

Anna Zawada-Tomkiewicz

Wydział Inżynierii Mechanicznej i Energetyki, Politechnika Koszalińska, ul. Raclawicka 15-17, 75-620 Koszalin

# Przetwarzanie i analiza danych w tomografii komputerowej dla celów diagnostyki technicznej

## Data processing and analysis in computed tomography for technical diagnostic purposes

### STRESZCZENIE

W artykule zamieszczono wprowadzenie w metody radiologiczne wykorzystywane w tomografii komputerowej do badań nieniszczących. Zgodnie z normą PN-EN ISO 15708 zastosowanie CT ma duży potencjał do wykrywania rozwarstwienia oraz mikropęknięć, które nie są dostępne za pomocą innych urządzeń pomiarowych. Pozwala również na pełną ocenę powierzchni wewnętrznej i zewnętrznej części. CT jest jedyną metodą badań nieniszczących, która umożliwia połączenie testowania wad z testowaniem wymiarów. Artykuł skupia się na zagadnieniach związanych z jakością rekonstruowanych obrazów warstwowych oraz wpływem na jakość kwalifikacji testowanych wad i wymiarów.

**Słowa kluczowe:** tomografia komputerowa; badania NDT; rekonstrukcja tomogramu; jakość obrazu CT.

### ABSTRACT

The article provides an introduction to radiological methods used in computed tomography for non-destructive testing. According to the PN-EN ISO 15708 standard, the use of CT has great potential for detecting delamination and microcracks that are not available using other measuring devices. It also allows for a complete assessment of the inner and outer surfaces of the part. CT is the only non-destructive testing method that allows defect testing to be combined with dimensional testing. The article focuses on issues related to the quality of reconstructed layered images and the impact on the quality of qualification of tested defects and dimensions.

**Keywords:** computed tomography; NDT testing; tomogram reconstruction; CT image quality.

### 1. Wprowadzenie

Techniki NDT, takie jak badania ultradźwiękowe, radiografia, termografia, prądy wirowe i emisja akustyczna, są obecnie technikami do różnych zastosowań testowych. Każda z tych technik wykorzystuje inne zasady badania materiału pod kątem występowania defektów. Obrazowanie rentgenowskie pozwala uzyskać obraz jednoprzekrojowy, pokazujący dwuwymiarowy widok wnętrza badanej próbki. Na obrazie możliwe jest wykrycie obecności defektów, zlokalizowanie ich w ramach możliwości obrazu projekcyjnego oraz określenie cech dwuwymiarowego konturu. Skuteczność metody zależy głównie od ustawienia detektora względem defektu, gdyż różne przypadki defektów mogą się na siebie nakładać. Przykładowo, rozwarstwienie prowadzi do niejednorodności w komponencie kompozytowym. Trudność w wykryciu tego defektu metodą radiografii rentgenowskiej wynika z faktu, że w wyniku delaminacji powstają defekty powierzchniowe zarówno w kierunku podłużnym, jak i promieniowym. Na pojedynczym obrazie projekcyjnym nie da się stwierdzić, czy anomalia wynika z dwóch odrębnych wad, co mogłoby być akceptowalne, czy też z jednej dużej, przez co badany obiekt nie przejdzie pomyślenia testów. Podobnie jest w przypadku makropęknięć. Pęknięcia równoległe do wiązki promieniowania i pęknięcia mniejsze niż rozdzielczość

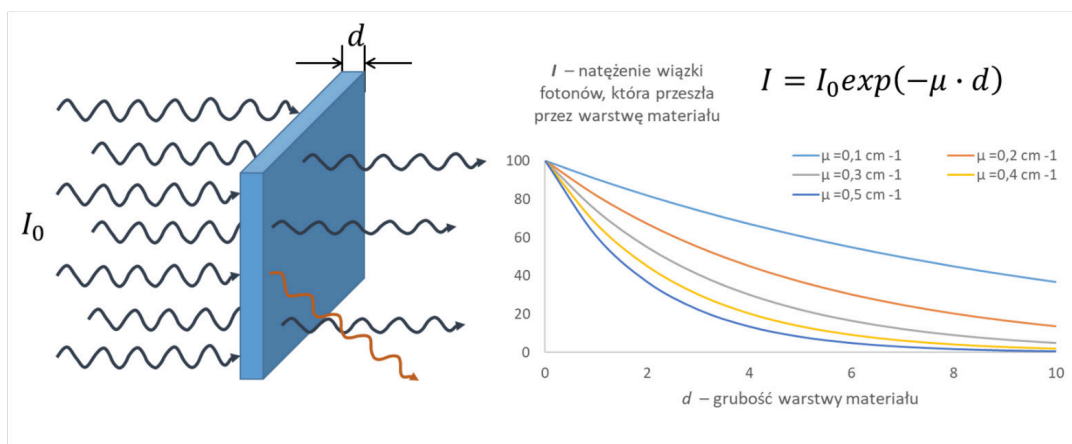
są trudne do wykrycia. Z reguły defekty muszą mieć wielkość co najmniej 2% grubości materiału, aby można je było skutecznie wykryć. Ważną rolę odgrywa także geometryczny kształt komponentu. Niewłaściwe zorientowanie badanego elementu może powodować, że taki defekt nie zostanie wykryty lub może zostać wykryty jako zupełnie innego typu. Wiele czynników, takich jak porowatość, nieprawidłowy udział objętościowy, niewystarczające utwardzanie i wchłanianie wilgoci, może skomplikować wykrywanie defektów w elemencie [2, 3].

Dla uzyskania informacji na temat dokładnej lokalizacji wady i szczegółowego opisu jej kształtu wymaga się wykonania większej liczby badań. Można także połączyć dane z kilkuset rzutów pobranych z całej części w celu stworzenia trójwymiarowej reprezentacji cyfrowej, zastosować tomografię komputerową. Zalety tomografii komputerowej względem radiografii 2D wynikają z możliwości trójwymiarowego modelowania zarówno struktur zewnętrznych, jak i wewnętrznych. Ograniczenia dla systemu CT odnoszą się do rozdzielczości przestrzennej, szumu statystycznego oraz artefaktów, które pojawiają się po procesie rekonstrukcji jako sztuczne cechy nieodnoszące się do rzeczywistych obiektów fizycznych [5].

Artykuł skupia się na zagadnieniach związanych z jakością rekonstruowanych obrazów warstwowych oraz wpływem na jakość kwalifikacji testowanych wad i wymiarów.

\*Autor korespondencyjny.

E-mail: anna.zawada-tomkiewicz@tu.koszalin.pl



Rys. 1. Osłabienie wiązki promieniowania X ze wzrostem grubości warstwy

## 2. Założenia podstawowe w tomografii komputerowej

Tomografia komputerowa CT (Computer Tomography) odnosi się do analizy wewnętrznej struktury materiałów oraz wykrywania wad materiałowych w przypadku badań nieniszczących. Technologia CT dla przedmiotów mieszczących się w przestrzeni pomiarowej może zostać zastosowana w metrologii wymiarowej. Umożliwia ona przemysłową kontrolę jakości przedmiotów wytwarzanych metodą przyrostową lub kompozytów. CT może być zastosowana w kontroli jakości zespołów w stanach złożonych, ponieważ geometria i wymiary elementów mogą się różnić w stanie niezmontowanym i złożonym.

Zastosowanie tomografii komputerowej w badaniach nieniszczących realizowane jest zgodnie z serią norm PN-EN ISO 15708 [9-12], która kolejno omawia podstawowe terminy i definicje, zasady przeprowadzenia badań, interpretacje wyników oraz kwalifikację.

W normie PN-EN ISO 15708-1: 2019-05 Badania nieniszczące - Metody radiologiczne wykorzystywane w tomografii komputerowej - Część 1: Terminologia zastąpiła PN-EN 16016-1:2011 i znalazło się w niej wiele określeń stosowanych w tomografii komputerowej, radiologii i obrazowaniu technicznym, z uwzględnieniem specyfiki normy.

Tomografia komputerowa, zgodnie z PN-EN ISO 15708, jest metodą inspekcji radiologicznej, która dostarcza informację 3D o obiekcie na podstawie dużej liczby pomiarów absorpcji promieniowania X wykonanych z wielu kierunków prostopadłych do osi.

Źródło generuje promienie rentgenowskie. Przenikając przez materiał wiązka promieniowania X ulega osłabieniu na skutek absorpcji lub rozpraszania promieniowania. Natężenie promieniowania przechodzącego przez warstwę substancji maleje wykładniczo wraz ze wzrostem grubości tej warstwy, jak to pokazano na rys. 1.

Wielkość osłabienia zależy od długości przebytej w materiale pochłaniającym, składu materiału i jego gęstości oraz energii promieni rentgenowskich.

