

Jarosław Włodarczyk*, Włodzimierz Mosorow*, Sławomir Lewandowski*

Algorytmy rekonstrukcji obrazów w dualnym systemie tomograficznym

1. Wstęp

Aplikacje związane z tomografią gamma GRT (*Gamma-Ray Tomography*) i tomografią pojemnościową ECT (*Electrical Capacitance Tomography*) są szeroko opisane w literaturze [3, 4]. Główną zaletą tomografii gamma jest nieinwazyjność pomiarowa i możliwość obrazowania struktury wewnętrznej badanego obiektu czy też przepływu. Wyniki pomiarów systemem GRT uzależnione są od rozdzielczości przestrzennej (liczby pomiarów) oraz od czasu odpowiedzi czujników (detektorów promieniowania γ). Inne elementy, które trzeba mieć na uwadze to dawka promieniowania radioaktywnego wydostającego się na zewnątrz podczas pomiaru, surowe wymagania odnośnie do instalacji systemu oraz restrykcje w użytkowaniu samego systemu GRT. Obrazy uzyskane z tomografii gamma przedstawiają uśrednione w czasie profile koncentracji materiału z wysoką rozdzielczością przestrzenną.

Z drugiej strony, tomografia elektryczna charakteryzuje się małym czasem akwizycji danych (do 300 ramek na sekundę), ale niższą rozdzielczością przestrzenną, w porównaniu z systemem GRT. Spowodowane to jest ograniczoną liczbą elektrod, ich wielkością, jak również błędami rekonstrukcji. Generalnie, te dwie techniki pomiarowe oferują wydajne narzędzie pozwalające na badania w czasie rzeczywistym dynamiki przepływów zarówno dwu- jak i trójfazowych.

Dane pomiarowe uzyskane z tomografu gamma zależą od rozkładu gęstości materiału. Z tego powodu zrekonstruowane obrazy na podstawie tych danych ilustrują rozkład gęstości w badanej objętości. W przypadku tomografii pojemnościowej interpretacja obrazów nie jest już tak bezpośrednia, ponieważ tomogramy pokazują rozkład stałej dielektrycznej. Do uzyskania profili koncentracji materiału niezbędna jest w tym przypadku procedura kalibracji.

2. Struktura systemu tomograficznego DMT

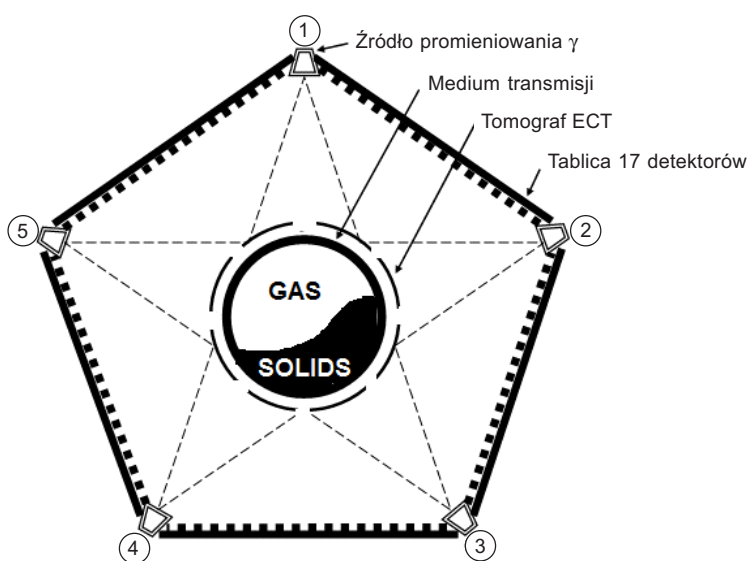
System DMT (*Dual Modality Tomography*) składa się z dwóch odseparowanych, niezależnych układów sensorów:

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

* Katedra Informatyki Stosowanej, Politechnika Łódzka

Układy te zostały zamontowane na tym samym medium transmisyjnym. Schemat dualnego systemu pomiarowego DMT, który znajduje się w uniwersytecie w Bergen, przedstawia rysunek 1. 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 8 elektrod, co przekłada się na 28 niezależnych pomiarów [4].



