

Wybrane problemy lokalizacji obiektów ukrytych w ośrodku mętnym optycznie z użyciem diody LED i światłowodu

Streszczenie. Jednym z podstawowych parametrów opisujących metodę obrazowania jest jej rozdzielczość. W pracy podjęto próbę wyznaczenia rozdzielczości i kontrastu proponowanej metody. W tym celu do przygotowanego fantomu jednorodnego wprowadzono zaburzenie absorpcyjne w postaci stalowych prętów o różnych średnicach. Przeszkody umieszczano w określonych konfiguracjach przestrzennych względem siebie. Pomiaru powtarzano odtwarzając ułożenie prętów dla różnych grubości warstwy badanej (różnych poziomów cieczy).

Abstract. The resolution is one of the basic parameters describing the imaging method. This paper attempts to determine the resolution and contrast for the proposed method. Steel rods of various diameters were placed in the homogeneous phantom. The barriers were placed relatively to each other, in a specific spatial configuration. The measurements were repeated for different thickness of the tested layer (different levels of liquid). (The selected issues in positioning of hidden objects in optically turbid medium with the use of LEDs and optical fiber)

Słowa kluczowe: transiluminacja, mętność optyczna, podczerwień, rozdzielczość.

Keywords: transillumination, turbid media, infrared, spatial resolution.

Wstęp

Wiele współczesnych metod obrazowania medycznego bazuje na najnowszych osiągnięciach w dziedzinie fizyki. Przykładem mogą być tutaj: rezonans magnetyczny (MRI), tomografia komputerowa (CT), pozytonowa tomografia emisyjna (PET), ultrasonografia (USG) oraz metody wykorzystujące promieniowanie optyczne (NIR). Obrazowanie z użyciem bliskiej podczerwieni ma kilka potencjalnych korzyści w odniesieniu do istniejących metod radiologicznych. Po pierwsze promieniowanie optyczne jest niejonizujące, a więc nawet w dość dużej dawce energetycznej jest uznawane za nieszkodliwe. Drugą zaletą jest możliwość rozróżniania tkanki miękkiej – ze względu na jej różną absorpcję i rozpraszanie w zakresie NIR, np. obrazowanie naczyń krwionośnych bez konieczności podawania środka kontrastującego. Takiej funkcjonalności nie mają inne powszechnie stosowane metody [1].

Metody optyczne wykorzystują wariant transmisyjny lub odbiciowy promieniowania optycznego przez obiekt badany. W doniesieniach literaturowych można spotkać metody w dziedzinie czasu, częstotliwości oraz fali ciągłej [2-4]. Spotykane są również wzmianki o optycznej tomografii absorpcyjnej i rozproszeniowej bez separacji fotonów rozproszonych i balistycznych [5].

W ogólnym ujęciu tor pomiarowy składa się z następujących elementów: źródło promieniowania optycznego – badany obiekt – detektor. Obiekt badany (np. tkanka ludzka) charakteryzuje się dużą mętnością optyczną co oznacza, że prawdopodobieństwo transmisji fotonu bez zmiany kierunku jego propagacji przez tkankę jest bardzo niskie [6]. Kierunek propagacji fotonów promieniowania optycznego przechodzącego przez obiekt ulega wielokrotnym zmianom. Ze względu na trajektorię fotonów opuszczających obiekt można wyróżnić: fotony balistyczne, quasi-balistyczne i rozproszone. Z doniesień literaturowych wynika, że fotony balistyczne mogą być odebrane przez detektor tylko w przypadku propagacji przez warstwę tkanek o grubości kilku mm [7]. Fotony quasi-balistyczne natomiast mogą dotrzeć do detektora po penetracji tkanki o grubości około 10 mm. Na wyjściu warstwy prześwietlanej o grubości powyżej 10 mm większością część sygnału stanowią fotony rozproszone [7]. Fotony balistyczne są najbardziej pożądane, ponieważ pozwalają najdokładniej odwzorować strukturę wewnętrzną badanego obiektu. Uzasadnione jest zatem dążenie do jak najlepszego odseparowania fotonów balistycznych od fotonów rozproszonych stanowiących zakłócenie.

