
**PODSTAWY INŻYNIERII DIAGNOSTYKI OBRAZOWEJ
W MEDYCYNIE (PIDOM)**

OBRAZOWANIE MEDYCZNE

Artur Przelaskowski
materiały do wykładu
(rysunki w dużej części ze źródeł internetowych oraz własnych)

Obrazowanie medyczne – zakres rozważań

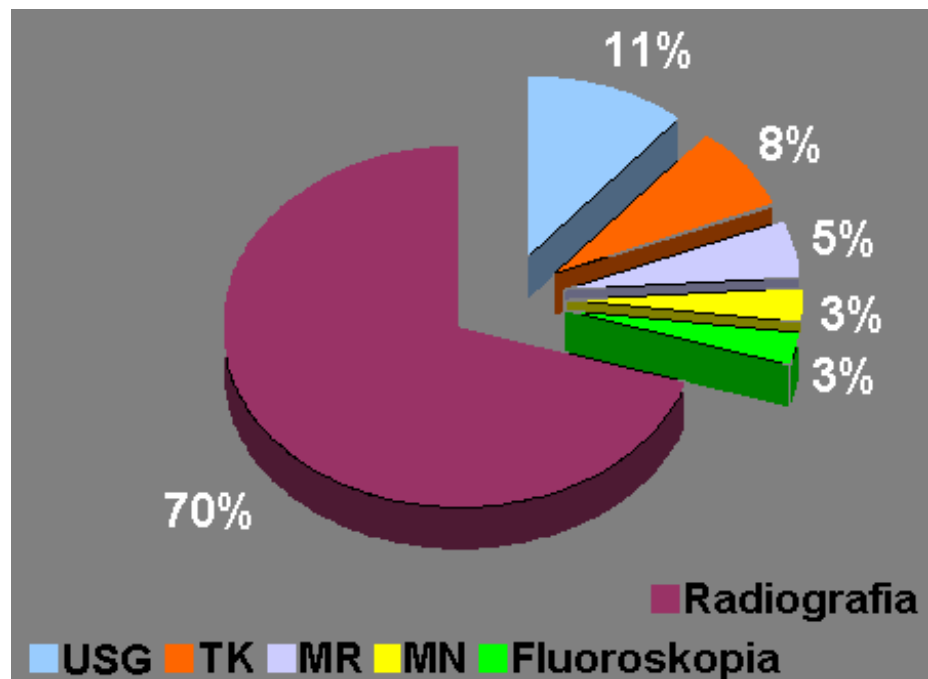
- Analiza porównawcza systemów (fizyka, jakość, zastosowania) – z. porównań
 - Zasada akwizycji
 - Zasada rekonstrukcji
 - Zasada wizualizacji
 - Radiografia cyfrowa jako przykład aplikacji zasad
-

Obrazowanie medyczne - spojrzenie

- Systemy obrazowania medycznego
 - komplementarność zobrazowań (wartość dodana, ograniczenia)
 - integralność zobrazowań (multimodalność, uzupełnienia kliniczne, różnorodność zastosowań)
 - powtarzalność (kompleksowość 3D, standaryzacja, analizy porównawcze)
 - Efekt: dane obrazowe
 - specyfika – treść, możliwości, artefakty, stosowalność
 - percepcja treści
 - metody analizy, rozumienia, interpretacji
 - ocena jakości, kontrola i porównanie jakości
 - pojęcia wartości i wiarygodności diagnostycznej
 - weryfikacje kliniczne
-

Krótki spojrzenie na OM

- Ukryty świat żyjącego ludzkiego ciała (do niemal końca XIX wieku)
- Rewolucja pierwsza: radiografia (obrazowanie promieniami rentgenowskimi) – dominacja do dziś!



Kolejne rewolucje

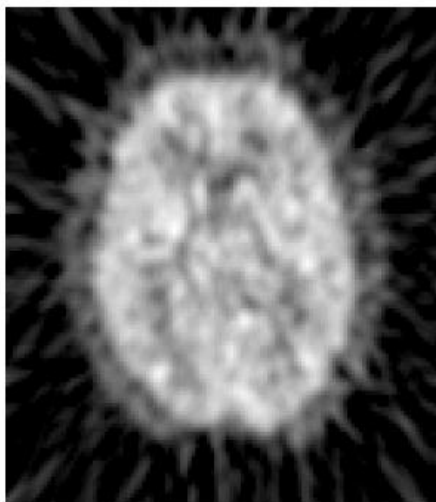
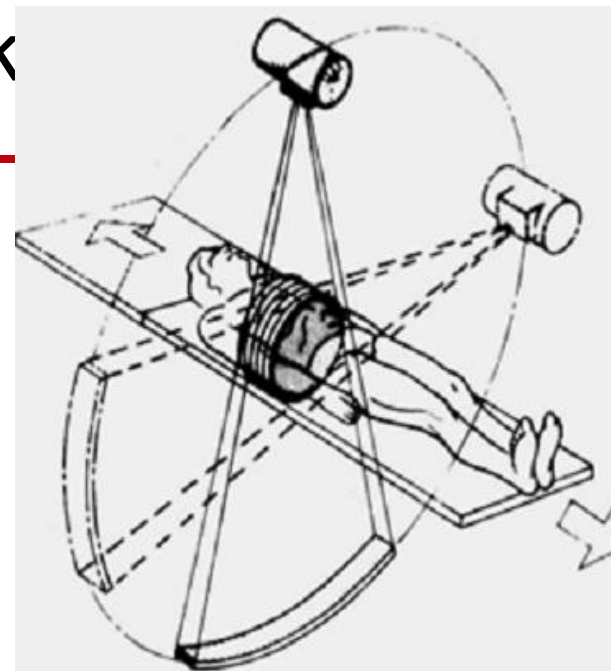
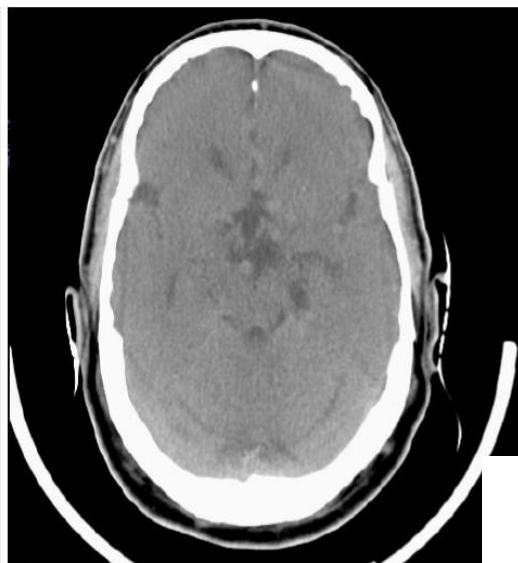
■ Cechy radiografii

- Podstawy fizyczne: zróżnicowane pochłanianie promieniowania X
 - Obraz prześwietleniowy (zdjęcie): rozkład liniowego współczynnika absorpcji uśrednionego wzdłuż kierunków penetracji tkanki – cienie o zróżnicowanym poziomie szarości
 - Uwidocznienie struktury narządów wewnętrznych (kostnych, tkanek miękkich)
 - Szybkość, elastyczność, łatwość dostosowania, szeroki zakres stosowalności (dobór parametrów)
 - Wysoka jakość danych obrazowych
 - Ograniczenia: nakładanie się struktur, problem cyfryzacji
-

Kolejne rewolucje

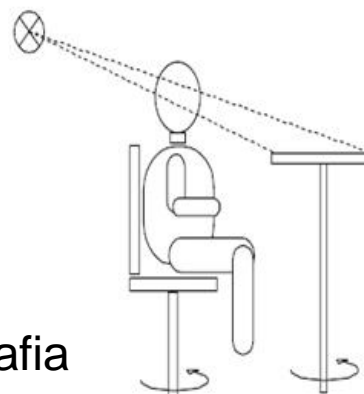
- Tomografia rentgenowska (lata 70.) – radykalna zmiana możliwości
 - Podstawy fizyczne jak w radiografii, konstrukcja gentry z układem lamp i detektorów
 - Technika transmisyjna z rozkładem liniowych współczynników tłumienia uśrednionych po grubości warstwy
 - Wykorzystanie komputerów! (tomografia komputerowa czy skomputeryzowana)
 - Realne 3D: obrazy przekrojów, warstwowa rekonstrukcja wolumenu
 - Dobre różnicowanie (skontrastowanie) różnych typów tkanek miękkich oraz kostnych
 - Podstawowa zaleta diagnostyczna: obrazowanie mózgu (guzy, udar)
 - Szerokie zastosowanie (powszechność, wielorakie incydenty i choroby w całym ciele - metoda z wyboru w wielu przypadkach, planowanie naświetlań, ocena nowotworów)
 - Ograniczenia CT: duże dawki, słabe różnicowanie niektórych tkanek, ograniczona jakość (m.in. badań dynamicznych), artefakty, problemy z wierną rekonstrukcją struktur, zdolnością rozdzielczą itp..
 - Metody rekonstrukcji: FBP, algebraiczne, metoda wiarygodności, inne
-

Projekcja i przek

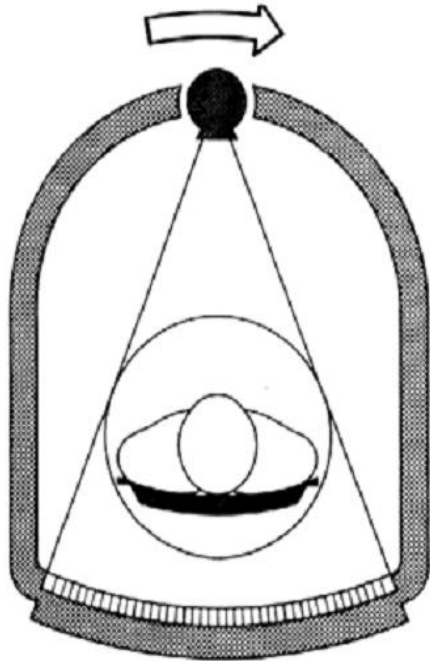


PET

Klasyczna tomografia
transwersalno-osiowa



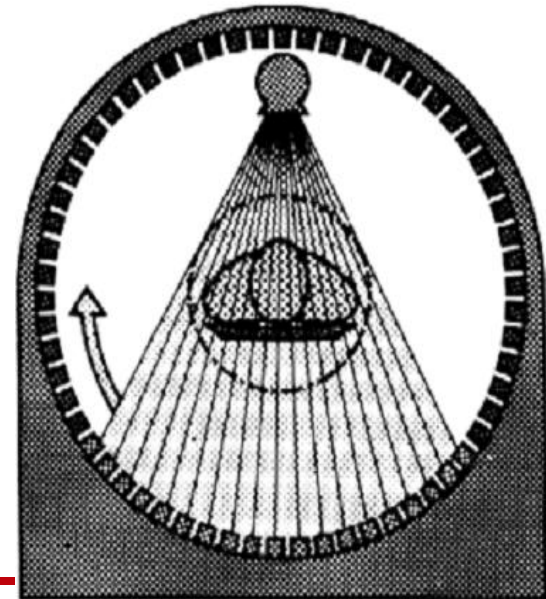
3 i 4 generacja



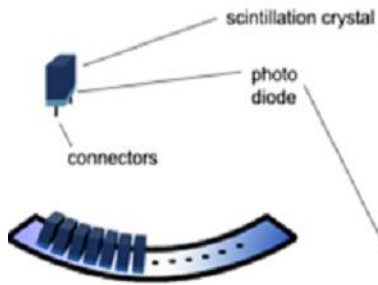
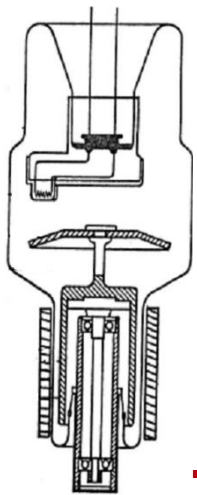
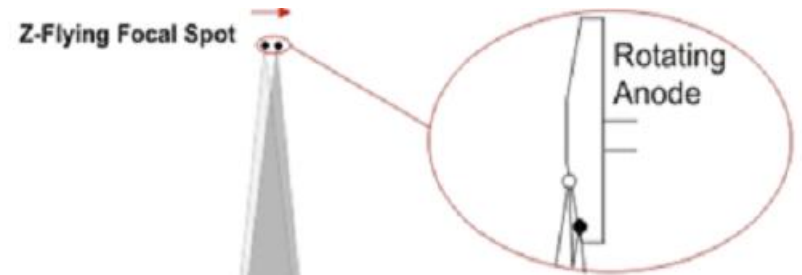
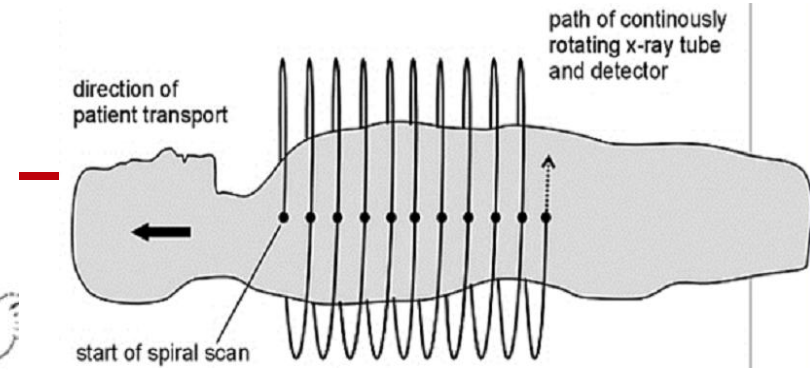
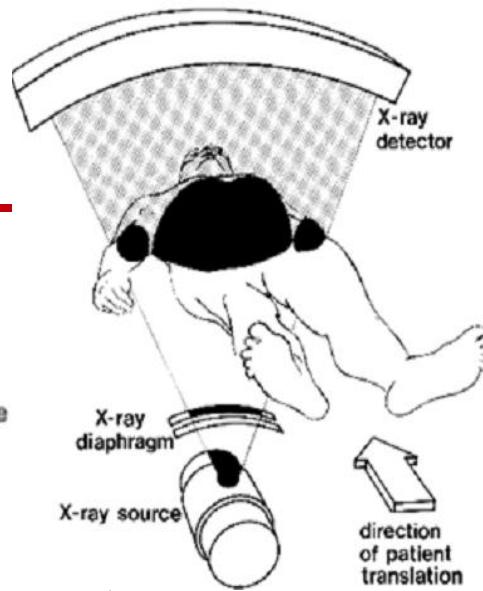
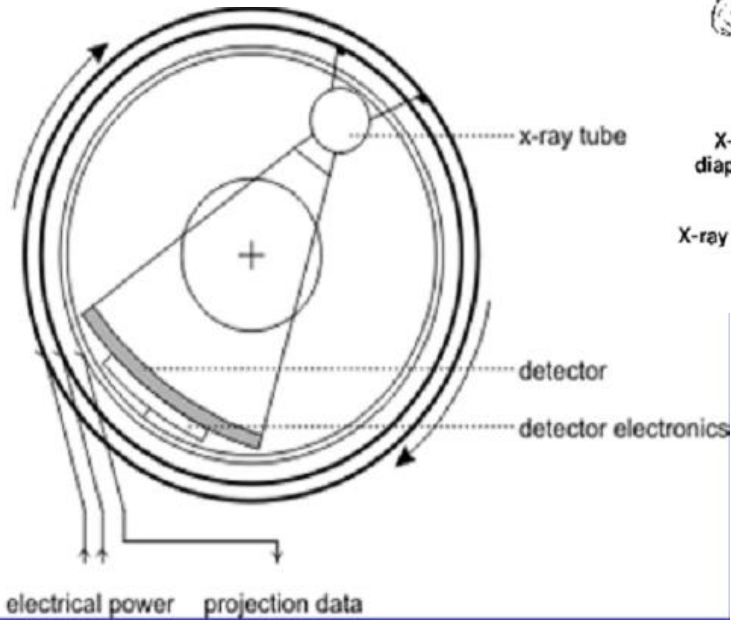
- wiązka wachlarza w kącie 42° , pokrywająca cały obiekt
- matryca detektorów pokrywa cały łuk wachlarza
- promieniowanie jest ciągłe
- układ lampa – detektor wykonuje tylko ruch obrotowy
- wykonywany jest obrót w zakresie około 240°
- czas ekspozycji około 1 s
- projekcja zawiera około 750 linii (taka jest liczba detektorów w matrycy)

Konwersja pomiarowa: **3D** obiekty \rightarrow **2D** plastry (warstwy) \rightarrow **1D** projekcje
Reguła rekonstrukcji: **1D** projekcje \rightarrow **2D** plastry \rightarrow **3D** scena

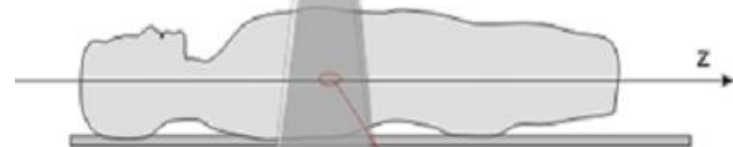
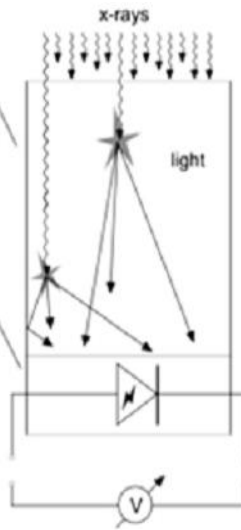
kompletny, nieruchomy
pierścień detektorów