Rys. 1. Dualny system pomiarowy DMT

3. Algorytmy rekonstrukcji

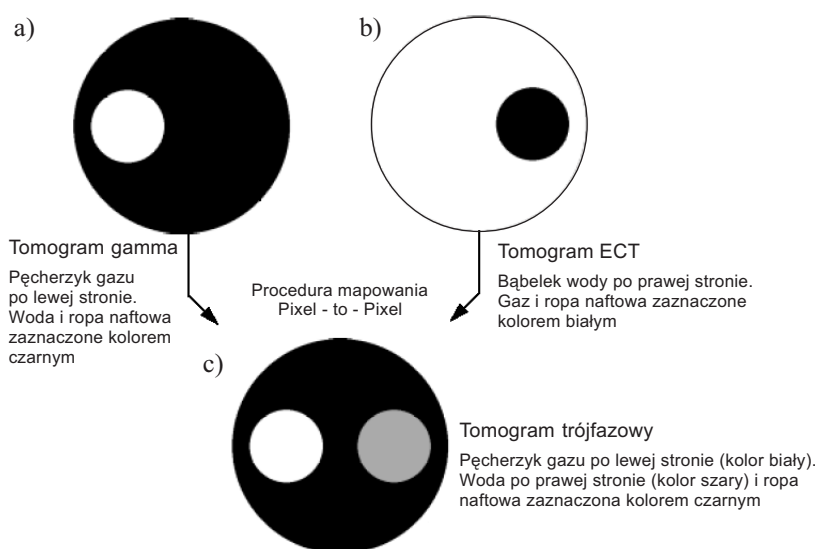
3.1. Kombinacja pojedynczych tomogramów

Najprostszym sposobem na otrzymanie obrazu z dualnego systemu tomograficznego jest kombinacja pojedynczych tomogramów. Jakość finalnego obrazu zależy więc bezpośrednio od jakości zrekonstruowanych oddzielnie obrazów ILST (*Iterative Last Square Technique*) i LBP (*Linear Back Projection*), odpowiednio dla danych z tomografu gamma i ECT [4]. Rysunek 2 przedstawia ideę metody dla przepływu trójfazowego: gazu, ropy naftowej i wody, o parametrach przedstawionych w tabeli 1.

Metoda kombinacji pojedynczych tomogramów polega na połączeniu obrazu z tomografu gamma pokazującego granice między cieczą a gazem z obrazem z tomografu ECT pokazującego granice między wodą a gazem oraz ropą naftową, poprzez wykorzystanie procedury mapowania *pixel-to-pixel* (rys. 2).

Tabela 1
Parametry badanych cieczy i gazu

Mierzony komponent	Względna przenikalność ϵ_r	Gęstość ρ [$\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$]
Gaz (powietrze)	1,0	0
Ropa naftowa	2,2	0,83
Woda	80	1,0



Rys. 2. Tomogram gamma (a); tomogram ECT (b); tomogram trójfazowy powstały poprzez procedurę mapowania pikseli (c)

3.2. Rekonstrukcja oparta na algorytmie MOR

MOR (*Model Based Reconstruction*) oznacza rekonstrukcję opartą na pewnym wzorcowym modelu. Idea tego algorytmu polega na minimalizacji różnicy między pojemnościami zmierzonymi a estymowanymi, poprzez zmianę rozkładu stałej dielektrycznej użytej w symulacji modelu. Proces (rozkład stałej dielektrycznej) może być opisany przez n parametrów. Algorytm MOR określa właśnie wartości tych n parametrów poprzez symulacje i optymalizacje. Symulacja przeprowadzona jest w celu obliczenia pojemności jako funkcji rozkładu stałej dielektrycznej, opisanej za pomocą n parametrów. Optymalizacja służy do minimalizacji różnicy między wartościami obliczonymi a zmierzonymi.