Zakładając, że całkowite osłabienie promieni rentgenowskich jest związane tylko z absorpcją i rozpraszaniem koherentnym, współczynnik osłabienia

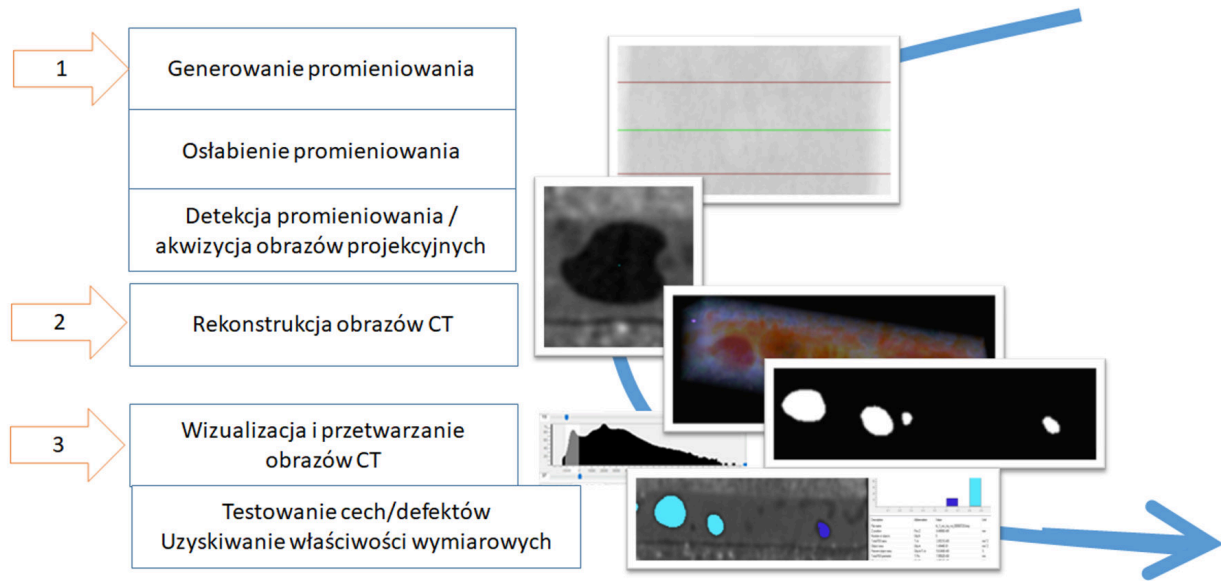
można wyrazić jako sumę współczynnika absorpcji i rozpraszania. Dzieląc współczynnik osłabienia przez gęstość otrzymuje się masowy współczynnik osłabienia, który jest charakterystyczny dla danej substancji. Współczynnik rozpraszania jest niemal niezależny od długości promieni pierwotnych oraz od rodzaju naświetlanej substancji. Jego wartość jest niewielka i jest znacznie mniejsza od współczynnika absorpcji. Często pomija się wartości współczynnika rozpraszania i uwzględnia się tylko absorpcję promieniowania. Zależność masowego współczynnika osłabienia od długości fali promieniowania rentgenowskiego jest dość złożona. Skokowe zmiany absorpcji są związane z granicznymi warunkami pochłaniania kwantów przez różne powłoki atomów.

Obrazowanie jest możliwe dzięki temu, że różne materiały mają różne współczynniki osłabienia wiązki. Liniowy współczynnik osłabienia charakteryzuje lokalną chwilową miarę osłabienia promieni X, które przenikają przez obiekt podczas skanowania. Jest on proporcjonalny do gęstości materiału. Jednak dana lokalna wartość gęstości materiału wymaga wiedzy a-priori aby było możliwe zidentyfikowanie w próbce danego materiału [13].

Część druga normy PN-EN ISO 15708-2: 2019-05 Badania nieniszczące - Metody radiologiczne wykorzystywane w tomografii komputerowej - Część 2: Zasady, aparatura i próbki omawia podstawowe zasady obrazowania w tomografii komputerowej.

Najczęstsza kinematyka systemu CT dla celów NDT realizowana jest w ten sposób, że źródło promieniowania rentgenowskiego i detektor są zamocowane, podczas gdy obiekt jest umieszczony na stoliku obrotowym. Stolik obraca się w przestrzeni między źródłem a detektorem, co pozwala na pobieranie obrazów z różnych pozycji kątowych badanego przedmiotu. Wyposażenie i aparatura odnosi się do stosowanych źródeł promieniowania, detektorów oraz manewrowania przedmiotem pomiarowym podczas procesu skanowania [2]. Elementy wyposażenia i aparatura wymagają odpowiedniego oprogramowania na wszystkich etapach przepływu pracy w tomografii komputerowej, aby działały prawidłowo. W załączniku A o charakterze informacyjnym omówiono szczegółowo komponenty systemu CT.

Norma zwraca uwagę także na takie aspekty skanowania



Rys. 2. Etapy CT w identyfikacji obiektów dla celów NDT zgodnie z PN-EN ISO 15708-2

jak stabilność systemu, wyrównanie i ułożenie geometryczne oraz zalecenia odnośnie doboru parametrów przy badaniu określonych materiałów. Jako zalecenia dla skanowania w normie zestawiono 10% grubość transmisji dla różnych materiałów i energii (grubość nominalna w mm dla różnych materiałów, gdzie można osiągnąć transmisję 10% przy wielu różnych napięciach przyspieszających promieniowanie rentgenowskie do 300 kV). Przykładowo dla 160 kV i zastosowania 0,5 mm filtra Cu jest to 10 mm (10% grubość transmisji) dla Ti ale tylko 4 mm (10% grubość transmisji) dla Fe.

Etapy analizy i przetwarzania danych w tomografii komputerowej zestawiono na rys. 2. Wielkości osłabienia są mierzone przez przechwytywanie za pomocą detektora rentgenowskiego pozostałych promieni rentgenowskich, które przechodzą przez przedmiot. W rezultacie otrzymywany jest obraz 2D poziomów jasności w przypadku płaskiego detektora na panelu lub profil 1D poziomów jasności w przypadku detektora liniowego 1D.

Z wielokrotnych obrazów projekcji radiologicznych pozyskiwanych podczas skanowania pod różnymi kątami rekonstruowane są warstwy 2D-CT lub objętość 3D-CT. Wynikowy obraz CT (tomogram, obraz warstwowy) jest ilościową reprezentacją liniowego współczynnika osłabienia promieni X uśrednionego dla zdefiniowanej objętości (voxel) dla każdej lokalizacji w próbce [13]. Rozdzielczość pomiaru zależy od wielkości pikseli, liczby pikseli dla każdego poziomu jasności, liczbie położeń kątowych oraz liczbie zdjęć projekcyjnych wykonanych w jednej pozycji kątowej.

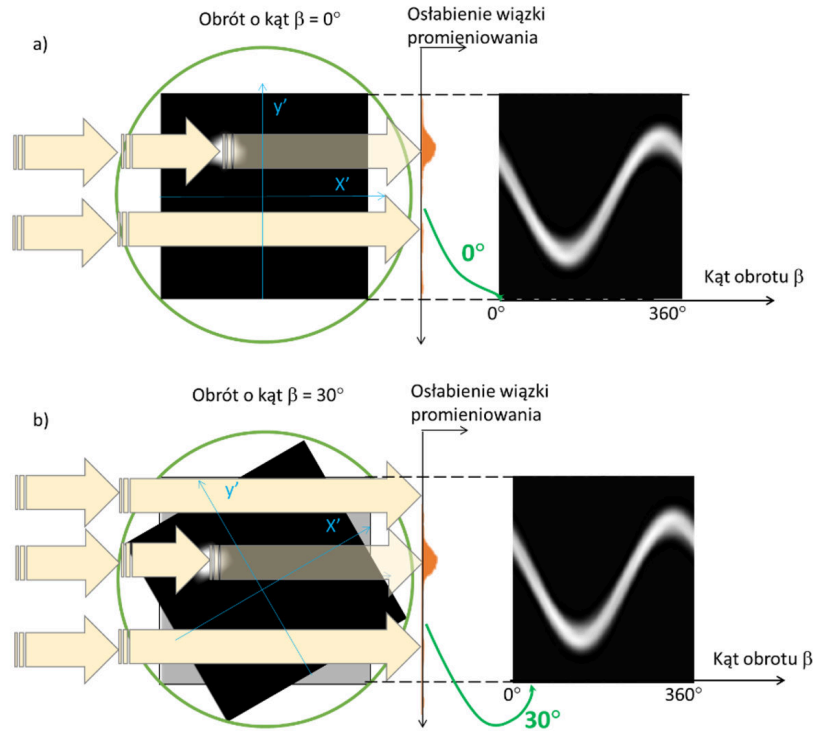
Oprócz sprzętu CT oprogramowanie odgrywa istotną rolę, szczególnie w rekonstrukcji modelu objętości z pozyskanych obrazów projekcyjnych 2D. Rekonstrukcja matematyczna rzutowanych obrazów prowadzi do modelu woksela 3D (obrazu warstwowego), w którym poziom jasności woksela jest miarą gęstości materiału.

Po rekonstrukcji 3D następuje detekcja lub segmentacja krawędzi (powierzchni) określająca odpowiednie interfejsy między materiałami stałymi a otaczającym powietrzem lub między różnymi materiałami stałymi. Wykrywanie krawędzi przekształca dane wokselse 3D w dane powierzchniowe 3D. Cechy próbki zazwyczaj powodują zmiany poziomu jasności na obrazie tomografii komputerowej (tomogramie, obrazie warstwowym). Analiza obrazów tomografii komputerowej wykonywana jest przez wykwalifikowany personel przy użyciu dedykowanego oprogramowania. Stosuje się odpowiedni zakres kontrastu lub stosuje się kalibrację automatyczną lub ręczną. Można określić położenie, wartość poziomu jasności dla tomogramu oraz wymiary obiektów. Przykładowo, w [15] zastosowano obrazy tomografii komputerowej do oceny porowatości materiału uzyskiwanego przez spiekanie.