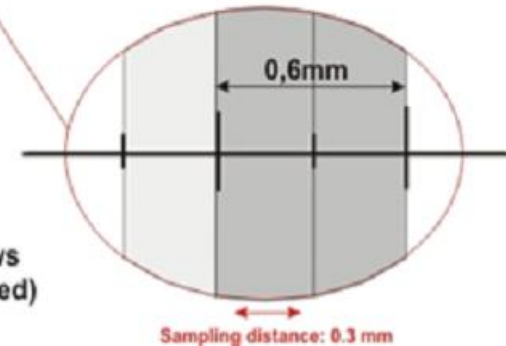
Tomograf spiralny, wielowarstwowy



Scintillation detector

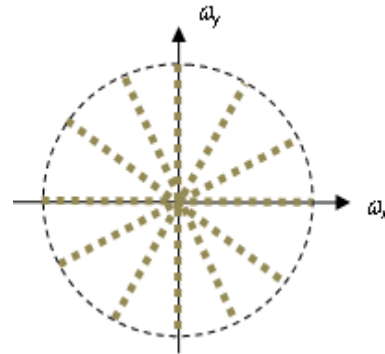


32 detector rows (64 slices scanned)



Ograniczenia cyfrowej realizacji CT – zasady akwizycji i rekonstrukcji

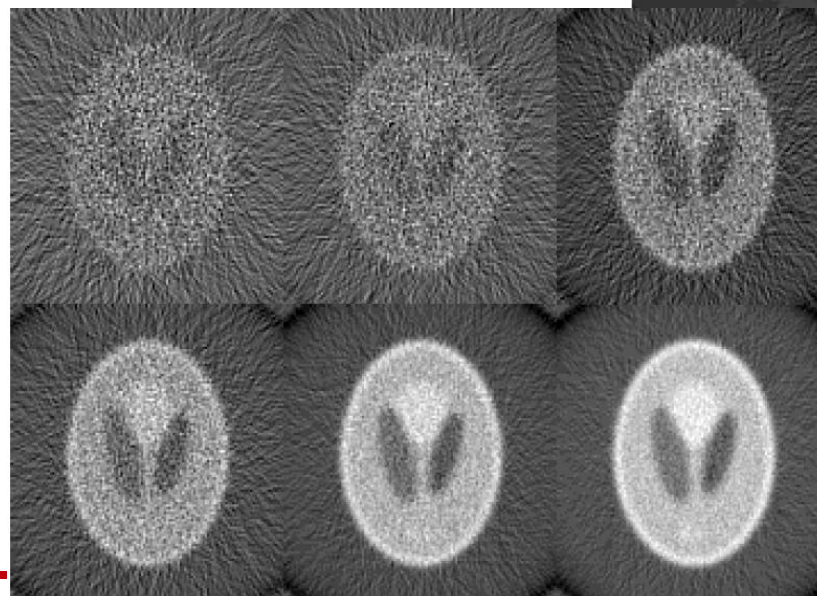
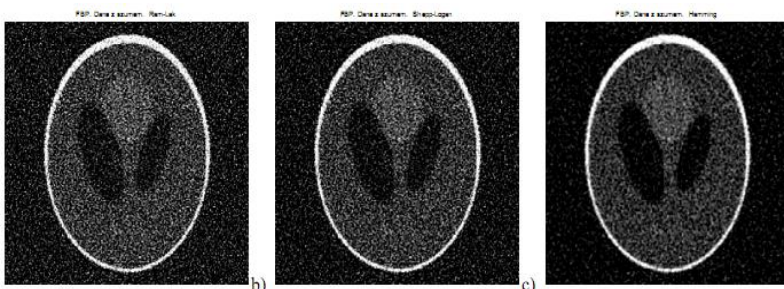
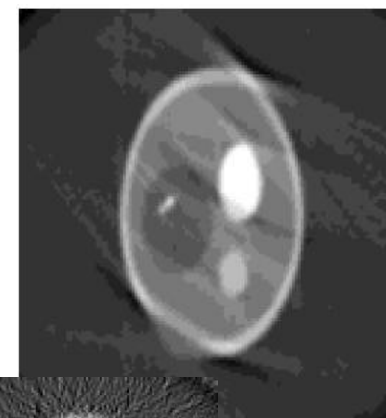
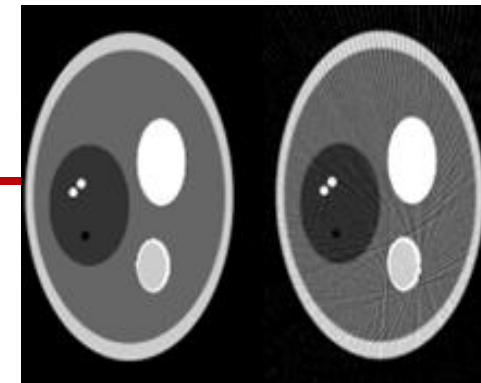
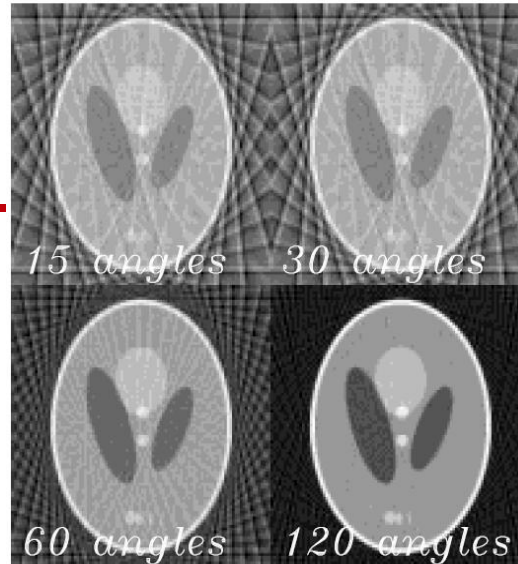
- Skończona rozdzielczość detektora – próbkowanie pojedynczej projekcji
- Uśrednianie pomiaru parametrami detekcji działa jak filtr dolnoprzepustowy, ogranicza przestrzenną rozdzielczość obrazu
- Możliwy efekt aliasingu, filtracja zabezpieczająca?
- Dyskretna liczba kątów projekcji (próbkowanie sinogramu), rozkład równomierny? Kierunkowy aliasing?
- Spróbkowana transformata Fouriera- nierównomierna gęstość próbek niekorzystna dla szczegółów



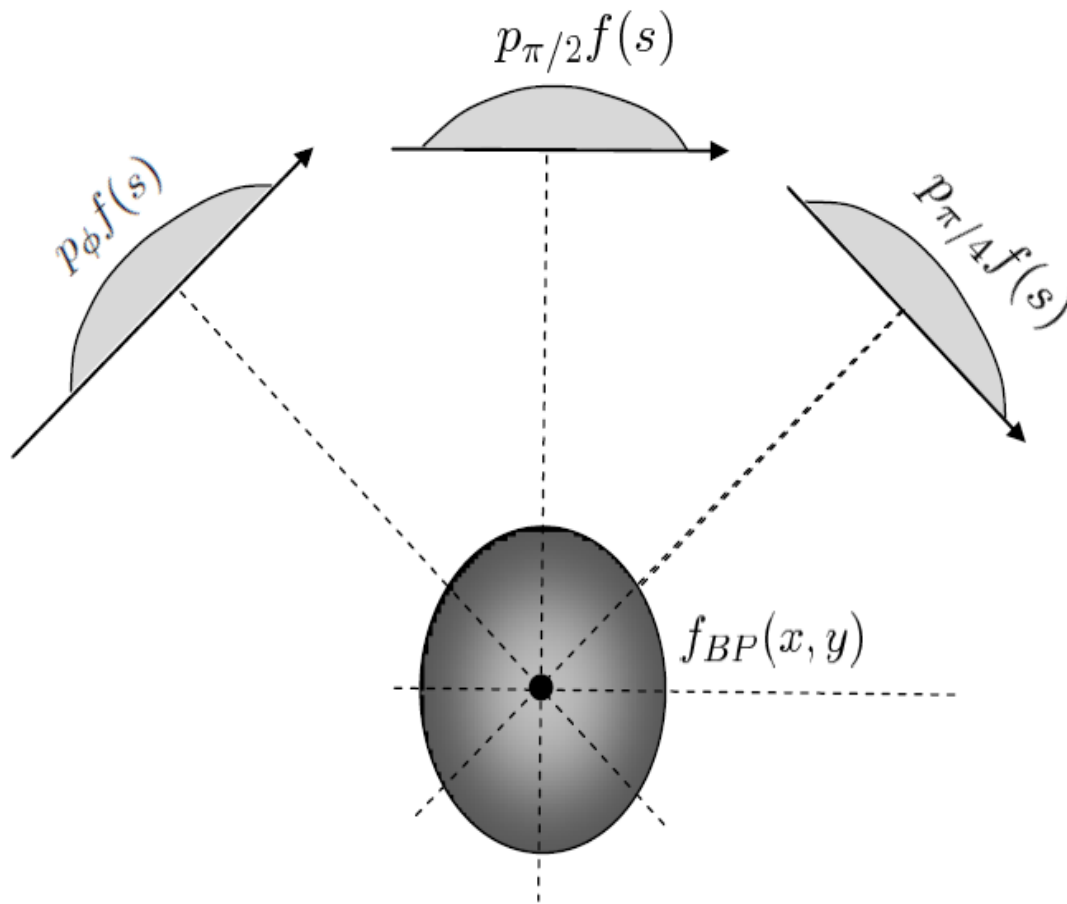
- Duży poziom szumu udaje składowe wysokoczęstotliwościowe wprowadzając artefakty aliasingowe
- Artefakty ruchowe – modułują lokalne widma
- Uśrednianie po warstwie
- Efekt silnych krawędzi kostnych (hallo)

Ograniczenia

- Aliasing (próbkiwanie kierunków)
- Aliasing (próbkiwanie radialne)
- Artefakty ruchowe
- Szum
- Ograniczona rozdzielczość detektora



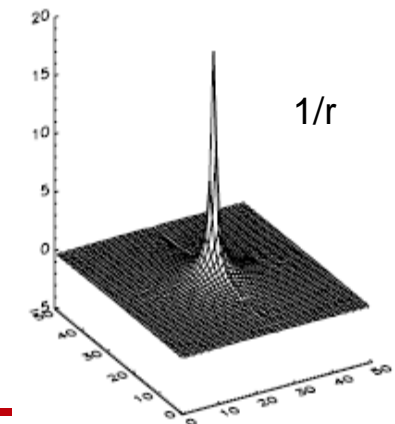
Zasada rekonstrukcji rzutu (projekcji) wstecznego (BP)



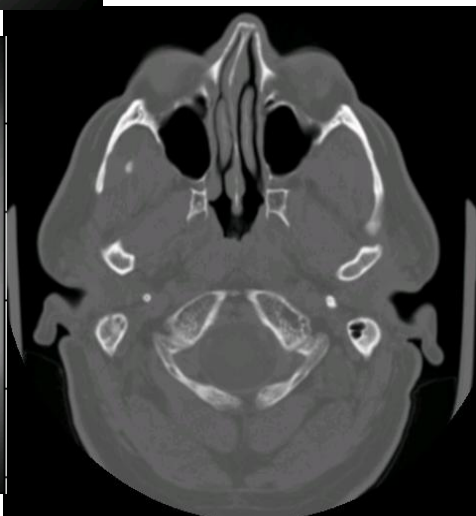
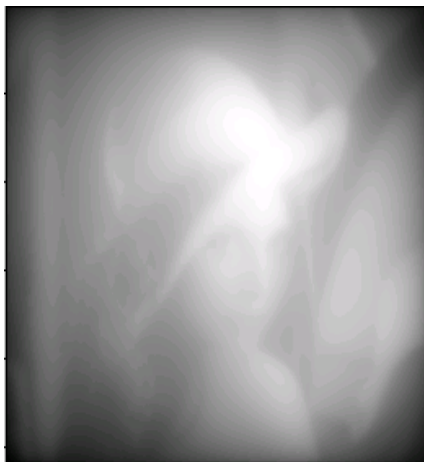
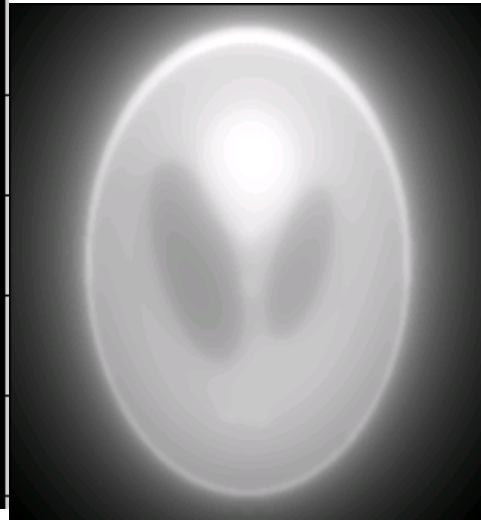
$$f_{BP}(x, y) = \frac{1}{\pi} \int_0^\pi p_\phi f(x \cos \phi + y \sin \phi) d\phi$$

a	b	c	d	e	43
f	g	h	i	j	56
k	l	m	n	o	51
p	q	r	s	t	27
u	v	w	x	y	8
24	35	41	39	36	

W przypadku ciągłym teoretycznie prosta rekonstrukcja, ale w praktyce ...

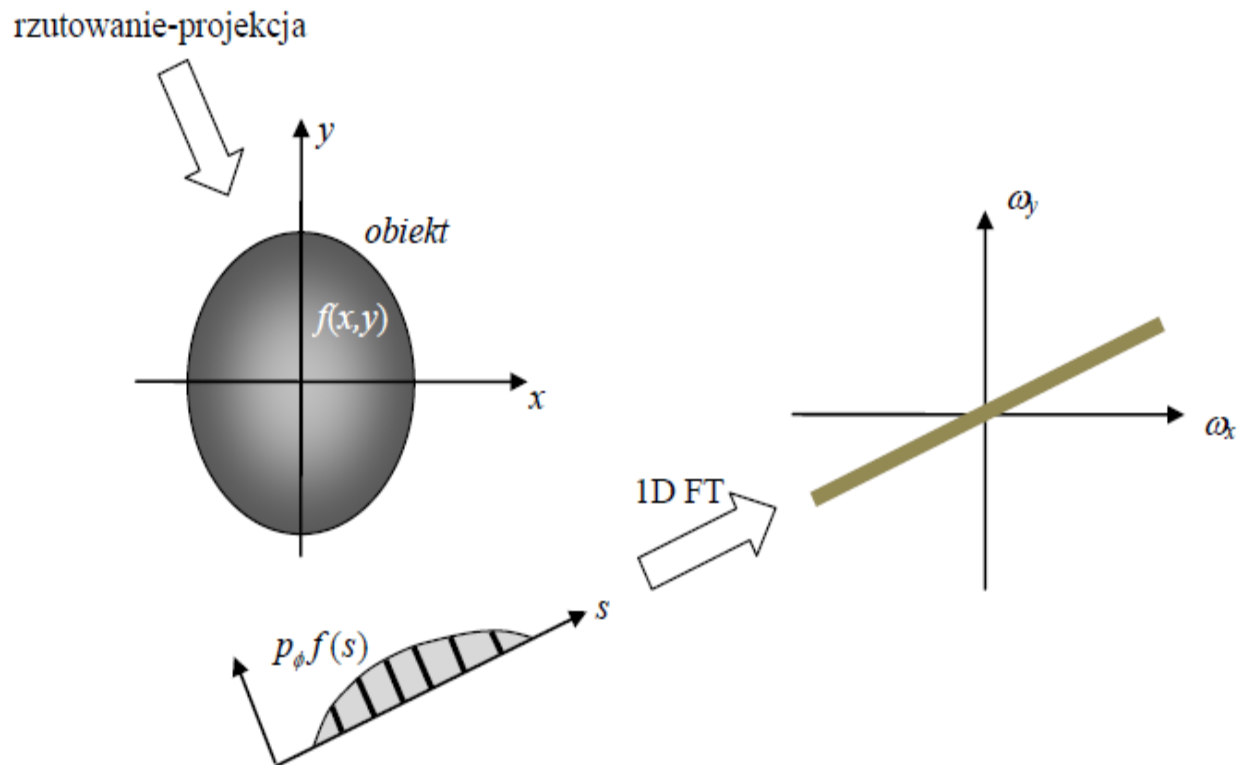


Efekt rozmycia rekonstrukcji BP



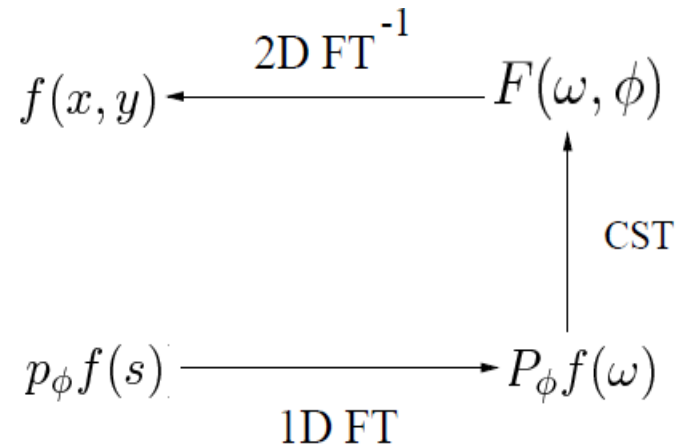
Rozwiązanie: Centralne twierdzenie o plastrach - Central (Fourier projection) slice theorem

