



# Obrazowanie rentgenowskie – nie tylko pomiar osłabienia promieniowania

## X-ray imaging – not only measuring the attenuation of radiation

Witold Skrzyński

Zakład Fizyki Medycznej, Centrum Onkologii im. Marii Skłodowskiej-Curie w Warszawie, ul. Roentgena 5, 02-781 Warszawa, tel. +48 22 546 28 07,  
e-mail: w.skrzynski@zfm.coi.pl

### Wprowadzenie

Podstawą tworzenia obrazu w rentgenodiagnostyce jest różne osłabienie promieniowania przez różne tkanki w ciele badanego pacjenta. Z kolei w ultrasonografii obraz powstaje w oparciu o rejestrację odbitej fali ultradźwiękowej, a jej osłabienie w tkance stanowi czynnik ograniczający zasięg badania. W medycynie nuklearnej podstawą obrazowania jest gromadzenie radiofarmaceutyku w tkankach, a jakiegokolwiek oddziaływanie kwantów  $\gamma$  na drodze do detektora jest niepożądane. Jak widać, zjawisko będące podstawą jednej z technik obrazowania może stanowić utrudnienie w innej. Czy możliwe jest wykorzystanie tych niepożądanych zjawisk do tworzenia obrazu?

### Obrazowanie oparte na pomiarze osłabienia promieniowania

Pierwszym detektorem stosowanym w diagnostyce rentgenowskiej był film, szybko uzupełniony o ekran wzmacniający. Współcześnie film jest wypierany przez płyty obrazowe (systemy CR) i detektory cyfrowe. Na przestrzeni lat znacznej ewolucji uległa także konstrukcja lampy rentgenowskiej. Oprócz aparatów do radiografii ogólnej powstały aparaty dedykowane do konkretnych zastosowań, np. mammografy, a tomografia komputerowa pozwoliła na obrazowanie przekrojów przez ciało pacjenta. Miarą postępu, który się dokonał w rentgenodiagnostyce od 1896 roku, niech będzie obniżenie dawki na skórę w badaniu

16

### Streszczenie

Medyczne obrazowanie rentgenowskie jest oparte na pomiarze osłabienia wiązki promieniowania przechodzącej przez tkanki pacjenta. Osłabienie wiązki nie jest jednak jedynym efektem oddziaływania promieniowania w tkankach. Oprócz osłabienia obserwujemy rozproszenie (także wsteczne), tworzenie promieniowania charakterystycznego (wymuszona fluorescencja), a nawet zmianę fazy i załamanie fali elektromagnetycznej. Artykuł zawiera krótki przegląd literatury dotyczącej możliwych zastosowań tych zjawisk w obrazowaniu medycznym.

**Słowa kluczowe:** obrazowanie rentgenowskie, detektory zliczające fotony, rozproszenie wsteczne, wymuszona fluorescencja, obrazowanie kontrastowo-fazowe

### Abstract

X-ray medical imaging is based on measuring the attenuation of the radiation beam passing through the patient's tissues. However, beam attenuation is not the only effect of radiation interaction in tissues. In addition to attenuation, we can also observe scattering (including backscattering), creation of characteristic radiation (X-ray fluorescence), and even phase-change and refraction of the electromagnetic wave. The article contains a brief review of the literature on the possible applications of these phenomena in medical imaging.

**Key words:** X-ray imaging, photon-counting detectors, backscatter, X-ray fluorescence, phase-contrast imaging

otrzymano / received:

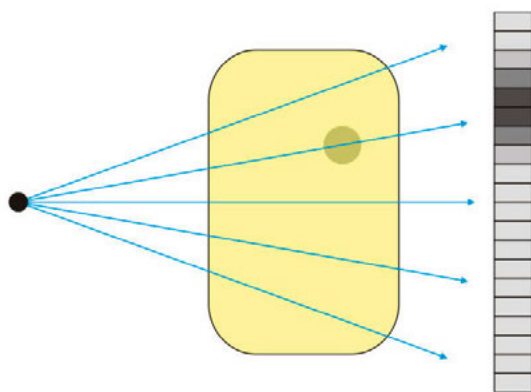
26.11.2019

poprawiono / corrected:

05.12.2019

zaakceptowano / accepted:

06.01.2020

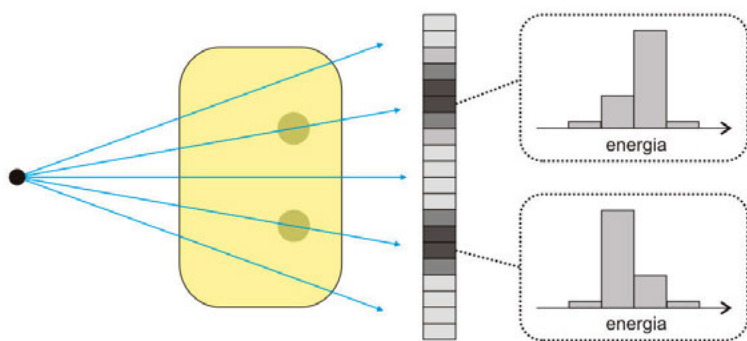


**Rys. 1** Obrazowanie oparte na pomiarze osłabienia promieniowania rentgenowskiego w tkankach pacjenta  
Źródło: Materiał własny.

rentgenowskim miednicy o czynnik czterysta(!) [1]. Nie zmienia to jednak faktu, że medyczne obrazowanie rentgenowskie wciąż opiera się na pomiarze osłabienia promieniowania rentgenowskiego przez tkanki pacjenta (Rys. 1).

## Obrazowanie wieloenergetyczne

Współczynniki osłabienia promieniowania dla różnych tkanek w różny sposób zależą od energii promieniowania. Fakt ten jest wykorzystywany m.in. w densytometrii kostnej, w której powierzchniowa gęstość kości jest obliczana na podstawie porównania osłabienia promieniowania o dwóch różnych energiach [2, 3]. W tzw. mammografii spektralnej po podaniu środka kontrastującego wykonuje się dwie ekspozycje dla różnych wartości wysokiego napięcia i różniących się filtracji. Odjęcie uzyskanych obrazów pozwala m.in. na uzyskanie wirtualnego obrazu mammograficznego bez kontrastu [4]. W tomografii komputerowej badanie wieloenergetyczne pozwala na tworzenie wirtualnych obrazów monoenergetycznych, ilościową ocenę obecności środków kontrastujących czy choćby rozróżnienie środków kontrastujących od kości i zwapnień oraz oznaczenie ich różnymi kolorami [5, 6]. Warto zauważyć, że wykonanie dwóch badań tomograficznych dla dwóch różnych energii nie jest wcale nowym pomysłem. Taką technikę badania,



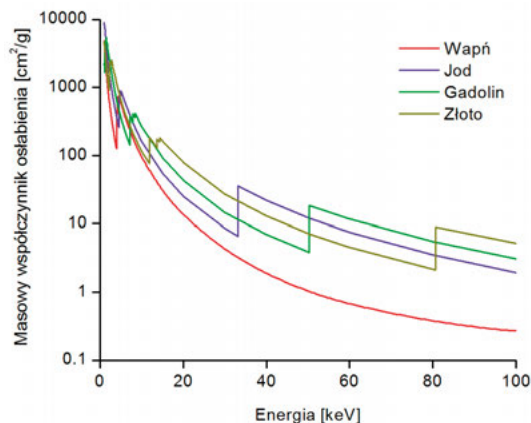
**Rys. 2** Obrazowanie wieloenergetyczne z zastosowaniem detektorów zliczających fotony (PDC, photon-counting detectors)  
Źródło: Materiał własny.

pozwalającą na wyznaczenie gęstości elektronowej i efektywnej liczby atomowej badanych tkanek, opisano już w latach siedemdziesiątych ubiegłego stulecia, dla pierwszego dostępnego komercyjnie tomografu komputerowego [7]. Obecnie w spektralnej tomografii komputerowej wykorzystuje się rozwiązania pozwalające na jednoczesne wykonanie badania dla dwóch różnych energii. Przykładami takich rozwiązań są: zdublowanie układu lampy – detektory, szybka naprzemienna zmiana napięcia na lampie, dwie warstwy detektorów czułych na dwa różne zakresy energetyczne [5].

## Detektory zliczające fotony

Odczyt z detektorów stosowanych zwykle w rentgenodiagnostyce jest proporcjonalny do sumy energii pozostawionej w nich przez promieniowanie. Istotną zmianę w obrazowaniu rentgenowskim może przynieść zastosowanie detektorów zliczających fotony (PCD, *photon-counting detectors*) [8, 9]. Każdy foton oddziałujący w materiale detektora PCD (np. półprzewodnik CdTe) generuje oddzielny impuls elektryczny. W detektorze znajdują się układy porównujące wysokość zarejestrowanego impulsu z progiem (lub kilkoma różnymi progami) oraz układy zliczające impulsy. W efekcie, dla każdego piksela detektora PCD otrzymujemy informację o liczbie zarejestrowanych impulsów w kilku przedziałach energii (Rys. 2).