Celem obrazowania medycznego jest wizualizacja, analiza ilościowa oraz lokalizacja zmian fizjologicznych i patologicznych zachodzących w badanym organizmie. W ogólnym ujęciu jakość obrazu opisują następujące parametry: kontrast, rozdzielczość, stosunek sygnału użytecznego do szumu, poziom artefaktów, zniekształcenia przestrzenne. Wymienione parametry mogą determinować zakres stosowania metody oraz decydować o jej użyteczności.

W pracy podjęto próbę określenia rozdzielczości i kontrastu proponowanej metody.

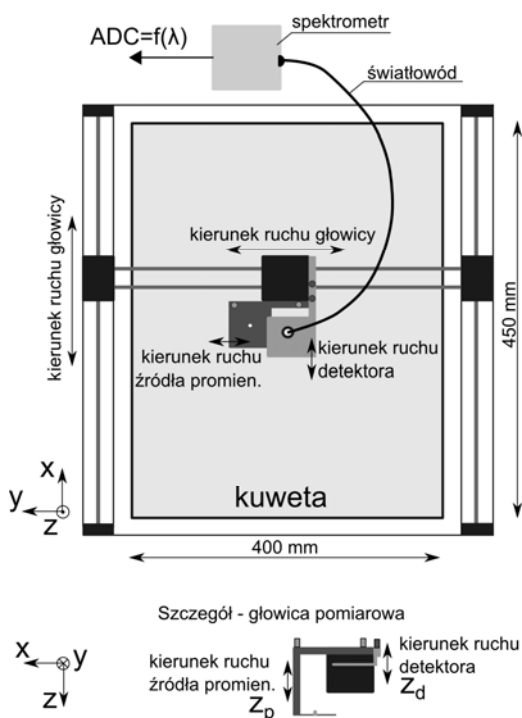
Stanowisko badawcze

Stanowisko badawcze zbudowano w oparciu o następujące założenia projektowe:

- źródłem promieniowania optycznego (z zakresu bliskiej podczerwieni – NIR) jest dioda LED o średnicy 5 mm, zanurzona w płynnym fantomie w celu uniknięcia załamania promieniowania na granicach ośrodków: dioda LED – powietrze – ściana naczynia – ciecz;
- detektorem promieniowania optycznego jest spektrometr z dołączonym światłowodem pełniącym rolę dyskryminatora fotonów;
- głowica pomiarowa umożliwia uzyskanie współosiowości optycznej diody LED i światłowodu (z założoną niedokładnością nie gorszą niż 0,1mm);
- obiektem badań jest optycznie mętna jednorodna ciecz będąca fantomem tkanki żywej, umieszczona w czarnej kuwecie o geometrii zapewniającej zerowe warunki brzegowe;
- zaburzenia absorpcyjne w postaci poczernionych stalowych prętów wprowadzonych do zbiornika z fantomem;
- skanowanie obiektu badanego w układzie kartezjańskim z rozdzielczością 1 mm;
- możliwa jest zmiana wzajemnego położenia diody LED i światłowodu w osi Z;
- wyniki badań powinny umożliwić ocenę skuteczności wykrywania przeszkody w fantomie optycznym tkanki ludzkiej oraz rozdzielczość metody.

Stanowisko badawcze składało się z emitera promieniowania optycznego, badanego obiektu oraz spektrometru z dołączonym światłowodem. Emiterem promieniowania z zakresu NIR była dioda LED o długości fali 800nm zasilana w sposób ciągły (CW) ze źródła prądowego.

Obiektem badań był fantom optyczny tkanki ludzkiej, będący mieszaniną mleka, wody i czarnego tuszu. Mleko rozcieńczone z wodą jest płynem o dużym współczynniku rozpraszania. Zmianę współczynnika absorpcji uzyskuje się dodając czarny tusz (na każdy liter rozcieńczonego roztworu dodawano porcję 1ml z mieszaniny 1:100 tuszu i rozcieńczonego mleka). Mieszanka mleka (UHT 3,2% tłuszczu) i wody w stosunku 1:3 z niewielką ilością czarnego atramentu (1:100, około 1ml/l) pozwala uzyskać zredukowany współczynnik rozpraszania $\mu_s' = 19 \text{ cm}^{-1}$ oraz współczynnik absorpcji $\mu_a = 0,18 \text{ cm}^{-1}$ [8]. Z powodów technicznych nie było możliwe eksperymentalne potwierdzenie parametrów optycznych tej mieszaniny. Dla porównania skóra i tkanki ludzkie mają współczynnik absorpcji μ_a wahający się w granicach od $0,02 \text{ cm}^{-1}$ do $0,18 \text{ cm}^{-1}$, natomiast współczynnik rozpraszania wynosi około 10 cm^{-1} . Na rysunku 1 przedstawiono uproszczony widok stanowiska badawczego z kuwetą zawierającą fantom.



