



Tomografia spektralna

Spectral tomography

Bartosz Pawałowski¹, Marta Paluszyńska², Magdalena Charmacińska³, Olga Bąk³, Kinga Graczyk¹, Katarzyna Świątek¹, Maksymilian Wosicki¹, Tomasz Piotrowski^{1, 4}

¹Zakład Fizyki Medycznej, Wielkopolskie Centrum Onkologii, ul. Garbary 15, 61-866 Poznań, tel. +48 618850552, e-mail: bartosz.pawalowski@wco.pl

²Zakład Fizyki Medycznej, Oddział w Kaliszu, Wielkopolskie Centrum Onkologii, ul. Kaszubska 12, 62-800 Kalisz

³Zakład Fizyki Medycznej, Oddział w Pile, Wielkopolskie Centrum Onkologii, ul. Rydygiera 3, 64-920 Piła

⁴Katedra i Zakład Elektrycznej, Uniwersytet Medyczny w Poznaniu, ul. Garbary 15, 61-866 Poznań

Wprowadzenie

Pomysł wykorzystania tomografu komputerowego (CT, ang. *Computed Tomography*) do wykonywania analizy spektralnej badanego materiału przedstawiony został już w pierwszych pracach dotyczących tomografii komputerowej. Konstruktor pierwszego tomografu komputerowego G.H. Hounsfield w 1973 roku zasugerował, że na podstawie przekrojów wykonanych z wykorzystaniem dwóch różnych potencjałów przyspieszających (80 kV i 120 kV) możliwe jest określenie liczby atomowej badanego materiału. Niemniej jednak, praktyczna realizacja teoretycznych rozważań G.H. Hounsfielda stała się możliwa wiele lat później – po osiągnięciu odpowiedniego poziomu technologicznego.

Jedną z największych zalet tomografii spektralnej jest możliwość rozróżnienia struktur w oparciu o ich skład atomowy. Struktur, które w tomografii klasycznej posiadają zbliżone wartości jednostek HU (ang. *Hounsfield Unit*). Różnicowanie staje się możliwe dzięki dodatkowym informacjom o współczynniku osłabiania promieniowania, którego wartość zależy od energii, a dokładniej efektów oddziaływania promieniowania jonizującego z materiałem oraz liczby atomowej materiału. W zakresie

energetycznym wykorzystywanym w tomografii komputerowej dwoma najczęściej zachodzącymi zjawiskami fizycznymi są efekt fotoelektryczny oraz efekt Comptona, gdzie pierwszy z nich jest efektem dominującym i odpowiada za dużą kontrastowość obrazu pomiędzy tkankami miękkimi oraz kostnymi [1].

Podstawy fizyczne działania tomografu

Wieloprojekcyjna ekspozycja obiektu na wiązkę promieniowania rentgenowskiego umożliwia, dla każdej z projekcji, wykonanie pomiaru osłabienia wiązki i w efekcie wyznaczenie liniowego współczynnika osłabiania promieniowania jonizującego w funkcji przestrzennej, czyli dla każdego punktu w obrazowanym obiekcie. Wartość liniowego współczynnika osłabiania promieniowania zależy od materiału, z którego wykonany jest absorbent (obiekt). Wyznaczona maczyca liniowych współczynników osłabiania stanowi podstawę do rekonstrukcji obrazu tomograficznego badanego obiektu [1]. Idea pomiaru osłabiania wiązki promieniowania rentgenowskiego dla jednej projekcji została przedstawiona na rycinie 1. Zgodnie z prawem Lamberta-Beera można określić osłabienie wiązki promieniowania:

390

Streszczenie

W pracy przedstawiono podstawy fizyczne oraz metody realizacji obrazowania spektralnego w tomografii komputerowej. Opisano różnice między metodami zaimplementowanymi komercyjnie w różnych typach tomografów komputerowych. W oparciu o przegląd literaturowy wymieniono możliwe zastosowania tych metod oraz potencjalne zyski wynikające z ich stosowania w porównaniu z klasycznymi metodami obrazowania tomograficznego.

Słowa kluczowe: tomografia spektralna, tomografia dwuenergetyczna, tomografia komputerowa, tomografia zliczająca fotony

Abstract

The study presents the physical basics and methods of performing spectral imaging in computed tomography (CT). The differences between the commercially implemented methods in various CT machines are described. Based on the literature review, possible applications of these methods and potential benefits resulting from their use in comparison with classical methods of CT imaging were listed.