Pozwala to na jednoczesne rejestrowanie osobnych obrazów dla różnych zakresów energetycznych w trakcie jednej ekspozycji. Uzyskana informacja może posłużyć do wyznaczania efektywnej liczby atomowej, gęstości elektronowej i innych charakterystyk tkanki [8]. Ciekawe możliwości stwarza jednoczesne zastosowanie kilku środków kontrastujących, zawierających różny pierwiastek (jod, gadolin), i w związku z tym charakteryzujących się różnym progiem absorpcji K (Rys. 3). Podczas obrazowania możemy wykorzystać jednocześnie kilka różnych progów energetycznych i na podstawie jednej ekspozycji odtworzyć obrazy bez kontrastu oraz oddzielnie z poszczególnymi środkami kontrastującymi.



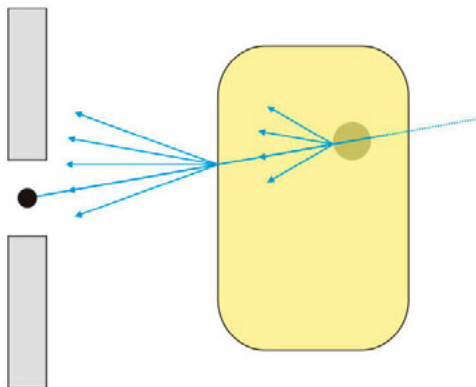
**Rys. 3** Masowy współczynnik osłabienia promieniowania dla wybranych pierwiastków  
Źródło: Materiał własny.



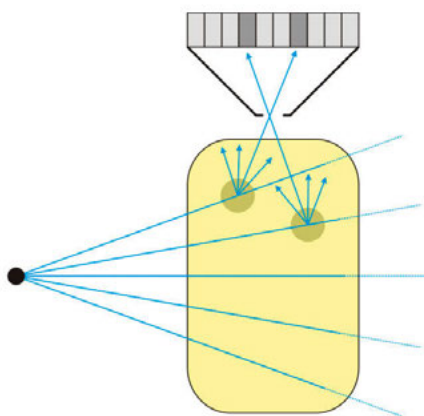
## Rejestracja fotonów rozproszonych

Jeżeli fotony rozproszone Comptonowsko w tkankach pacjenta dotrą do detektora obrazu, wnoszą do niego jedynie szum. Z tego powodu w badaniach rentgenowskich stosowane są różne techniki ograniczające ilość docierającego do detektora promieniowania rozproszonego (np. kratka przeciwrzproszeniowa). Dla energii promieniowania stosowanych w rentgenodiagnostyce znaczna część fotonów zostaje jednak rozproszona w innych kierunkach, w tym do tyłu. Zjawisko rozproszenia wstecznego jest obecnie wykorzystywane na lotniskach do obrazowania pasażerów w celach kontroli bezpieczeństwa. Pasażer w pozycji stojącej jest skanowany przez kilka sekund otórkową wiązką rentgenowską od góry do dołu, linia po linii, a detektory rejestrują promieniowanie rozproszone wstecznie (Rys. 4).

Na obrazie widać sylwetkę człowieka i to, co ma na sobie pod ubraniem. Ze względu na niską energię i niskie natężenie promieniowania dawka efektywna jest rzędu 10-20 nanosiewertów



**Rys. 4** Obrazowanie oparte na wiązce skanującej i rejestracji promieniowania rozproszonego wstecznie  
Źródło: Materiał własny.