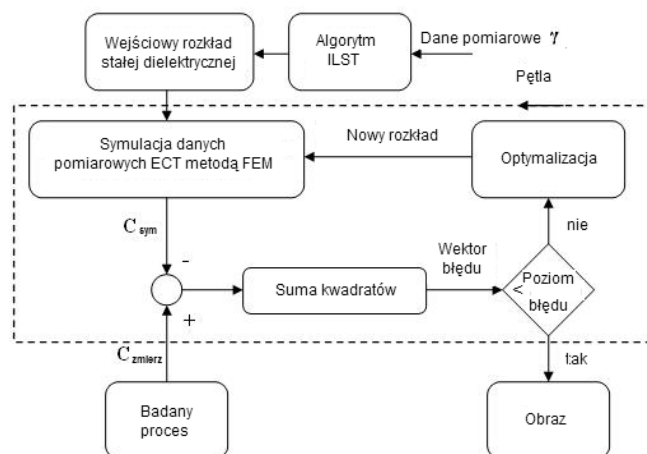
Główne etapy rekonstrukcji obrazów w dualnym systemie DMT za pomocą algorytmu MOR przedstawiono poniżej.

1. Reprezentacja rozkładu stałej dielektrycznej za pomocą określonej liczby parametrów na podstawie danych z tomogramu gamma [1]. Liczba parametrów opisująca badane

zjawisko nie może być większa od liczby pomiarów. Parametry te powinny w jak najlepszy sposób opisywać rozkład stałej dielektrycznej lub przepływ i powinno być ich jak najmniej.

2. Symulacja. Obliczane są pojemności na drodze symulacji, metodą skończonych elementów FEM (*Finite Element Method*), dla danego rozkładu stałej dielektrycznej opisanej za pomocą wcześniej wygenerowanych parametrów.
3. Optymalizacja. Etap ten polega na minimalizacji różnic między wartościami uzyskanymi na drodze symulacji a wartościami zmierzonymi. Definiuje się tutaj funkcję skalarną, opisującą sumę kwadratów różnicy między wartościami zmierzonymi C_{meas} a obliczonymi C_{calc} . Rekonstrukcja polega na minimalizacji tej funkcji metodą Levenberga–Marquardta [5]. Obliczone nowe wartości parametrów w lepszy sposób przybliżają rzeczywisty rozkład obrazowanych substancji, dając lepsze efekty rekonstrukcji.

Rysunek 3 przedstawia schemat algorytmu MOR wykorzystanego w rekonstrukcji danych z dualnego systemu pomiarowego DMT.



Rys. 3. Schemat algorytmu MOR

3.3. Algorytm DMR

Algorytm wykorzystuje dwa rodzaje danych wejściowych [2]:

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

Idea algorytmu DMR zasadza się na statystycznych badaniach wartości pikseli z tomogramów uzyskanych po zrekonstruowaniu algorytmami IBP i ILST. Jako że czas akwizycji danych z tomografu ECT jest mniejszy niż z tomografu gamma, mamy do dyspozycji n

ramek ECT i jedną ramkę gamma uśrednioną w czasie. Za pomocą wartości pikseli z tomogramu gamma wyznaczone są wszystkie możliwe kombinacje wartości pikseli dla n ramek będących odpowiednikami ramek IBP. Piksele te są wyznaczone w taki sposób, aby ich średnia arytmetyczna była zbliżona do wartości pikseli z tomogramu ILST. Wartości nie spełniające tego warunku są odrzucane, pozostałe natomiast poddawane są analizie na podstawie dwóch kryteriów.

Pierwszym z nich jest **kryterium IBP**. Sprawdzane jest w nim, czy nowo wyznaczone wartości pikseli nie różnią się znacząco od wartości odpowiadających im pikseli z obrazów uzyskanych za pomocą algorytmu IBP. Kryterium to przedstawia poniższa nierówność

$$p_{i,j}(j\Delta t) - \Delta c \leq c_{i,j}(j\Delta t) \leq p_{i,j}(j\Delta t) + \Delta c \quad (1)$$

gdzie:

- $p_{i,j}$ – wartości pikseli z ramki IBP,
- $c_{i,j}$ – badane wartości pikseli,
- Δc – dopuszczalna różnica wartości badanych pikseli i wartości pikseli z obrazu zrekonstruowanego metodą IBP,
- Δt – czas akwizycji danych z tomografu ECT,
- i – numer piksela,
- j – numer ramki.