Key words: spectral tomography, dual energy tomography, computed tomography, photon counting tomography

otrzymano / received:

19.10.2022

poprawiono / corrected:

25.10.2022

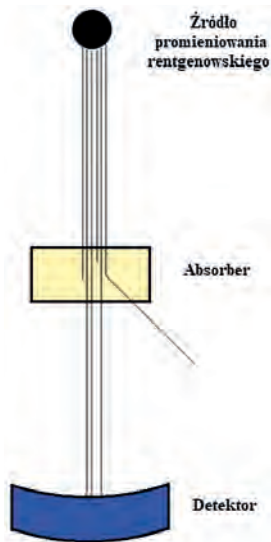
zaakceptowano / accepted:

03.11.2022

$$I_D = I_0 \cdot \exp(-\mu \cdot \Delta x) \quad (1)$$

gdzie:

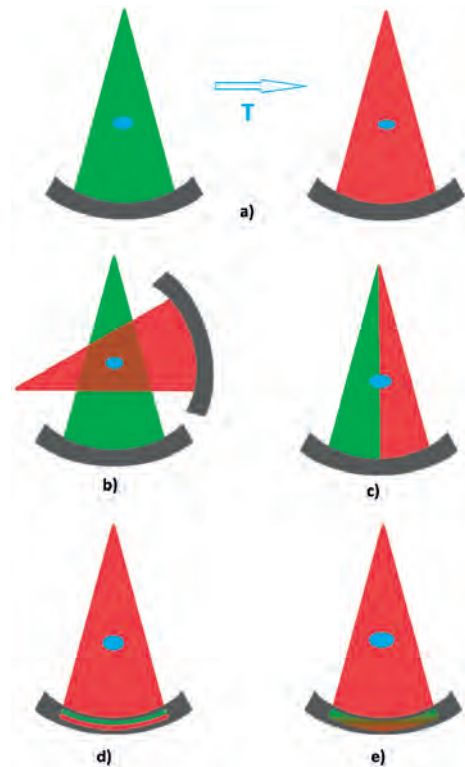
- I_D – intensywność promieniowania zmierzona przez detektor,
 I_0 – intensywność promieniowania przed przejściem przez absorberent,
 μ – liniowy współczynnik osłabiania promieniowania [cm^{-1}],
 Δx – grubość absorbentu [cm].



Ryc. 1 Zasada pomiaru liniowego współczynnika osłabiania promieniowania
 Źródło: Materiały własne.

Metody realizacji tomografii dwuenergetycznej

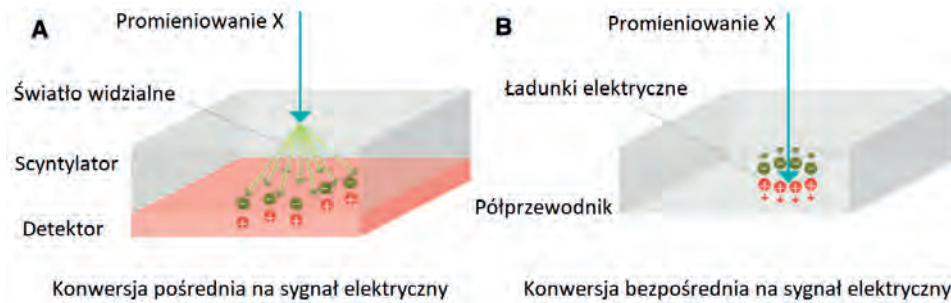
W zależności od producenta tomografu można wyróżnić kilka metod umożliwiających realizację tomografii spektralnej (Ryc. 2). Głównego podziału można dokonać w zależności od zastosowanego detektora, wówczas tomografy dzielimy na te z detektorami klasycznymi oraz z detektorami dedykowanymi do tomografii spektralnej. W przypadku tomografów z detektorami przeznaczonymi do spektroskopii wyróżnić można spektralne detektory warstwowe (Ryc. 2d) oraz detektory zliczające fotony (Ryc. 2e). Pierwsze z nich wykonane są z dwóch osobnych warstw detektorów ułożonych jedna na drugiej. Zewnętrzna część detektora (bliżej źródła promieniowania) gromadzi informacje o niskoenergetycznym spektrum promieniowania, druga warstwa położona głębiej o promieniowaniu wysokoenergetycznym. Drugi rodzaj to detektory konstruowane w technologii półprzewodnikowej (CdTe, tj. tellurek kadmu lub CZT, tj. tellurek cynku kadmu) umożliwiające zliczanie pojedynczych fotonów. Detektory te konwertują bezpośrednio promieniowanie rentgenowskie na sygnał elektryczny (bez klasycznej konwersji na światło widzialne). Największą zaletą tych detektorów jest niski poziom szumu oraz proporcjonalna konwersja intensywności sygnału w zależności od energii promieniowania [1, 2]. Na rycinie 3 przedstawiono podstawowe różnice pomiędzy działaniem detektorów konwencjonalnych i zliczających pojedyncze fotony.



Ryc. 2 Przykłady realizacji tomografii dwuenergetycznej: a) wolne przełączanie energii, b) tomograf dwuźródłowy, c) szybkie przełączenie energii, d) tomograf z detektorem dwuwarstwowym, e) tomograf zliczający fotony
 Źródło: Opracowanie własne w oparciu o materiały źródłowe przedstawione w [1].