Rys. 1. Uproszczony widok (z góry i z boku) stanowiska badawczego

Cała badana objętość płynu ma jednakowe właściwości optyczne. Zerowe warunki brzegowe spełniono poprzez umieszczenie cieczy w kuwecie z czarnego tworzywa sztucznego o rozmiarach 450x400x60 mm. Do przygotowanego fantomu jednorodnego wprowadzano zaburzenie absorpcyjne w postaci poczernionych stalowych prętów o różnych średnicach. Przeszkody umieszczano w określonych konfiguracjach przestrzennych.

Światłowód dołączono do spektrometru C10082CA prod. Hamamatsu. W wyniku przeprowadzonych wcześniej badań wykazano, że skuteczność wykrywania przeszkody nie zależy w istotny sposób od zastosowanego światłowodu [9]. Spektrometr pracuje w trybie ciągłym, przekazując wyniki pomiarów do komputera. Dla każdego punktu pomiarowego (opisanego współrzędnymi X i Y) otrzymuje się charakterystykę widmową $ADC=f(\lambda)$ z zakresu 200...840 nm. Z otrzymanych charakterystyk widmowych wybierana jest wartość ADC dla $\lambda = 800 \text{ nm}$ (wartość maksymalna charakterystyki widmowej zastosowanej diody LED). Wartość ADC jest normowana do 1 i przekształcana na q według zależności $q(y) = ADC(y) / ADC_{max}$.

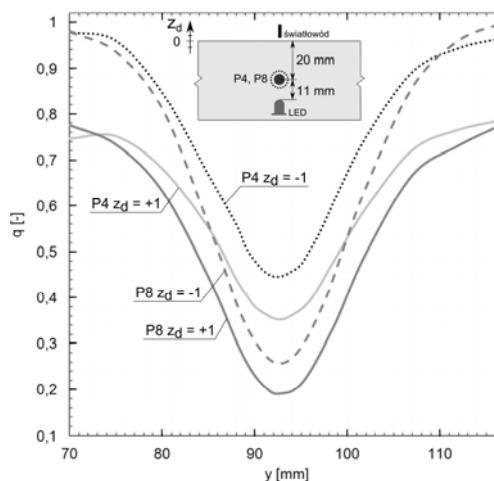
Warunki badań

Przed przystąpieniem do zasadniczych badań przeprowadzono ocenę wpływu załamania promieniowania na granicy ośrodków (ciecz – powietrze – światłowód) na wynik transiluminacji. W tym celu ocenie poddano skuteczność wykrywania wybranych przeszkód (prętów o średnicach 4 i 8 mm) w następujących konfiguracjach:

- czoło światłowodu znajdujące się tuż nad powierzchnią cieczy (ok. 1 mm) – $z_d = +1 \text{ mm}$.
- czoło światłowodu zanurzone pod powierzchnią cieczy (ok. 1mm) – $z_d = -1 \text{ mm}$.

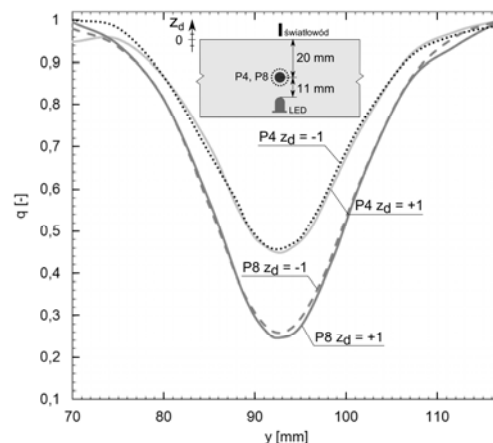
W obu konfiguracjach zachowano taką samą względną odległość pomiędzy źródłem promieniowania, a czołem światłowodu. Obiekt badany skanowano w osi Y.