'serce' wszystkich metod rekonstrukcji tomograficznej

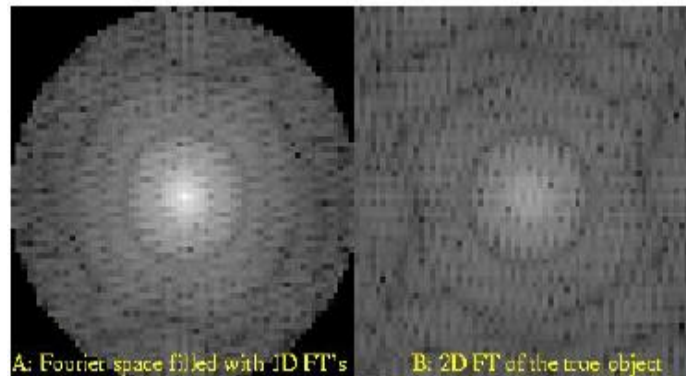


1D transformata Fouriera projekcji $p_\phi f(s)$ jest linią (ϕ) w 2D transformacie Fouriera sygnału $f(x,y)$

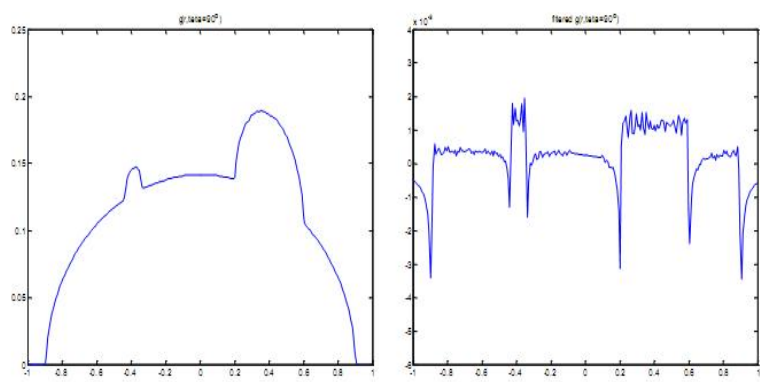
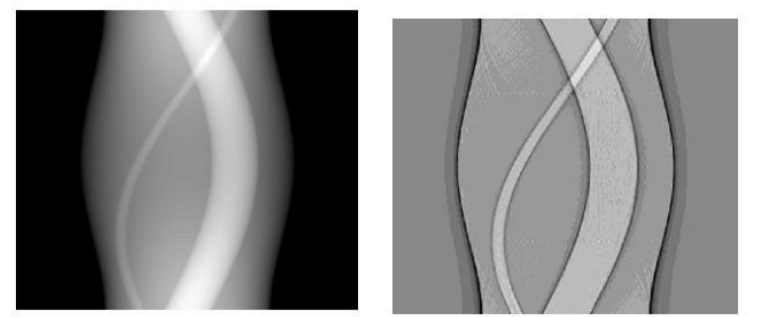
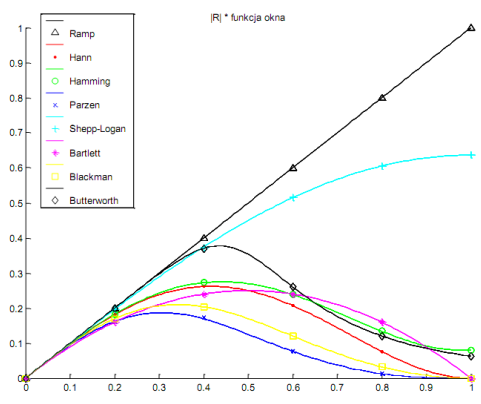
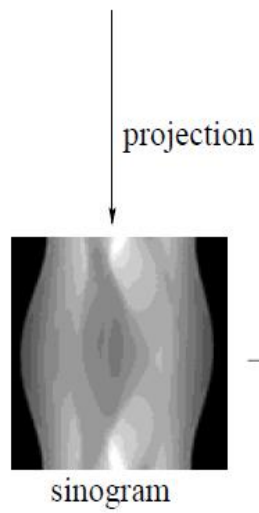
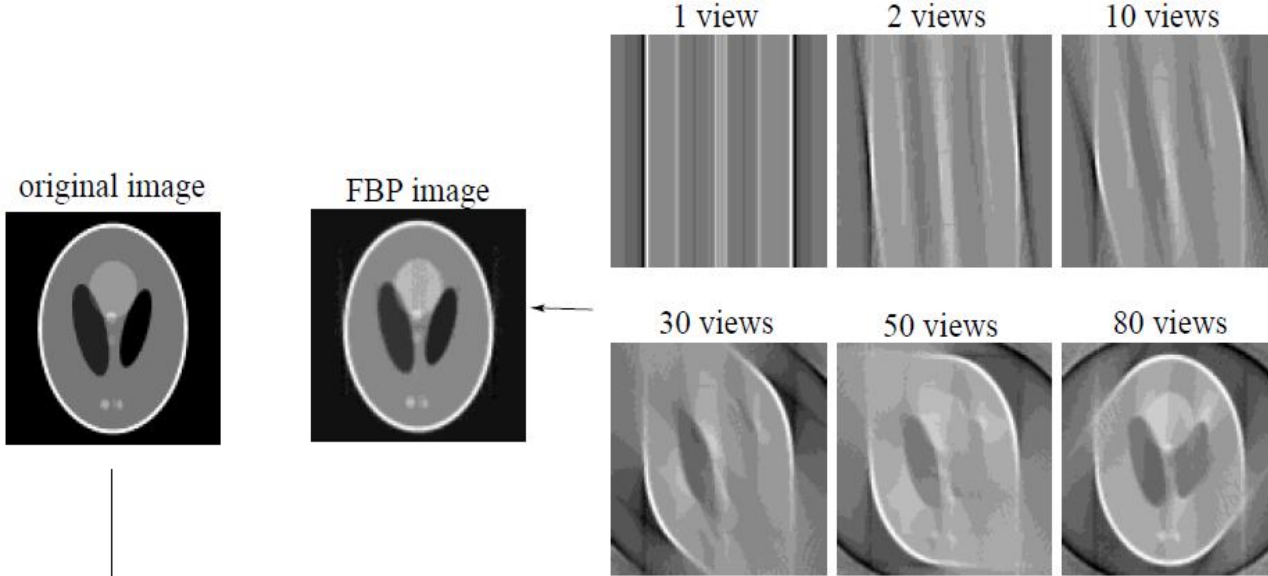
Bezpośrednia metoda Fourierowska



- Problemem jest interpolacja przestrzeni fourierowskiej (konwersja kartezjańskie – biegunowe, uzupełnienie rogów)



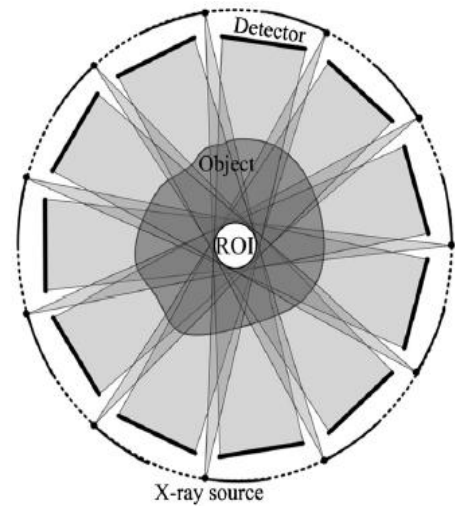
Działanie FBP



Problemy i wyzwania

- Problem rekonstrukcji obrazów według CT nadal daleki od pełnego (satysfakcjonującego) rozwiązania! (Wang 2008)
 - Metody analityczne działają stosunkowo dobrze przy dużej liczbie równomiernych projekcji
 - Brak spełnienia tych założeń wymusza sięgnięcie do metod algebraicznych – szybkiego rozwiązania układu równań metodą ART. (na bazie pomysłu Kaczmarza)
 - Rozwiązanie układu równań jest nieproste (nierealnie złożone pomiarowo i obliczeniowo – np. dla obrazów 512x512 niewiadomych jest 2^{18})
 - Inne alternatywy
 - metody statystyczne (największej wiarygodności)
 - metody optymalizacyjne – CS
 -
 - **Wyzwania (przede wszystkim kliniczne)**
 - Redukcja dawki promieniowania (np. badania dzieci)
 - Tłumienie rozproszeń, interferencji
 - Zwiększenie prędkości skanowania (czasu badania)
 - Precyzyjna rekonstrukcja ROI na podstawie minimalnej liczby danych pomiarowych (zastosowania kardiologiczne, neurologiczne ?)
-

Koncepcja ROIT



Wiele par źródło-detektor

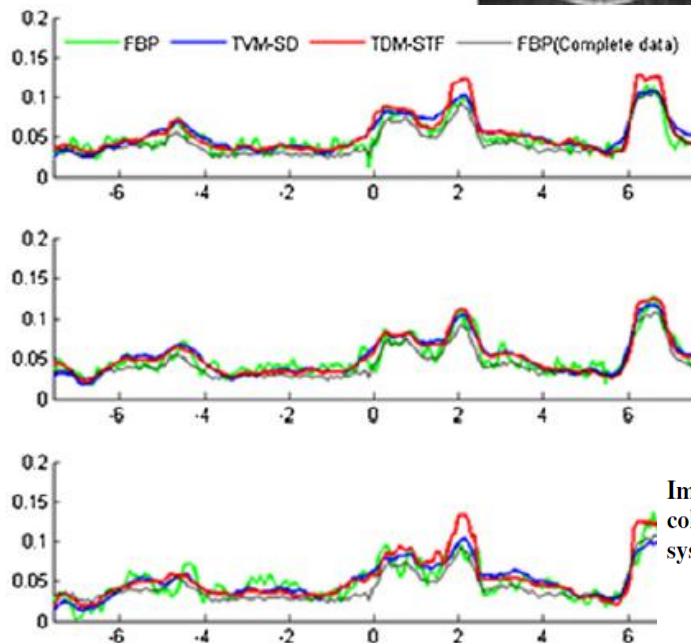
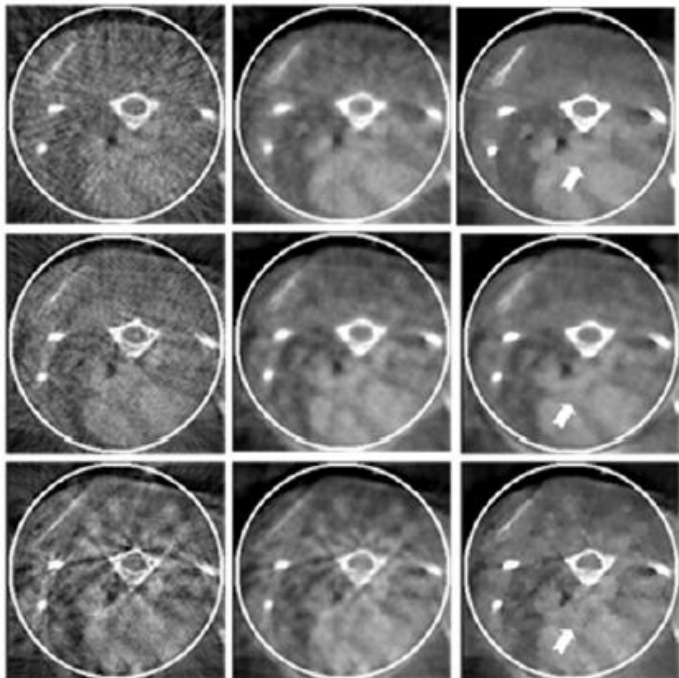
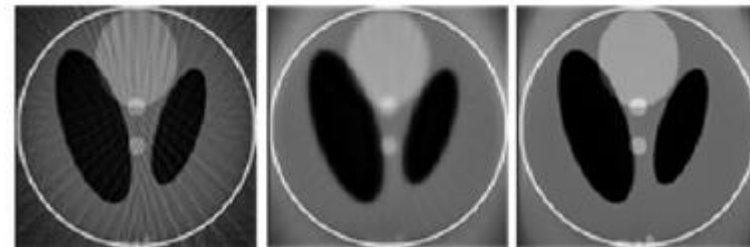
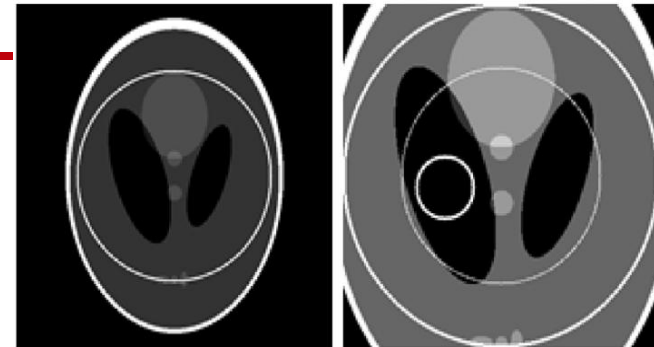
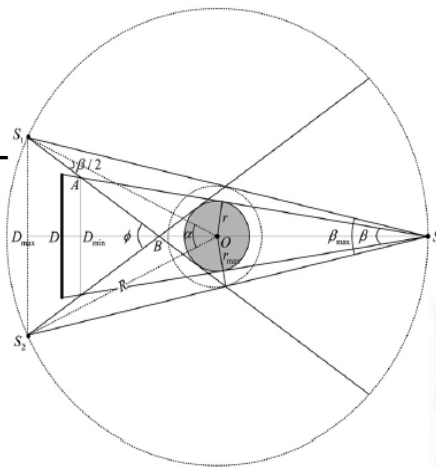


Image reconstruction from limited angle projections collected by multisource interior x-ray imaging systems

Kolejne rewolucje

- Tomografia rezonansu magnetycznego (1950-1980) – metoda przyszłości?
 - Motywacja – ograniczenia CT, alternatywa do metod z jonizacją
 - Bazuje na magnetycznym rezonansie jądrowym (NMR) - brak jonizacji
 - Fizyka: silne pole magnetyczne (stałe), pobudzenia elektromagnetyczne, porządkowanie jądrowych momentów magnetycznych, generacja impulsów radiowych, pomiar 1D transformacji Fourierowskich, częstotliwościowe metody rekonstrukcji (odwrotna FT)
 - Obrazowanie przesłoniętych tkanek miękkich, wielorakie możliwości silniejszego różnicowania tkanek w obrazach (w tym możliwe badania kontrastowe)
 - Lepsza (często) od CT jakość obrazów (większa czułość, rozdzielczość przestrzenna, lepsza dynamika)
 - Ciągły rozwój - szybkie sekwencje pobudzające, fMRI, badania dyfuzyjne, spektroskopia ...
 - Metody rekonstrukcji nieco odmienne od CT
-

Metody spokojnej progresji

- Diagnostyczne medycyna nuklearna (1948 -1952-1963)
 - Źródło w rozwoju techniki jądrowej (bomba atomowa)
 - Substancje biologicznie czynne znakowane izotopami, badanie mechanizmów metabolizmu
 - Obrazowanie struktur silnej lub słabiej uczestniczących w metabolizmie
 - Obrazowanie funkcji poprzez śledzenie przebiegu gromadzenia i usuwania radiofarmaceutyków
 - Scyntygrafia, SPECT i PET (izotopy krótkożyciowe, wybrane, selektywne funkcje aktywności)
 - Podobne metody rekonstrukcji jak w CT
-

Metody spokojnej progresji

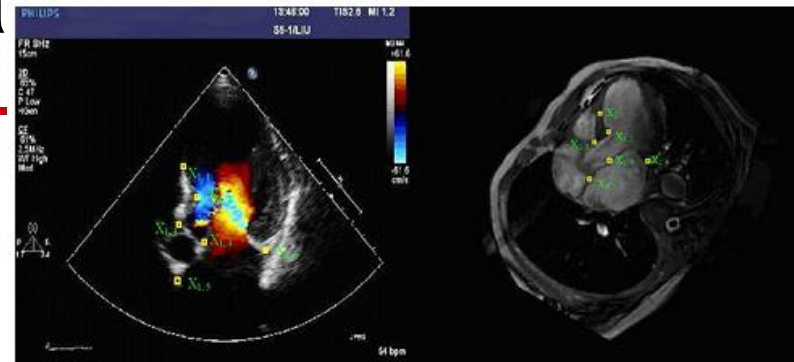
- Ultrasonografia (1952-1961)
 - Brak jonizacji, bezpieczeństwo
 - Fale ultradźwiękowe, zjawiska odbicia (tryb odbiciowy) i rozproszenia, zasada tomografii
 - Głowice nadawczo-odbiorcze, obrazowanie w czasie rzeczywistym, szereg modów zobrazowań, funkcje dopplerowskie,
 - Uniwersalność (struktura, funkcja)
 - Tani, przenośny sprzęt, szeroka stosowalność – powszechność

 - Radiografia cyfrowa
 - Detektory, monitory, lampy, układy akwizycji (np. tomosynteza)
 - Efekt: radiologia cyfrowa

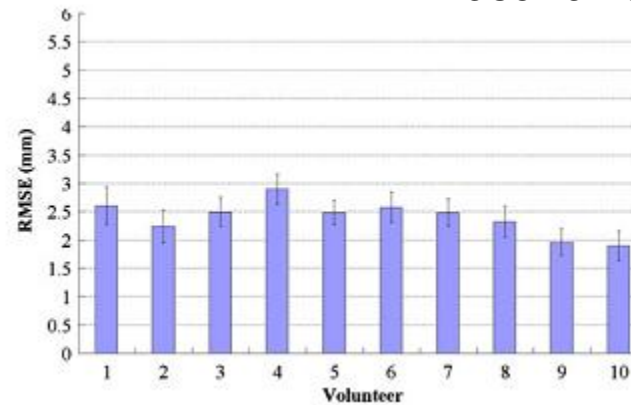
 - Trendy
 - Eliminacja/redukcja dawek promieniowania jonizującego
 - Dynamika, specyficzność badań
 - Szybkość wykonania badania, komfort
 - Poprawa jakości (szumy, artefakty, kontrast, rozdzielczość)
 - Miniaturyzacja
-