Tomografy wykorzystujące standardowe detektory realizują tę technikę albo poprzez zastosowanie dwóch źródeł promieniowania rentgenowskiego (DSCT, ang. *Dual Source CT*) (Ryc. 2b), albo za pomocą jednego źródła, dla którego zachodzi szybkie (Ryc. 2c) lub wolne (Ryc. 2a) przełączanie energii (ang. *Fast or Low kV switching*). Tomografy wykonane w technologii DSCT zostały wprowadzone jako pierwsze i wykorzystują dwa zestawy źródeł promieniowania oraz detektorów przesuniętych względem siebie o około 90°. Największą zaletą tej metody jest jednoczesowe skanowanie dwuenergetyczne, co eliminuje artefakty od ruchów anatomicznych pacjenta. Kolejna metoda realizowana z wykorzystaniem klasycznych detektorów polega na wolnej zmianie energii i realizowana jest poprzez podwójne, następujące po sobie, skanowanie obiektu. Bardziej wydajną metodą jest jednak szybkie przełączanie energii zachodzące w czasie trwania jednego skanowania obiektu np. co kilka stopni.

Należy zauważyć, że rozróżnialność struktur uzyskiwana metodami tomografii spektralnej zależy od rozwiązań produkcyjnych. W pracy Harsaker i wsp. [4], w oparciu o obrazy fantomu Catphan z umieszczonymi w nim insertami o różnych stężeniach kontrastu jodowego, zestawiono wartości jednostek HU otrzymanych w wyniku badań przeprowadzonych na dwóch różnych tomografach. Pierwszym był tomograf firmy Siemens (Siemens Healthcare GmbH, Erlangen, Niemcy) wykorzystujący dwa źródła wiązki skanującej. Drugim był tomograf GE (General Electric Company, Boston, USA) posiadający jedno



Ryc. 3A Zasada działania klasycznego detektora tomografu komputerowego wykorzystująca konwersję promieniowania X na światło widzialne celem uzyskania sygnału elektrycznego; **B** Zasada działania detektora zliczającego fotony umożliwiającą bezpośrednią konwersję promieniowania X na sygnał elektryczny proporcjonalny do energii padającego fotonu
 Źródło: Opracowanie własne w oparciu o materiały źródłowe przedstawione w [3].

źródło promieniowania. Dla obu tomografów napięcie wynosiło 80 i 140 kV. Badaniom poddano różne stężenia kontrastu jodowego, rekonstruując, w oparciu o przeprowadzone skanowanie, pseudomonoenergetyczne obrazy (PMR, ang. *Pseudo-Monoenergetic Reconstruction*) o energiach 70 keV, 80 keV, 90 keV, 100 keV, 110 keV, 120 keV, 130 keV oraz 140 keV.

Zauważono, że dla tak utworzonych PMR, wraz ze wzrostem energii maleje wartość jednostek HU dla każdego z insertów. Wartości te różnią się w zależności od modelu tomografu, jednak, w większości przypadków, zachowują ścisłą korelację. Różnica pojawia się dopiero podczas analizy wyników dla insertu z największym stężeniem kontrastu jodowego (100 mg/mL). Niemniej jednak badania prowadzone przez innych autorów [5, 6] dla tej koncentracji jodu pokazują, że tak wysokie stężenie substancji przekłada się na trudności w odtworzeniu sygnału, i co z tym związane – technologiczny limit metody.

Wybrane korzyści stosowania tomografii spektralnej

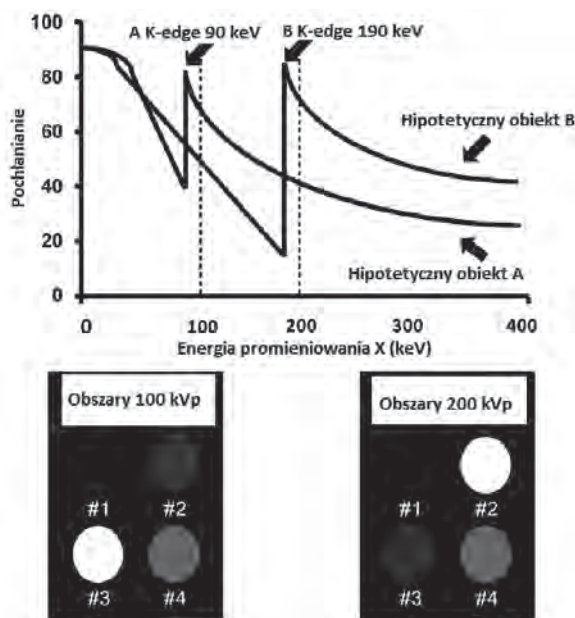
Lepsze rozróżnienie tkanek o tym samym współczynniku osłabienia promieniowania

