

GRAINGER & ALLISON

DIAGNOSTYKA RADIOLOGICZNA

KLATKA PIERSIOWA

WYDANIE 6

Redakcja wydania polskiego
Marek Sęsiadek

GRAINGER & ALLISON DIAGNOSTYKA RADIOLOGICZNA

WYDANIE SZÓSTE

Klatka piersiowa

REDAKCJA

Cornelia M. Schaefer-Prokop
Adrian K. Dixon

REDAKCJA WYDANIA POLSKIEGO

Marek Sąsiadek

Tytuł oryginału: *Grainger & Allison's Diagnostik Radiology. The Chest and Cardiovascular System*
6th edition

Redakcja:

Cornelia M. Schaefer-Prokop, Adrian K. Dixon

This edition of chapters 1-11, 16, 17 of *Grainger & Allison's Diagnostik Radiology. The Chest and Cardiovascular System* (6e) edited by Cornelia M. Schaefer-Prokop and Adrian K. Dixon is published by arrangement with Elsevier Ltd.

Rozdziały 1-11, 16, 17 książki *Grainger & Allison's Diagnostik Radiology. The Chest and Cardiovascular System*, wyd. 6, redakcja: Cornelia M. Schaefer-Prokop i Adrian K. Dixon, zostały opublikowane zgodnie z umową z Elsevier Ltd.

Copyright © 2016, Elsevier Ltd. All rights reserved.

ISBN 978-0-7020-6940-6

Tłumaczenie niniejszej publikacji zostało podjęte przez wydawnictwo EDRA URBAN & PARTNER na jego własną odpowiedzialność. Lekarze kliniczni oraz prowadzący badania naukowe, oceniając oraz wykorzystując jakiegokolwiek opisane tu informacje, metody, związki chemiczne czy eksperymenty, muszą zawsze opierać się na swoim osobistym doświadczeniu i wiedzy. Ze względu na szybko dokonujący się postęp w dziedzinie nauk medycznych należy przede wszystkim zwrócić uwagę na niezależną weryfikację rozpoznania oraz dawkowania leków. W najpełniejszym zakresie dozwolonym przepisami prawa Elsevier, autorzy, redaktorzy ani inne osoby, które przyczyniły się do powstania niniejszej publikacji, nie ponoszą żadnej odpowiedzialności w odniesieniu do jej tłumaczenia ani za jakiegokolwiek obrażenia czy zniszczenia dotyczące osób czy mienia związane z wykorzystaniem produktów, zaniedbaniem lub innym niedopatrzaniem ani też wynikające z zastosowania lub działania jakichkolwiek metod, produktów, instrukcji czy koncepcji zawartych w przedstawionym tu materiale.

Wszelkie prawa zastrzeżone, zwłaszcza prawo do przedruku i tłumaczenia na inne języki. Żadna z części tej książki nie może być reprodukowana w jakiegokolwiek formie na wszelkie nośniki elektroniczne, mechaniczne i inne, włączając kserokopię, nagrywanie czy inne systemy składowania i odzyskiwania informacji bez uprzedniej pisemnej zgody Wydawnictwa.

© Copyright for the Polish edition by Edra Urban & Partner, Wrocław 2017

Redakcja naukowa wydania polskiego:

prof. dr hab. med. Marek Sasiadek

Tłumaczenie z języka angielskiego:

lek. med. Agnieszka Lucer – rozdz. 3, 4, 8

dr n. hum. Małgorzata Madej – rozdz. 1, 2, 5-7, 11

lek. med. Karol Świtoń – rozdz. 9

dr n. med. Michał Wolańczyk – rozdz. 10, 12, 13

Prezes Zarządu: Giorgio Albonetti

Dyrektor Wydawniczy: lek. med. Edyta Błażejewska

Redaktor prowadzący: Renata Wręczycka

Redaktor tekstu: Iwona Kresak

Opracowanie skorowidza: Aleksandra Ozga

Projekt okładki: Beata Poźniak

ISBN 978-83-65625-85-4

Edra Urban & Partner

ul. Kościuszki 29, 50-011 Wrocław

tel. +48 71 726 38 35

biuro@edraurban.pl

www.edraurban.pl

Łamanie i przygotowanie do druku: Paweł Kazimierczyk

Druk i oprawa: Drukarnia LCL, Łódź

SPIS TREŚCI

WSTĘP vi

LISTA AUTORÓW vii

1	TECHNIKI OBRAZOWANIA KŁATKI PIERSIOWEJ	1
	Arjun Nair • Zelena A. Aziz • David M. Hansell	
2	PRAWIDŁOWA KŁATKA PIERSIOWA	16
	Simon P.G. Padley • Katharina Marten-Engelke • Christoph Engelke	
3	ŚCIANA KŁATKI PIERSIOWEJ, OPŁUCNA, PRZEPONA ORAZ INTERWENCJE CHIRURGICZNE	39
	Johny A. Verschakelen • Fergus Gleeson	
4	ŚRÓDPIERSIE WRAZ Z OSIERDZIEM	65
	Nadeem Parkar • Cylen Javidan-Nejad • Sanjeev Bhalla • Simon P.G. Padley	
5	ZAKAŻENIA PŁUC U DOROSŁYCH	104
	Tomás Franquet	
6	CHOROBY DRÓG ODDECHOWYCH I PRZEWLEKŁA NIEDROŻNOŚĆ DRÓG ODDECHOWYCH	127
	Philippe A. Grenier • Catherine Beigelman-Aubry	
7	ZAPADNIĘCIE PŁATA PŁUCNEGO: PODSTAWOWE ZAGADNIENIA	159
	Susan J. Copley	
8	NOWOTWORY PŁUC	175
	Simon P.G. Padley • Olga Lazoura	
9	TOMOGRAFIA KOMPUTEROWA WYSOKIEJ ROZDZIELCZOŚCI (HRCT) W CHOROBAH ŚRÓDMIAŻSZOWYCH I ZAWODOWYCH PŁUC	207
	Nicola Sverzellati • Zelena A. Aziz • David M. Hansell	
10	URAZY KŁATKI PIERSIOWEJ I ZAGADNIENIA Z NIMI ZWIĄZANE	233
	John H. Reynolds • Hefin Jones	
11	CHOROBY PRZESTRZENI POWIETRZNYCH	257
	Nicola Sverzellati • Sujal R. Desai	
12	KRĄŻENIE PŁUCNE I ZATOROWOŚĆ PŁUCNA	273
	Ireneke J.C. Hartmann • Cornelia M. Schaefer-Prokop	
13	ODCINEK PIERSIOWY AORTY – ASPEKTY DIAGNOSTYCZNE	297
	Rossella Fattori • Luigi Lovato	
	SKOROWIDZ	341

WSTĘP

Książka ta obejmuje 17 rozdziałów (w wydaniu polskim uwzględniono 13 rozdziałów – przyp. red.), które są wyborem treści z części *Klatka piersiowa i układ sercowo-naczyniowy* szóstego wydania podręcznika *Grainger and Alison's Diagnostic Radiology*. Rozdziały te stanowią zwarty i aktualny przegląd nowoczesnych technik obrazowania oraz ich rutynowego zastosowania w praktyce klinicznej. Mamy nadzieję, że taka zwięzła formuła pozwoli Czytelnikom szybko poznać niezbędne podstawy. We wszystkich rozdziałach omówiono względne zalety poszczególnych badań obrazowych, różne ich warianty oraz szczegóły najnowszych postępów technicznych w badaniach obrazowych.