WYBRANE PRZYKŁADY - WIZUALIZACJA

Fuzja – morfologia i funkcja

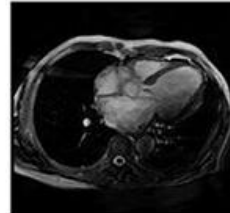
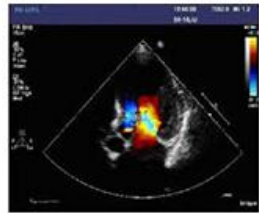


Pasowanie znaczników

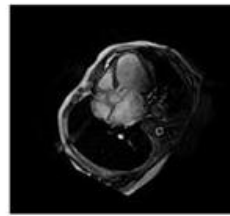
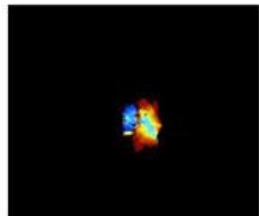


Błędy dopasowania

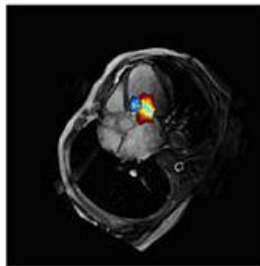
Efekty



Doppler Segmentation



Registration of Doppler and MRI



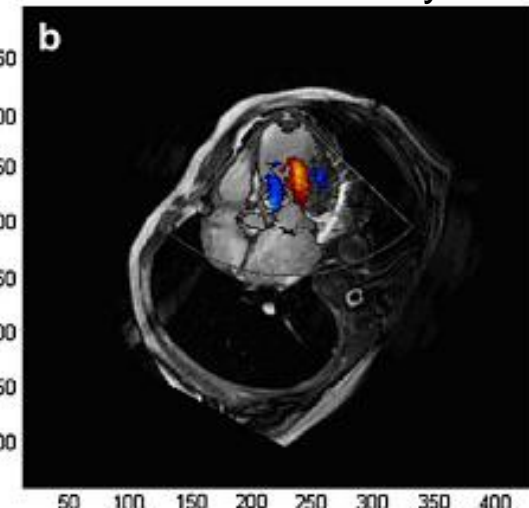
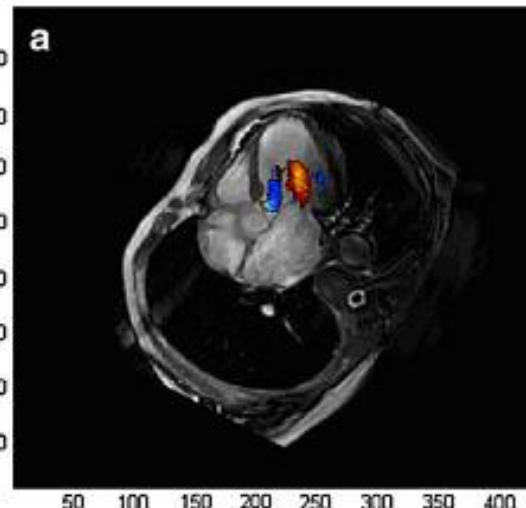
Fusion image

Koncepcja

Fusion of Color Doppler and Magnetic Resonance Images of the Heart

Chao Wang · Ming Chen · Jiang-min Zhao · Yi Liu

J Digit Imaging (2011) 24:1024–1030



Ciągle nowe odkrycia

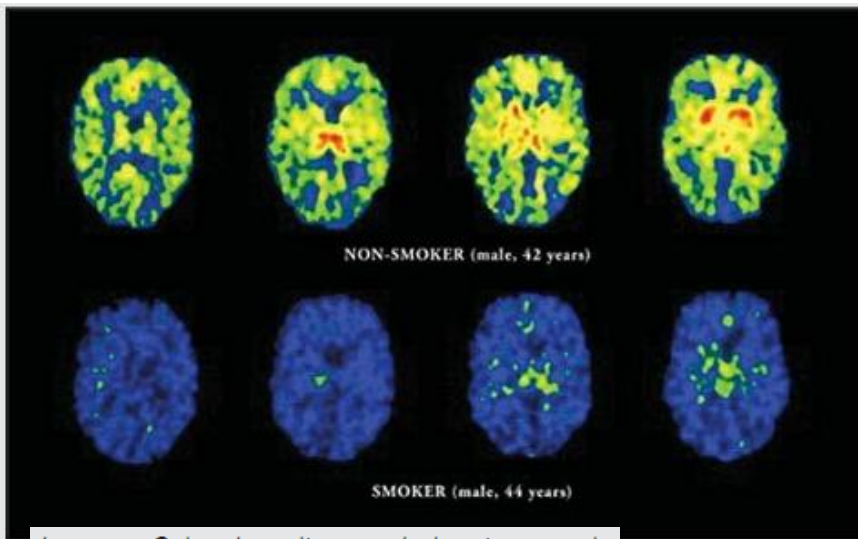


Image: Colored positron emission tomography (PET) scans of the brains of a smoker and a non-smoker (Photo courtesy of Pascal Goetgheluck).



Monitorowanie genowej terapii choroby Parkinsona

Image: Brain scan of a patient with Parkinson's disease (Photo courtesy of GJLP-CNRI).



Rozpoznanie palacza i śledzenie mózgowego uzależnienia

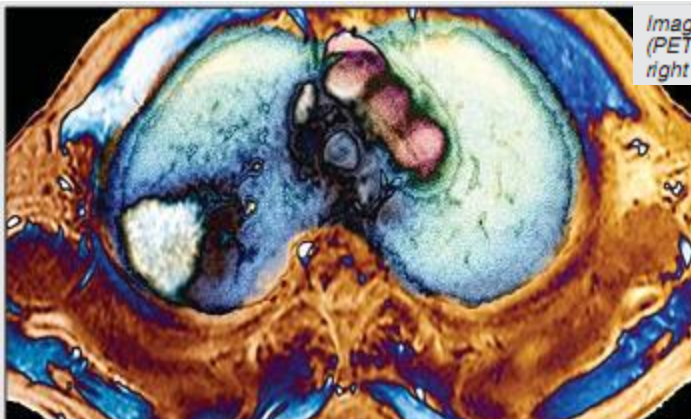


Image: Colored axial positron electron tomography (PET) scan of lung cancer (white, lower left) in the right lung (Photo courtesy of Sovereign, ISM).

Lepsza diagnoza raka płuc w PET

Adaptacyjne CT (udar, rak, laboratorium do cewnikowania, interwencyjne obrazowanie kardiologiczne)



AKWIZYCJA, DETEKTORY – SKANERY, CR, CCD, CYFROWE,
URZĄDZENIA, MONITORY, MAMMOGRAF, NOWE
MOŻLIWOŚCI OBRAZOWANIA

RADIOGRAFIA CYFROWA

RADIOGRAM CYFROWY



ŚRODOWISKO RADIOLOGII CYFROWEJ



*klisze są już
niepotrzebne*



'cyfrowa' interpretacja



*biometryczne
zabezpieczenia*

PODSTAWOWE DEFINICJE

Radiologia – dziedzina medycyny zajmująca się wykorzystaniem różnorodnych technik (systemów) obrazowania w celach diagnostycznych i leczniczych

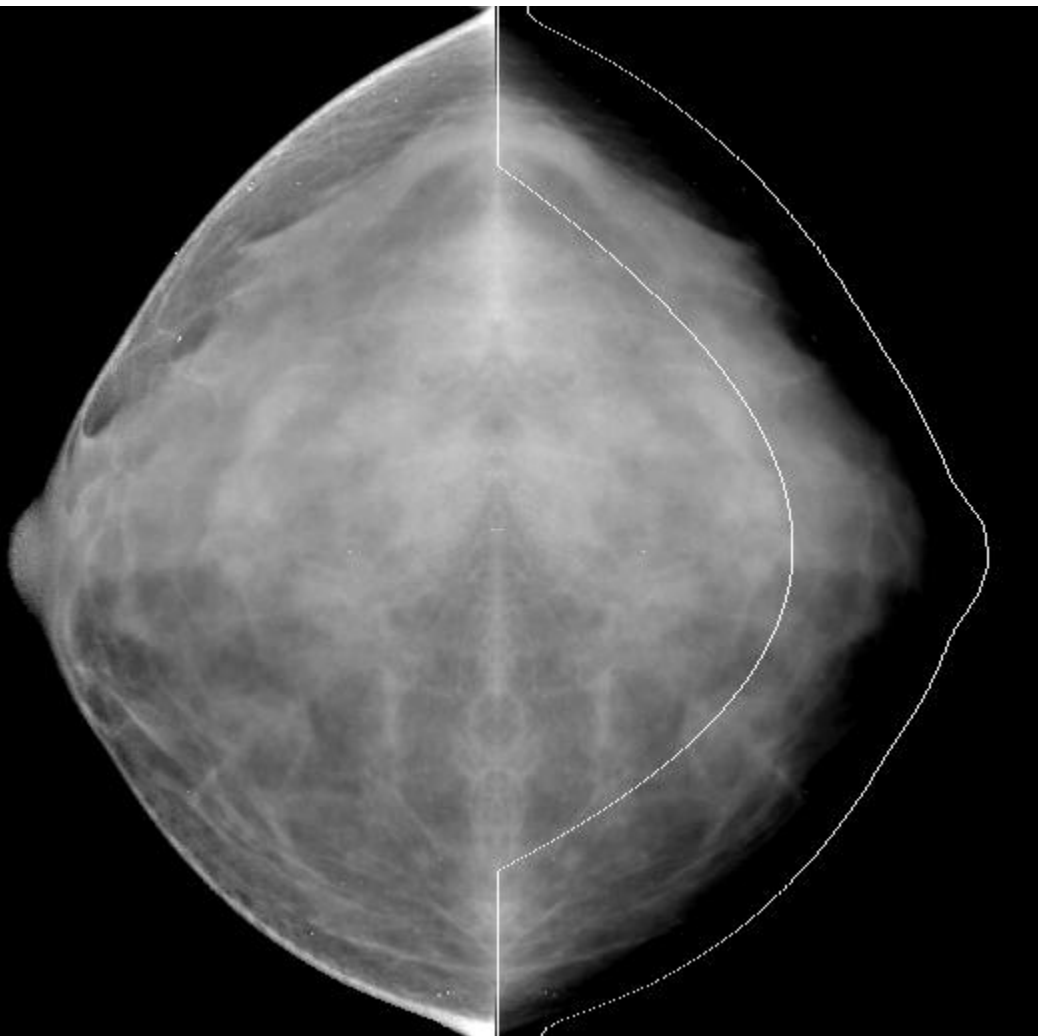
Radiologia cyfrowa – zastosowanie technik cyfrowych i komputerowych (informatycznych) w systemach obrazowania medycznego w ramach radiologii

Radiografia cyfrowa – zastosowanie technik informatycznych do prześwietleniowych badań rentgenowskich w ramach radiologii

Centrum radiologii cyfrowej – zintegrowane środowisko akwizycji, gromadzenia, wymiany, wizualizacji, przeszukiwania, opisu badań obrazowych z komputerowym wspomaganie diagnostyki

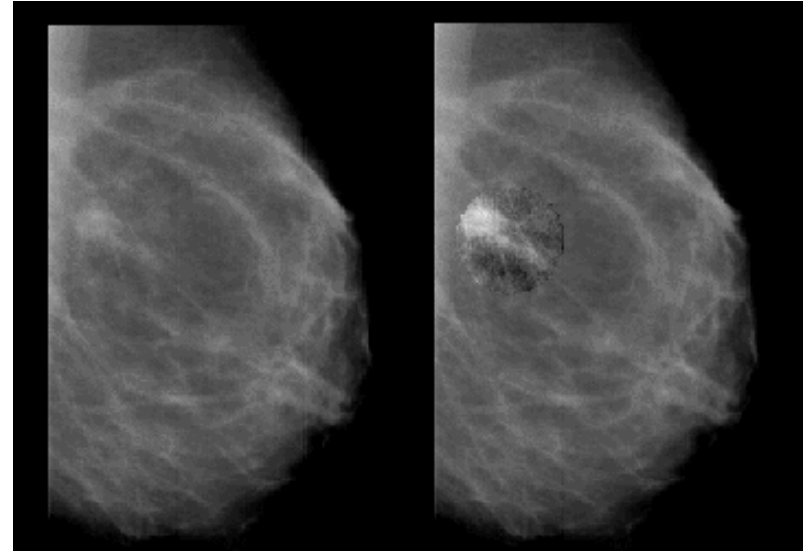
Klucz do radiologii cyfrowej: skuteczna radiografia cyfrowa

CYFROWO CZY ANALOGOWO ?



cyfrowy

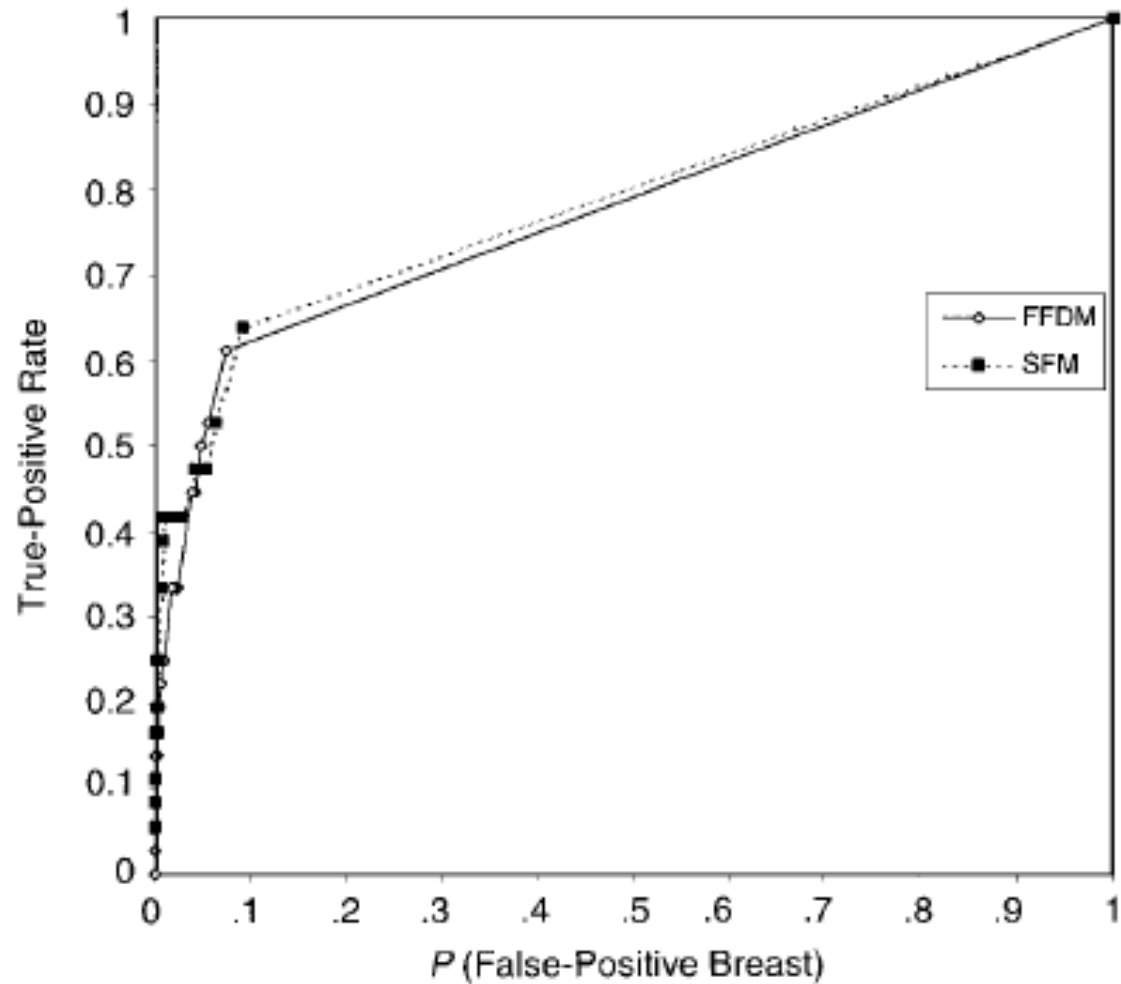
analogowy



Detekcja guzka

*Dr. Martin Yaffe, Imaging Research Program,
Sunnybrook & Women's College Health Sciences
Centre, Toronto, Canada*