Na rysunku 2 przedstawiono charakterystyki wartości sygnału q w funkcji położenia w osi Y w zależności od ustawienia światłowodu oraz typu przeszkody.



Rys. 2. Zależność $q=f(y, z_d)$ (dla normowania globalnego)

Obiekt prześwietlono w tych samych punktach dla każdej konfiguracji, następnie sprowadzono charakterystyki do równych czasów integracji i znormalizowano do wartości 1. Charakterystyki znormalizowano do wartości 1 zarówno globalnie (dla wartości maksymalnej spośród wszystkich punktów pomiarowych), jak i lokalnie (dla wartości maksymalnych z każdej serii pomiarowej). Pierwsze podejście służy porównaniu wartości mocy sygnału rejestrowanego przez detektor (Rys. 2). Drugie podejście natomiast pozwala ocenić jakościowo wyniki pomiarów uzyskane dla różnego położenia światłowodu w osi Z. Na rys. 3 przedstawiono charakterystyki $q = f(y)$ normowane lokalnie.



Rys. 3. Zależność $q=f(y, z_d)$ (dla normowania lokalnego)

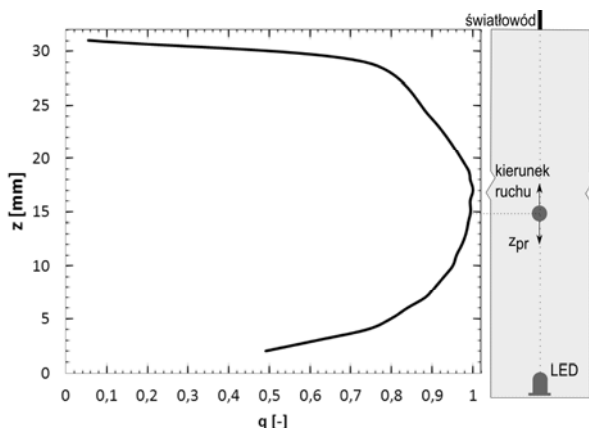
Zależności dla położenia światłowodu $z_d = \pm 1$ mm nie wykazują przesunięcia względem siebie ekstremów lokalnych. W obu konfiguracjach minima lokalne pokrywają się z rzeczywistym położeniem przeszkody osadzonej w obiekcie. Zanurzenie światłowodu pod powierzchnię cieczy pozwala uzyskać wartość sygnału wyższą od rejestrowanego nad powierzchnią o około 6% dla minimum lokalnego i 20% dla wstęg bocznych. Zróżnicowanie charakterystyk co do wartości wynika z załamania promieniowania na granicy ośrodków: ciecz – powietrze – światłowód.

Charakterystyki $q=f(y)$ unormowane lokalnie niemal pokrywają się, zatem rozdzielczość proponowanej metody wykrywania przeszkody nie zależy od załamania promieniowania na granicy ośrodków. Warto zauważyć, że o wielkości przeszkody można wnioskować na podstawie wartości ekstremum lokalnego (minimum) charakterystyki. Z powodu silnego rozpraszania ośrodka nie można utożsamiać nachylenia zboczy ze średnicą przeszkody.

Wyniki badań i próba ich interpretacji

Badania przeprowadzono w układzie z zanurzonym światłowodem w celu zwiększenia wartości sygnału i wyeliminowania ewentualnych niedoskonałości poziomowania cieczy w naczyniu. Pozwoliło to zapewnić jednakowe warunki badań w każdym punkcie pomiarowym.

Na rysunku 4 przedstawiono charakterystykę $z = f(q, z_{pr})$ otrzymaną dla różnego położenia z_{pr} przeszkody (pręta o średnicy 4 mm) w osi Z przy zachowaniu stałej odległości pomiędzy światłowodem i diodą LED.