Grainger and Alison's Diagnostic Radiology to od dawna uznany, standardowy przewodnik w dziedzinie radiologii. Dlatego liczymy, że ta książka, oparta na treści szóstego wydania tego klasycznego podręcznika, okaże się przydatna zarówno dla doświadczonych radiologów, jak i dla osób, które odbywają specjalizację z radiologii. Mamy nadzieję, że zapewni ona sprawny dostęp do najbardziej aktualnej wiedzy – przedstawionej przez ekspertów cieszących się międzynarodowym autorytetem – na temat tego, co nowe i ważne w diagnostyce obrazowej klatki piersiowej.

TECHNIKI OBRAZOWANIA KLATKI PIERSIOWEJ

Arjun Nair, Zelena A. Aziz, David M. Hansell

ZAWARTOŚĆ ROZDZIAŁU

ZDJĘCIA RTG KLATKI PIERSIOWEJ

TOMOGRAFIA KOMPUTEROWA KLATKI PIERSIOWEJ

TOMOGRAFIA KOMPUTEROWA WYSOKIEJ ROZDZIELCZOŚCI

ULTRASONOGRAFIA

REZONANS MAGNETYCZNY

SCYNTYGRAFIA

WENTYLACYJNO-PERFUZYJNA

Zdjęcia rentgenowskie (RTG) i tomografia komputerowa (TK) klatki piersiowej to nadal badania obrazowe z wyboru w ocenie chorób układu oddechowego. Podstawowa technika badania RTG klatki piersiowej w niewielkim stopniu zmieniła się w ciągu ostatniego stulecia, ale stały rozwój technologii detektorów obrazu przyniósł większą efektywność pozyskiwania zdjęć klatki piersiowej, umożliwiając zmniejszenie dawki promieniowania. Obecnie zdjęcia RTG wykonuje się głównie w formacie cyfrowym, dzięki czemu łatwiej jest zintegrować je z systemem archiwizacji i przesyłu danych (PACS, *picture archiving and communications system*). Ewolucja techniki TK sprawiła, że systemy wielorzędowej TK (MDCT, *multidetector row computed tomography*) w znacznym stopniu zastąpiły jednorzędową tomografię komputerową. Nowsze systemy TK dwuenergetycznej (DECT, *dual energy computed tomography*) mogą pozwolić na szersze zastosowania tej techniki, choć nie zostało to jeszcze w pełni potwierdzone. Te zmiany sprawiły, że normą są coraz większe zestawy danych TK. Protokoły wielorzędowej TK nadal są rozwijane i doskonalone w celu zapewnienia odpowiedniej równowagi między koniecznością uzyskania odpowiednich danych a minimalizacją dawki. Ultrasonografia (USG) i rezonans magnetyczny (MR) odgrywają specyficzną, lecz ograniczoną rolę w ocenie chorób klatki piersiowej. Pozytonowa tomografia emisyjna (PET, *positron emission tomography*) w połączeniu z TK (PET/TK) ma już ustalone znaczenie w badaniu nowotworów, ponieważ umożliwia jednoczesną ocenę funkcji metabolicznej, położenia anatomicznego i niespodziewanych przerzutów poza klatką piersiową.

ZDJĘCIA RTG KLATKI PIERSIOWEJ

Aspekty sprzętowe

Zdjęcie RTG klatki piersiowej pozostaje najczęstszym diagnostycznym badaniem obrazowym. Zdjęcia klatki piersiowej były tradycyjnie wykonywane za pomocą konwencjonalnych systemów klisza-ekran, które za niską cenę zapewniają

dobrą jakość obrazu i wysoką rozdzielczość przestrzenną^{1,2}. Technika klisza-ekran jest jednak ograniczona z powodu stosunkowo wąskiego zakresu ekspozycji, który prowadzi do wysokiego współczynnika ponownych badań oraz braku elastyczności w prezentacji i przetwarzaniu obrazu¹. Zdecydowany postęp w zakresie mocy obliczeniowych, możliwości przechowywania danych i technologii detektorów doprowadził do zastąpienia techniki klisza-ekran w większości nowoczesnych ośrodków systemami PACS i obrazowaniem cyfrowym.

Wczesne systemy obrazowania cyfrowego, wprowadzone ponad 30 lat temu (zwane wówczas radiografią komputerową [CR, *computed radiography*] lub radiografią cyfrową pośrednią), wykorzystywały światłoczułe fosforowe obrazowe płyty receptorowe³, które nadal są używane w niektórych ośrodkach ze względu na ich kompatybilność z konwencjonalnym sprzętem radiograficznym. Jednakże takie systemy zostały w znacznym stopniu zastąpione systemami radiografii bezpośredniej (DR, *direct radiography*) (tab. 1-1), które opierają się na bezpośrednich lub pośrednich technikach konwersji fotonów promieniowania RTG w ładunki elektryczne, przez co powstaje sygnał elektryczny, który można bezpośrednio odczytać⁴. Bezpośrednia konwersja jest możliwa dzięki fotoprzewodnikom w detektorach płaskich paneli (najczęściej amorficzny selen) lub zastosowaniu bębna selenowego. Pośrednia konwersja polega na zastosowaniu scyntylatora połączonego ze światłoczułą matrycą lub detektorem płaskopanelowym. W scyntylatorach najczęściej stosuje się związki oparte na jodku cezu z domieszką talu, a ostatnio – związki oparte na gadolinie.