PORÓWNANIE



MOŻLIWOŚĆ RADIOGRAFII CYFROWEJ



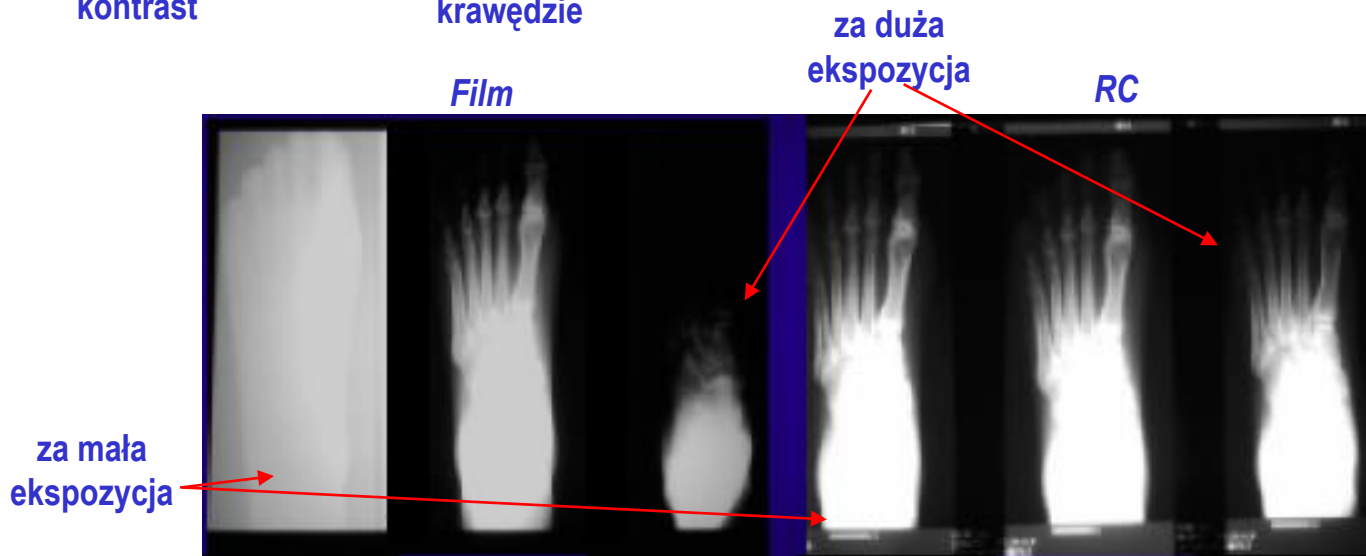
dane z akwizycji



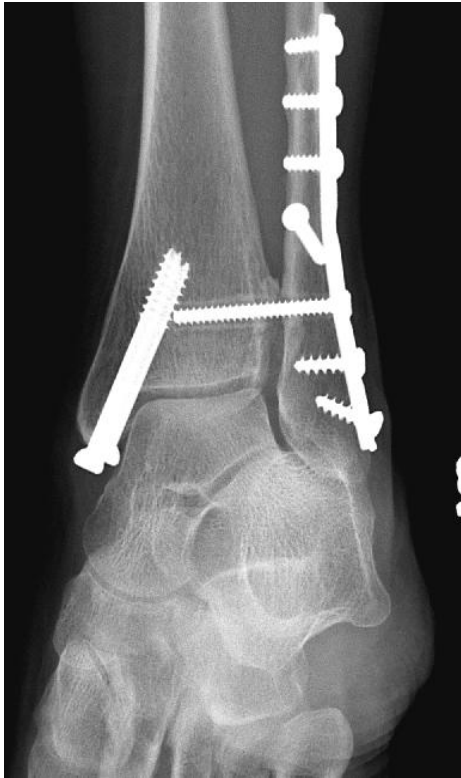
poprawiony
kontrast



wyostrzone
krawędzie



WIĘKSZA DYNAMIKA



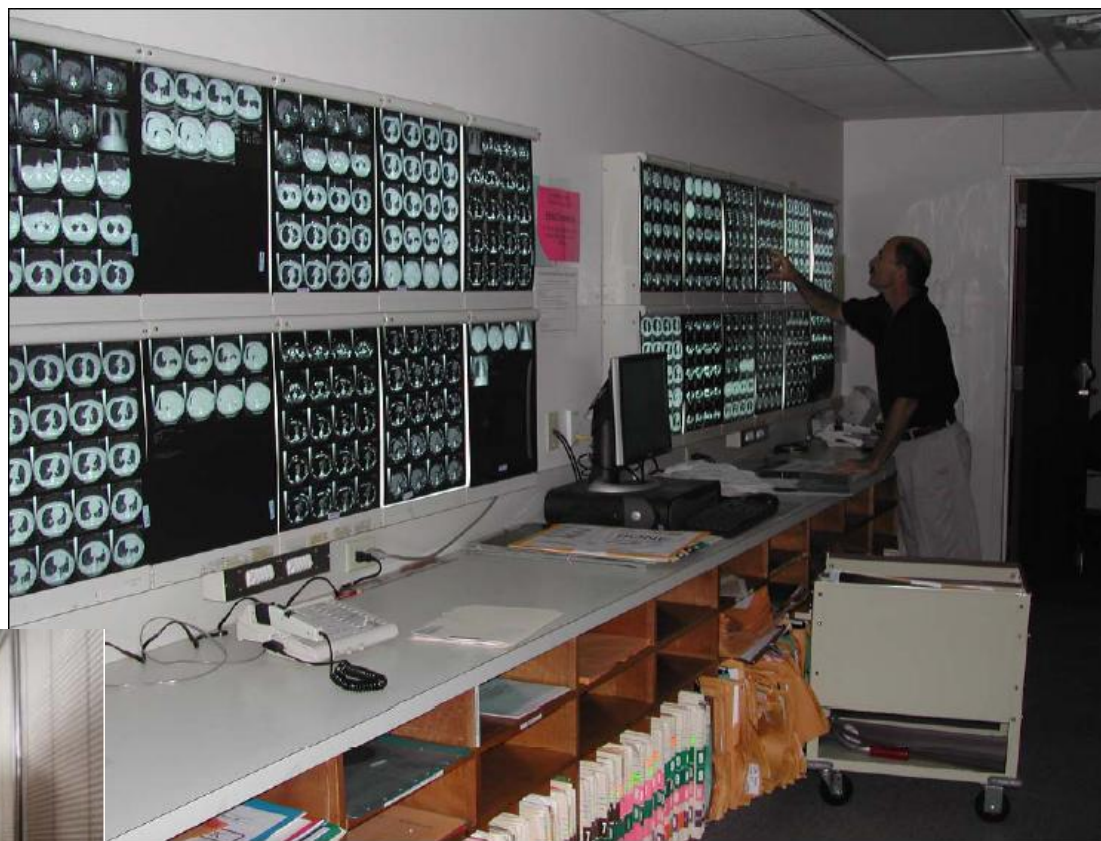
kości palca (fantom)



RADIOGRAFIA ANALOGOWA (ograniczenia)

- Jedna kopia obrazu
 - Ograniczony dostęp
 - Ręczna dystrybucja
 - Możliwość utraty badania
 - Trudności w śledzeniu (pełnym wykorzystaniu) rezultatów badania
 - Trudność z zestawieniem pełnych wyników badań
 - Problem z gromadzeniem (wymaga dużo miejsca, ręczne przeszukiwanie)
 - Ograniczona interakcja podczas badania obrazowego
 - Problemy z kontrolą jakości procesu akwizycji
 - Wymagania dotyczące sposobu i czasu przetwarzania ('brudna chemia', obróbka ręczna)
 - Dodatkowe wymagania dot. pomieszczeń, zabezpieczeń
 - Ograniczone możliwości komputerowego wspomaganie
 -
-

Ograniczenia radiografii 'analogowej'



RADIOGRAFIA CYFROWA (zalety)

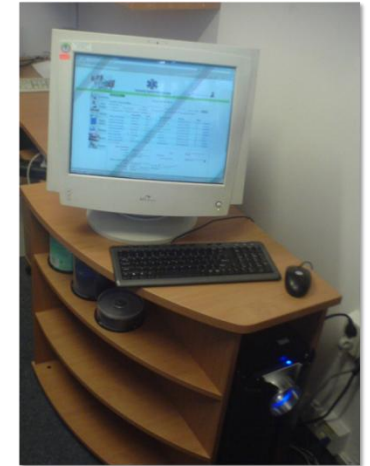
- Scentralizowane gromadzenie i udostępnianie danych
 - Szybszy, wydajniejszy dostęp do danych, wymiana danych
 - Bogate formy interakcji na różnym poziomie wykorzystania obrazów
 - Elastyczny sposób wizualizacji badań
 - Komputerowe wspomaganie, teleradiologia
 - Obniżenie kosztów eksploatacyjnych (sprzęt droższy 5 krotnie)
 - Łatwość zestawień wyników badań, porównań, indeksowania
 - Zintegrowana opieka nad pacjentem (przepływ danych)
 - Wygoda pracy radiologów oraz większy komfort dla pacjentów
 - Skuteczniejsza kontrola jakości, wyższa jakość opieki medycznej
 - Obiektywizacja interpretacji, standaryzacja procedur
 - Edukacja, zestawy przykładowych badań, referencyjnych opisów
 - Generalnie poprawa efektywności diagnostycznej
 - Redukcja dawki pochłoniętej podczas badania
 - Krótki czas badania (średnio 30-40% czasu badania tradycyjnego)
 - ...
-

Elementy systemu obrazowania

ekspert

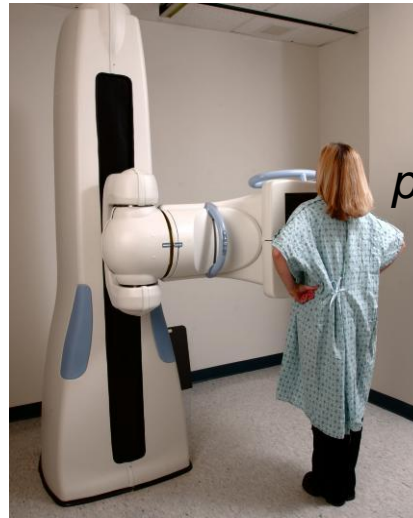


obraz



serwer, baza danych

pacjent



sprzęt

operator (technik)



rejestracja



diagnosta



Praca w centrum radiologii cyfrowej

- Rejestracja, zlecenie badania
- Przygotowania pacjenta do badania
- Wykonanie badania, kontrola jakości – akceptacja, archiwizacja
- Ocena, interpretacja, diagnoza
 - Wizualizacja, analiza, protokół, interpretacja wstępna
 - Poprawa jakości, komputerowe wspomaganie, konsultacja, interpretacja finalna
 - Raport końcowy
- Praca według schematu:

system obrazujący (pacjent) → stacja technika (kontrola jakości) → środowisko informacyjne (archiwum) → stacja diagnostyczna (radiolog) → środowisko informacyjne (transmisja - ekspert) → raport końcowy (diagnoza) → stacja przeglądowa (klinicysta)

Procedura wstępna

rejestracja pacjenta w HIS/RIS



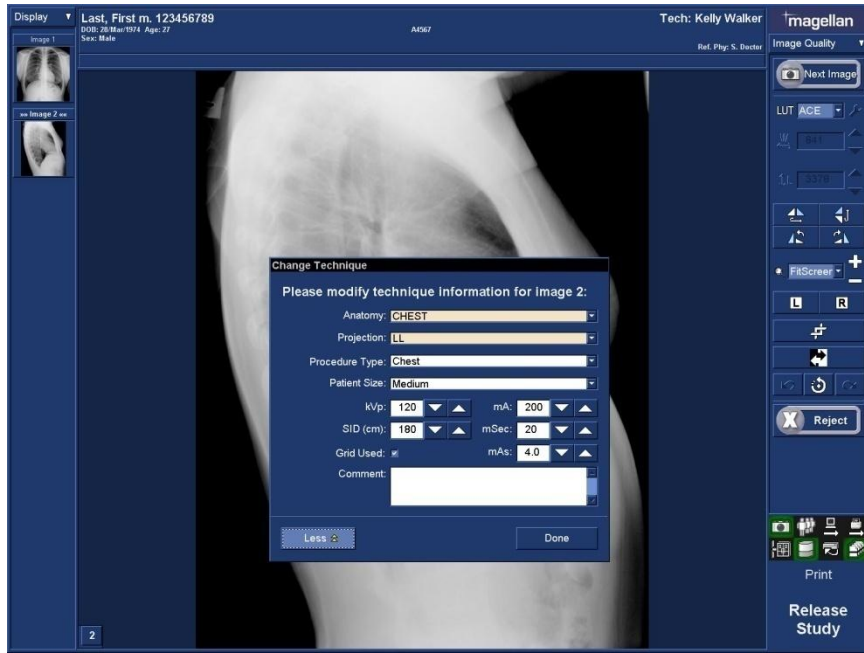
Scheduled Studies: Select the study to perform

Patient Name	Sex	Date of Birth	Patient ID	Requested Procedure Descri...	SPS Date & Time	Referring Phys
BOBB, GERRY LEE	M	28/Apr/1923	000717272	CHEST (8550)	13/Nov/2001 - 00:00	JAN B BURG
GLABELLA, NOBEY LEA	F	22/Aug/1958	001261594	CHEST (8550)	13/Nov/2001 - 00:00	AJEET SHARJ
FIELD, SIE BETH	F	18/Oct/1953	000394172	CHEST (8550)	13/Nov/2001 - 00:00	IAN SCHOKKI
DORGULA, AMY-NILEE	F	24/May/1914	000148221	CHEST (8550)	13/Nov/2001 - 00:00	EDWARD BU
TAILA, MATTY TORI	M	22/Feb/1921	002589224	CHEST (8550)	13/Nov/2001 - 00:00	PETER OMAL
ZLUK, JOSE	M	22/Dec/1919	002520534	CHEST PA & LAT (8550)	13/Nov/2001 - 00:00	ANTHONY EG
DANIL, FACE A	F	07/Sep/1939	000123784	CHEST PA & LAT (8550)	13/Nov/2001 - 00:00	DAVID RUTLI
MCINNIS, NE	F	18/May/1964	002598993	CT HEAD - INFUSED (8991)	13/Nov/2001 - 12:00	DUFFY
MCINNIS, NE	F	18/May/1964	002598993	EXTRA VIEWS CT (NON BILL)	13/Nov/2001 - 12:15	DUFFY
UAM, RICH	M	26/Jan/1949	002598278	LEFT ANKLE (8534)	13/Nov/2001 - 00:00	MICHAEL MO
RITCHEY, ZAMBORA ELIZ	F	08/Dec/1909	002226546	LEFT FEMUR (8531)	13/Nov/2001 - 00:00	IAN SCHOKKI
RITCHEY, ZAMBORA ELIZ	F	08/Dec/1909	002226546	LEFT HIP (8530)	13/Nov/2001 - 00:00	IAN SCHOKKI
FORD, SABLE (BETH)	F	03/Apr/1909	000538334	LEFT KNEE (8532)	13/Nov/2001 - 00:00	LAWRENCE (
PERRY, LUKE RAY	F	07/Dec/1915	000202002	LEFT SHOULDER (8520)	13/Nov/2001 - 00:00	IAN SCHOKKI
PROF. FARRELL FRANK	M	27/Sep/1990	001364348	LEFT TIBIA FIBULA (8533)	13/Nov/2001 - 00:00	MICHAEL MO
COLTER, COLT SEPH	M	02/Nov/1993	000215293	LEFT WRIST (8524)	13/Nov/2001 - 00:00	MICHAEL MO
DAVIDSON, HARLEY	M	19/Apr/1959	000499186	ORBITS FOR M	13/Nov/2001 - 00:00	J F LAPOINTE
CUTTINGLAM, SHE ANNEY	F	09/Mar/1953	000352526	PARATHYROID SCAN (8906)	13/Nov/2001 - 08:30	MICHAEL BU
CHAMBER, MAID CAT LIZA	F	14/Oct/1920	001671767	PELVIS & LAT HIPS (8547)	13/Nov/2001 - 00:00	MICHAEL MO
BOBB, GERRY LEE	M	28/Apr/1923	000717272	RIBS BILATERAL (8555)	13/Nov/2001 - 00:00	JAN B BURG
LEOD, JESSIE MARTY	F	27/Apr/1939	001182429	RIGHT FOOT (8535)	13/Nov/2001 - 00:00	MICHAEL MO
FEND, LEY SCOTT	M	09/Mar/1985	001059831	RIGHT HAND (8525)	13/Nov/2001 - 00:00	RICHARD RA
ENGELBERT, HENRY ERLEY	M	30/Nov/1946	001023365	RIGHT WRIST (8524)	13/Nov/2001 - 00:00	MICHAEL MO
FEND, LEY SCOTT	M	09/Mar/1985	001059831	RIGHT WRIST (8524)	13/Nov/2001 - 00:00	RICHARD RA
KIDW, ERIC CENT	M	26/Apr/1995	002593416	RIGHT WRIST (8524)	13/Nov/2001 - 00:00	MICHAEL MO
TRACE, IAN NNICK	M	25/Jan/1949	001671314	RIGHT WRIST (8524)	13/Nov/2001 - 00:00	TIMOTHY OLI
STUDSON, TITO	M	08/Aug/1984	002599595	RIGHT WRIST (8524)	13/Nov/2001 - 00:00	ROY MORTOI
COLTER, COLT SEPH	M	02/Nov/1993	000215293	SPEC. REQ UPPER EXT. (8526)	13/Nov/2001 - 00:00	MICHAEL MO
CASSIDY, SUN KID	M	10/May/1947	000964584	UPPER EXT. (8573)	13/Nov/2001 - 00:00	JAMESH LOR
PANIK, JOY	F	03/Aug/1936	002281446	X-RAY BONE DENSITY 1ST A...	13/Nov/2001 - 00:00	MICHAEL BU
LOW, HAUNG (ANDY)	M	09/Oct/1937	000202275	X-RAY BONE DENSITY 1ST A...	13/Nov/2001 - 10:00	JOHN RYAN
VILLE, MONA LISA	F	11/Dec/1948	002599603	X-RAY BONE DENSITY 1ST A...	13/Nov/2001 - 13:30	DENISE BEAL
NEMESIS, JOSEPHINE COBRA	F	25/Jun/1938	001639632	X-RAY BONE DENSITY 1ST A...	13/Nov/2001 - 08:30	RUTH G NOWB
HONS, GILDA	F	06/May/1944	000437244	X-RAY BONE DENSITY 1ST A...	13/Nov/2001 - 10:30	BILL CHOW

magellan
Technologist
Performed Studies
Exit
Trauma
Manual Data Entry
Start Study

wybór pacjenta z listy

Przygotowanie do badania obrazowego



początek badania (ustalenie warunków akwizycji)



