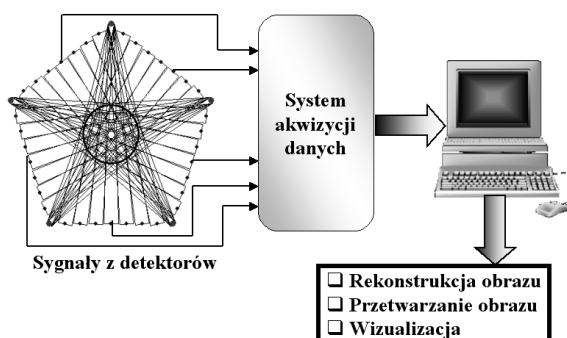


Jarosław Włodarczyk*, Sławomir Lewandowski*

Zalety dualnego systemu tomograficznego na tle klasycznej tomografii gamma

1. Wprowadzenie

Przemysłowa tomografia gamma (*Gamma-Ray Tomography* – GRT) okazała się efektywną bezinwazyjną metodą obrazowania dynamicznych procesów przemysłowych. Ogólna struktura systemu tomograficznego została pokazana na rysunku 1.



Rys. 1. Ogólna struktura systemu tomograficznego

Zadanie rekonstrukcji obrazu w odniesieniu do tomografii gamma polega na odtworzeniu rozkładu osłabień promieniowania na podstawie serii pomiarów pochodzących z detektorów tomografu. Na podstawie rozkładu osłabień możliwe jest wyznaczenie rozkładu gęstości w badanym przekroju, a więc jednocześnie wyznaczenie obrazu badanego procesu. Zależność między rozkładem gęstości oraz danymi pomiarowymi określa prawo Lamberta–Beera, które można zapisać w postaci wzoru (1) [4]

$$I = I_0 \exp(-\mu\rho x) \quad (1)$$

* Katedra Informatyki Stosowanej, Politechnika Łódzka w Łodzi

gdzie:

- I – natężenie promieniowania po przejściu przez absorber,
- I_0 – natężenie promieniowania emitowanego przez źródło,
- μ – współczynnik osłabienia,
- ρ – gęstość absorbera,
- x – grubość absorbera.

Wyznaczenie rozkładu gęstości wymaga zatem rozwiązania zagadnienia odwrotnego. Aby zadanie rekonstrukcji można było rozwiązać przy użyciu metod numerycznych, niezbędna jest dyskretyzacja badanego obszaru, czyli jego podział na skończoną liczbę podobszarów zwanych **rekselami** (*reconstruction element*) [6]. Wartość danego reksela determinuje zależność (2). Występująca w tej zależności waga jest wyznaczana na podstawie geometrii tomografu i określa wkład danego reksela i do promienia mierzonego przez detektor j [3]. Po obliczeniu wagi dla każdego reksela i oraz promienia j powstaje macierz o wymiarach $N \times M$ zwana **macierzą wag** (*weight matrix*).

$$p_j = \sum_{i=1}^N w_{ji} f_i \quad (2)$$

gdzie:

- p_j – znormalizowana wartość zmierzona przez detektor j , gdzie $j = 1, 2, \dots, M$,
- f_i – znormalizowana gęstość odpowiadająca rekselowi i , gdzie $i = 1, 2, \dots, N$,
- w_{ji} – wartość wagi dla promienia j oraz reksela i ,
- N – liczba rekseli,
- M – liczba detektorów (pomiarów).

2. Iteracyjne metody rekonstrukcji obrazu

Iteracyjne metody rekonstrukcji umożliwiają wyznaczenie przybliżonych wartości niewiadomych f_1 do f_N . Polegają one na iteracyjnej modyfikacji wartości rekseli w taki sposób, aby zminimalizować wartość wyrażenia (3) [3]. Wyrażenie to jest miarą błędu średniokwadratowego między pomierzonymi wartościami (rzeczywistymi) oraz wartościami obliczonymi w danym kroku iteracji dla aktualnego obrazu procesu.

$$\varepsilon = \sum_{j=1}^M (p_j^k - p_j)^2 \quad (3)$$

gdzie:

- p_j – wartości zmierzone (rzeczywiste),
- p_j^k – wartości obliczone w k -tym kroku iteracji.