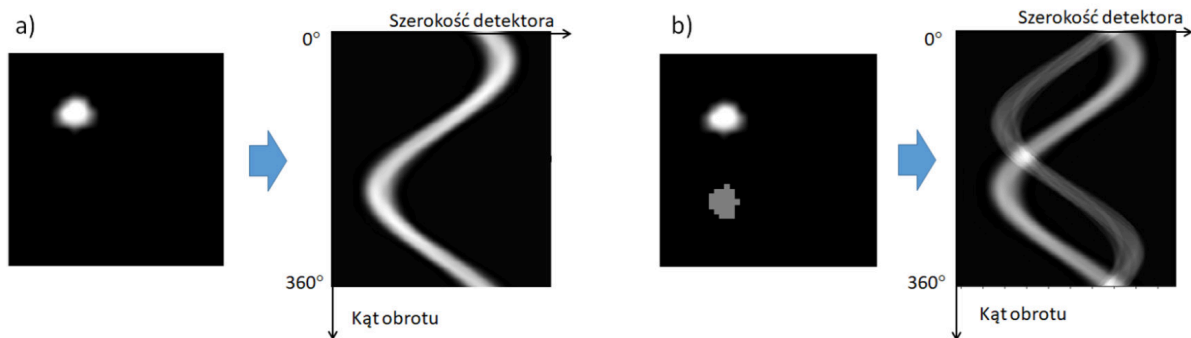
### 3. Rekonstrukcja obrazów CT dla celów NDT

Rekonstrukcja jest procesem przekształcania zbioru projekcji CT na obrazy CT, przy czym projekcja CT jest obrazem radiograficznym, a obraz CT (tomogram) jest obrazem 2D lub 3D tomograficznych poziomów jasności. Oznacza to, że dokonania poprawne rekonstrukcji wymaga opracowania algorytmów przekształcania zbioru projekcji CT na obrazy CT [14].

Tomografia komputerowa podczas etapu akwizycji danych generuje pewną liczbę projekcji obiektu. Późniejsza rekonstrukcja obrazu CT stanowi kluczowy krok w tomografii komputerowej, który odróżnia tę technikę od innych metod radiograficznych. Program rekonstrukcyjny może podczas tego procesu wprowadzać dodatkowe korekty do projekcji tomograficznych, takie jak redukcja szumów, korekcja utwardzenia wiązki czy poprawa obrazów związanych z promieniowaniem rozproszonym. W zależności od systemu tomografii komputerowej mogą być tworzone pojedyncze przekroje tomograficzne lub trójwymiarowe obrazy.



Rys. 3. Uzyskiwanie sinogramu dla kąta obrotu próbki a) 0°, b) 30°



Rys. 4. Przykładowe sinogramy uzyskane dla obiektu a) z pojedynczym defektem, b) z dwoma defektami

### 3.1 Sinogram

Podczas procesu akwizycji danych, promienie rentgenowskie przechodzą przez obiekt z różnych kierunków (kąt obrotu), a dane o osłabieniu promieniowania są zbierane na detektorze. Wyniki te są następnie przekształcane w sinogram, który jest wizualizacją danych osłabienia promieniowania dla różnych kątów emisji promieniowania. Na rys. 3 pokazano obiekt z defektem, osłabienie wiązki promieniowania oraz to, w jaki sposób dane te umieszczane są w sinogramie.

Sinogram jest prezentowany jako obraz, gdzie liczba linii odpowiada liczbie wykonanych projekcji; każda linia reprezentuje projekcję pod określonym kątem, a liczba kolumn jest równa szerokości detektora. Na rys. 4 pokazano dwa przykładowe sinogramy.

Po zebraniu danych w postaci sinogramu, program rekonstrukcyjny może przekształcić dane w obraz przekroju

badanej struktury. Aby zlokalizować projekcję punktu w obiekcie określonego przez jego współrzędne biegunowe  $(r, \varphi)$  w przestrzeni sinogramu, wprowadza się układ współrzędnych obrotowych  $(x', y')$  z osią  $y'$  równoległą do wiązki promieni rentgenowskich. Współrzędna  $x'$  punktu (a tym samym jego położenie na projekcji) podlega następującemu związkowi:

$$x' = r \cos(\phi - \beta) \quad (1)$$

gdzie kąt  $\beta$  jest kątem projekcji tworzonym z osią  $x$ . Zgodnie z równaniem projekcja pojedynczego punktu w funkcji kąta  $\beta$  daje w sinogramie kształt funkcji sinus. Każdy obiekt można aproksymować zbiorem punktów znajdujących się w przestrzeni i dla takiego obiektu przestrzeń sinogramów składa się z nakładających się krzywych sinus lub cosinus.



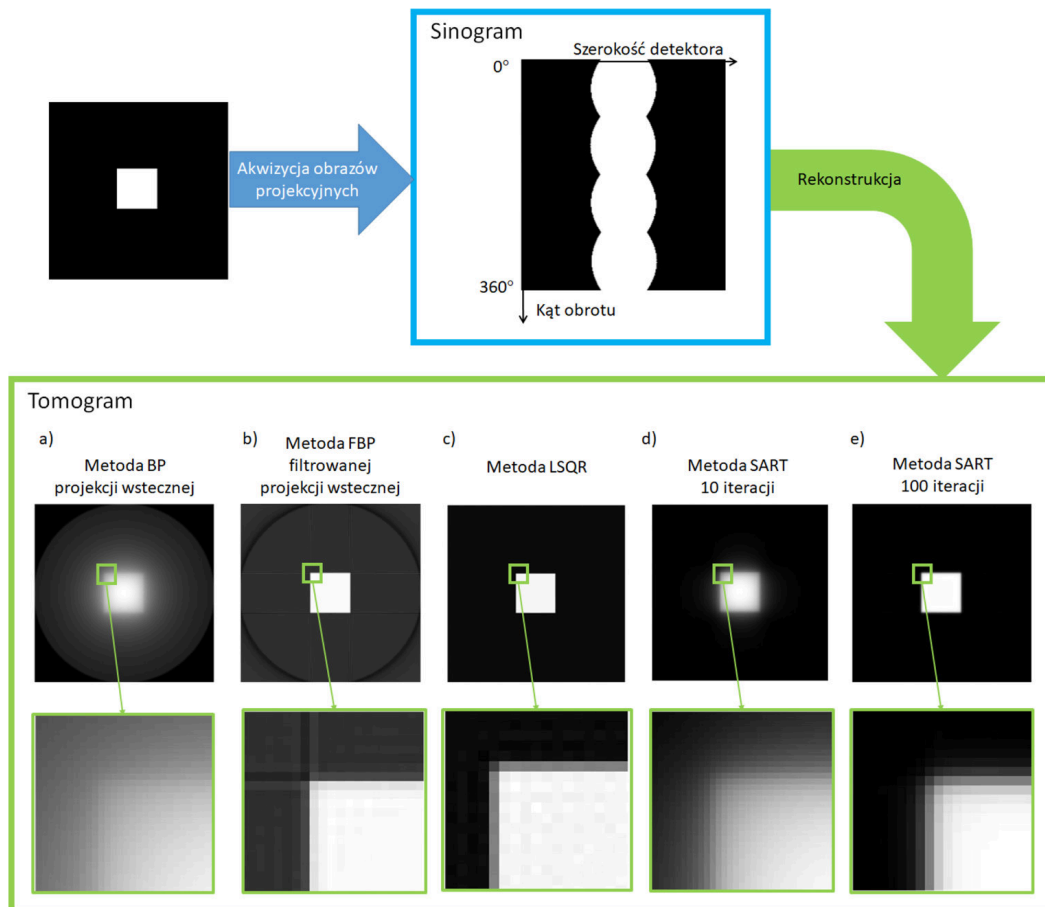
Metody rekonstrukcji obrazu CT można ogólnie podzielić na rekonstrukcję analityczną i rekonstrukcję iteracyjną. Podejścia do rekonstrukcji analitycznej na ogół starają się sformułować rozwiązanie w postaci równania w postaci zamkniętej. Rekonstrukcja iteracyjna stara się sformułować wynik końcowy jako rozwiązanie zbioru równań lub rozwiązanie problemu optymalizacyjnego, który jest rozwiązywany w sposób iteracyjny. Rekonstrukcja analityczna jest uważana za wydajniejszą obliczeniowo, podczas gdy rekonstrukcja iteracyjna poprzez wielokrotne przeglądanie obrazów projekcji może poprawić ostateczną jakość obrazu CT [7, 14]. Przykłady różnych metod rekonstrukcji i uzyskiwania obrazu CT pokazano na rys. 5.