Jak już wspomniano we wstępie, tomografia komputerowa jest podstawową metodą diagnostyczną w przypadku oceny morfologicznej ciała człowieka. Jednym z jej ograniczeń jest to, że tkanki lub sztuczne elementy posiadające różny skład chemiczny, ale taki sam współczynnik osłabienia promieniowania, w obrazie klasycznej tomografii komputerowej będą posiadały ten sam poziom szarości (wartość HU), stając się nierozróżnialne. Dodatkowe informacje o współczynniku osłabienia promieniowania, dla innej energii, mogą wyeliminować to ograniczenie. McCollough i wsp. [7] przedstawili zależność liniowego współczynnika osłabienia promieniowania od energii użytej do rekonstrukcji obrazów PMR obejmujących odpowiednio kości i struktury wykontrastowane środkiem jodowym o niskim i wysokim stężeniu. Podobnie jak w pracy Harsaker i wsp. [4] zaobserwowali różnice współczynników osłabienia w zależności od struktury oraz zmniejszenie wartości współczynnika wraz ze

wzrostem energii PMR. Należy zauważyć, że mimo wyraźnego różnicowania między kośćmi i strukturami z wysokim stężeniem kontrastu, różnicowanie między kośćmi a strukturami z niskim stężeniem kontrastu było nieoczywiste, tj. liniowy współczynnik osłabienia dla energii 100 keV dla obrazów PMR (będących odpowiednikiem klasycznych obrazów CT) był dla tych struktur porównywalny. Świadczy to o niemożności rozróżnienia tychże struktur między sobą w oparciu o skalę szarości uzyskaną na klasycznych obrazach CT. Z kolei dla obrazów PMR o energii około 45 keV współczynniki liniowego osłabienia uzyskane dla kości i struktur z niskim stężeniem kontrastu różnią się między sobą w sposób istotny i co z tym związane – istnieje możliwość rozróżnienia tych struktur w oparciu o skalę szarości. Wynika stąd, że dodatkowe informacje niesione przez obrazy PMR umożliwiają efektywne różnicowanie niektórych struktur, które na konwencjonalnych obrazach CT posiadają taką samą lub bardzo zbliżoną wartość HU.

Zastosowanie dwóch energii i następnie nałożenie uzyskanych obrazów PMR pozwala na zróżnicowanie materiałów o różnych współczynnikach osłabienia promieniowania, które zależą od liczby atomowej tego materiału. Jako przykład może posłużyć eksperyment zilustrowany na rycinie 4.

Na wykresie (Ryc. 4) widać zależność osłabienia promieniowania dla dwóch materiałów „A” i „B”. Pod wykresem przedstawiono uzyskane przy pomocy tomografu obrazy czterech różnych obiektów o różnej zawartości materiałów „A” oraz „B”. Dla substancji 2 uzyskuje się większe osłabienie przy zastosowaniu energii 200 keV, co oznacza, że zawiera on w dużej mierze materiał „B”, ponieważ jego współczynnik osłabienia jest największy dla energii 190 keV. Na takiej samej zasadzie wnioskujemy, że substancja 3 zawiera najwięcej materiału „A”. Substancje 1 i 4 mają podobny obraz dla obu energii, co wskazuje na to, że zawierają one zbliżoną ilość obu materiałów i obraz tomograficzny będzie w tym przypadku niezależny od energii wiązki wykorzystanej do uzyskania skanów [2]. Na podstawie tego przykładu zauważyć można, że przy znanym współczynniku osłabienia promieniowania materiału jesteśmy w stanie dobrać energię wiązki tak, by jak najlepiej zróżnicować daną strukturę względem otoczenia.



Ryc. 4 Zależność współczynnika osłabienia promieniowania od wykorzystanej energii wiązki fotonowej

Źródło: Opracowanie własne w oparciu o materiały źródłowe przedstawione w [2].

Zmniejszenie ilości podawanego środka kontrastowego

Większość prac publikowanych na temat tomografii spektralnej podkreśla jako największą zaletę możliwość lepszego rozróżnienia tkanek miękkich oraz mięśni od innych struktur. Dzięki zastosowaniu niższej energii wiązki możliwe jest lepsze uwidocznienie kontrastu jodowego, co pozwala na zmniejszenie ilości kontrastu podawanego pacjentom. Przekłada się to na obniżenie ryzyka powikłań oraz, przede wszystkim, wystąpienia wstrząsu anafilaktycznego. Jest to duża zaleta w szczególności przy badaniach tomograficznych małych dzieci [5]. Obniżenie napięcia skanowania pozwala też na redukcję dawki promieniowania, jaką otrzymują pacjenci pediatryczni podczas badania.