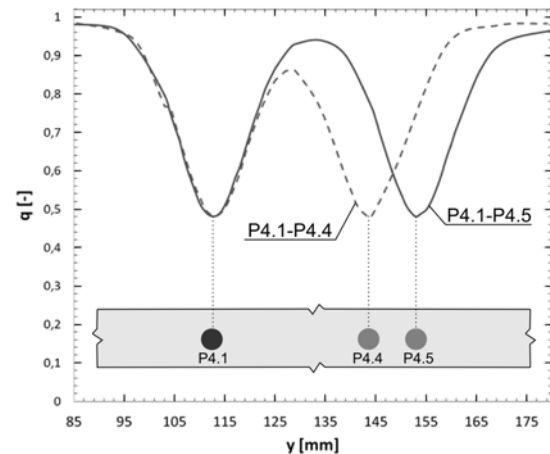


Rys. 4. Zależność $z=f(q, z_{pr})$ oraz widok fragmentu przekroju modelu testowego

Otrzymana charakterystyka pokazuje, że najmniejsze tłumienie sygnału występuje w centralnej części obiektu badanego. Jednocześnie w tej części obiektu jest również najmniejsza rozdzielczość przestrzenna ze względu na silne rozpraszanie [10]. Zbliżając przeszkodę do detektora lub źródła promieniowania następuje zmniejszenie sygnału odbieranego na skutek przysłonięcia światłowodu lub diody LED. Powstaje tutaj pewna niejednoznaczność wnioskowania o głębokości położenia przeszkody na podstawie wartości rejestrowanego sygnału, np. dla $q = 0,7$ głębokość położenia przeszkody wynosi 4 mm i 29 mm. Jest to istotne utrudnienie przy rozwiązaniu zadania odwrotnego – wnioskowaniu o strukturze obiektu na podstawie wyniku prześwietlania przy nieznanego jego budowie.

Na rysunku 5 przedstawiono charakterystykę $q = f(y)$ otrzymaną dla dwóch różnych kombinacji przeszkód P4.1-P4.4 i P4.1-P4.5. Przeszkody (pręty o średnicy 4mm) osadzono w połowie głębokości mieszaniny ponieważ są to najgorsze warunki dla ich wykrycia. Obiekty najpierw ustawiono we wzajemnej odległości 40 mm i utworzono charakterystykę $q=f(y)$ dla P4.1–P4.5, następnie

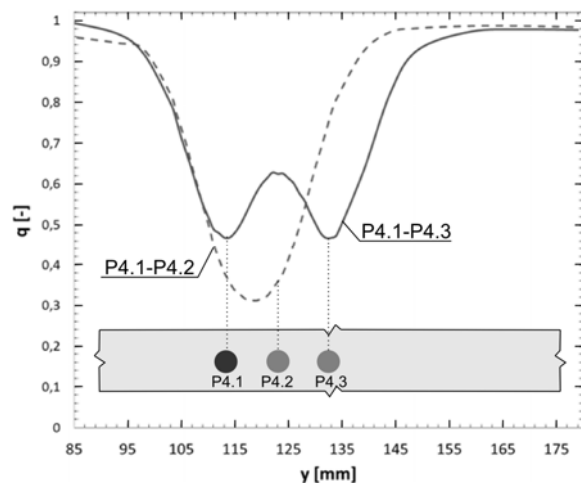
przesunięto pręt o 10 mm (odległość wzajemna przeszkód wyniosła 30 mm) i zarejestrowano zależność $q=f(y)$ dla P4.1–P4.4. Lokalizacja przeszkody P4.1 nie była zmieniana, stąd obie krzywe pokrywają się w tym obszarze.



Rys. 5. Zależność $q=f(y)$ dla kombinacji przeszkód P4.1 - P4.4 i P4.1 - P4.5 oraz widok fragmentu przekroju modelu testowego

Ekstrema lokalne obu charakterystyk pokrywają się z rzeczywistym położeniem przeszkód w obiekcie. Nachylenie zboczy uzyskanych charakterystyk jest zbliżone dla obu położen przeszkód. Można zauważyć, że lokalne maksimum znajdujące się pomiędzy przeszkodami ma wartość zbliżoną do 1 dla rozstawu przeszkód 40 mm, natomiast przy rozstawie 30 mm ulega zmniejszeniu do 0,9, a więc ulega również zmniejszeniu kontrast.

Na rysunku 6 zestawiono charakterystyki $q = f(y)$ dla przeszkód umieszczonych w odległości 10 mm i 20 mm (odpowiednio P4.1-P4.2 i P4.1-P4.3).