Wartości pikseli, które nie spełniają tego kryterium, są odrzucane, a pozostałe testowane są na zgodność z kolejnym kryterium – **kryterium sąsiedztwa**. W teście tym wartości badanych pikseli nie mogą znacząco różnić się od wartości sąsiadujących, już zrekonstruowanych algorytmem DMR pikseli.

Kryterium to opisuje poniższa nierówność

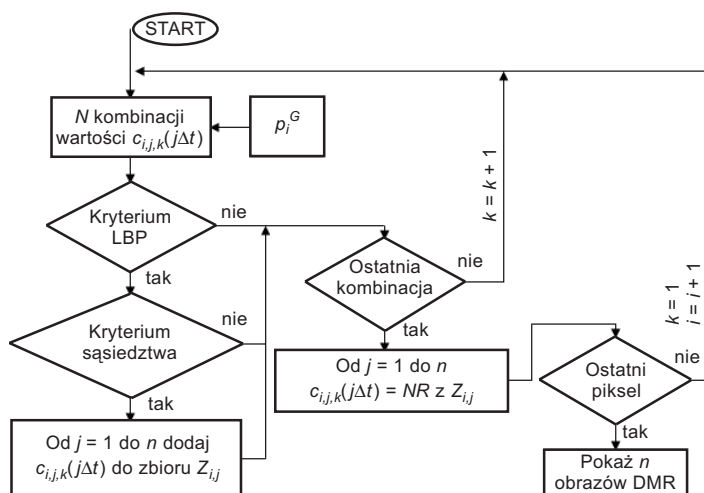
$$p_{i,j}(j\Delta t) - \Delta d \leq c_{i,j}(j\Delta t) \leq p_{i,j}(j\Delta t) + \Delta d \quad (2)$$

gdzie:

- $p_{i,j}$ – wartość piksela już zrekonstruowanego algorytmem DMR będącego sąsiadem piksela $c_{i,j}$ (będącego w trakcie rekonstrukcji),
- Δd – wartość, o jaką maksymalnie mogą się różnić wartości pikseli.

Wartości pikseli, które spełniły wszystkie powyższe warunki, są umieszczane w zbiorze $Z_{i,j}$ pod odpowiednimi indeksami. Z tak wyznaczonego zbioru wartości poszczególnych pikseli wchodzących w skład n ramek, wybierane są te wartości, które mają najliczniejszą reprezentację. Wartości te, oznaczone na rysunku 4 jako NR , są ostatecznymi wartościami pikseli w ramce wynikowej. Efektem końcowym algorytmu DMR jest n poprawionych ramek IBP za pomocą uśrednionej w czasie ramki ILST.

Schemat algorytmu pokazany został na rysunku 4.



Rys. 4. Schemat algorytmu DMR wykorzystanego w dualny systemie pomiarowym

4. Wnioski

Artykuł prezentuje przegląd algorytmów rekonstrukcji obrazów wykorzystujących dane z dualnego systemu tomograficznego, będącego połączeniem tomografów pojemnościowego i gamma. Różnorodność przedstawionych algorytmów pozwala na szerokie ich zastosowanie w badaniach dynamiki przepływów zarówno dwu-, jak i trójfazowych. Szczególnie godny uwagi jest algorytm DMR, który dzięki wiedzy *a priori* (dostarczonej z tomografu gamma) pozwala na pominięcie procedury kalibracji, charakterystycznej dla systemów ECT.

Literatura

- [1] Sankowski D., Mosorow W., Włodarczyk J.: *An image reconstruction algorithm for dual modality tomography system*. 8th International Conference CADSM'2005, Lviv, Ukraine, 2005
- [2] Dyakowski T., Johansen G.A., Hjertaker B.T., Sankowski D., Mosorow V., Włodarczyk J. 2005: *A dual modality tomography system for imaging gas/solids flows*. Accepted to 4th World Congress on Industrial Process Tomography, Aizu, Japan
- [3] 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
- [4] Johansen G.A., Frýstein T., Hjertaker B.T., Olsen Ř.: *A dual sensor flow imaging tomographic system*. Measurement Science and Technology, 7, No. 3, 1996, 297–307
- [5] Isaksen O., Nordtvedt J.E.: *A new reconstruction algorithm for process tomography*. Measurement Science and Technology, 4, 1993, 1464–1475