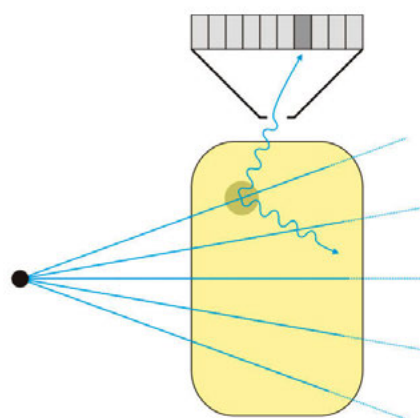


**Rys. 5** Rejestracja promieniowania rozproszonego w radioterapii  
Źródło: Materiał własny.

[10]. W latach osiemdziesiątych ubiegłego stulecia rozważano także możliwość zastosowania obrazowania opartego na rejestracji promieniowania rozproszonego wstecznie dla celów medycznych [11]. Z kolei w 2018 roku opisano możliwość rejestracji promieniowania rozproszonego od wysokoenergetycznej wiązki fotonów z akceleratora medycznego [12]. Detektor CR, z pochodzącym z gamma kamery kolimatorem typu *pinhole*, rejestrował fotony rozproszone w kierunku poprzecznym do kierunku wiązki terapeutycznej (Rys. 5). W symulacji osiągnięto lepszą widoczność guza w płucach niż w obrazach opartych na pomiarze osłabienia wiązki terapeutycznej.

## Wymuszona fluorescencja

Opisując zasadę tworzenia obrazu w rentgenodiagnostyce, mówi się, że fotony oddziałujące poprzez efekt fotoelektryczny są z wiązki bezpowrotnie usuwane. Jest to prawdą, ponieważ foton przekazuje całą swoją energię elektronowi. Należy jednak pamiętać, że na skutek wybicia elektronu może powstawać promieniowanie charakterystyczne. Organizm jest zbudowany głównie z pierwiastków o niskiej liczbie atomowej, więc powstające promieniowanie charakterystyczne ma energię rzędu kilku keV i nie dociera do detektora obrazu. Sytuacja się zmienia, jeżeli jednak pacjentowi podany zostanie środek kontrastujący zawierający złoto, dla którego energie promieniowania charakterystycznego są zbliżone do 70 keV. Teoretycznie możliwe jest tworzenie obrazu pokazującego wychwyty środka kontrastującego na podstawie rejestracji jego wymuszonej fluorescencji, czyli emisji promieniowania charakterystycznego pod wpływem ekspozycji wiązką promieniowania z lampy rentgenowskiej. Na rysunku 6 przedstawiono prosty układ obrazowania z zastosowaniem detektora planarnego i kolimatora typu *pinhole*. Zwykle jednak rozważa się podejście podobne jak w badaniach SPECT, to znaczy umieszczenie większej liczby detektorów dookoła pacjenta, zastosowanie okna energetycznego i kolimatorów z otworami równoległymi [13, 14].

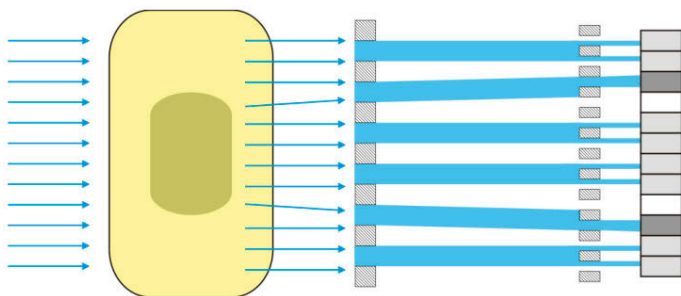


**Rys. 6** Rejestracja fluorescencji wymuszonej promieniowaniem rentgenowskim  
Źródło: Materiał własny.

## Zmiana fazy i załamanie fali

## Literatura

Wiązka promieniowania rentgenowskiego jest strumieniem fotonów, ale i falą, która podczas przechodzenia przez tkanki doznaje zmiany fazy i załamania. W rentgenodiagnostyce mamy do czynienia z załamaniem znacznie mniejszym niż dla światła widzialnego. Mimo to istnieją rozwiązania pozwalające na uzyskanie obrazu zależnego od załamania i zmiany fazy (*phase-contrast imaging*). Jedną z możliwości jest przepuszczenie promieniowania wychodzącego z pacjenta przez dwie kratki różniące się częstotliwością przestrzenną [15]. W efekcie uzyskujemy mocniejszy lub słabszy sygnał nie w cieniu całej struktury, a w miejscach, w których nastąpiło załamanie fali (Rys. 7). Obraz może być nieco zbliżony do zwykłego, absorpcyjnego obrazu rentgenowskiego po zastosowaniu filtru wykrywającego krawędzie. W przypadku obrazu opartego na zmianie fazy i załamaniu nie jest to jednak efekt zastosowania żadnego filtru obrazowego, tylko samego oddziaływania promieniowania. W ostatnich latach wykazano, że obrazy absorpcyjne i obrazy *phase-contrast* gruczołu sutkowego można uzyskać jednocześnie podczas kilkunastosekundowej ekspozycji z dawką zbliżoną do zwykłej mammografii [16].