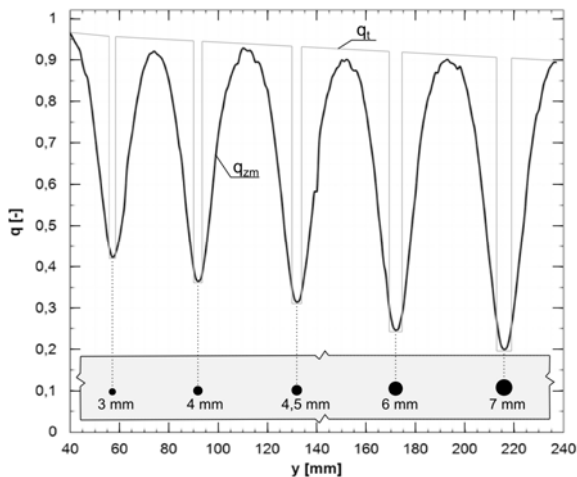


Rys. 6. Zależność $q=f(y)$ dla kombinacji przeszkód P4.1 - P4.2 i P4.1 - P4.3 oraz widok fragmentu przekroju modelu testowego

Na podstawie charakterystyki $q = f(y)$ dla P4.1-P4.3) można nadal wnioskować o położeniu przeszkód w obiekcie badanym jednak znacząco zmniejsza się kontrast. Przy odległości 10 mm (pomiędzy osiami prętów o średnicach 4 mm) przestrzeń pomiędzy nimi wynosi 6mm. Krzywa otrzymana przy tym rozstawie nie pozwala oszacować położenia i obecności dwóch przeszkód. Możliwa interpretacja może zakładać np. występowanie jednej przeszkody o większych wymiarach (około 1 cm szerokości). Przeprowadzona próba pokazuje, że

rozdzielczość metody wynosi 6 mm przy założeniu, że przeszkody umieszczono w centralnej części obiektu. Rozdzielczość powinna wzrastać (dokładność odwzorowania) wraz ze zbliżaniem się przeszkody do detektora lub źródła promieniowania.

W kolejnym badaniu (rys. 7) przeprowadzono próbę oceny wpływu wielkości przeszkody na wartość i kształt rejestrowanego sygnału. W tym celu osadzono w obiekcie badanym pięć prętów o różnych średnicach w odległościach wzajemnych 40 mm (co powinno wyeliminować oddziaływanie sąsiadujących ze sobą przeszkód). Pręty znajdowały się w stałej odległości 7 mm od czoła diody LED (wymiar mierzony do dolnej krawędzi przeszkody). Przeszkody nie zostały rozmieszczone osiowo z powodu ograniczeń konstrukcyjnych stanowiska. Światłowód znajdował się nad powierzchnią cieczy w odległości ok. 3 mm.



Rys. 7. Zależność $q=f(y)$ dla przeszkód o różnych rozmiarach oraz widok fragmentu przekroju modelu testowego

Dodatkowo na rys. 7 naniesiono (szara linia) charakterystykę teoretyczną q_t . Zakłada się, że taka charakterystyka byłaby możliwa do uzyskania przy braku rozpraszania przez obiekt lub przy idealnej separacji fotonów balistycznych.

Charakterystyka $q_{zm}=f(y)$ przedstawia wartość zmierzoną w zależności od położenia i wielkości przeszkody. Nachylenie zboczy i szerokość minimów lokalnych jest podobna dla każdej wielkości pręta. Jedyną wskazówką pozwalającą rozróżnić wymiar przeszkody jest wartość sygnału w ekstremum lokalnym. Przeprowadzona próba dowodzi, że możliwe jest wykrywanie przeszkody o średnicy 3 mm. Warto również zauważyć, że charakterystyka opada ze wzrostem wartości y . Taki efekt jest spowodowany niedokładnością poziomowania cieczy w naczyniu. Na podstawie otrzymanej charakterystyki nie można natomiast wnioskować o wartości spadku sygnału przypadającej na każdy 1 mm przyrostu średnicy pręta ponieważ przeszkody nie są rozmieszczone osiowo względem siebie. W przyszłości zostanie rozważona przebudowa sposobu pozycjonowania przeszkód w obiekcie badanym w celu przeprowadzenia dokładniejszych badań.