Systemy radiografii cyfrowej zarówno pośredniej (CR), jak i bezpośredniej (DR) mają wiele zalet w porównaniu z konwencjonalną radiografią klisza-ekran. Najważniejszą z nich jest szeroki i dynamiczny zakres czułości płyty obrazowej; dzięki niemu mniejsze są błędy ekspozycji i rzadziej potrzebne jest powtórzenie badania. Poza tym zarówno CR, jak i DR opierają się na detektorach wielokrotnego użytku, a manualną optymalizację cech obrazu potrzebnych dla danej części anatomicznej można wykonać od razu, co zwiększa

TABELA 1-1 Metody działania radiografii cyfrowej pośredniej i bezpośredniej

	Radiologia komputerowa (CR)	Radiografia bezpośrednia (DR)	
Metoda konwersji promieniowania X	Konwersja pośrednia	Konwersja pośrednia	Konwersja bezpośrednia
Urządzenia	Wymienialne płyty obrazowe z wykorzystaniem przechowywania obrazu przez związki fosforowe (analogicznie do konwencjonalnych kaset rentgenowskich)	Zestaw cienkofilmowych tranzystorów scyntylacyjnych Urządzenie typu scyntylatora sprzężonego z ładunkiem elektrycznym	Bęben selenowy Płaskopanelowy detektor z fotoprzewodnikiem
Odczyt obrazu	Odrębny proces odczytu: warstwa detektorowa wymaga analizy laserowej (skan punktowy lub liniowy); powstający w ten sposób odczyt konwertowany jest na sygnał elektryczny	Bezpośredni proces odczytu: promienie X natychmiast konwertowane są na sygnał elektryczny i odczytywane	

efektywność archiwizacji, przetwarzania i przekazywania obrazów w ramach PACS. Choć istnieją sprzeczne doniesienia na temat dawki i jakości obrazu w CR klatki piersiowej w porównaniu z konwencjonalną radiografią^{1,5,6}, systemy DR niewątpliwie zapewniają wyższą jakość obrazu niż CR czy tradycyjna technika klisza-ekran, a dodatkowe korzyści to szybka prezentacja obrazu i ogólnie wyższa efektywność detektorów. Skuteczność tej ostatniej metody umożliwia istotne ograniczenie ekspozycji, a w rezultacie zmniejszenie efektywnej dawki promieniowania⁷. Wśród systemów radiografii bezpośredniej najwyższą jakość obrazu osiągają systemy pośredniej konwersji FPD.

Dodatkowe projekcje RTG

Czołowe i boczne projekcje klatki piersiowej są odpowiednie do większości celów. Inne projekcje wykonuje się coraz rzadziej z powodu łatwej dostępności badań przekrojowych. Projekcją, która nadal jest czasami stosowana, jest zdjęcie w ułożeniu na boku, wykonywane jako projekcja czołowa poziomą wiązką promieniowania. Można ją stosować do wykrywania wysięków niewidocznych na zdjęciu czołowym w pozycji wyprostowanej, aby wykazać przemieszczenie płynu w przestrzeni opłucnowej, oraz do wyjaśnienia niejednoznacznego zaciemnienia widocznego na czołowym zdjęciu RTG, zwłaszcza gdy nie ma możliwości wykonania TK.

Boczne zdjęcia RTG w pozycji leżącej za pomocą przenośnego aparatu RTG mogą być wartościowe w ocenie podejrzenia odmy opłucnowej u krytycznie chorych pacjentów, u których ze względów bezpieczeństwa nie można przeprowadzić badania TK⁸. Rzadziej można stosować RTG na wydechu, aby poprawić uwidocznienie odmy opłucnowej, ale część autorów kwestionuje wartość takiej praktyki⁹.

Zdjęcia RTG wykonywane na wydechu mogą być przydatne w ocenie pępalpi powietrznej, zwłaszcza w praktyce pediatrycznej w kontekście podejrzenia aspiracji ciała obcego¹⁰.

RTG klatki piersiowej za pomocą przewoźnego aparatu RTG

Problemy z obrazowaniem RTG klatki piersiowej za pomocą urządzeń przenośnych to (A) rozproszenie promieniowania; (B) brak możliwości uwidocznienia wszystkich potrzebnych informacji; (C) brak kontroli nad ogólną optyczną gęstością uzyskanego obrazu przy nieco nadmiernej lub niewystarczającej

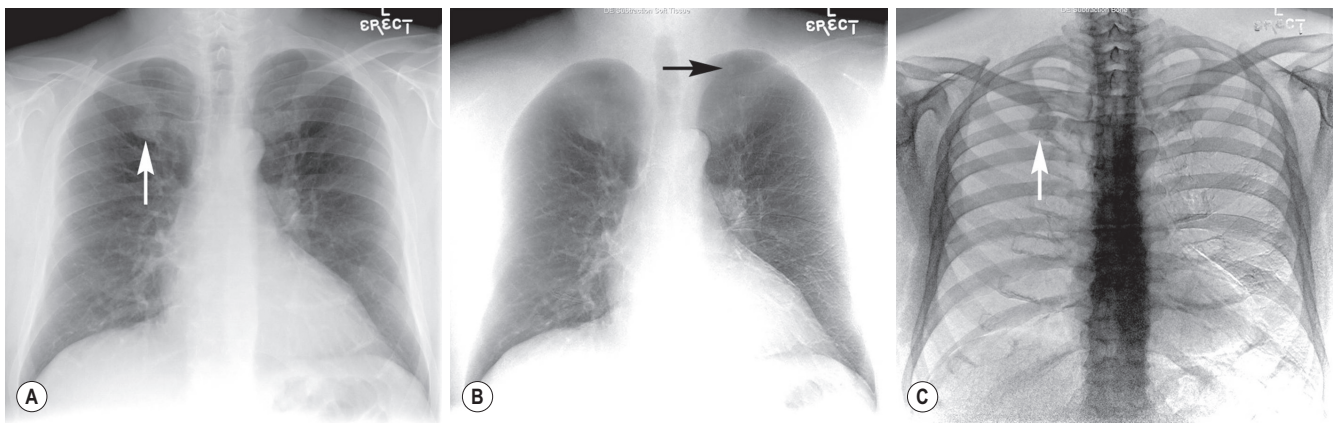
ekspozycji. Poza tym z powodu mniejszej odległości między ogniskiem a detektorem czasami dochodzi do niekorzystnego, a nawet mylącego powiększenia struktur. Nie da się zastosować techniki wysokiego kilowoltażu, ponieważ urządzenia przenośne nie wytwarzają wystarczająco wysokiego kilowoltażu, a ze względu na ograniczenie maksymalnej wartości prądu potrzebny jest długi czas ekspozycji, co zwiększa artefakty ruchowe. Systemy CR rozwiązują część problemów aparatów przenośnych dzięki kontroli gęstości optycznej i kontrastu, nie dotyczy to jednak problemu rozproszenia promieniowania. Systemy CR są najszerzej stosowaną techniką w aparatach przenośnych.

