych



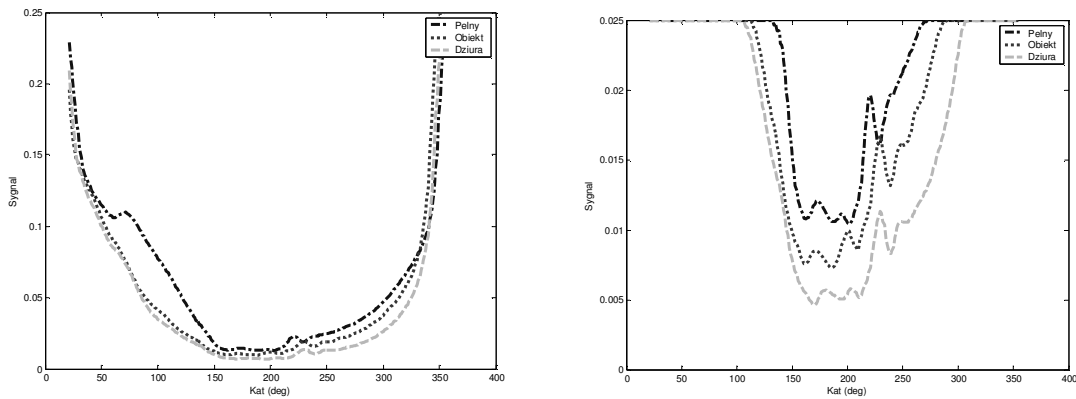
Rys.5. Wyniki pomiarów dla fantomu walcowego z pleksi z dwiema niejednorodnościami (pleksi barwione na czerwono). Po prawej stronie jednorodny fantom ze stearyny

Zdjęcie przykładowego fantomu, wykonanego ze stearyny przedstawiono na (rys. 5) a wyniki na (rys. 6). Średnica walca wyniosła 5 cm. Zmierzono rozkłady światła dla trzech fantomów – jednorodnego, z niejednorodnością w postaci powietrza i niejednorodnością w postaci stearyny zabarwionej na czerwono. Widoczny jest charakterystyczny przebieg sygnału w funkcji kąta – początkowe maksimum sygnału dla okolic kąta zerowego wiąże się z rozproszaniem dyfuzyjnym w pobliżu punktu wejścia wiązki laserowej w obiekt, minimum globalne występuje zaś po przeciwnej stronie fantomu. Widoczna jest pewna asymetria sygnału, związana z lokalnymi niejednorodnościami w stearynie (np. pęcherzykami powietrza). W przebiegu sygnału zmierzonego w kanale o największym wzmocnieniu widoczne jest nasycenie sygnału dla kątów leżących po stronie źródła światła.

6. Wnioski

Skonstruowany system tomografu optycznego o stałej geometrii posłużył jako wygodne narzędzie do badania przydatności różnych algorytmów symulacji transportu światła w ośrodkach silnie rozpraszających. Zastosowany walcowy układ geometryczny tomografu umożliwia pomiary dla fantomów z wykorzystaniem pojedynczego fotodetektora. Ruchomość

zarówno obiektu jak i fotodetektora (obrót wokół wspólnej osi) umożliwia zebranie dużej liczby projekcji co daje możliwość poprawy jakości rekonstrukcji obrazu.



Rys. 6. Zmierzony rozkład natężenia światła na brzegu walca stearynowego dla dwóch kanałów.

Jednym z oryginalnych pomysłów jest algorytm łączący metodę nodalną z metodą Monte Carlo, w którym symulacja Monte Carlo jest stosowana do wyznaczenia rozkładu światła w komórce elementarnej, a następnie wykonywany jest algorytm nodalny. Atutem takiego algorytmu jest możliwość dokładniejszego symulowania rozkładów światła na powierzchni badanego obiektu, a więc jedynej wielkości fizycznej, która jest dostępna w pomiarach.

Metoda rekonstrukcji obrazu w tomografii optycznej, wykorzystująca rozkład macierzy czułości względem wartości szczególnych potwierdziła swoje ogromne zalety – łatwość implementacji, odporność na szумы i zakłócenia występujące w sygnale pomiarowym, możliwość wykorzystania wiedzy a priori pochodzącej z innej modalności (np. CT, MR). Będzie ona rozwijana właśnie w tym kierunku, celem opracowania złożonej metody rekonstrukcji obrazu w badaniach czynnościowych różnych narządów i tkanek *in vivo* technikami optycznymi.

Bibliografia

1. Fantini S., Franceschini M.A., Gratton E.: Non-invasive optical mapping of the piglet brain in real time, *Optics Express*, Vol. 4, No. 8, pp. 308-314, 1999
2. Cysewska-Sobusiak A.: Modelowanie i pomiary sygnałów biooptycznych, Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej, Poznań, 2001
3. Prahl S.A.: Light transport in tissue, University of Texas at Austin, 1988
4. Cheng X., Boas D.A.: Diffuse optical reflection tomography with continuous-wave illumination, *Optics Express*, Vol. 3, No. 3, pp. 118-123, 1998