Redukcja dawki promieniowania

Siegel i wsp. [6] przeanalizowali wartość tomograficznego objętościowego wskaźnika dawki $CTDI_{vol}$ (ang. *Computed Tomography Dose Index*) i szacunkowej dawki charakterystycznej dla rozmiaru SSDE (ang. *Size Specific Dose Estimate*) jako funkcję efektywnej średnicy brzucha dziecka. Wykonał to na podstawie raportu AAPM Task Group 204 [8], w którym opisano sposób obliczania SSDE dla skanów tomografii komputerowej brzucha i miednicy u dzieci na podstawie szerokości ciała, gdzie efektywną średnicę ciała pacjenta można zdefiniować jako:

$$\sqrt{(LAT \cdot AP)} \quad (2)$$

gdzie:

LAT – wymiar boczny pacjenta na skanie tomograficznym,

AP – wymiar przednio-tylny.

Analizie poddano badania 860 pacjentów pediatrycznych w wieku $12,3 \pm 5,3$ lata. Dla każdego dziecka, zeskanowanego za pomocą tomografów dwuenergetycznych (tj. DECT, z ang. *Dual Energy Computed Tomography*), dopasowano pacjenta najbliższego mu wiekiem, o podobnej średnicy efektywnej, który został zeskanowany w sposób klasyczny. We wszystkich przypadkach zakres skanowania rozciągał się od podstawy płuc do spojenia łonowego. Zarówno w przypadku tomografii spektralnej, jak i klasycznego skanera do przeprowadzenia analizy użyto tylko badań w fazie żylną uzyskanych po podaniu niejonowego jodowego środka kontrastowego (300 mgI/mL). Skanowanie rozpoczęło się 60 s po rozpoczęciu wstrzykiwania kontrastu. Dawki oceniano w pięciu grupach zróżnicowanych względem efektywnej średnicy, tj.: poniżej 15 cm, od 15 do 19 cm, od 20 do 24 cm, od 25 do 29 cm i powyżej 30 cm.

Badany współczynnik $CTDI_{vol}$ mierzy promieniowanie wyjściowe skanera dla określonego rozmiaru fantomu i jest powszechną miarą używaną dla warunków referencyjnych. Nie odzwierciedla jednak różnic w dawce promieniowania związanych ze zmianami wielkości i/lub kształtu ciała pacjenta. Model SSDE odnosi się natomiast do zmian w dawce pacjenta ze względu zarówno na warunki skanowania, jak i zmiany objętości ciała pacjenta. Na podstawie zebranych danych stwierdzono, że wartości SSDE dla DECT były znacząco niższe dla wszystkich efektywnych średnic pacjentów niż dla tomografii klasycznej (średnia: odpowiednio $8,5 \pm 1,8$ mGy vs. $9,3 \pm 2,0$ mGy). Wartości współczynnika $CTDI_{vol}$ również były mniejsze dla DECT niż dla tomografii klasycznej (średnia odpowiednio: $5,6 \pm 2,4$ mGy vs. $6,1 \pm 2,7$ mGy). Szum, kontrast i CNR (ang. *Contrast To Noise Ratio*) nie różniły się istotnie między tymi badaniami.

W podsumowaniu swojej pracy Siegel i wsp. [6], biorąc pod uwagę różne dostępne techniki post-processingu stosowane na potrzeby PMR, wysunął wniosek, że badania obszaru brzucha i miednicy ze wzmocnionym kontrastem należy wykonywać przy użyciu DECT.

Możliwość wykorzystania skanów z kontrastem jodowym do planowania radioterapii

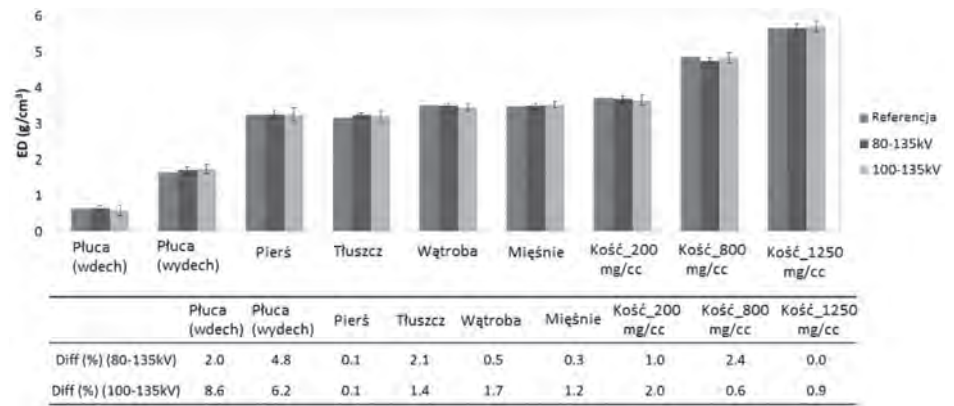
Zastosowanie kontrastu jodowego w wielu przypadkach zwiększa precyzję lokalizacji wybranych struktur czy też zmian anatomicznych. Niemniej jednak obrazy CT z kontrastem nie są rekomendowane do obliczeń rozkładu dawki podczas planowania radioterapii. Jeśli kontrast jest wymagany z perspektywy diagnostycznej, to w takim przypadku procedura obrazowa stosowana na potrzeby radioterapii zakłada konieczność dwukrotnej akwizycji i następnie rejestracji obrazów CT z i bez kontrastu. Należy jednak zauważyć, że w oparciu o metody tomografii spektralnej procedura ta może zostać znacząco uproszczona. Odpowiednio Kawahara i wsp. [9] zaproponowali program, który umożliwi eliminację kontrastu jodowego w obrazie tomografii komputerowej dla pacjentów przygotowywanych do leczenia radioterapeutycznego. Przedmiotem oceny wykorzystanej metody było porównywanie