Przenośne cyfrowe detektory RTG z wykorzystaniem scyntylatorów FDP na bazie gadolinu funkcjonują od roku 2001¹¹. Mimo to detektory FDP nie przyjęły się jeszcze powszechnie z powodu (A) wysokich kosztów, (B) jak dotąd ograniczonych możliwości pozycjonowania detektorów DR w warunkach badania przyłóżkowego. Obecnie jednak oferuje się coraz bardziej zróżnicowane portfolio przenośnych detektorów DR, również z opcją integracji z posiadanymi kasetami CR w celu osiągnięcia elastyczności pozycji, a także z możliwością bezprzewodowego przesyłu danych za pomocą bezpośredniego podłączenia do systemów PACS^{4,12}, co znacznie ułatwia pracę techników¹². Takie zmiany mogą przyczynić się do większej popularności przenośnych systemów DR w najbliższej przyszłości.

Innowacyjne techniki RTG

Nowe techniki cyfrowej tomosyntezy, radiografii subtrakcyjnej o podwójnej energii oraz czasowej radiografii subtrakcyjnej mają potencjał kliniczny, przede wszystkim w zakresie wykrywania guzków różnego stopnia. Obecnie znajdują się głównie na etapie badań naukowych.

Cyfrowa tomosynteza klatki piersiowej polega na wykonaniu serii akwizycji radiograficznych za pomocą cyfrowego systemu detektorów i aparatu sterowanego komputerowo, z których można zrekonstruować nieograniczoną liczbę obrazów na wybranej głębokości lub w wybranym ognisku¹³. W ten sposób można wyraźniej uwidocznąć taki obiekt jak guzek w płucach, gdy ekspozycja na promieniowanie jest równa obciążeniu jednego zdjęcia bocznego klatki piersiowej typu klisza-ekran¹⁴, a zatem jest to dawka znacznie niższa niż w badaniu TK. Wstępne dane wskazują na wyższą czułość w porównaniu z konwencjonalnymi zdjęciami RTG klatki piersiowej, jeśli chodzi o wykrywanie guzków w płucach^{14,15}.



RYCINA 1-1 ■ **Seria subtrakcyjnych zdjęć RTG podwójnej energii u zdrowego mężczyzny.** Na konwencjonalnym tylno-przednim zdjęciu RTG widać zacinienie w prawej części szczytowej płuc (A), ale miękkotkankowy guzek w lewym szczycie staje się widoczny dopiero na zdjęciu z subtrakcją kości (B). Poza tym obraz z subtrakcją tkanek miękkich (C) ujawnia, że zacinienie w prawej części szczytowej odpowiada zwapnieniu połączenia żebrowo-chrzęstnego pierwszego żebra. (Przedruk za zgodą z: McAdams HP, Samei E, Dobbins J III i wsp. 2006 Recent advances in chest radiography. Radiology 241(3): 663–683).

Subtrakcyjna radiografia podwójnej energii to zasadniczo technika supresji kości, która wykorzystuje różnicę osłabienia fotonów promieniowania X materiałów o wysokiej liczbie atomowej (np. wapń lub jod) przy różnych poziomach energii fotonów¹³. Ta różnica osłabienia powoduje redukcję kontrastu pochodzącego z wapnia i kości w obrazach o wysokich wartościach kVp. W rezultacie subtrakcja obrazu niższej energii od obrazu wyższej energii pozwala na usunięcie przesłaniających obraz struktur kostnych, co potencjalnie może poprawić widoczność guzków w płucach (ryc. 1-1). Obrazy o niskich i wysokich wartościach kVp można uzyskać na dwa sposoby. Po pierwsze, można użyć pojedynczej ekspozycji z zastosowaniem dwupanelowego systemu detektorów fosforowych z filtrem miedziowym do generowania ekspozycji o niskim (zwykle 60) i wysokim (zwykle 120) poziomie kVp, uzyskując obrazy, które następnie przetwarza się za pomocą subtrakcji. Alternatywnie stosuje się cyfrowe detektory, które rejestrują dwie kolejne ekspozycje, najpierw z niskim, a potem z wysokim kilowoltażem lampy RTG, z krótkim odstępem między ekspozycjami¹⁶.

Radiografia subtrakcji czasowej polega na subtrakcji wcześniejszego obrazu od bieżącego, która pozwala wygenerować różnicę obrazu w czasie (np. ukazać wystąpienie nowej zmiany). Ta technika jest silnie uzależniona od współrejestracji dwóch obrazów za pomocą technik generowanych komputerowo¹⁶.

TOMOGRAFIA KOMPUTEROWA KLATKI PIERSIOWEJ

Wprowadzenie spiralnej tomografii komputerowej na początku lat 90 XX w. przyczyniło się do fundamentalnej zmiany w ewolucyjnym procesie doskonalenia obrazowania TK i do zastąpienia nieciągłego pozyskiwania danych za pomocą konwencjonalnej TK danymi pozyskiwanymi wolumetrycznie. W 1998 r. kilku producentów sprzętu wprowadziło wielorządowe aparaty TK (MDCT), które znacznie poprawiły szybkość pozyskiwania obrazów, zakres akwizycji, a także rozdzielczość czasową i przestrzenną^{17–19}. Systemy te typowo

TABELA 1-2 Wskazania do TK klatki piersiowej

Badania ostrodyżurowe

- Uraz klatki piersiowej
- Ocena ostrych zespołów aortalnych (rozwarstwienie, przecięcie)
- Obrazowanie zatorowości płucnej
- Identyfikacja powikłań po operacji klatki piersiowej (krwiaki śródpiersia, złożone zbiorniki płynu opłucnowego)

Badania planowe

- Ocena guzków, mas we wnękach lub śródpiersiu widocznych na zdjęciu RTG klatki piersiowej
- Rozpoznawanie i stopniowanie raka płuc
- Wykrywanie przerzutów rozpoznanych wcześniej nowotworów poza klatką piersiową
- Charakterystyka choroby śródmiąższowej płuc
- Identyfikacja rozstrzeni oskrzeli i choroby małych dróg oddechowych
- Ilościowa ocena rozedmy płuc i badanie przedoperacyjne przy chirurgicznej redukcji objętości płuc
- Przedoperacyjna ocena zniekształceń klatki piersiowej
- Ocena wrodzonych nieprawidłowości dużych naczyń klatki piersiowej
- Ocena ilościowa zwapnień naczyń wieńcowych (*calcium scoring*) i koronarografia TK