W przypadku tomografii komputerowej zastosowanie filtracji do rekonstrukcji metodą projekcji wstecznej BP (back projection) prowadzi do metody filtrowanej projekcji wstecznej FBP (filtered back projection). Rekonstrukcja metodą projekcji wstecznej ma za zadanie odtworzyć operację projekcji do przodu. Operacja projekcji wstecznej zasadniczo próbuje cofnąć operację projekcji do przodu. Ponieważ operacja projekcji do przodu jest odwzorowana z obrazu do przestrzeni detektora, operacja projekcji wstecznej odwzorowuje obraz projekcyjny z detektora z powrotem na obraz. Projekcja wsteczna służy do konwersji danych z detektora (przestrzeni projekcji) na przestrzeń obrazu.

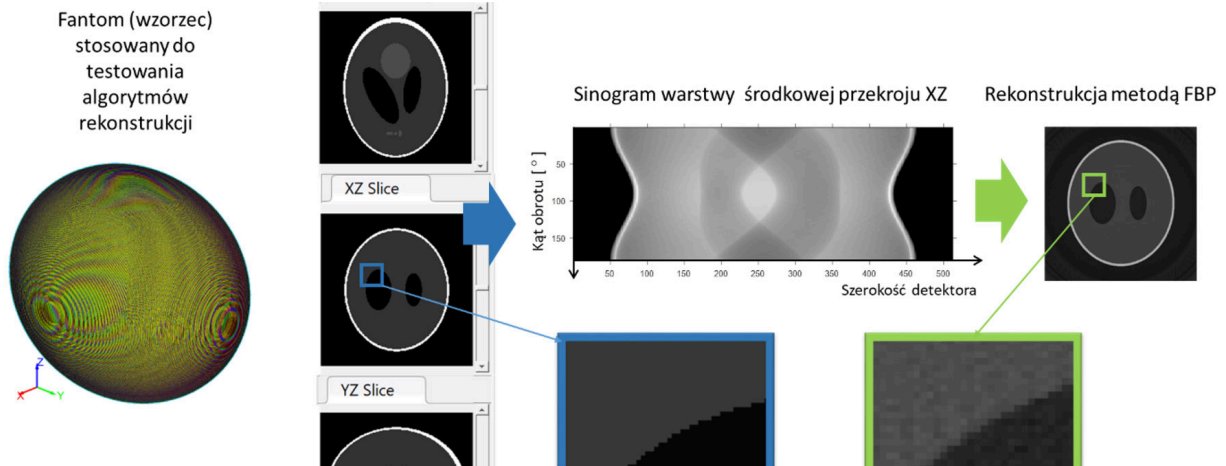
Projekcja wsteczna rozprowadza dane z powrotem na obraz w kierunku, z którego zostały zmierzone. Projekcja wsteczna w tomografii komputerowej jest sercem zarówno filtrowanej projekcji wstecznej, jak i rekonstrukcji iteracyjnej.

W przeciwieństwie do algorytmów rekonstrukcji analitycznej, w których każda próbka projekcji jest ważona, filtrowana i rzutowana wstecz w celu sformułowania obrazu, rekonstrukcja iteracyjna prowadzi do ostatecznego rozwiązania w sposób iteracyjny. Zrekonstruowane obrazy CT są udoskonalane i modyfikowane iteracyjnie, aż do spełnienia określonych kryteriów dopasowania obrazu do danych zgodnie z modelem systemu obrazowania. Każda iteracja zazwyczaj obejmuje projekcję do przodu i do tyłu pośredniej objętości obrazu. Etap projekcji do przodu symuluje interakcje promieniowania rentgenowskiego i tworzy zestaw syntetyzowanych projekcji. Zsyntetyzowane projekcje porównuje się z rzeczywistymi pomiarami projekcji. Błąd dopasowania jest następnie wykorzystywany do aktualizacji pośredniej objętości obrazu w celu zmniejszenia rozbieżności między obrazem a uzyskanymi danymi.

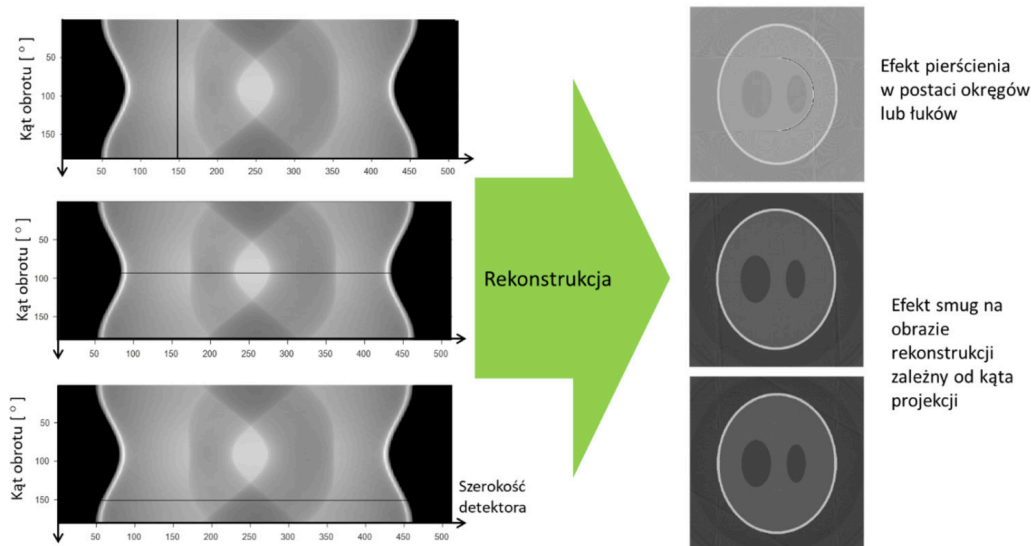
Metody rekonstrukcji oparte na metodzie najmniejszych kwadratów (least-squares based methods) szacują parametry modelu poprzez minimalizację różnicy między danymi pomierzonymi a danymi obliczonymi na podstawie liniowego problemu prostego, tzw. forwardu.



Rys. 5. Rekonstrukcja obrazów metodą a) projekcji wstecznej BP, b) filtrowanej projekcji wstecznej FBP, c) metodą najmniejszych kwadratów LSQR, d) Metodą iteracyjną SART dla 10 iteracji, e) metodą iteracyjną SART dla 100 iteracji



Rys. 6. Rekonstrukcja obrazu CT metodą FBP



Rys. 7. Wpływ zakłóceń w sinogramie fantomu Sheppa – Logana na rekonstrukcję: a) zerowy odczyt na jednym z elementów detektora, b), c) zerowy odczyt dla pojedynczego kąta obrotu

Opracowując i testując metody rekonstrukcji korzysta się z wzorców (fantomów) [1,6]. Najbardziej znanym jest fantom Sheppa – Logana jako standardowy obraz testowy modelu ludzkiej głowy. Funkcja opisująca fantom jest zdefiniowana jako suma 10 elips. Na rys. 6 pokazano przykład rekonstrukcji z wykorzystaniem metody FBP.

### 3.5 Jakość obrazu CT - artefakty

Artefakt to sztuczna cecha, która pojawia się na obrazie tomografii komputerowej, ale nie odpowiada fizycznej cesze przedmiotu. Artefakty są nieodłącznie związane z fizyką i matematyką tomografii komputerowej i niektórych z nich nie można wyeliminować. Przykładem takiego artefaktu może być efekt krawędziowy na krawędziach obszarów o dużym tłumieniu. Niektóre artefakty wynikają z niedoskonałości sprzętowych lub programowanych i można je ograniczyć udoskonalając technologię [8]. Norma PN-EN

ISO 15708 wyróżnia artefakty utwardzania wiązki, ruchowe, krawędziowe, pierścieniowe i kilka innych.

Błędy w sinogramie prowadzą do artefaktów pokazanych na rysunku 7. Przykładowo uszkodzona komórka detektora oznacza zaburzoną projekcję wsteczną z jednego kanału detektora, co powoduje powstanie pierścienia lub łuku, gdy projekcja wsteczna tego detektora rysuje okrąg.

Artefakty pierścieniowe w postaci koncentrycznych pierścieni można ograniczyć przez odpowiednią kalibrację oraz korekcję płaskiego pola (flatfield), która polega na rejestracji obrazu projekcji bez obiektu i uwzględnieniu tego obrazu w algorytmie rekonstrukcji. Smugowy artefakt powstaje, gdy projekcja wsteczna w jednym widoku jest wyłączona. Oznacza to powstanie smug od źródła do detektora. Braki danych i włączenie widoków dla wszystkich kątów obrotu można zapewnić przez wielokrotne pozyskanie danych i ich uśrednienie (lub inną metodę agregacji danych).