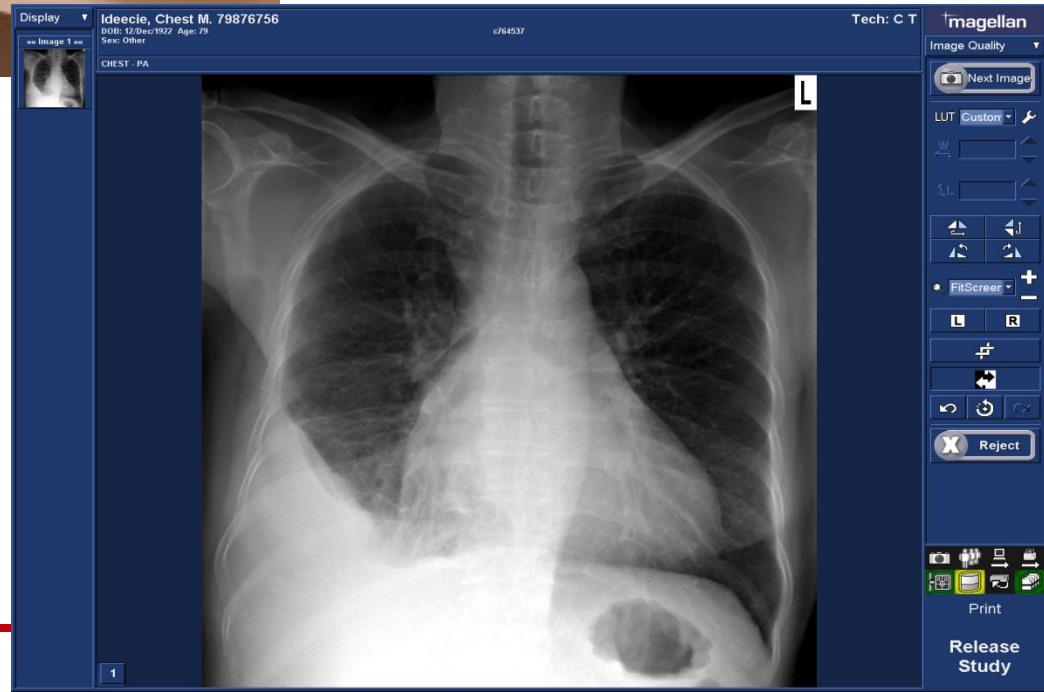
pozycjonowanie pacjenta

Obrazowanie (akwizycja)

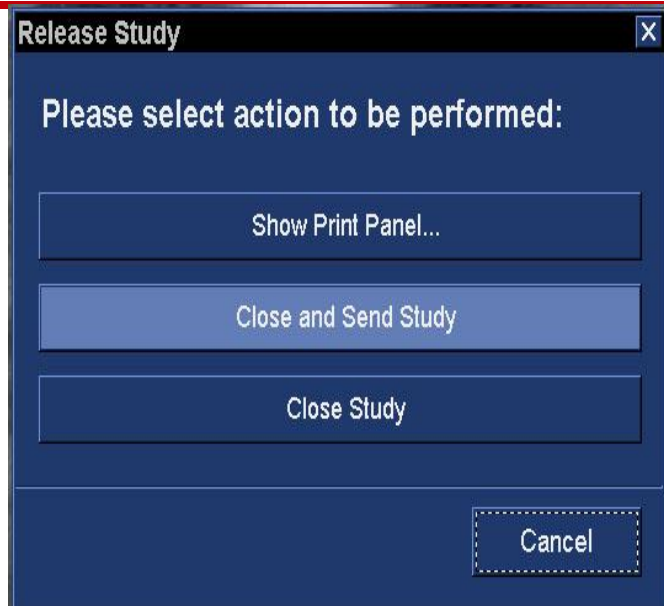


szybki podgląd

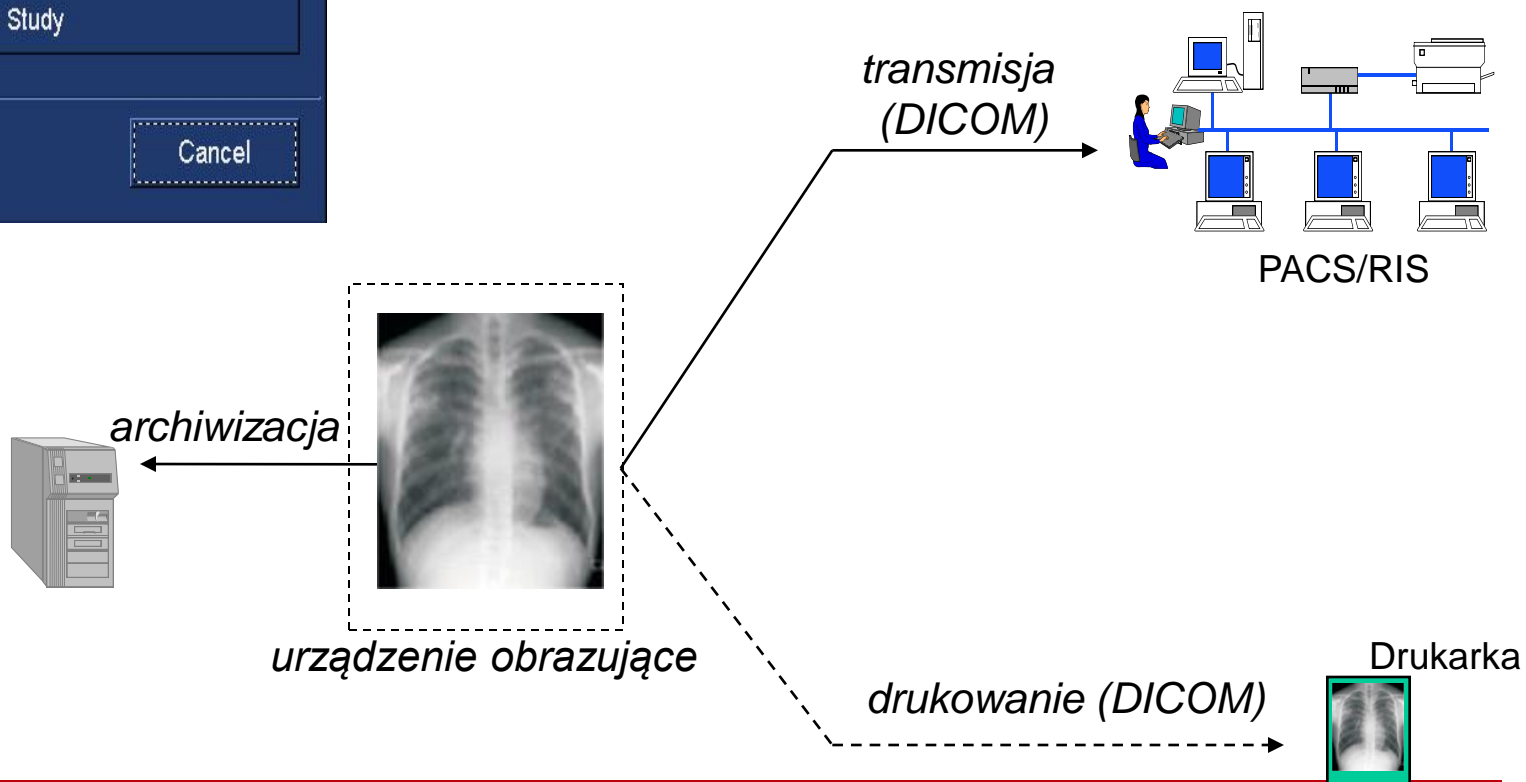
weryfikacja obrazu
(pozycja, artefakty,
ustalenie warunków
prezentacji)



Zakończenie badania



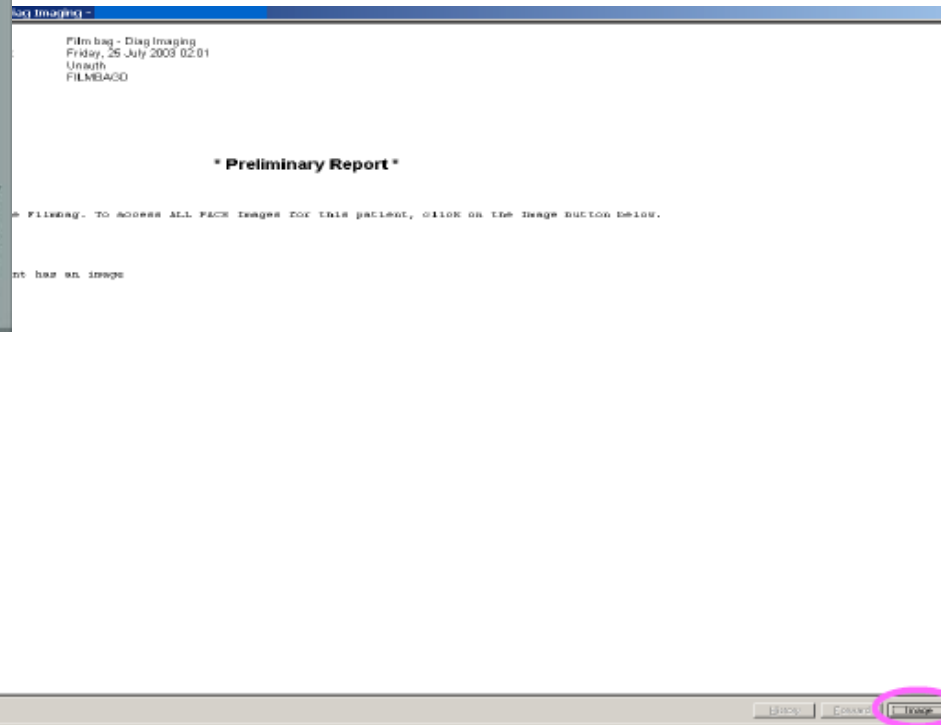
zatwierdzenie badania,
wprowadzenie danych do systemu
(PACS, RIS), powrót do listy
pacjentów – kolejne badanie



Analiza badań, diagnostyka (stacja diagnostyczna, telekonsultacja)

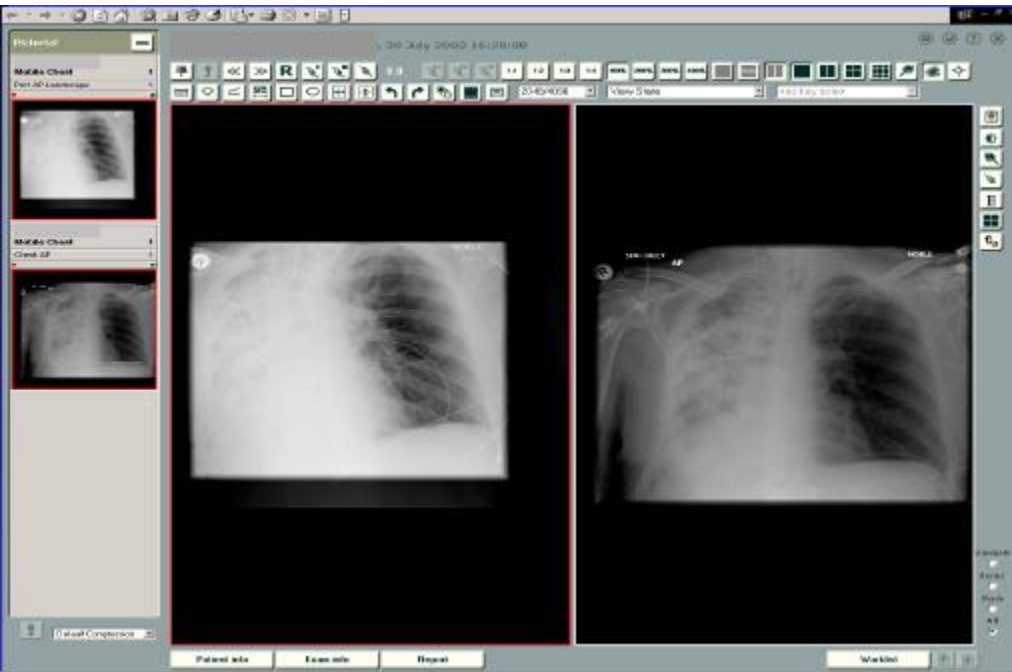


Wizualizacja

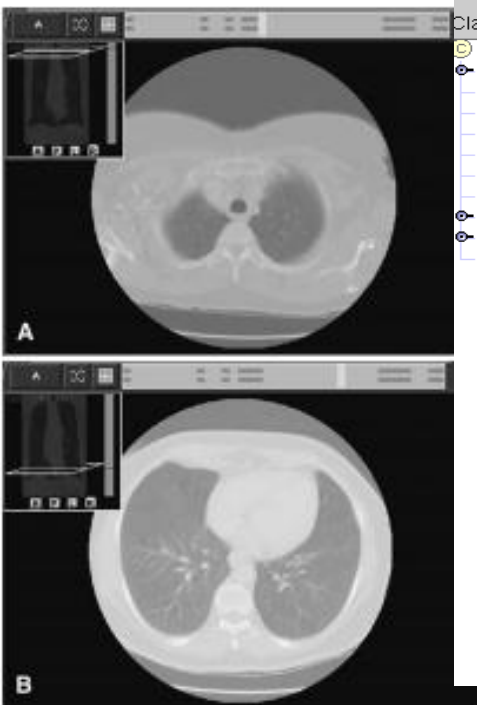


Raport wstępny

Analiza obrazów, poprawa percepcji, CAD



Dostęp, przeglądanie, selekcja informacji, raportowanie



Clas: V Displa: RAPORT_SEMINARIUM (type=RAPORT, name=RAPORTY_MMG_Instance_90009)

Asymetria Piersi V C + - Stan Po Przebytych Leczeniach Piersi V C + - PACHA LEWA V C + -
PACHA PRAWA V C + -
dót_pachowy_wolny
dót_pachowy_wolny

PIERŚ LEWA Budowa Ogólna V C + - PIERŚ PRAWA Budowa Ogólna V C + -
z_przewaga_utkania_tuszczowego z_przewaga_utkania_tuszczowego

PIERŚ LEWA Opis Tkanki Gruczołowej V C + - PIERŚ PRAWA Opis Tkanki Gruczołowej V C + -
resztkowa_ resztkowa_

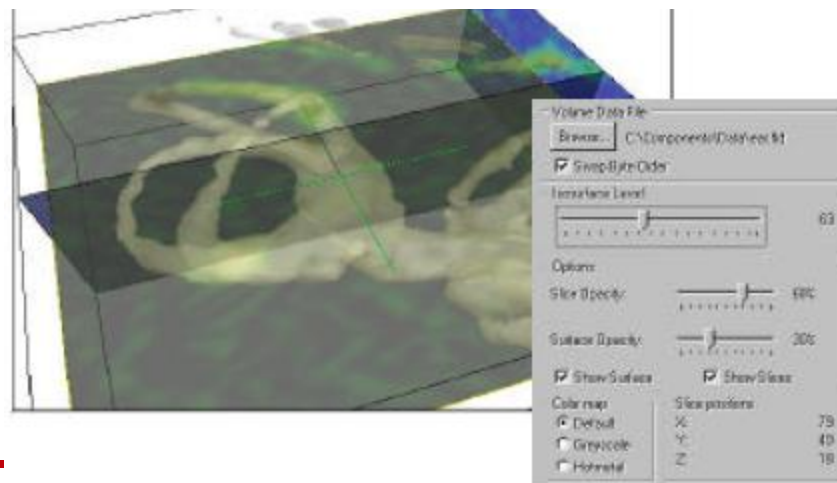
PIERŚ LEWA Opis RTG V C + -
bez_zmian_podejrzanych_o_złośliwość_pierś_lewa

PIERŚ PRAWA Opis RTG V C + -
KSZTALT_owalny_WYSYCENIE_słabe_ZARYSY_dobrze_odgraniczone_DIAGNOZA_zmiana_tągodna_INTERPRETACJA_torbiel
bez_zmian_podejrzanych_o_złośliwość_pierś_prawa