Podsumowanie

W pracy opisano warunki i wyniki badań nad możliwością wykrywania obiektów ukrytych w środowisku mętnym optycznie z użyciem diody LED i światłowodu. Sprawdzone eksperymentalnie wpływ granicy ośrodków: ciecz – powietrze – światłowód na wynik transiluminacji w celu zapewnienia najlepszego odwzorowania ukrytych obiektów. Eksperymenty przeprowadzono z użyciem

cieczowego fantomu tkanki żywej (używanego przez innych badaczy [8]).

W badaniach pokazano problem niejednoznaczności pomiarów podczas umieszczenia przeszkody płytko i głęboko w obiekcie (patrząc od strony detektora). W takich przypadkach wyniki prześwietleń są niemal identyczne, a co za tym idzie nie jest możliwe prawidłowe wnioskowanie o głębokości położenia przeszkody.

W pracy podjęto próbę ustalenia rozdzielczości i kontrastu metody. Oszacowano, że jest możliwe wykrywanie przeszkody o średnicy 3 mm pod warunkiem, że nie znajduje się w jej sąsiedztwie inna przeszkoda (w odległości około 6 mm). Wraz ze zmniejszeniem wzajemnej odległości pomiędzy przeszkodami maleje również kontrast. Z przeprowadzonych badań wynika, że sukces rozpoznania struktury obiektu w dużym stopniu zależy od wzajemnego położenia elementów silnie pochłaniających. Jest to poważne utrudnienie wymuszające poszukiwanie bardziej złożonych algorytmów i/lub sprzętowych metod separowania fotonów balistycznych i quasi-balistycznych od rozproszonych.

LITERATURA

- [1] Tuchin V., *Tissue Optics Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis*, SPIE, Washington 2007
- [2] Liu F., Yoo K.M., Alfano R.R., *Ultrafast laser-pulse transmission and imaging through biological tissues*, *Applied Optics*, vol.32 (1993), 554-558
- [3] Hebdan J.C., Kruger R.A., Wong K.S., *Time-resolved imaging through a highly scattering medium*, *Applied Optics* vol. 30 (1991), 788-794.
- [4] Duncan M.D., Mahon R., Tankersley L.L., Reintjes J., *Time-gated imaging through scattering media using simulated Raman Amplification*, *Optics Letters* 16 (1991), 1868-1870
- [5] Domański A.W., Kubel M., Pawlak I., Petelczyc K., Rytel M., *Absorpcyjna i rozproszeniowa tomografia optyczna*, XIII KBIB 2003, *Biopomiary – Metody Optyczne*, Tom II (2003), 883-888
- [6] Liebert A., *Metody optyczne w przeczaszkowych badaniach utleniania i ukrwienia mózgu*, Instytut Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej im. Macieja Nałęczca Polskiej Akademii Nauk, Warszawa 2013
- [7] Takagi K., Kakinuma H., Kato Y., Shimizu K., *CW transillumination imaging by extracting weakly scattered light from strongly diffused light*, *Optics Express*, vol. 17 (2009), no. 10, 8332-8342
- [8] Milej D., Gerega A., Zołek N., Weigl W., Kacprzak M., Sawos P., Maczewska J., Fronczewska K., Mayzner-Zawadzka E., Królicki L., Maniewski R., Liebert A., *Time-resolved detection of fluorescent light during inflow of ICG to the brain—a methodological study*, *Physics in Medicine and Biology*, vol. 57 (2012), 6725-6742
- [9] Rybaczewski P., *Badanie możliwości wykrywania obiektów ukrytych w ośrodku mętnym optycznie z wykorzystaniem diod LED i światłowodu*, *Pomiary Automatyka Kontrola*, vol. 60 (2014), no. 4, 199-202
- [10] Mitic G., Kolzer J., Plies E., Solkner G., Zinth W., *Time-gated transillumination of biological tissues and tissue-like phantoms*, *Applied Optics*, vol. 33 (1994), no.28, 6699-6710

Autorzy: mgr inż. Przemysław Rybaczewski, Politechnika Poznańska, Instytut Elektrotechniki i Elektroniki Przemysłowej, ul. Piotrowo 3a, 60-965 Poznań, E-mail: przemyslaw.rybaczewski@gmail.pl; dr hab. inż. Grzegorz Wiczyński, Instytut Elektrotechniki i Elektroniki Przemysłowej, ul. Piotrowo 3a, 60-965 Poznań, E-mail: grzegorz.wiczny@put.poznan.pl