### 3.6 Jakość obrazu CT - MTF

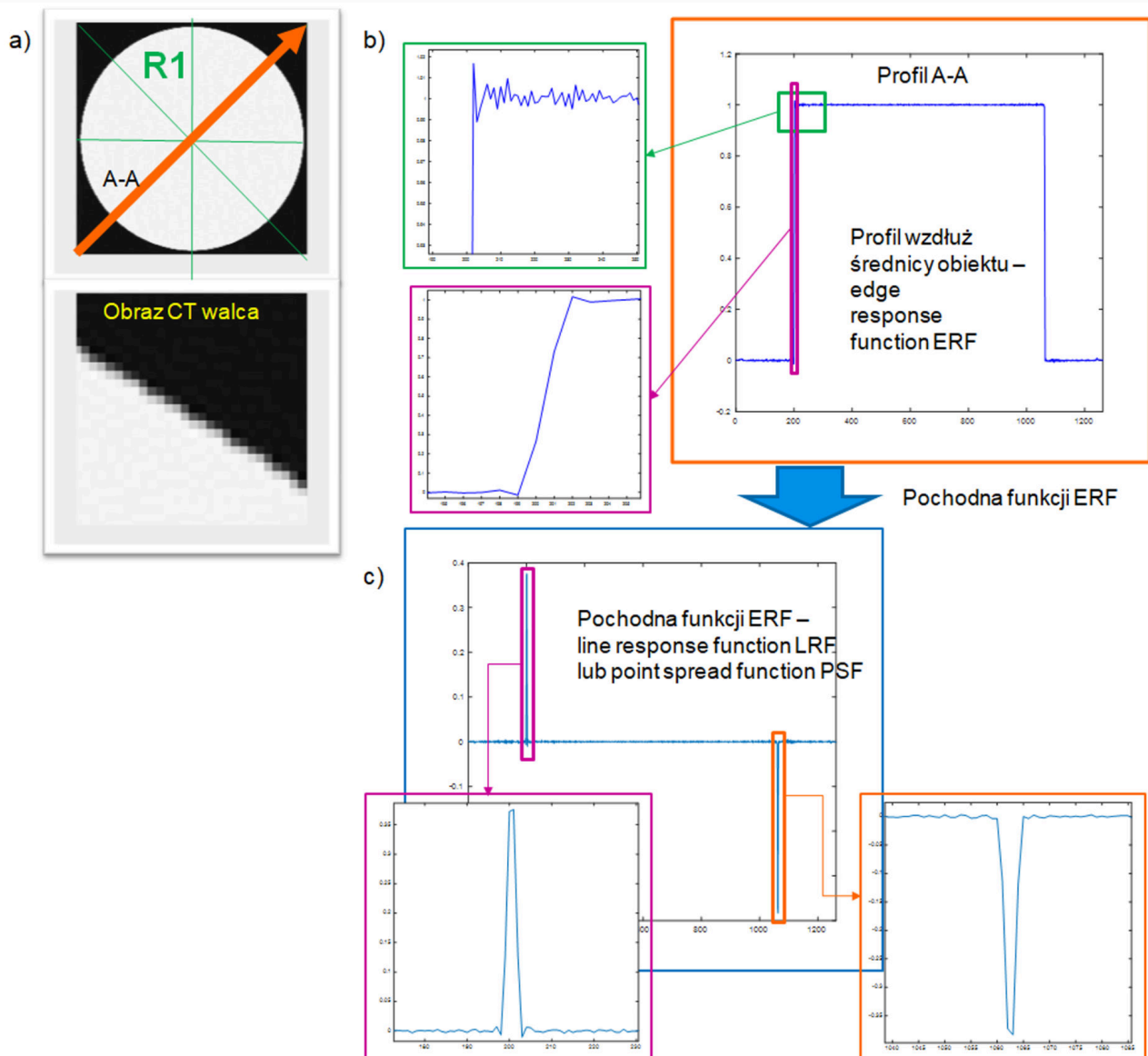
Znormalizowanym parametrem charakteryzującym rozdzielczość przestrzenną systemu jest koncepcja funkcji przenoszenia modulacji, która jest modulem jednowymiarowej transformaty Fouriera profilu Diraca opracowanego na podstawie funkcji rozproszenia punktów systemu. Funkcja rozproszenia punktów jest zatem reakcją systemu na idealny obiekt punktowy. Funkcja przenoszenia modulacji opisuje zdolność systemu do odtwarzania częstotliwości przestrzennych. Funkcja przenoszenia modulacji nie jest jedynie czysto teoretyczną reprezentacją matematyczną ale służy do przewidywania i porównywania różnych systemów.

Tabela 1 umożliwia porównanie funkcji przenoszenia modulacji dla obrazu zrekonstruowanego walca. Zgodnie z normą zastosowanie walca umożliwia uzyskanie profili

przechodzących przez środek ciężkości, które są prostopadłe do krawędzi. Wiele profili można także uśrednić, aby zredukować szum systemowy i kwantowy w funkcji odpowiedzi krawędziowej. Wartość funkcji przenoszenia modulacji jest normalizowana do jedności. Jest ona wykreszana w przestrzennych jednostkach częstotliwości, zwykle wyrażanych w parach linii na milimetr. Najważniejszą cechą MTF jest to, że ma jednoznaczną interpretację. Na rys. 8 pokazano przykład analizy danych dla uzyskania MTF oraz jej interpretację.




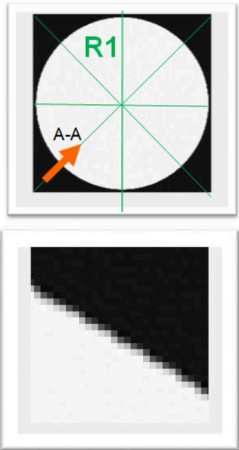
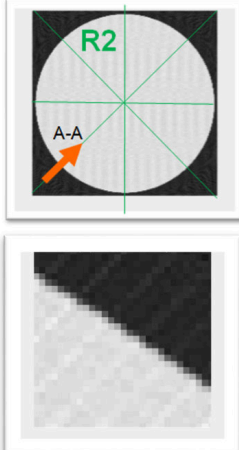
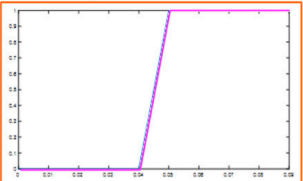
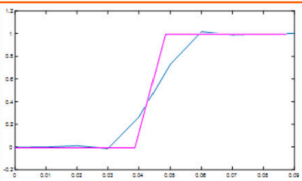
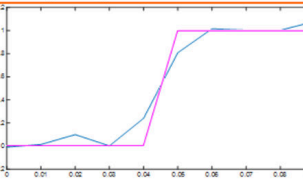
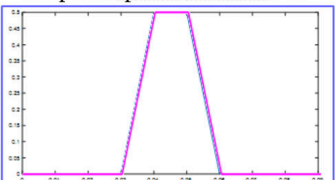
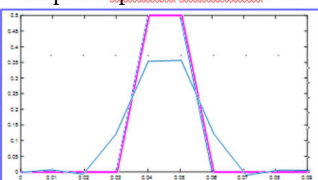
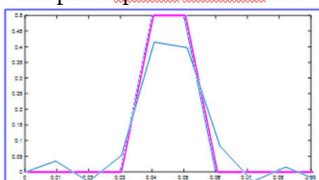
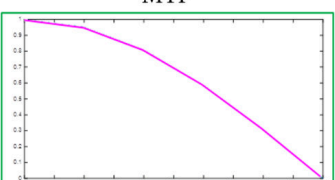
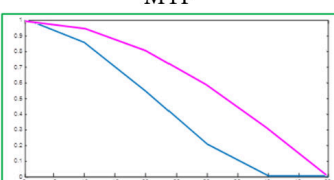
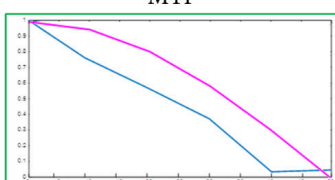
### 3.7 Filtrowana projekcja wsteczna FBP

Rekonstrukcja metodą projekcji wstecznej ma za zadanie odtworzyć operację projekcji do przodu. Na podstawie projekcji do przodu przez obiekt generowany jest sinogram. Przez zastosowanie operacji projekcji wstecznej