uzyskanych wartości gęstości elektronowych dla dwóch zestawień energii wiązki 80 keV/135 keV oraz 100 keV/135 keV. Skany wykonywano na fantomie CT-ED (ang. *Computed Tomography Number to Electron Density*) oraz na fantomie wykonanym z akrylu, który posiada miejsce na inserty o różnych gęstościach elektronowych, symulujących różne typy tkanek, oraz na inserty różniące się stężeniami kontrastu jodowego. Przedstawione rozwiązanie wykonane zostało za pomocą własnego oprogramowania napisanego w języku Python, którego założeniem jest wyznaczenie wartości stężenia kontrastu jodowego względem rejestrowanych gęstości elektronowych oraz liczby HU, uwzględniając różnice w tych wartościach między wysokimi i niskimi napięciami. Najlepsze efekty zostały osiągnięte dla kombinacji energii 80 keV/135 keV. Różnice między rejestrowanymi wartościami a wartościami referencyjnymi przedstawiono na rycinie 5.

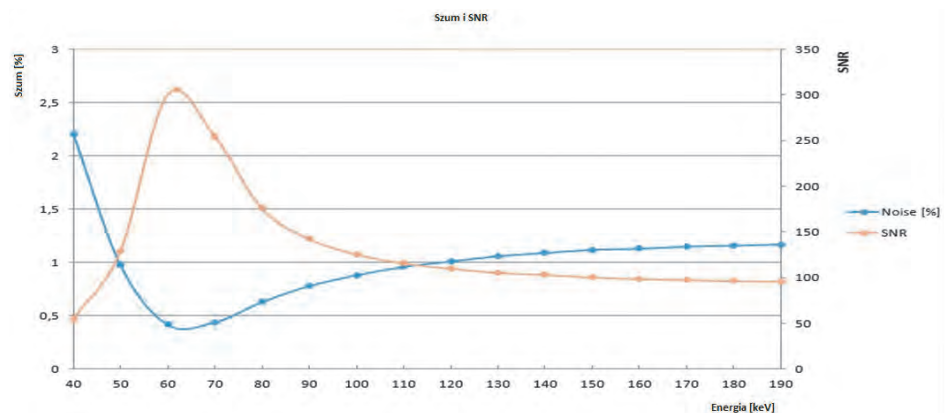
Samo usunięcie, przy pomocy oprogramowania, kontrastu jodowego ze skanów tomograficznych może jednak nie wystarczyć, by skany te były możliwe do wykorzystania w radioterapii. Należy też zwrócić uwagę na fakt, że obecność kontrastu w skanach może zaburzyć uzyskiwane skany pod kątem zrekonstruowanych jednostek HU. W pracy autorstwa Möhlera i wsp. [10] udowodniono, że za pomocą DECT można zniwelować wpływ kontrastu jodowego na względną gęstość elektronową (RED, ang. *Relative Electron Density*) oraz zdolność hamowania SPR (ang. *Stopping Power Ratio*), umożliwiając tym samym kalkulację rozkładów dawek. Zaproponowane rozwiązanie może ograniczyć ilość wykonywanych tomografii w procesie leczenia onkologicznego. Wykazano, że dla mniejszych stężeń kontrastu różnice w RED i SPR dla tomografii dwuenergetycznej są poniżej 1% w porównaniu ze standardowymi skanami, gdzie różnice te wynoszą od 5 do 10%.

Dobór odpowiednich energii wiązek fotonowych podczas rekonstrukcji obrazów PMR powinien podlegać optymalizacji zarówno pod względem ilościowym, jak i jakościowym. Głównym parametrem, jaki chcemy maksymalizować, jest stosunek sygnału do szumu, który różni się w zależności od wykorzystywanej energii. W pracy Pawałowski i wsp. [11] przedstawiono ocenę jakościową wykonaną za pomocą dedykowanego oprogramowania dla obrazów PMR zrekonstruowanych w oparciu o DECT co 10 keV w zakresie od 40 keV do 190 keV. Na podstawie otrzymanych wyników zauważono, że skany zrekonstruowane dla 60 keV i 70 keV charakteryzowały się najlepszymi parametrami określającymi jakość obrazu (Ryc. 6).