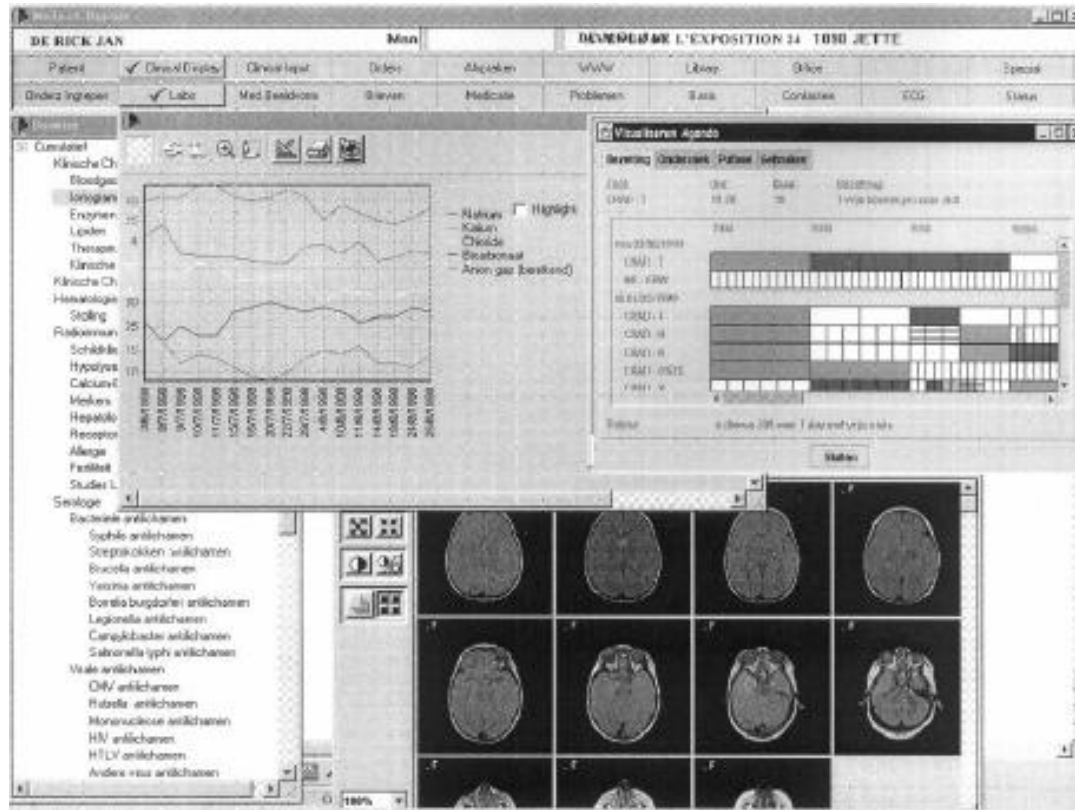
iScout Config Util

iScout Path: E:\winnt\iscout\
Save Config: On Off
Save History: On Off
Save Stats: On Off
Save Configurations
Study ID: 999 Load
Study Size: 118

przykładowe narzędzia

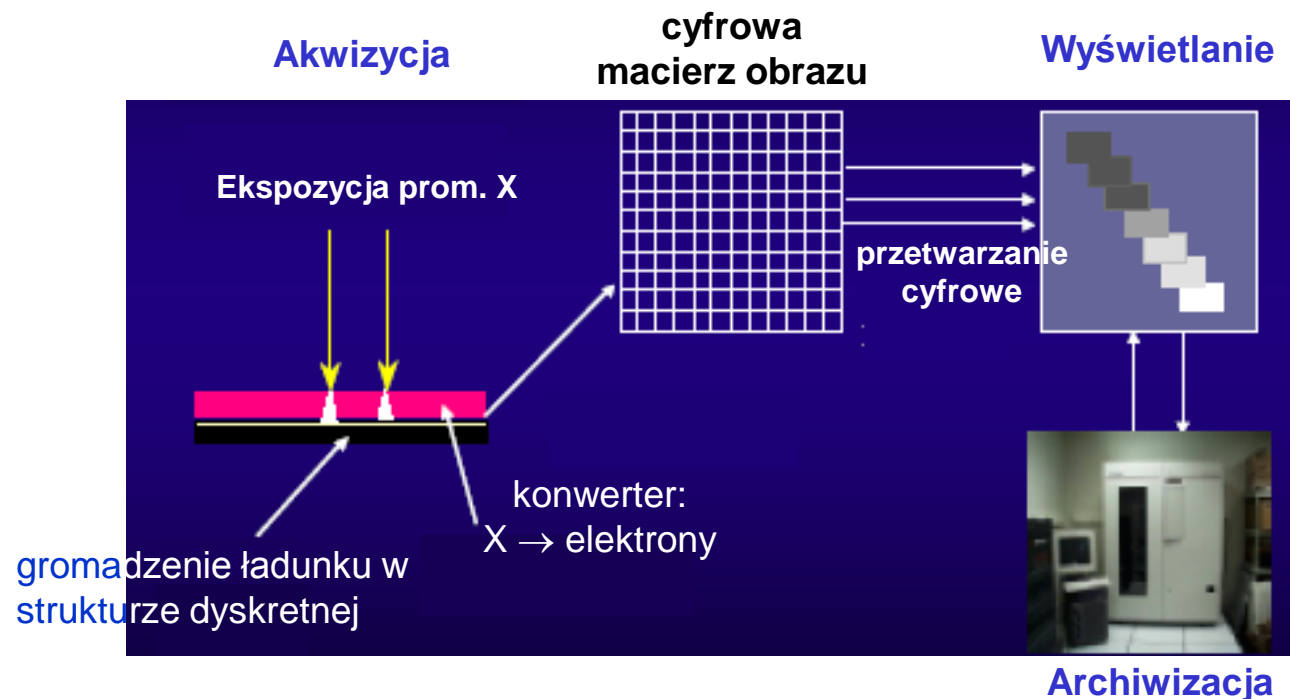


Dodatkowe informacje - kliniczna stacja przeglądarkowa HIS, konsultacje, decyzje terapeutyczne (klinicysta)



kompleksowa informacja, personalizacja funkcji, wprowadzanie/wyświetlanie różnego typu danych

RADIOGRAFIA CYFROWA – szczegóły akwizycji



- szybkie badanie, mniejsze dawki
- elastyczność akwizycji i wyświetlania
- cyfrowe gromadzenie i przeglądanie
- dystrybucja wielu dokładnych kopii
- ilościowa ocena danych\konsultacje

WYMAGANIA stawiane detektorom cyfrowym (zastępującym klisze)

mikrozwapnienie 200-240 μm

parametr	radiografia ogólna	mammografia
rozmiar obrazu	40x40cm	18x24cm
rozmiar piksela	~150 μm	50-100 μm
typowa liczba fotonów/piksel	~1000	~5000
dawka	2.5 μGy	100 μGy
zakres energii	30-120keV	~20keV
dynamika	12bitów	12bitów
czas ekspozycji/odczytu	0.5/1s	1/5s

potrzeba 25 μm

analogowo rozdzielczość: 15-20 pl/mm, ale gorszy kontrast

Skanery

DIAGNOSTICPROTM Advantage



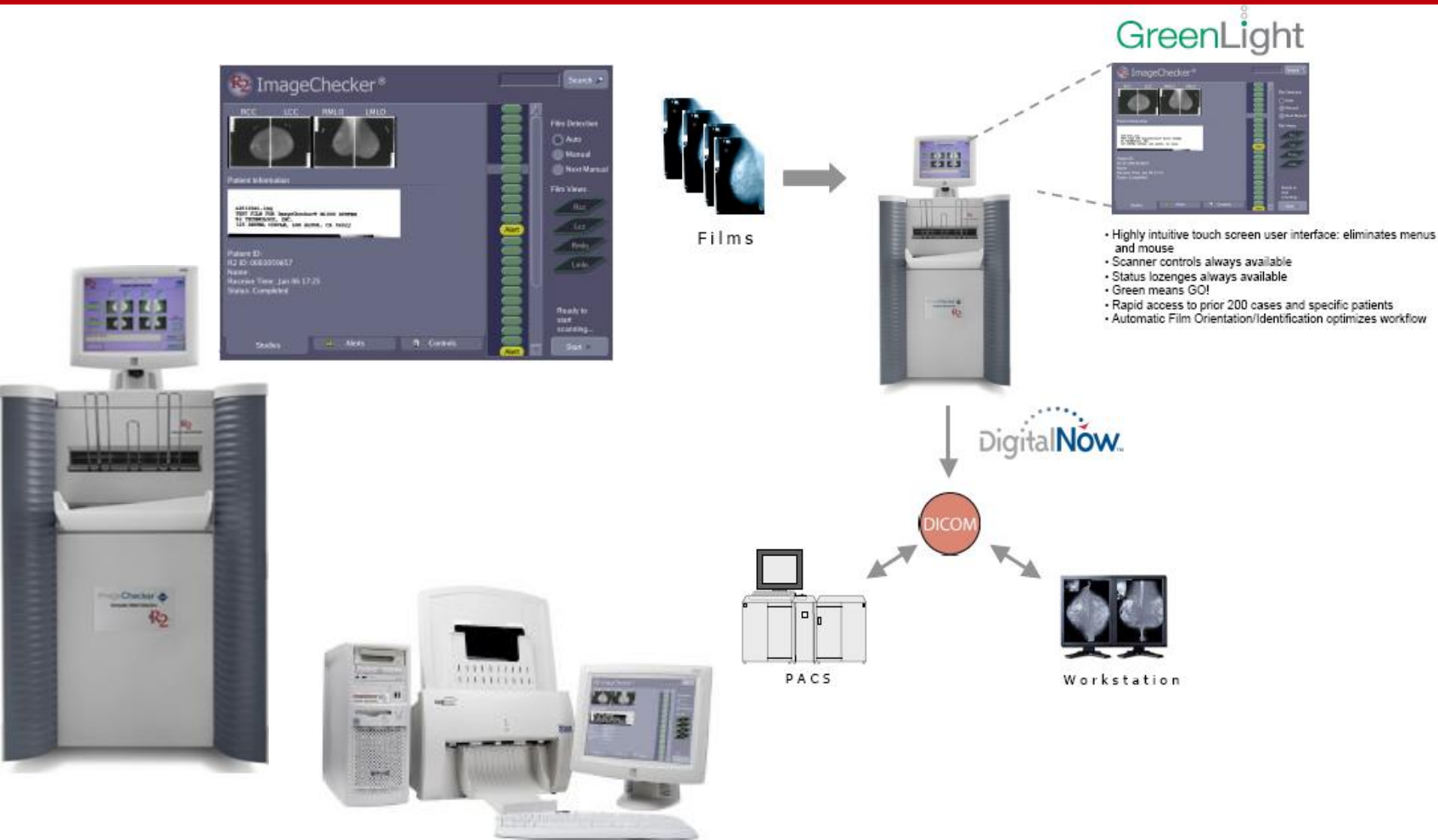
Nominal Resolution	Pixels (14"x17" film)	Spot Size (um)	DPI	Line pairs Per mm	Digitizing Speed
2K x 2.5K*	2002 x 2431	170	150	3	12 Seconds
4K x 5K	3990 x 4845	85	300	6	24 Seconds
Mammography film: 18 cm x 24 cm					
4K x 5K	4104 x 5472	44	570	11	20 Seconds

*ACR Standard for Teleradiology Guidelines [Revision 35 (1998)] recommends 2.5 line pairs/mm minimum

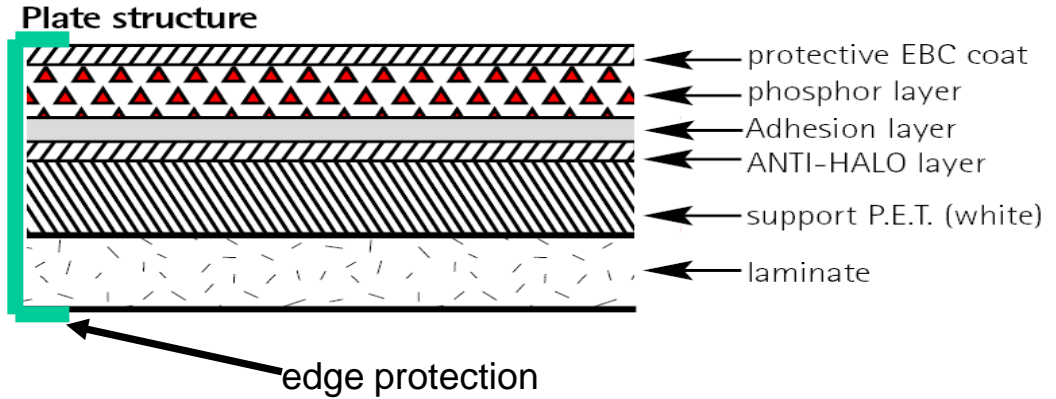
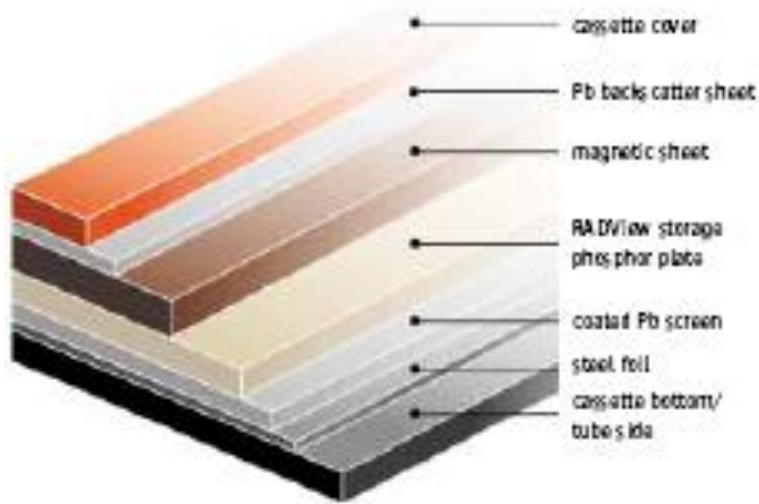
Clinical Optical Density Range	.05 to 4.0
Bit Depth	32-bit mapped to 12-bit (4096) and 8-bit (256) grayscale output
MTBF	≥50,000 hours
Film Sizes	Width: 8" to 14" (20 cm to 35.6 cm) Length: 8" to 51" (20 cm to 129.5 cm in single film mode only) Thickness: 0.008" to 0.008
Auto Film Feeder	Standard 25-film capacity (mixed sized – no presorting necessary) "Light Box" loading: head-up, normal reading, left justified Film sizes up to 14" x 17" (35.6 cm x 43.2 cm)
Translation Tables	Linear OD
Geometric Accuracy	Better than 1% or 2 pixels, whichever is greater, in both axes
Scan Rate	200 lines/second



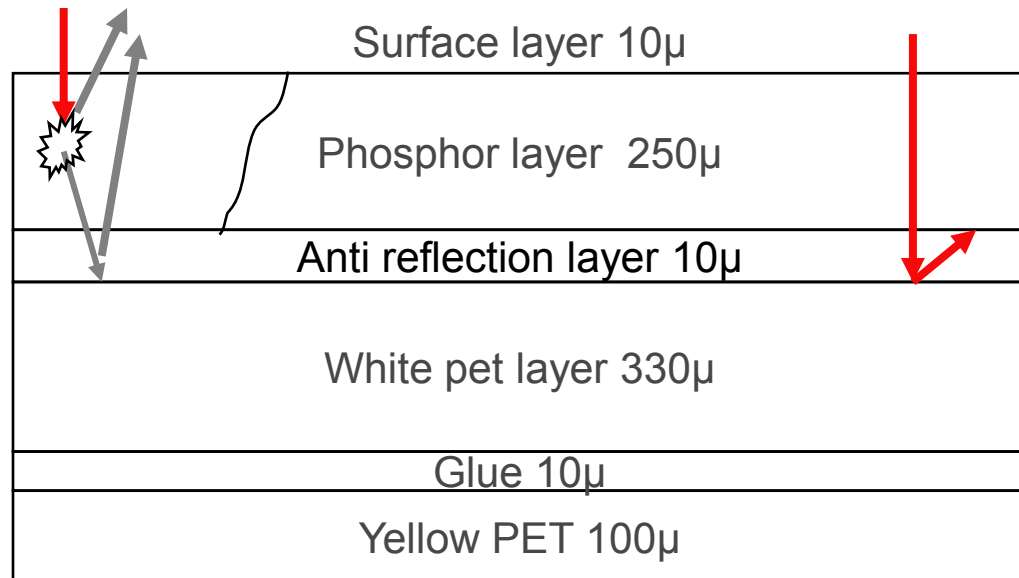
CAD do mammografii ze skanerem (ImageChecker)



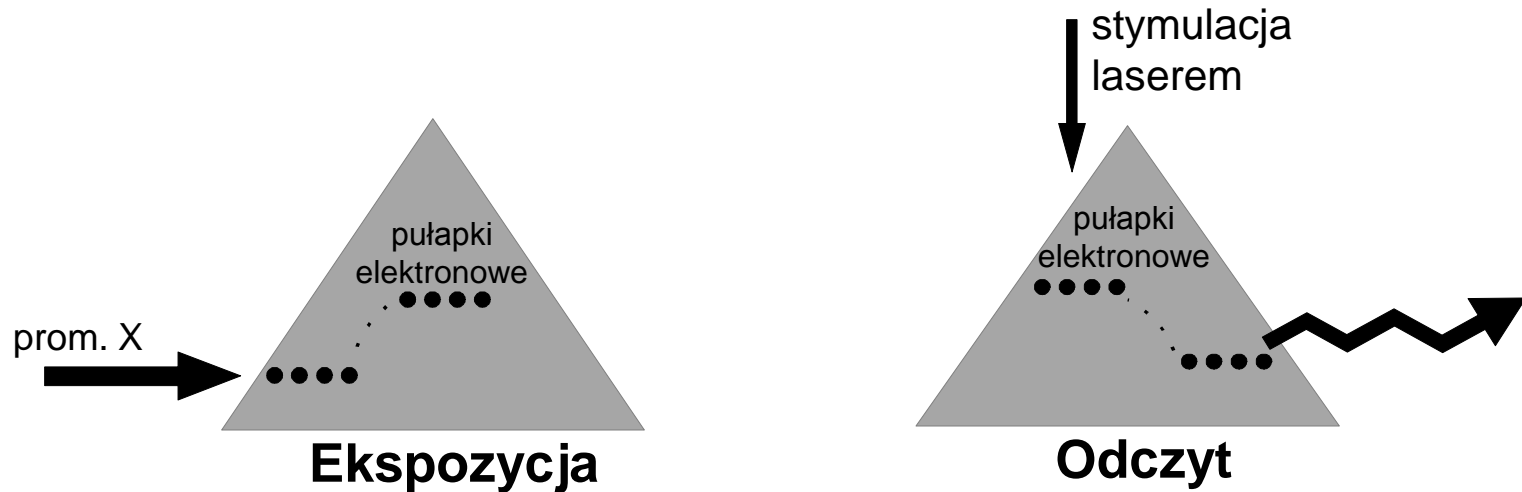
Computed Radiography (CR), czyli wykorzystanie płyt obrazowych zamiast kliszy