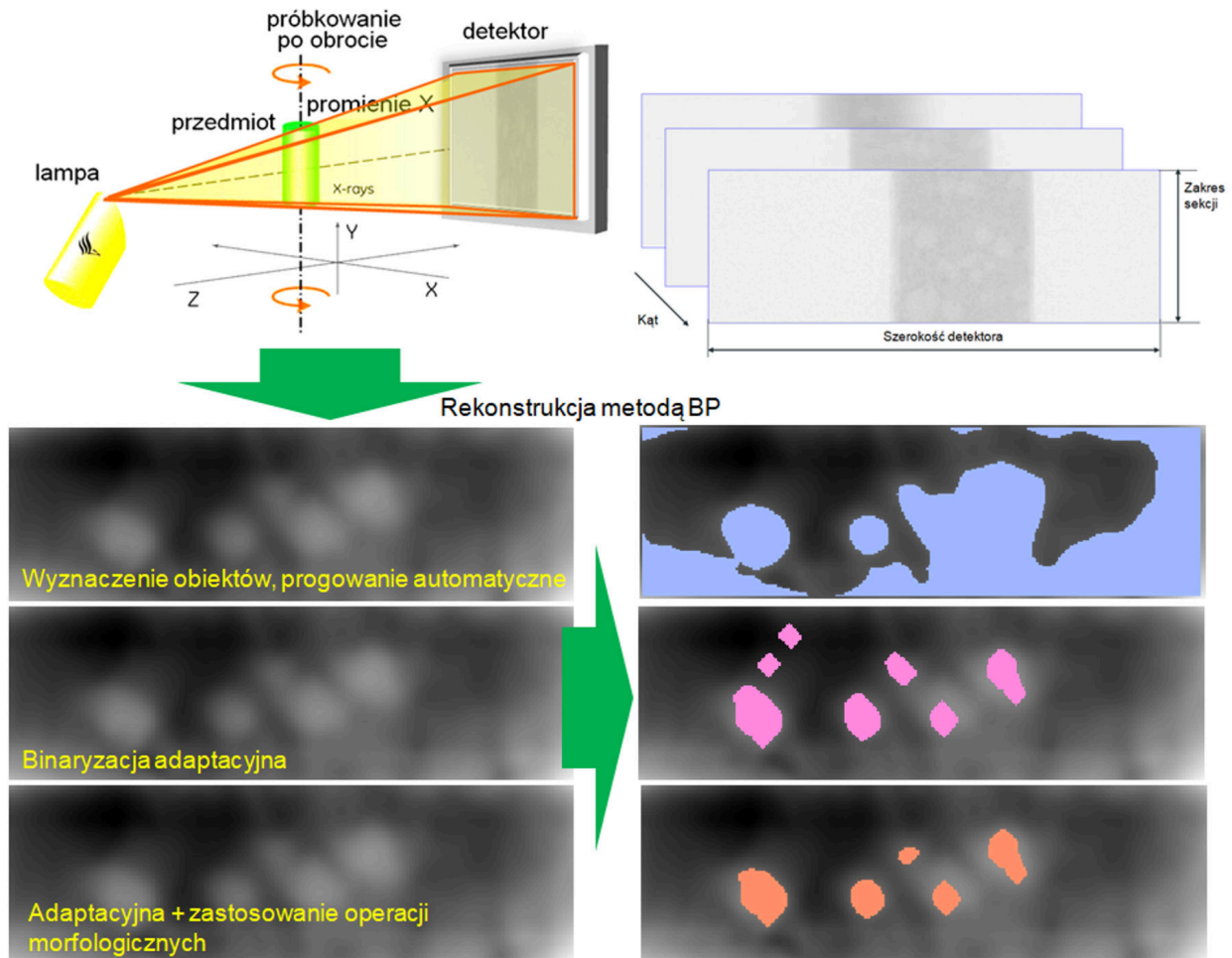


Rys. 8. Analiza danych dla uzyskania MTF a) obraz po rekonstrukcji metodą FBP, b) ERF, c) LRF

Tabela. 1. Porównanie jakości obrazów CT zrekonstruowanych metodą FBP

	Rekonstrukcja R1	Rekonstrukcja R2
	<p>Transformata Radona - 8996 obrazów detekcji absorpcji promieniowania X (obrót co 0,02°)</p> 	<p>Transformata Radona - 180 obrazów detekcji absorpcji promieniowania X (obrót co 1°)</p> 
<p>Rekonstrukcja referencyjna</p> 	<p>Rekonstrukcja metodą FBP</p> 	<p>Rekonstrukcja metodą FBP</p> 
<p>Profil A-A wzdłuż średnicy – edge response function ERF</p> 	<p>Profil A-A wzdłuż średnicy – edge response function ERF</p> 	<p>Profil A-A wzdłuż średnicy – edge response function ERF</p> 
<p>Pochodna funkcji ERF – line response function LRF lub point spread function PSF</p> 	<p>Pochodna funkcji ERF – line response function LRF lub point spread function PSF</p> 	<p>Pochodna funkcji ERF – line response function LRF lub point spread function PSF</p> 
<p>Wartość bezwzględna (moduł) transformaty Fouriera funkcji LRF – modulation transfer function MTF</p> 	<p>Wartość bezwzględna (moduł) transformaty Fouriera funkcji LRF – modulation transfer function MTF</p> 	<p>Wartość bezwzględna (moduł) transformaty Fouriera funkcji LRF – modulation transfer function MTF</p> 





Rys. 9. Rekonstrukcja obrazu CT metodą BP (kompozyt włóknisty, SkyScan1275, 50 kV, 120 A, rozmiar piksela  $9 \mu\text{m}$ , krok obrotu  $0,2^\circ$ , kąt obrotu od  $0^\circ$  do  $180^\circ$ ) oraz zastosowanie różnych metod segmentacji obrazów w celu wykrycia defektów

do utworzenia obrazu CT można połączyć informacje o osłabieniu promieniowania dla każdego z obrotów zawartych w sinogramie. W miarę dodawania kolejnych obrazów projekcyjnych do obrazu CT w metodzie projekcji wstecznej można zauważyć, że dodatkowe informacje wypełniają obraz. Jednak pomimo połączenia informacji o osłabieniu promieniowania z wielu obrotów zawartych w sinogramie, obraz CT pozostaje nieostry.

Na rysunku 9 zwizualizowano zastosowanie metody projekcji wstecznej, a następnie wyznaczenie obiektów dla obrazu nieostrego. Rozmycie w metodzie projekcji wstecznej występuje, ponieważ nie jest to metoda dokładna odwrotności operacji projekcji do przodu. Aby wykryć defekty typu pory w materiale kompozytowym zastosowano przy tym 3 metody – automatyczną binaryzację z progiem globalnym wyznaczonym metodą Otsu, binaryzację adaptacyjną z dobraćą wartością progu w zależności od położenia w obrazie oraz metodą adaptacyjną z dodatkowym użyciem przekształceń morfologicznych. Każde wprowadzenie przetwarzania obrazów do rekonstrukcji metodą projekcji wstecznej BP prowadzi do filtrowanej projekcji wstecznej FBP.

Przetwarzanie obrazu jest pojęciem ogólnym odnoszącym się do dowolnej operacji przetwarzania danych (operacje punktowe, geometryczne, splotowe, transformacyjne, morfologiczne). Przetwarzanie obrazu polega na transformacji dwuwymiarowych funkcji  $F_1(x, y), F_2(x, y), \dots, F_N(x, y)$  na zbiór wyjściowy także dwuwymiarowych funkcji  $G_1(x, y), G_2(x, y), \dots, G_N(x, y)$ , gdzie  $-\infty < x, y < \infty$  są to niezależne ciągle zmienne przestrzenne funkcji systemu dwuwymiarowego.

Przetwarzanie jest realizowane przez zastosowanie operatora  $O_m\{\cdot\}$

$$\begin{bmatrix} G_1(x, y) = O_1\{F_1(x, y), F_2(x, y), \dots, F_N(x, y)\} \\ \dots \\ G_m(x, y) = O_m\{F_1(x, y), F_2(x, y), \dots, F_N(x, y)\} \\ \dots \\ G_M(x, y) = O_M\{F_1(x, y), F_2(x, y), \dots, F_N(x, y)\} \end{bmatrix} \quad (2)$$

gdzie:  $O_m\{\cdot\}$  – operator, który łączy zbiory wejściowe funkcji ze zbiorami wyjściowymi funkcji przez zbiór równań dla  $m=1,2,\dots,M$ .

Można wyróżnić operatory singularne, liniowe i różniczkowe, których zadaniem jest zmniejszenie zaszumienia obrazu, wygładzenie czy podkreślenie krawędzi. W tabeli 2 zestawiono możliwe przypadki opracowania FBP. Jak wspomniano wcześniej, zastosowanie metody projekcji wstecznej prowadzi do rekonstrukcji obrazu CT, który jest rozmyty. Implementacja filtru wyostrającego realizowana jest dla pełnej rekonstrukcji obrazu. Stosowane są w tym przypadku filtry 2D dla obrazów CT. Filtry takie nie wpływają

bezpośrednio na rekonstrukcję, bo są realizowane po jej wykonaniu.

Istotą metody FBP i poprawienia jakości obrazów CT jest taka filtracja, która wpłynie na proces rekonstrukcji. Stosuje się w tym celu filtry wyostrające dla obrazów projekcyjnych [4]. Zaletą wprowadzenia filtracji obrazów projekcyjnych przed rekonstrukcją jest to, że stosowane są filtry 1D w przestrzeni projekcji. Przeprowadzana jest transformacja Fouriera, która dla przekształca dane przestrzenna na dane