Ryc. 5 Porównanie gęstości elektronowych otrzymanych przy zastosowaniu różnych wartości potencjału elektrycznego z wartościami referencyjnymi

Źródło: Opracowanie własne w oparciu o materiały źródłowe przedstawione w [9].



Ryc. 6 Porównanie wartości szumów i stosunku sygnału do szumu dla różnych energii wiązki skanującej

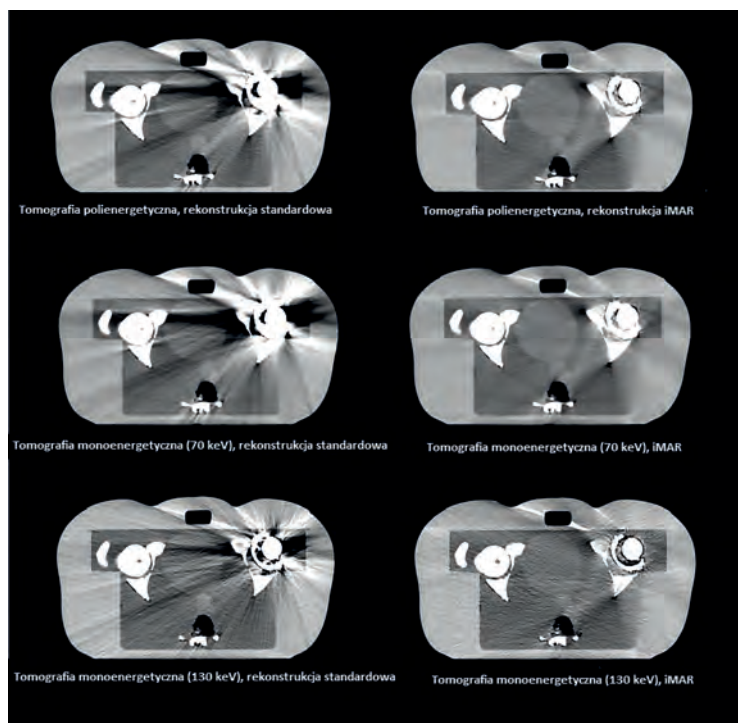
Źródło: Opracowanie własne w oparciu o materiały źródłowe przedstawione w [11].

Redukcja artefaktów pochodzących od elementów metalowych

Biorąc pod uwagę aspekt jakości obrazu, jednym ze sposobów redukcji artefaktów generowanych na skanach tomograficznych w wyniku obecności elementów o dużej gęstości w organizmie pacjenta (np. implanty, protezy, urządzenia wspomagające pracę serca) jest wykorzystanie DECT [12, 13].

Mechanizm powstawania artefaktów opiera się głównie na zjawiskach całkowitego pochłonięcia fotonów i utwardzenia wiązki, które zwiększają poziom szumów obrazu i produkują linie o wyraźnie zwiększonym sygnale oraz wpływają na niewystarczający kontrast pomiędzy tkankami miękkimi. Obecnie oprócz tomografii spektralnej wykorzystywane są także algorytmy iteracyjnej redukcji artefaktów od elementów metalowych (ang. *iMAR – iterative Metal Artefact Reduction algorithm*) [14, 15]. Pawałowski i wsp. [16] wykorzystali połączenie tomografii dwuenergetycznej z metodą iMAR. Wyniki uzyskane dla różnych kombinacji obrazów PMR/klasycznego CT i stosowania (lub nie) algorytmu iMAR oceniano pod względem jakości obrazu, efektywności redukcji artefaktów, a także zmian wartości HU w elementach metalowych. W oparciu o analizy przeprowadzone dla

obrazów uzyskanych dla fantomu cylindrycznego z insertami materiałów o dużej gęstości, a także fantomu antropomorficznego obszaru miednicy z umieszczoną endoprotezą stawu biodrowego (Ryc. 7), stwierdzono, iż połączenie rekonstrukcji o energii 70 keV i metody iMAR pozwala na znaczną redukcję artefaktów z jednoczesnym wzrostem rozróżnialności tkanek o podobnych liczbach HU.



Ryc. 7 Obrazy fantomu antropomorficznego obszaru miednicy wykonane wiązką polienergetyczną, uzyskane z tomografii dwuenergetycznej, z rekonstrukcją z wykorzystaniem iMAR i bez
Źródło: Opracowanie własne w oparciu o materiały źródłowe przedstawione w [16].