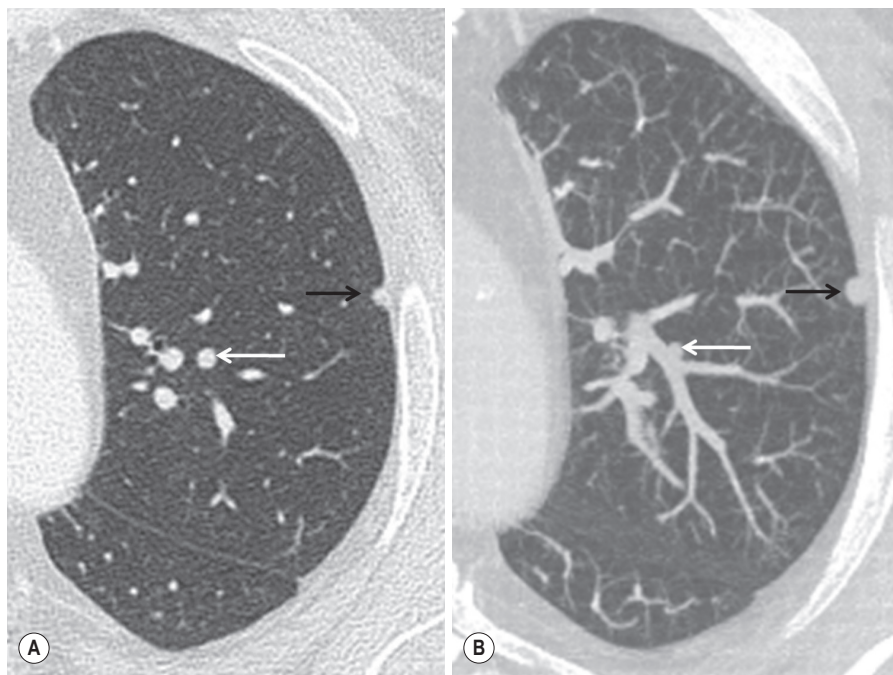
oferowały jednocześnie pozyskiwanie czterech przekrojów przy czasie rotacji gantry wynoszącym tylko 0,5 s. Od tego czasu efektywność TK dalej szybko rosła dzięki zwiększającej się liczbie rzędów detektorów i szybszej rotacji lampy rentgenowskiej; obecnie dostępne są systemy z nawet 320 aktywnymi rzędami detektorów²⁰. Czasy rotacji lampy zmniejszyły się z 0,5 do 0,33 s na obrót. Niedawne postępy technologii TK nie zmniejszyły dalej czasu rotacji, ale za to wprowadziły nowe metody poprawiania rozdzielczości czasowej i przestrzennej – za pomocą technologii podwójnej energii (w której dwa źródła promieniowania X są zamontowane pod kątem 90° [inne techniki dwuenergetycznej TK opierają się na naprzemiennej ekspozycji jednej lampy rentgenowskiej o różnych wartościach kV lub na dwóch warstwach w obrębie detektorów, z których każda absorbuje fotony o różnej energii – przyp. red.]), technologii „ruchomego ogniska” (z konwer-

TABELA 1-3 Techniki postprocessingu obrazów i przykłady ich zastosowań

Technika	Kwestie techniczne	Przykłady zastosowania
Rekonstrukcje wielopłaszczyznowe (MPR, <i>multiplanar reconstructions</i>) i wielopłaszczyznowe zakrzywione (CMPR, <i>curved multiplanar reconstructions</i>)	Dwuwymiarowe techniki, które wykorzystują zmieniające się projekcje obrazowania, zwykle przy konwencjonalnych ustawieniach okien. Obrazy uzyskuje się za pomocą przeniesienia woksela na przekroje TK o grubości 1 woksela z wyłączeniem woksela położonych poza płaszczyzną obrazowania	Ocena dużych dróg oddechowych i zatorów płucnych, zwłaszcza przy trudnościach interpretacyjnych w obrazach osiowych wywołanych albo efektem częściowego uśrednienia objętości, albo brakiem możliwości różnicowania nieprawidłowości okołotętnicznych ze zmianami położonymi wewnątrz światła
Projekcja maksymalnej intensywności (MIP, <i>maximum intensity projection</i>)	Promień nakładany jest na dane TK i wyświetlane są tylko dane powyżej wyznaczonej wartości, dzięki czemu wszystkie dane w linii promienia redukuje się do jednej płaszczyzny. Zwykle używa się przesuwających się przekrojów (<i>slabs</i>) o grubości 5–10 mm	Wykorzystywana głównie w obrazowaniu naczyń i ocenie procesów mikroguzkowych (dokładniejsze różnicowanie guzków od naczyń i dokładniejsza charakterystyka rozmieszczenia guzków) (ryc. 1-2)
Projekcja minimalnej intensywności (MinIP, <i>minimum intensity projection</i>)	Technika podobna jak MIP, ale prezentuje się wyłącznie dane poniżej określonej wartości – dzięki temu MinIP jest szczególnie przydatna do obrazowania obszarów o niskiej gęstości	Może poprawić widoczność dyskretnych różnic w gęstości mięszu płuc, podkreślając w ten sposób obszary rozedmy lub uwięźnięcia powietrza
Obrazy powierzchni cieniowanej (SSD, <i>shaded surface display</i>)	Dane rekonstruowane są wokół progu, który określa miejsce połączenia tkanek. SSD nie obrazuje żadnych szczegółów wewnętrznych	Ocena nieprawidłowości dróg oddechowych
Rekonstrukcje wolumetryczne	Klasyfikację opartą na histogramach stosuje się do wartości osłabienia promieniowania (gęstości) w całym zestawie danych TK. Można mapować osłabienie promieniowania w TK do jasności, zaciemnienia i kolorów, obrazując wybrane struktury. Uwzględnia się także woksela częściowo wypełnione wybraną gęstością. Powstają obrazy, które zawierają informacje o strukturach głębokich, zachowując jednocześnie przestrzenne relacje 3D	Stosowane w badaniach angiograficznych oraz do oceny nieprawidłowości dużych dróg oddechowych
Wirtualna bronchoskopia	Rekonstrukcje powierzchniowe i wolumetryczne stosuje się do tworzenia endoskopowych symulacji dróg oddechowych	Obrazy wirtualnej endoskopii lub perspektywiczne obrazy wolumetryczne nie są powszechnie stosowane, ponieważ rzadko dostarczają informacji, które nie byłyby osiągalne za pomocą MPR. Jednak wirtualna bronchoskopia TK może dostarczyć obrazu „na przestrzał” zmiany powodującej niedrożność, aby ukazać część dróg oddechowych położonych za zmianą, co nie byłoby możliwe w konwencjonalnej bronchoskopii
Wykrywanie ze wspomaganie komputerowym	Komputerowy system rozpoznawania złożonych wzorców w oparciu o połączenie obróbki obrazów, segmentację i parametry wzorców; pozwala na identyfikację istotnych zmian	Wykrywanie i objętościowa ocena guzków płucnych i zatorów płucnych
Ilościowa ocena mięszu płuc	Kwantyfikacja gęstości mięszu płuc za pomocą takich technik jak maski gęstości i analiza histogramów, które pozwalają na obiektywną ocenę mięszu	Ocena ilościowa rozedmy płuc
Ocena objętości krwi w płucach za pomocą dwuenergetycznej TK	Generowanie map jodu, które stanowią substytut perfuzji w płucach, a tym samym objętości krwi płucnej, za pomocą dwuenergetycznej TK	Ocena ubytków perfuzji w ostrej i przewlekłej zatorowości płucnej
Wirtualne obrazowanie bez wzmocnienia kontrastowego za pomocą dwuenergetycznej TK	Dzięki usunięciu jodu z obrazów dwuenergetycznych po podaniu kontrastu powstają wirtualne obrazy bez wzmocnienia kontrastowego	Ocena wzmocnienia w guzkach płucnych bez potrzeby wykonywania dwóch odrębnych akwizycji TK – przed podaniem kontrastu i po nim