Istnieje wiele różnych odmian algorytmów iteracyjnych, jednym z najczęściej stosowanych jest algorytm ILST (*Iterative Least Square Technique*) opisany szczegółowo w [6].

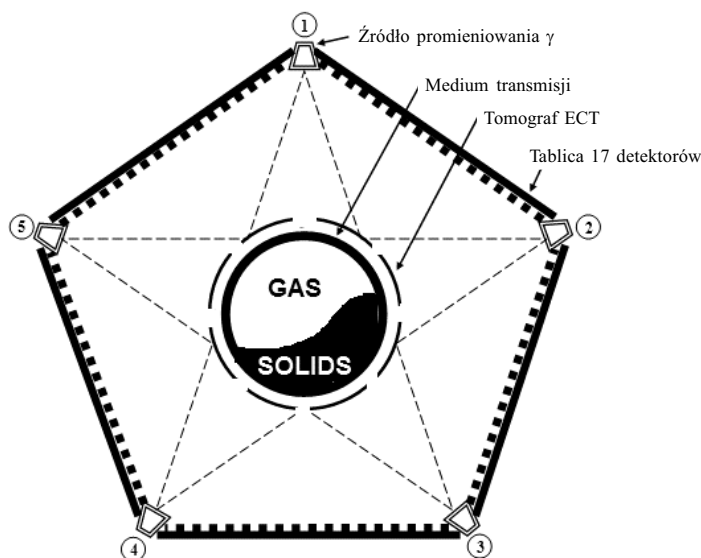
3. Dualny system tomograficzny

System DMT (*Dual Modality Tomography*) składa się z dwóch odseparowanych, niezależnych układów sensorów:

- 1) tomografu pojemnościowego,
- 2) tomografu gamma.

Układy te zostały zamontowane na tym samym medium transmisyjnym. Schemat dualnego systemu pomiarowego DMT, który znajduje się w uniwersytecie w Bergen przedstawia rysunek 2. Tomograf gamma składa się z pięciu źródeł promieniowania γ . Fotony promieniowania γ przechwytywane są przez tablice detektorów. Każde źródło ma przyporządkowaną jedną tablicę detektorów. Każda tablica składa się z układu 17 detektorów, co pozwala uzyskać 85 niezależnych projekcji.

Tomograf pojemnościowy DMT składa się z ośmiu elektrod, co przekłada się na 28 niezależnych pomiarów [6].



Rys. 2. Dualny system pomiarowy DMT

4. Algorytm DMR

Algorytm rekonstrukcji DMR (*Dual Modality Reconstruction*) w systemie DMT wykorzystuje dwa rodzaje danych wejściowych:








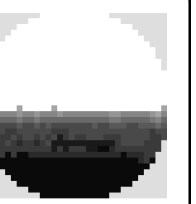
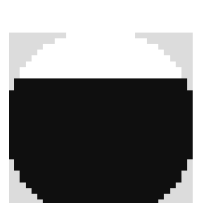

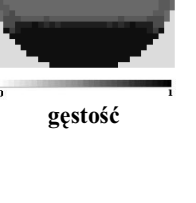

- 1) wartości pikseli z tomogramu gamma zrekonstruowanych algorytmem ILST,
- 2) wartości pikseli z tomogramu ECT zrekonstruowanych za pomocą algorytmu IBP (*Iterative Back Projection*) [2].

Idea algorytmu DMR zasadza się na statystycznych badaniach wartości pikseli z tomogramów uzyskanych po zrekonstruowaniu algorytmami IBP i ILST. Jako że szybkość akwizycji danych ECT jest dużo większa niż danych gamma, na wejściu algorytmu mamy kilka obrazów ECT przypadających na jeden obraz gamma. W niniejszym artykule algorytm DMR nie będzie szerzej opisywany, wyczerpujący opis można znaleźć w publikacji [1].