Tabela. 2. Usuwanie rozmycia w metodzie FBP

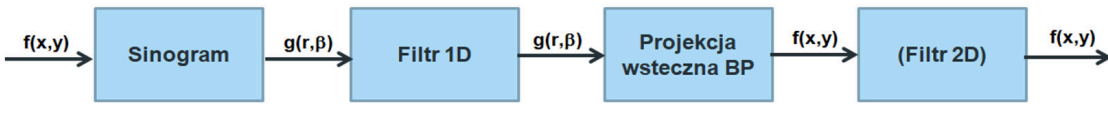
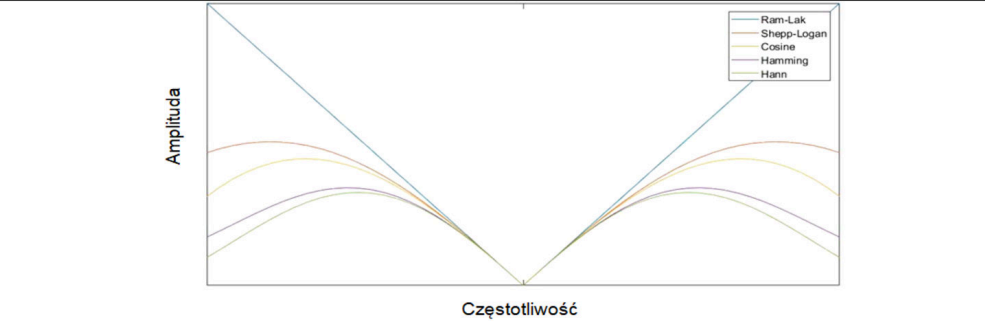
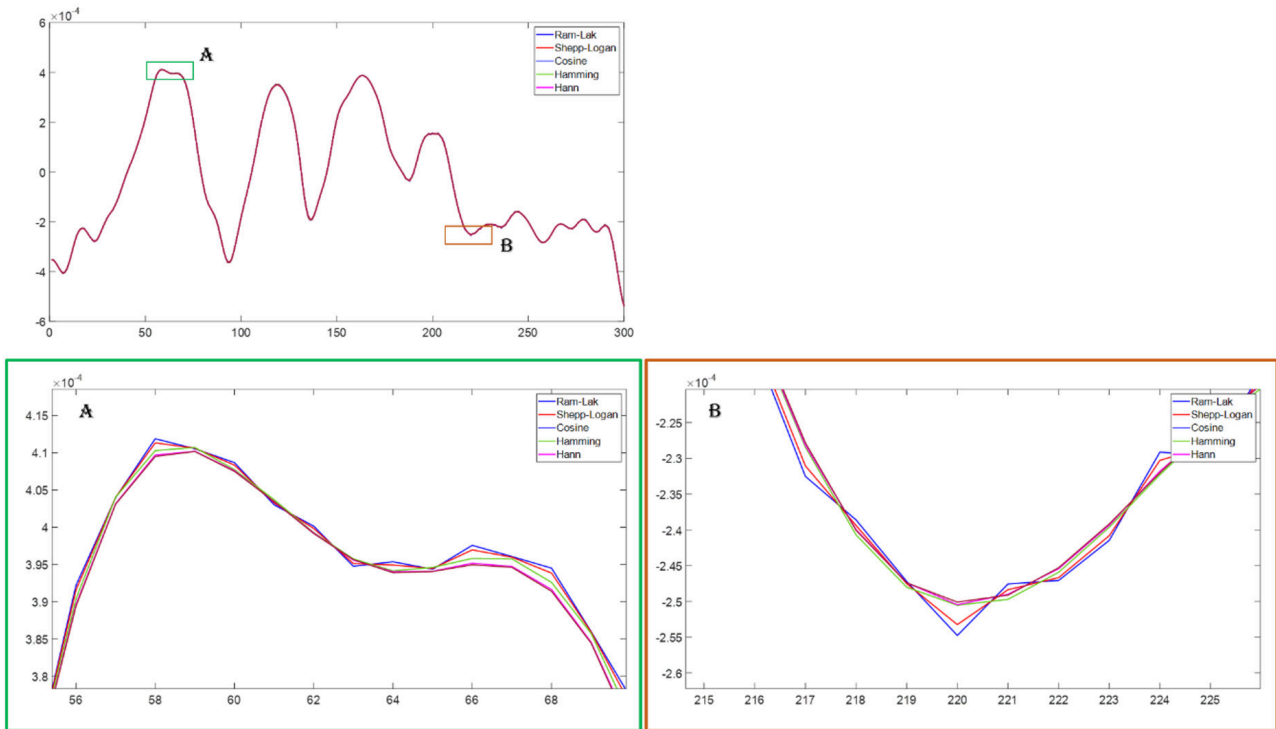
		
Metoda usuwania rozmycia	Wymaganie	Cechy
Wykonanie rekonstrukcji metodą BP, a następnie zastosowanie filtru wyostrającego	Opracowanie filtru wyostrającego 2D dla poszczególnych obrazów warstwowych	Wymaga przeprowadzenia pełnej rekonstrukcji, a następnie wyostrania
Zastosowanie wyostrania dla obrazów projekcji, a następnie zastosowanie rekonstrukcji metodą FBP	Opracowanie filtru wyostrającego 1D i zastosowanie w przestrzeni projekcji	Może być stosowana dla obiektów i części obrazów, do zastosowania także dla usunięcia efektu ruchu obiektu
Zastosowanie wyostrania zarówno w przestrzeni projekcji, jak i w przestrzeni tomogramu	Opracowanie filtru wyostrającego 1D dla przestrzeni projekcji, opracowanie filtru wyostrającego 1D w przestrzeni tomogramu	Bardziej skomplikowana ze względu na kierunki filtrowania, trudniejsza w obsłudze poruszających się obiektów

Tabela. 3. Filtry 1D stosowane w metodzie FBP

		
Filtr	Funkcja	Opis
Ram-Lak	$H(w) =  w $	Filtr rampowy, którego pasmo przenoszenia wynosi $ f $ . Ponieważ filtr ten jest wrażliwy na szum w projekcjach, to mnożony jest przez dodatkowy filtr okna, które osłabia wysokie częstotliwości.
Shepp-Logan	$H(w) =  w  \text{sinc}\left(\frac{w}{2}\right)$	Filtr mnoży filtr Ram-Lak przez funkcję sinc.
Cosinus	$H(w) =  w  \cos\left(\frac{w}{2}\right)$	Filtr mnoży filtr Ram-Lak przez funkcję cosinus.
Hamming	$H(w) =  w  \left(0,54 + 0,46 \cos\left(\frac{w}{2}\right)\right)$	Filtr mnoży filtr Ram-Lak przez okno Hamminga.
Hann	$H(w) =  w  \left(0,5 + 0,5 \cos\left(\frac{w}{2}\right)\right)$	Filtr mnoży filtr Ram-Lak przez okno Hanna.



Rys. 10. Różnice w zastosowaniu różnych filtrów w metodzie FBP (dane z rys. 9)

częstotliwości przestrzennych dając możliwość bezpośredniej ingerencji w wynik przetwarzania. Filtry 1D stosowane w metodzie FBP zestawiono w tabeli 3.

Podstawowym filtrem jest filtr rampowy, który stosowany jest najczęściej razem z filtrem okna, ograniczając w ten sposób wpływ szumu i aliasingu.

Wynik zastosowania różnych filtrów pokazano na przykładzie danych z rys. 9. Rysunek 10 pokazuje różnice w zastosowaniu różnych filtrów w metodzie FBP. Obecnie stosowane metody usuwania rozmycia obejmują zarówno działania przed rekonstrukcją w przestrzeni projekcji, jak i korekcję już zrekonstruowanych obrazów CT.

#### 4. Analiza wpływu filtracji na jakość obrazu CT

Do badania budowy i umiejscowienia elementów wystarczy jakościowe porównanie obrazów tomografii komputerowej bez określania wymiarów. Mieści się to w zakresie normy PN-EN ISO 15708-3:2019-05 – Badania nieniszczące – Metody radiologiczne wykorzystywane w tomografii komputerowej – Część 3: Działanie i interpretacja.

Analiza i interpretacja obrazów tomografii komputerowej obejmuje inspekcję cech takich jak pory, wnęki, pęknięcia, wtrącenia, zanieczyszczenia lub niejednorodny rozkład materiałów oraz pomiar długości, grubość ścianki lub obliczanie morfologii obiektu. Podczas testowania cech lub defektów wymagana jest kalibracja poprzez określenie zakresu wartości poziomów jasności, a wykrywalność cech zależy od wielkości cechy w stosunku do rozdzielczości geometrycznej i rozdzielczości kontrastu.

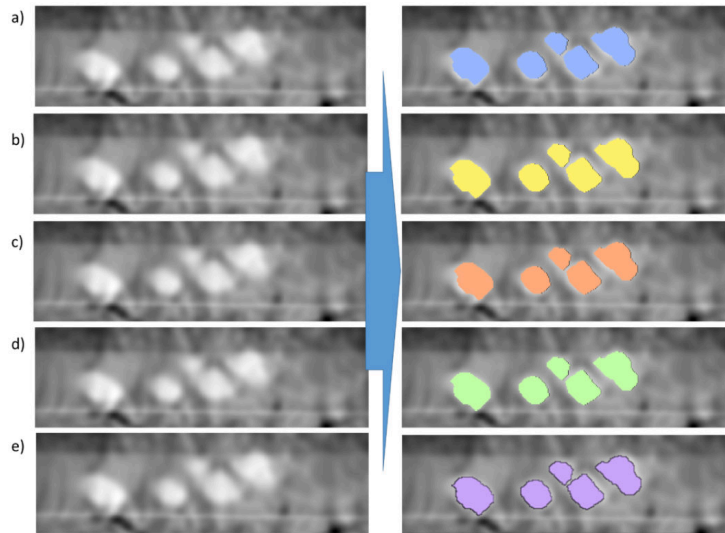
Badania polegały na porównaniu różnicy kontrastu między

cechą materiału badanego a tłem, a także porównaniu jakości obrazu (stosunek sygnału do szumu) i oraz efektu częściowej objętości. W celu wykrycia pojedynczych defektów, takich jak pory, wgłębienia czy pęknięcia, ich minimalny rozmiar powinien być od dwóch do trzech razy większy niż rozmiar powiększonego piksela.