sją akwizycji 128-rzędowej na wirtualną akwizycję 256-rzędową) albo detektorów szerokiego pola, dzięki którym osiąga się *de facto* pokrycie obszaru odpowiadającego 320 rzędom detektorów²¹. Szybsze pozyskiwanie danych pozwala nie tylko objąć akwizycją większy obszar na jednym wstrzymaniu oddechu, ale także znacznie ograniczyć artefakty ruchowe. W praktyce pediatrycznej oznacza to rzadszą potrzebę stosowania sedacji²².

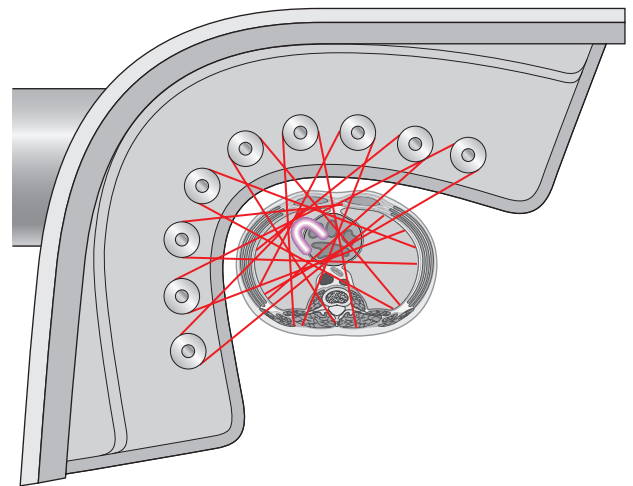
Wprowadzenie technologii MDCT poszerzyło zakres klinicznych wskazań do TK – podsumowano je w tab. 1-2. Dzięki systemom MDCT można wykonywać rekonstrukcje o różnej grubości warstw dzięki kolimacji i dodawaniu sygnału sąsiednich rzędów detektorów, a nawet nakładając na siebie zakres poszczególnych rzędów, jeśli występuje taka potrzeba. W ten sposób z tego samego zestawu danych można wygenerować zarówno wąskie przekroje (0,6–1,25 mm



RYCINA 1-2 ■ **Podjęzienie przerzutów do płuc u mężczyzny ze słabo zróżnicowanym torbielowatym rakiem gruczołakowatym.** Na przekroju warstwy grubości 1 mm (A) wyraźnie widać guzek podopłucnowy (czarna strzałka), ale centralny guzek (biała strzałka) można mylnie uznać za naczynie płucne. Przejrzanie kolejnych obrazów MIP o grubości 10 mm (B) ukazuje centralny guzek jako strukturę odrębną od przyległych naczyń (biała strzałka), a także lepiej uwidocznia guzek podopłucnowy (czarna strzałka)

grubości) do oceny szczegółów w wysokiej rozdzielczości lub trójwymiarowego postprocessingu, jak i szerokie przekroje (2,5–5 mm) dla uzyskania lepszej rozdzielczości kontrastowej i szybkiego przeglądu. Wygoda badania w jednym protokole przydatna jest szczególnie u pacjentów z podejrzeniem ogniskowej i śródmiąższowej choroby w płucach. Rekonstrukcje cienkowarstwowe zaleca się do oceny wolumetrycznej²³ i charakterystyki²⁴ guzków w płucach, oceny choroby śródmiąższowej płuc i zatorowości płucnej²⁵, podczas gdy rekonstrukcje warstw 3–5 mm zwykle są najbardziej odpowiednie do wstępnej oceny mas w śródpiersiu i stopniowania raka płuc. Jednak u młodszych pacjentów należy zachować większy krytycyzm w odniesieniu do badań TK, które powinny się dopasowywać do konkretnego problemu klinicznego (np. przerwy między warstwami, jeśli to możliwe), aby uniknąć niepotrzebnej dawki promieniowania.

Dzięki wprowadzeniu 16- i 64-rzędowych systemów MDCT możliwe stało się osiągnięcie prawdziwie izotropowego obrazowania: każdy element danych w obrazie (woksel) ma identyczny wymiar we wszystkich trzech osiach, stanowiąc podstawę do arbitralnie wybranego przedstawienia obrazu w dowolnie wybranej płaszczyźnie. Pozyskanie danych wolumetrycznych wysokiej rozdzielczości umożliwiło rozwój nowych metod rekonstrukcji dwu- i trójwymiarowych, które mogą uzupełnić przegląd konwencjonalnych obrazów osiowych, szczególnie w obrazowaniu dróg oddechowych i struktur naczyniowych. Poza tym obrazowanie izotropowe ułatwiło rozwój komputerowych systemów detekcji i rozpoznania do oceny guzków w płucach^{26,27} i zatorów płucnych²⁸, a nawet automatycznej kwantyfikacji (oceny ilościowej) procesów chorobowych, głównie rozedmy²⁹.

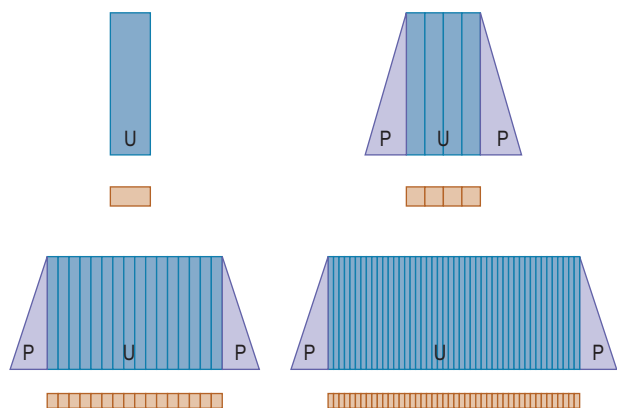


RYCINA 1-3 ■ **Geometria dwuźródłowego systemu TK.** Dwie lampy rentgenowskie są ustawiane pod kątem 90° względem siebie, przeciwnie do odpowiadających im zestawów detektorów.

W tab. 1-3 podsumowano różne techniki postprocessingu obrazów stosowane w obrazowaniu klatki piersiowej.