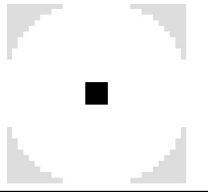
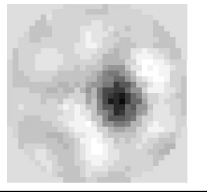

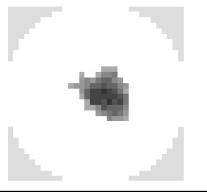
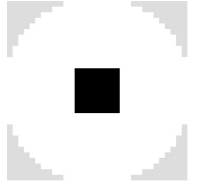
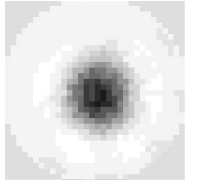

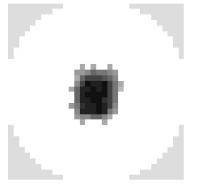

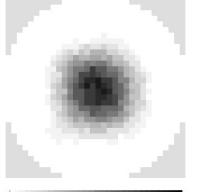
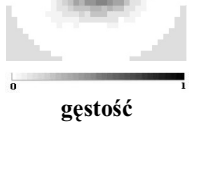
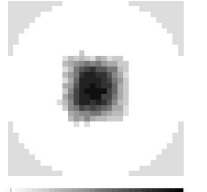
5. Wyniki

Na podstawie wyników z tablic 1 oraz 2 można wywnioskować iż jakość rekonstrukcji obrazów przy użyciu algorytmu DMR zdecydowanie przewyższa obrazy zrekonstruowane algorytmem IBP oraz ILST. Wynika to bezpośrednio z natury zagadnień rekonstrukcji obrazów ECT, która opiera się na rozwiązaniu nieliniowych zagadnień, podczas gdy rekonstrukcja algorytmem DMR sprowadza się do zagadnień liniowych, dzięki wykorzystaniu danych z tomografu gamma. Największy wpływ na jakość rekonstrukcji algorytmem ILST ma czas akwizycji danych pomiarowych, który jest zdecydowanie dłuższy niż w tomografii ECT. Powoduje to uśrednienie wyników końcowych, co widać w tablicach 1 i 2. Algorytm DMR wykorzystuje zalety obu tych technik, dając obrazy o wysokiej rozdzielczości przy zachowaniu prędkości obrazowania zbliżonej do elektrycznej tomografii pojemnościowej.

Tablica 1

	Fantomy	IBP	ILST	DMR
Δt_1				
Δt_2				
Δt_3		 0 1 koncentracja	 0 1 gęstość	 0 1 koncentracja

Tablica 2

	Fantomy	IBP	ILST	DMR
Δt_1				
Δt_2				
Δt_3				

6. Podsumowanie

W artykule zaprezentowano porównanie jakości obrazów uzyskanych przy wykorzystaniu klasycznego systemu tomografii gamma oraz systemu tomografii dualnej. System tomografii dualnej powstał poprzez połączenie tomografu gamma oraz elektrycznego tomografu pojemnościowego. Wykazano iż połączenie tych dwóch technik zaowocowało pozyskaniem obrazów o wysokiej rozdzielczości przy zachowaniu prędkości obrazowania zbliżonej do elektrycznej tomografii pojemnościowej. Największą wadą tomografii gamma jest czas akwizycji, który ogranicza stosowanie tej techniki w badaniach dynamicznych przepływów dwufazowych. Technika ta daje jednak bardzo dobre rezultaty w badaniach obiektów statycznych, charakteryzując się bardzo dużą rozdzielczością przestrzenną.

Literatura

- [1] Dyakowski T., Johansen G.A., Hjertaker B.T., Sankowski D., Mosorow W., Włodarczyk J.: *A dual modality tomography system for imaging gas/solids flows*. World Congress on Industrial Process Tomography, Aizu, Japan, 2005
- [2] Dyakowski T., Jeanmeure L.F.C., Jaworski A.J.: *Applications of electrical tomography for gas-solids and liquid-solids flows- a review*. Powder Technology, 112, 2000, 174–192

-
- [3] Kak C.A., Slaney M.: *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. New York, The Institute of Electrical and Electronics Engineering 1999, 275–296
 - [4] Williams R.A., Beck M.S.: *Process Tomography. Principles, Techniques and Applications*. Butterworth-Heinemann, Great-Britain, 1995, 281–323
 - [5] Maad R., Johansen G.A.: *Automatic Weight Matrix Generation for Gamma-ray Tomography*. 3rd World Congress on Industrial Process Tomography, Banff, Canada, 2003
 - [6] Hjertaker B.T.: *Multiphase Flow Imaging by Dual Mode Tomography*. Department of Physics University of Bergen, Norway, 1998, 94–97 (PhD Thesis)