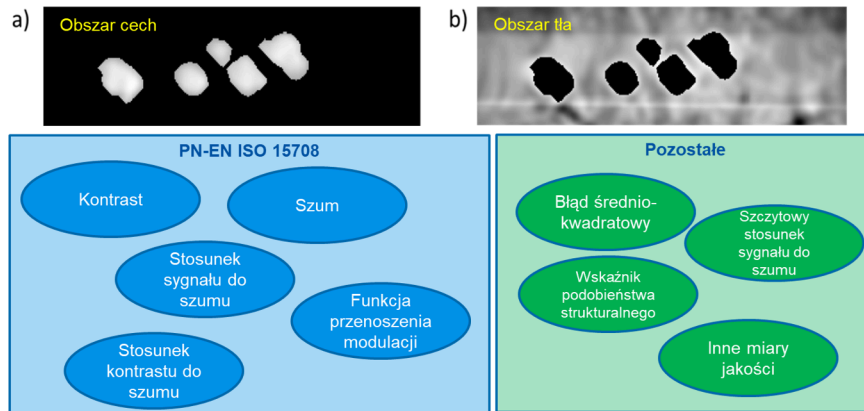
Wyróżnienie obiektów od tła na obrazie CT może odbywać się różnymi metodami segmentacji. Aby móc przeprowadzić pomiary wymiarowe, na obrazie tomografii komputerowej należy określić powierzchnię elementu lub powierzchnię styku materiału z otaczającym powietrzem. Powierzchnię graniczną (oddzielającą obiekt od tła) definiuje się za pomocą wartości progowej, która jest silnie uzależniona od badanych materiałów i ustawień promieniowania.

Na rys. 11 pokazano wyróżnienie obiektów w obrazie CT dla różnych metod przetwarzania. Różnica względna pola powierzchni wyróżnionych obiektów dla różnych filtrów 1D nie przekracza 1%.

Jakość obrazu może ulec pogorszeniu z powodu zniekształceń podczas pozyskiwania i przetwarzania obrazu. Przykładami zniekształceń są szum, rozmycie i artefakty. Stosując metody przetwarzania obrazów zmieniamy jego parametry zgodnie z równaniem (2). Norma PN-EN ISO 15708 proponuje kilka obiektywnych miar jakości (norm jakości). Poza wspomnianą wcześniej funkcją przenoszenia modulacji MTF, zdefiniowane są takie wskaźniki jakości jak kontrast, szum, stosunek sygnału do szumu i stosunek kontrastu do szumu. Na rysunku 12 zestawiono przykładowe normy jakości wraz z przykładem dla obrazu CT z rys. 11e. Wysoki kontrast i CNR oraz niski PSNR wskazują na dobrą jakość ocenianego obrazu CT.



Rys. 11. Segmentacja obrazu CT dla różnych filtrów 1D stosowanych w rekonstrukcji (dane z rys. 8) a) Ram-Lak, b) Shepp-Logan, c) Cosinus, d) Hamming, e) Hann



Kontrast w tomografii komputerowej jest historycznie definiowany jako procentowa różnica cechy w stosunku do materiału tła. Ta definicja kontrastu zakłada, że dana cecha rozciąga się na całej grubości wycinka tomografii komputerowej.

CNR (contrast to noise ratio) wskazuje czy różnica osłabienia między cechą ( $\mu_f$ ) a tłem ( $\mu_b$ ) jest większa niż poziom szumu tła ( $\sigma_b$ ). Wartość większa niż 3 wskazuje na dobre zaufanie do wykrywania cechy.

$$CNR = \frac{|\mu_f - \mu_b|}{\sigma_b}$$

Stosunek sygnału do szumu  $SNR = \bar{\mu}/\sigma$   
Zależy od poziomu osłabienia i zmienia się w zależności od obszaru czy średnicy rekonstrukcji. Wartość zwiększa się wraz z dozą promieniowania. Im wartość jest większa, tym jakość lepsza.

Peak signal-to-noise ratio

$$PSNR = 10 \log_{10} \left( \frac{peakval^2}{MSE} \right)$$



Rys. 12. Przykładowe normy jakości obrazu CT (rys. 11e)



## 5. Podsumowanie i wnioski

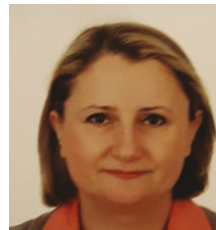
Przetwarzanie i analiza danych w tomografii komputerowej dla celów diagnostyki technicznej wynika z faktu, że diagnostyka odbywa się na podstawie obrazów CT (tomogramów). Aby uzyskać obraz CT musi zostać zrealizowana cała procedura pomiarowa tak jak to zestawiono na rys. 2. Obraz CT jest wynikiem rekonstrukcji algorytmu zasilanego danymi osłabienia promieniowania dla różnych kątów emisji. Od jakości rekonstrukcji zależy wnioskowanie i diagnostyka. Stąd dwa główne zagadnienia rozważne w badaniach: metoda przeprowadzenia rekonstrukcji i jakość obrazu CT.

## 6. Literatura

- [1] Cho I.S. i in. Designing Phantoms for Industrial Computed Tomography. 2011 First ACIS International Symposium on Software and Network Engineering, doi: 10.1109/SSNE.2011.25.
- [2] Du Plessis A. I in. Comparison of medical and industrial X-ray computed tomography for non-destructive testing. Case Studies in Nondestructive Testing and Evaluation 6 (2016) 17–25, doi: 10.1016/j.csnDt.2016.07.001.
- [3] Ewert U., Fuchs Th, Progress in Digital Industrial Radiology Part II: Computed tomography (CT). Postępy w cyfrowej radiografii przemysłowej Część II: Tomografia komputerowa, Badania nieniszczące i diagnostyka 1-2 (2017), doi: 10.26357/Bnid.2017.018.
- [4] Farhat Jumana; Alatoom Aseel; Dhou Salam Quantitative Evaluation of 3D Reconstruction Using Filtered Back-Projection on XCAT Phantom. International Conference on Communications, Signal Processing, and their Applications (ICCSPA) 1–6. 2019, doi:10.1109/iccspa.2019.8713671.
- [5] Gabbar H.A. i in. CTIMS: Automated Defect Detection Framework Using Computed Tomography. Appl. Sci. 2022, 12, 2175, doi: 10.3390/app12042175.
- [6] Galleguillos C. I in. Comparison of defect detectability between Computed Tomography inspection and CT simulation using a calibrated defect Phantom. 11th Conference on Industrial Computed Tomography, Wels, Austria (ict 2022), doi: 10.58286/26579.
- [7] Hsieh J. I in. A new era of image reconstruction: truefidelity™ Technical white paper on deep learning image reconstruction.
- [8] Kim F.H. i in. The Influence of X-Ray Computed Tomography Acquisition Parameters on Image Quality and Probability of

Detection of Additive Manufacturing Defects. J Manuf Sci Eng. 2019 November ; 141(11): . Doi:10.1115/1.4044515.

- [9] PN-EN ISO 15708-1:2019-05 Badania nieniszczące - Metody radiologiczne wykorzystywane w tomografii komputerowej - Część 1: Terminologia.
- [10] PN-EN ISO 15708-2:2019-05 Badania nieniszczące - Metody radiologiczne wykorzystywane w tomografii komputerowej - Część 2: Zasady, aparatura i próbki.
- [11] PN-EN ISO 15708-3:2019-05 - Badania nieniszczące - Metody radiologiczne wykorzystywane w tomografii komputerowej - Część 3: Działanie i interpretacja.
- [12] PN-EN ISO 15708-4:2019-05 - Badania nieniszczące -- Metody radiologiczne wykorzystywane w tomografii komputerowej -- Część 4: Kwalifikacja.
- [13] Ramandi H.L. i in. Micro-CT image calibration to improve fracture aperture measurement. Case Studies in Nondestructive Testing and Evaluation 6 (2016) 4–13, doi: 10.1016/j.csnDt.2016.03.001.
- [14] Willemink M.J., Noel P.B., The evolution of image reconstruction for CT — from filtered back projection to artificial intelligence. European Radiology (2019) 29:2185 – 2195, doi: 10.1007/s00330-018-5810-7.
- [15] Zikmund T. I in. Computed tomography based procedure for reproducible porosity measurement of additive manufactured samples. NDT and E International 103 (2019) 111–118, doi: 10.1016/j.ndteint.2019.02.008.



Anna Zawada-Tomkiewicz (dr hab. inż.) jest zatrudniona na Wydziale Inżynierii Mechanicznej i Energetyki Politechniki Koszalińskiej jako profesor uczelni. Jest autorką lub współautorką 2 monografii, 6 podręczników akademickich oraz ponad 100 publikacji i opracowań naukowych z zakresu inżynierii mechanicznej oraz nauk o zarządzaniu i jakości. Jest znaną specjalistką z zakresu pomiarów topografii powierzchni, analizy i modelowania mikronierówności powierzchni oraz charakteryzowania sygnałów 2D i 3D metodami czasowo-częstotliwościowymi i falkowymi. Jej zainteresowania naukowe obejmują także przetwarzanie i analizę obrazów cyfrowych oraz zastosowania sztucznej inteligencji w diagnostyce technicznej.