Podsumowanie

Tomografia spektralna stopniowo zmienia sposób, w jaki praktykuje się tomografię komputerową. W ostatnich latach obserwuje się zwiększone wykorzystywanie skanerów dwuenergetycznych w diagnostyce obrazowej. Dzieje się to głównie ze względu na redukcję skutecznej dawki promieniowania i mniejsze zapotrzebowanie na dożylną dawkę kontrastu w porównaniu z badaniami konwencjonalnymi. Na podstawie przykładów przytoczonych w tym opracowaniu można zauważyć przewagę tomografu dwuenergetycznego nad klasycznym tomografem. W szczególności badania prowadzone przy użyciu tomografów spektralnych pozwalają na uzyskanie jakościowych i ilościowych informacji o składzie tkanek, które są nierozróżnialne podczas badań przeprowadzonych przy użyciu tomografów konwencjonalnych.

Informacje dodatkowe

Artykuł powstał w ramach grantu wewnętrznego Wielkopolskiego Centrum Onkologii o numerze 1/2018(179).

1. B. Heismann, B. Schmidt, T. Flohr: *Spectral Computed Tomography*, Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE), 2012.
2. C.A. Coursey, R.C. Nelson, D.T. Boll, E.K. Paulson, L.M. Ho, A.M. Neville, et al.: *Dual energy multidetector CT: how does it work, what can it tell us, and when can we use it in abdominopelvic imaging?*, *Radiographics*, 30(4), 2010, 1037-1055.
3. M. Willeminck, M. Persson, A. Pourmorteza, N.J. Pelc, D. Fleischmann: *Photon-counting CT: Technical Principles and Clinical Prospects*, *Radiology*, 289, 2018, 293-312.
4. V. Harsaker, K. Jensen, H.K. Andersen, A.C. Martinsen: *Quantitative benchmarking of iodine imaging for two CT spectral imaging technologies: a phantom study*, *Eur Radiol Exp.*, 5(1), 2021, 24.
5. M.J. Siegel, J.C. Ramirez-Giraldo: *Dual-Energy CT in Children: Imaging Algorithms and Clinical Applications*, *Radiology*, 291(2), 2019, 286-297.
6. M.J. Siegel, J.C. Mhlanga, A. Salter, J.C. Ramirez-Giraldo: *Comparison of radiation dose and image quality between contrast-enhanced single- and dual-energy abdominopelvic computed tomography in children as a function of patient size*, *Pediatr Radiol.*, 51(11), 2021, 2000-2008.
7. C.H. McCollough, S. Leng, L. Yu, J.G. Fletcher: *Dual- and Multi-Energy CT: Principles, Technical Approaches, and Clinical Applications*, *Radiology*, 276(3), 2015, 637-653.
8. American Association of Physicists in Medicine. Size specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations, Report of AAPM Task Group 204, 2011.
9. D. Kawahara, S. Ozawa, S. Tanaka, K. Yokomachi, T. Higaki, A. Akito Saito, et al.: *Automatic contrast medium extraction system using electron density data with dual-energy CT*, *Br J Radiol.*, 91(1090), 2018, 20180396.
10. C. Möhler, P. Wohlfahrt, N.H. Nicolay, C. Richter, S. Greilich: *Dual-energy CT enables dose calculation on scans with iodinated contrast agent*, *Radiother Oncol.*, 127(S1), 2018, 1147-1148.
11. B. Pawałowski, H. Szweda, A. Dudkowiak, T. Piotrowski: *Quality evaluation of monoenergetic images generated by dual-energy computed tomography for radiotherapy: A phantom study*, *Phys Med.*, 63, 2019, 48-55.
12. G. Cheraya, S. Sharma, A. Chhabra: *Dual energy CT in musculoskeletal applications beyond crystal imaging: bone marrow maps and metal artifact reduction*, *Skeletal Radiol.*, 51(8), 2022, 1521-1534.
13. Z. Long, D.R. DeLone, A.L. Kotsenas, V.T. Lehman, A.A. Nagelschneider, G.J. Michalak, et al.: *Clinical Assessment of Metal Artifact Reduction Methods in Dual-Energy CT Examinations of Instrumented Spines*, *Am J Roentgenology*, 212(2), 2019, 395-401.
14. N. Subhas, A.N. Primak, N.A. Obuchowski, A. Gupta, J.M. Polster, A. Krauss, et al.: *Iterative metal artifact reduction: evaluation and optimization of technique*, *Skeletal Radiol.*, 43(12), 2014, 1729-1735.
15. F. Morsbach, S. Bickelhaupt, G.A. Wanner, A. Krauss, B. Schmidt, H. Alkadhi: *Reduction of metal artifacts from hip prostheses on CT images of the pelvis: value of iterative reconstructions*, *Radiology*, 268(1), 2013, 237-244.
16. B. Pawałowski, R. Panek, H. Szweda, T. Piotrowski: *Combination of dual-energy computed tomography and iterative metal artefact reduction to increase general quality of imaging for radiotherapy patients with high dense materials. Phantom study*, *Phys Med.*, 77, 2020, 92-99.