**Rys. 7** Jeden z możliwych schematów obrazowania *phase-contrast*  
Źródło: Materiał własny.

## Podsumowanie

Współczesne badania rentgenodiagnostyczne są oparte na pomiarze osłabienia wiązki promieniowania przechodzącej przez tkanki pacjenta. Stopniowo upowszechniają się techniki obrazowania, w których dodatkowa informacja o tkance pochodzi z porównania osłabienia promieniowania o różnych energiach. W obrazowaniu rentgenowskim oprócz osłabienia mamy do czynienia m.in. z rozproszeniem promieniowania (także wstecznym), tworzeniem promieniowania charakterystycznego, a nawet zmianą fazy i załamaniem fali. Istnieją dowody na to, że każde z tych zjawisk może zostać wykorzystane do tworzenia obrazów medycznych.

1. G.J. Kemerink, G. Kütterer, P.J. Kicken, et al: *The skin dose of pelvic radiographs since 1896*, Insights Imaging, 10(1), 2019.
2. J.R. Cameron, J. Sorenson: *Measurement of Bone Mineral in vivo: An Improved Method*, Science, 142(3589), 1963, 230-232.
3. R.B. Mazess, W.W. Pepler, M. Gibbons: *Total body composition by dual-photon (153Gd) absorptiometry*, Am J Clin Nutr, 40(4), 1984, 834-839.
4. B.K. Patel, M.B.I. Lobbes, J. Lewin: *Contrast Enhanced Spectral Mammography: A Review*, Semin Ultrasound CT MR, 39(1), 2018, 70-79.
5. T. SELLERER, P.B. Noël, M. Patino, et al: *Dual-energy CT: a phantom comparison of different platforms for abdominal imaging*, Eur Radiol., 28(7), 2018, 2745-2755.
6. P. Winiarczyk: *Kolorowa kwantyfikacja – tomograf spektralny Philips IQon Spectral CT*, Inżynier i Fizyk Medyczny, 3(6), 2014, 295-298.
7. R.A. Rutherford, B.R. Pullan, I. Isherwood: *Measurement of effective atomic number and electron density using an EMI scanner*, Neuroradiology, 11(1), 1976, 15-21.
8. K. Taguchi, J.S. Iwanczyk: *Vision 20/20: Single photon counting x-ray detectors in medical imaging*, Med Phys, 40(10), 2013, 100901.
9. S. Leng, M. Bruesewitz, S. Tao, et al: *Photon-counting Detector CT: System Design and Clinical Applications of an Emerging Technology*, Radiographics, 39(3), 2019, 729-743.
10. E.J. Stepusin, M.R. Maynard, S.E. O'Reilly, et al: *Organ Doses to Airline Passengers Screened by X-Ray Backscatter Imaging Systems*, Radiat Res, 187(2), 2017, 229-240.
11. B.C. Towe, A.M. Jacobs: *X-ray backscatter imaging*, IEEE Trans Biomed Eng, 28(9), 1981, 646-654.
12. G. Redler, K.C. Jones, A. Templeton, et al: *Compton scatter imaging: A promising modality for image guidance in lung stereotactic body radiation therapy*, Med Phys, 45, 2018, 1233-1240.
13. M. Bazalova, Y. Kuang, G. Pratz, L. Xing: *Investigation of X-ray Fluorescence Computed Tomography (XFCT) and K-Edge Imaging*, IEEE Transactions on Medical Imaging, 31(8), 2012, 1620-1627.
14. B.L. Jones, S.H. Cho, *The feasibility of polychromatic cone-beam x-ray fluorescence computed tomography (XFCT) imaging of gold nanoparticle-loaded objects: a Monte Carlo study*, Phys Med Biol, 56(12), 2011, 3719-3730.
15. A. Olivo, R. Speller: *A coded-aperture technique allowing x-ray phase contrast imaging with conventional sources*, Applied Physics Letters, 91(7), 2007, 074106.
16. K. Scherer, K. Willer, L. Gromann, et al: *Toward Clinically Compatible Phase-Contrast Mammography*, PLoS one, 10(6), 2015.