TK dwuenergetyczna

Koncepcję TK dwuenergetycznej (DECT) badano już w latach 70 XX w., chociaż początkowe wysiłki były ograniczone z powodu możliwości obliczeniowych ówczesnych komputerów i poziomu technologicznego aparatury TK. Nowa technologia TK umożliwiła rozwój systemów podwójnej



RYCINA 1-4 ■ Geometria i profil dawki w spiralnej TK 4-, 16- i 64-warstwowej. W spiralnej TK cała dawka w rejonie cienia (U) przyczynia się do rekonstrukcji obrazu, bez żadnych strat. W 4-warstwowej TK następuje strata w rejonach półcienia (P). Relatywny udział obszaru półcienia zmniejsza się wraz z rosnącą liczbą jednocześnie uzyskiwanych warstw. Efekt tych strat jest minimalizowany w 64-warstwowej TK.

energii w ciągu ostatnich lat. Zasady, na jakich opiera się TK podwójnej energii, są takie jak w przypadku subtrakcyjnej radiografii podwójnej energii (omówionej powyżej). Dzięki DECT można różnicować substancje na podstawie analizy ich właściwości osłabienia promieniowania przy różnych energiach fotonów, z zastosowaniem teorii dekompozycji materiałów³⁰. Teoria ta dotyczy zwłaszcza materiałów o wysokiej liczbie atomowej, np. jodu i wapnia, w których ze względu na zjawisko fotoelektryczne występują różne stopnie osłabienia promieniowania przy różnych energiach.

Współcześnie stosuje się różne metody uzyskiwania obrazów TK podwójnej energii. Za pomocą dwuźródłowego systemu TK z dwiema lampami rentgenowskimi ustawionymi pod kątem 90° względem siebie można wykonać akwizycję o podwójnej energii, ustawiając różne poziomy kV w lampach (najczęściej 80 lub 100 kVp i 140 kVp)³¹ (ryc. 1-3). Obrazowanie TK podwójnej energii można też wykonać aparatem jednoźródłowym, albo szybko przełączając dwa różne ustawienia energii w lampie³², albo za pomocą detektora dwuwarstwowego („kanapka”), w którym różne warstwy detektora absorbują różne spektra energii³³.

Niezależnie od zastosowanej technologii pozyskiwania obrazów, systemy TK podwójnej energii mogą dostarczać zestawów danych o specyfice danej substancji (materiału) lub obrazów subtrakcyjnych za pomocą pojedynczej akwizycji. Dzięki temu można uniknąć konieczności obrazowania przed podaniem kontrastu i po jego podaniu, co ogranicza dawkę promieniowania, a jednocześnie eliminuje problemy związane z różnicami w rejestracji pomiędzy obrazem przed dożylnym podaniem środka kontrastowego i po nim. Na przykład materiałowe zróżnicowanie jodu umożliwia wygenerowanie wirtualnego zestawu danych bez wzmocnienia kontrastowego. Może to być potencjalnie przydatne w praktyce klinicznej, np. do charakteryzowania guzków³⁴. Alternatywnie można wygenerować zestaw danych z obrazu „samego jodu” (*iodine only*), tworząc mapę objętości krwi w płucach na podstawie akwizycji badania DECT klatki piersiowej ze wzmocnieniem kontrastowym. Ta ostatnia technika może zobrazować ubytki perfuzji w przebiegu ostrej i przewlekłej zatorowości płuc³⁵⁻³⁷ – jest to rozwiązanie analogiczne

TABELA 1-4 Strategie redukcji dawki w TK klatki piersiowej

Modifikacja natężenia prądu w lampie rentgenowskiej za pomocą: - Automatycznej kontroli ekspozycji (AEC) - Modulacji do masy ciała - Modulacji do wielkości pacjenta - Modulacji bramkowaniem, np. prospektywne bramkowanie EKG w koronarografii TK Redukcja natężenia prądu w lampie rentgenowskiej w badaniach niskodawkowych Redukcja potencjału (napięcia) lampy Filtry kształtujące wiązkę promieniowania (np. filtr typu muszki) Ograniczenie długości pokrycia badanego obszaru Większy współczynnik skoku (<i>pitch</i>) (uzyskany poprzez zwiększenie szybkości przesuwania stołu), szersza kolimacja, o ile to możliwe Szybsza rotacja gantry Nowe detektory o wyższej czułości na promieniowanie, pozwalające skrócić czas ekspozycji Oslanianie pacjenta [np. fartuchem ołowianym] Techniki statystycznych rekonstrukcji iteracyjnych (np. adaptacyjna statystyczna rekonstrukcja iteracyjna)
--

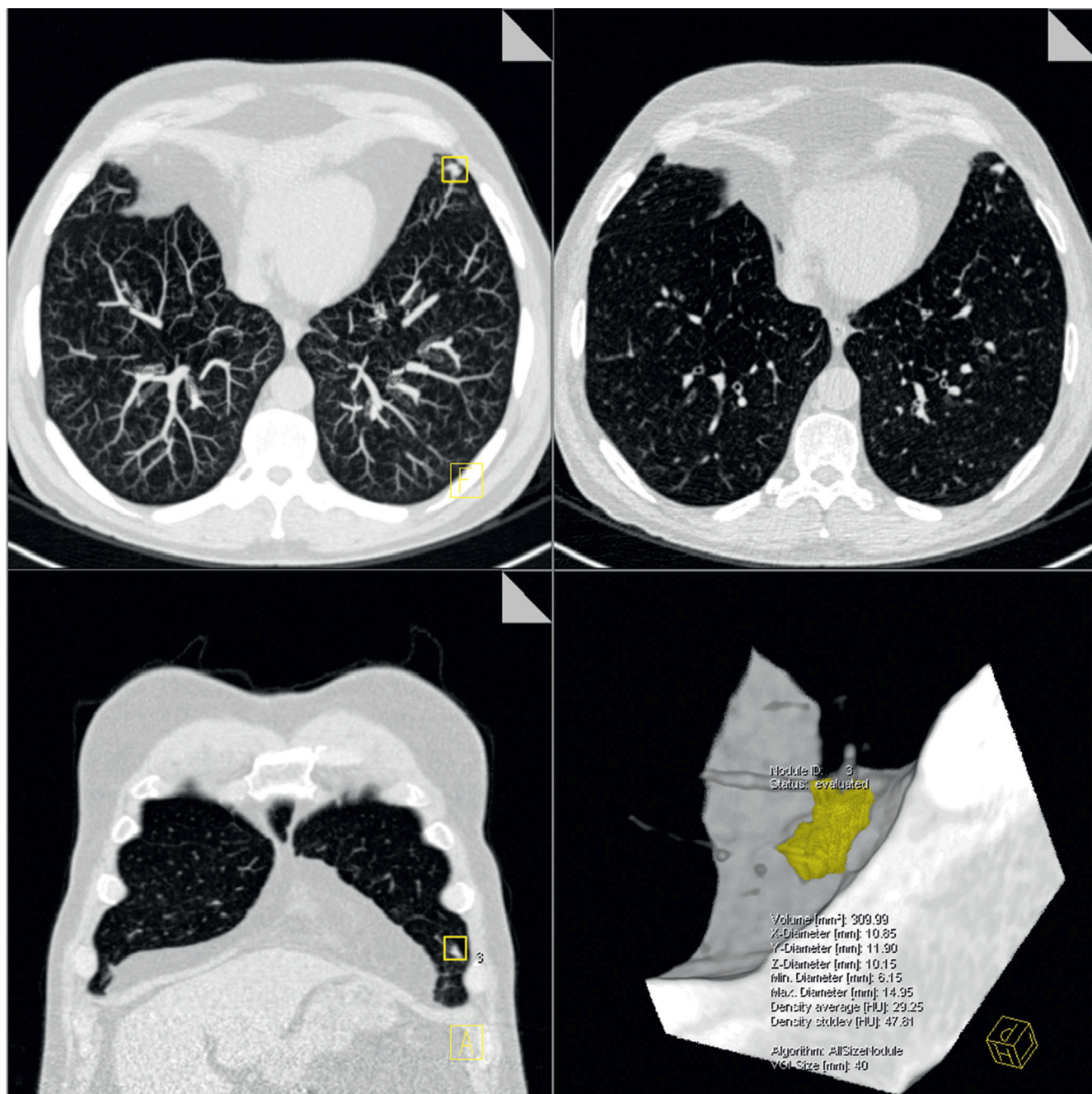
do scyntygrafii perfuzyjnej^{35,37} i potencjalnie z nią porównywalne. Choć możliwości są obiecujące, zastosowanie kliniczne TK podwójnej energii w badaniu klatki piersiowej wymaga jeszcze starannej walidacji naukowej.

Dawka promieniowania

Zanim wyznaczy się strategię redukcji dawki, należy koniecznie uwzględnić kilka fundamentalnych zasad przy wykonywaniu badań TK, pamiętając o czynnikach, które wpływają na dawkę promieniowania.

W lampie rentgenowskiej aparatu TK mały obszar na powierzchni anody emituje promienie X, które przechodzą przez ciało pacjenta i są rejestrowane przez detektory. Kolimator pomiędzy lampą a pacjentem umożliwia kształtowanie wiązki promieniowania i ustalanie profilu dawki. Ogólnie profil dawki z kolimatora ma w osi podłużnej kształt trapezu, co generuje obszary cienia (*umbra*) i półcienia (*penumbra*). W obszarze cienia promieniowanie X emitowane z całego obszaru ogniska anody pada na detektory, natomiast w obszarach półcienia na brzegach wiązki promieniowania tylko część ogniska naświetla detektory, ponieważ kolimator znajdujący się przed pacjentem blokuje inne części promieniowania.

Pomimo niekwestionowanych korzyści klinicznych wielorzędowa TK wiąże się z większą ekspozycją na promieniowanie niż konwencjonalna jednowarstwowa TK. Zwiększenie promieniowania wynika podstawowo ze zmarnowanej dawki promieniowania wskutek mniejszej geometrycznej efektywności MDCT. Geometryczna efektywność to określenie odsetka promieniowania, jaki uczestniczy w tworzeniu obrazu. Niższa efektywność oznacza więc, że potrzeba większej dawki, aby osiągnąć podobną jakość obrazu³⁸. W przypadku MDCT wykorzystywany jest tylko obszar plateau (cienia) profilu dawki do zapewniania równego poziomu sygnału wszystkim elementom detektora – obszar półcienia



RYCINA 1-5 ■ Zrzut ekranu wolumetrycznej analizy niskodawkowego badania TK w skryningu raka płuc. Parametry TK były obliczone w oparciu o masę ciała pacjenta, a efektywny poziom mAs nie przekroczył 22 mAs przy napięciu lampy 120 kVp.

jest odrzucany albo za pomocą kolimatora umieszczonego za pacjentem, albo wewnętrznej autokolimacji aparatu: jest to właśnie „zmarnowana dawka”³⁹ (ryc. 1-4). Względny udział obszarów półcienia zmniejsza się, gdy rośnie szerokość warstwy (wskutek zmniejszenia szerokości wiązki promieniowania) oraz w miarę zwiększania liczby równocześnie uzyskanych obrazów w systemach MDCT od 4- do 16-rzędowych⁴⁰. Jednak w urządzeniach 64-rzędowych szerokość wiązki promieniowania pozostaje stała zarówno w obrazach o szerokiej, jak i wąskiej kolimacji; dlatego geometryczna efektywność 64-rzędowego aparatu TK jest wysoka, co prowadzi do niższych skutków ubocznych w postaci zwiększonej dawki⁴⁰.

Innym czynnikiem, który obniża geometryczną efektywność wielorzędowej TK, są przerwy między elementami detektorów w matrycy wielodetektorowej. Fotony, które wpadają na ten obszar, nie przyczyniają się do tworzenia sygnału obrazu i stanowią inne źródło „zmarnowanej dawki”. Ogólnie liczba przerw wzrasta wraz z liczbą przekrojów, co oznacza obniżenie efektywności³⁹.

Strategie redukowania dawki omówiono w tab. 1-4. Parametry TK, które mają bezpośredni wpływ na dawkę promieniowania, to m.in. geometria gantry, czas rotacji, natężenie i napięcie w lampie rentgenowskiej, sposoby akwizycji obrazów, pokrycie osi Z, współczynnik skoku (*pitch*), kolimacja warstwy, a także nakładanie się warstw lub przerwy

GRAINGER & ALLISON
DIAGNOSTYKA RADIOLOGICZNA

KLATKA PIERSIOWA

Grainger & Allison's Diagnostic Radiology to uznany od lat klasyczny podręcznik z dziedziny diagnostyki obrazowej autorstwa ekspertów o międzynarodowym uznaniu.

Książka obejmuje 13 rozdziałów, które stanowią aktualny przegląd nowoczesnych technik obrazowania oraz ich rutynowego zastosowania w praktyce klinicznej.

Zwięzła formuła przedstawionego materiału pozwala na szybkie opanowanie niezbędnych podstaw. We wszystkich rozdziałach omówiono zalety poszczególnych badań obrazowych, różne ich warianty oraz szczegóły najnowszych postępów technicznych w radiologii.

Podręcznik przeznaczony jest zarówno dla doświadczonych radiologów, jak i dla osób, które przygotowują się do egzaminu specjalizacyjnego z radiologii.

Tytuł oryginału: **Grainger & Allison's Diagnostic Radiology. The Chest and Cardiovascular System.**
Publikację wydano na podstawie umowy z Elsevier.

ELSEVIER

ISBN 978-83-65625-85-4



9 788365 625854 >

www.edraurban.pl