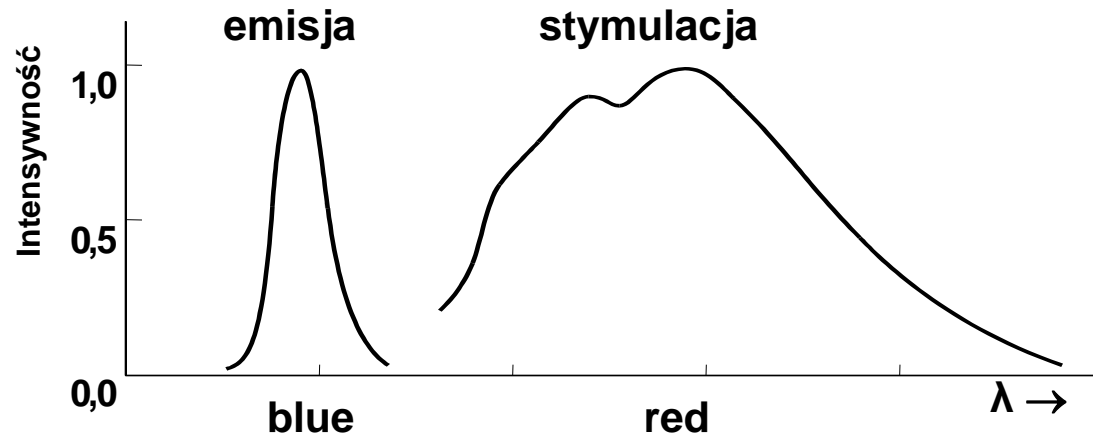
struktura płyty (PSP - photostimulable storage phosphor)



Ekspozycja i odczyt płyt fosforowych

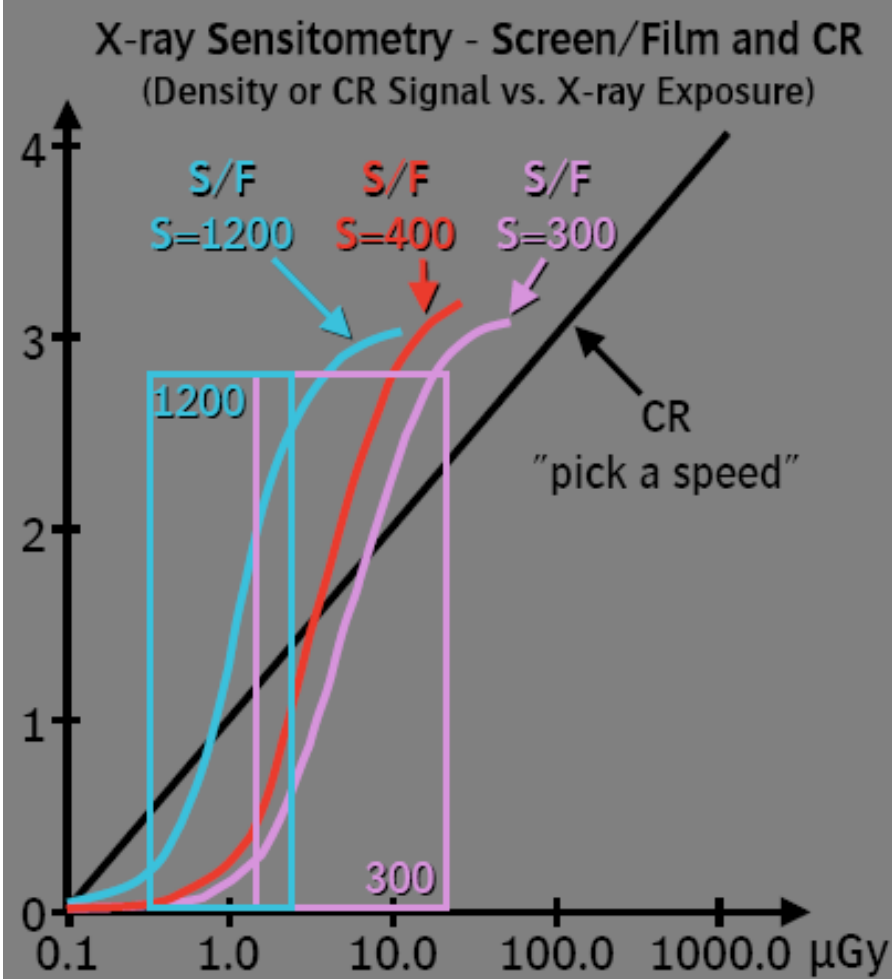
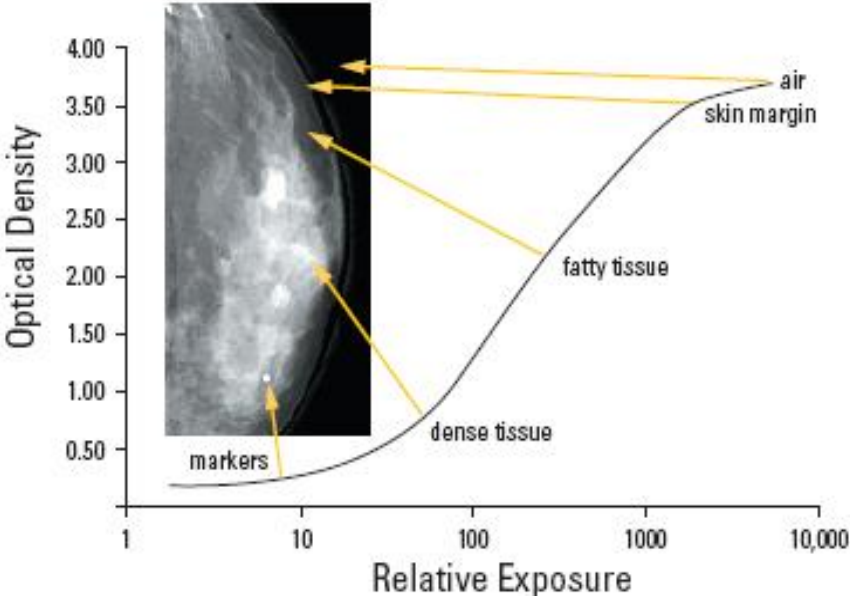


Rentgenoluminescencja (scyntyłacja), fosforescencja



Fosfor (3 rodzaje): BaFl:Eu^{2+} , BaFCl:Eu^{2+} , BaFBr:Eu^{2+}

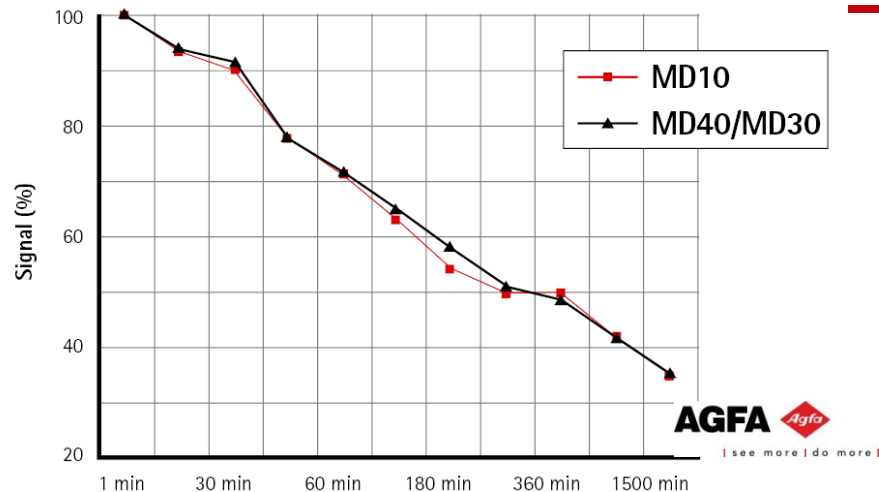
Nieliniowa charakterystyka S/F



Elementy systemu CR



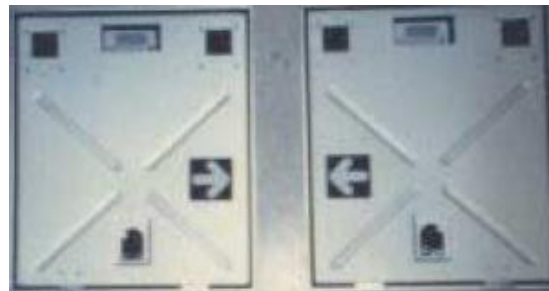
stacja technika



czytniki wielokasetowe



czytnik laserowy (87 μm ,
12 bitów, 55x69 cm)

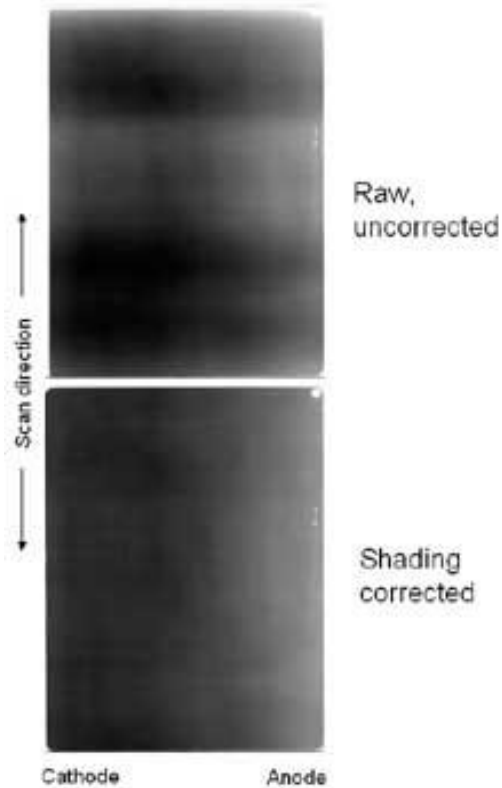


czytnik przenośny (50 μm)

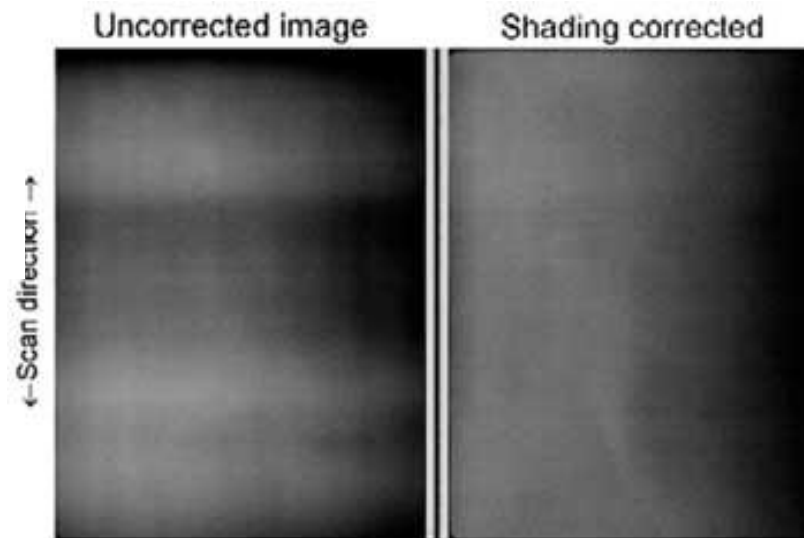


czytnik
(85 μm)

Korekcja tła w CR



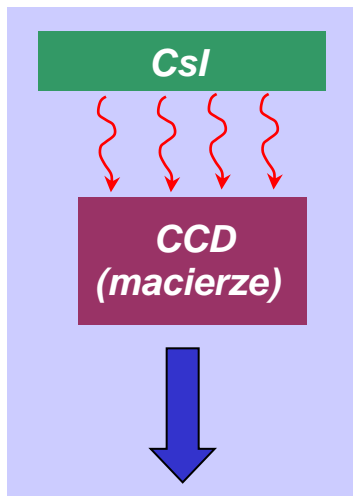
Problemy z
czyszczeniem kaset



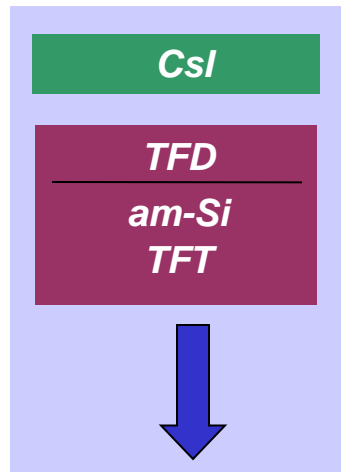
Zróżnicowanie cieni (tła) w odczytach CR



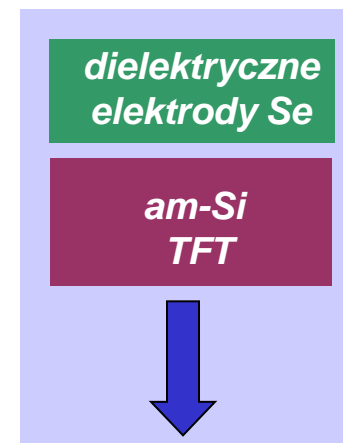
DETEKTORY CYFROWE



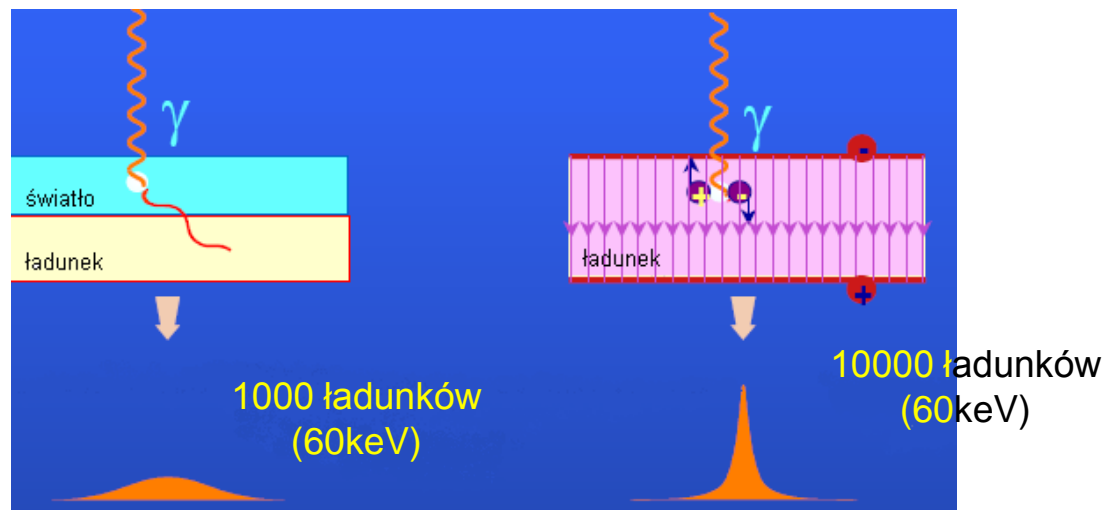
CsI - CCD



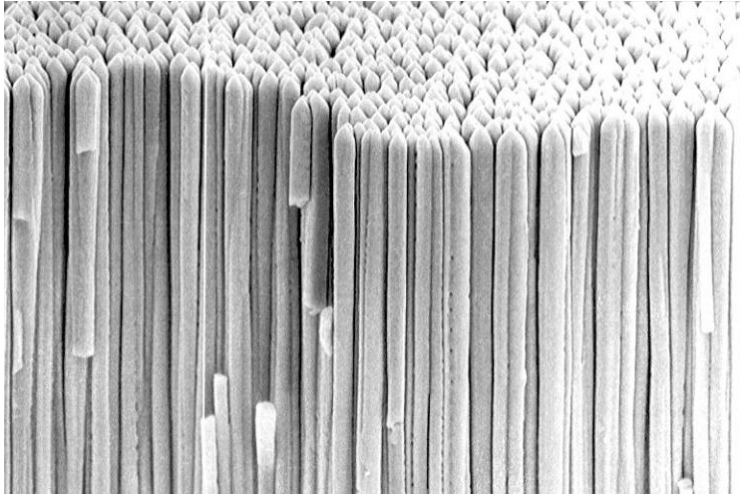
pośredni: CsI – TFT (TFD)



**bezpośredni:
amorficzny Si - TFT**



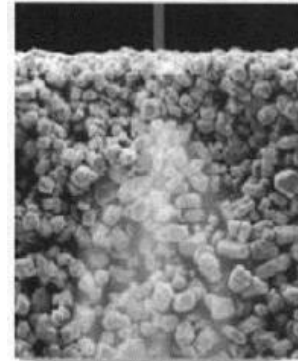
detektor CsI-CCD



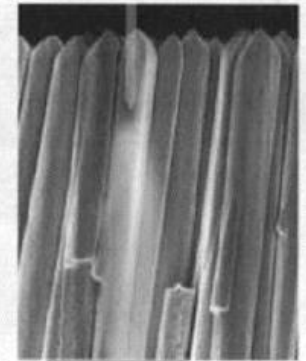
igłowa struktura CsI (grubość 500-600 μ m, duża powierzchnia 43x43cm, absorpcja fotonów X na poziomie 80% przy 60keV)

problem: rozdzielczość 2pl/mm (piksel 200 μ m) przy 40% spadku MTF

Phosphor

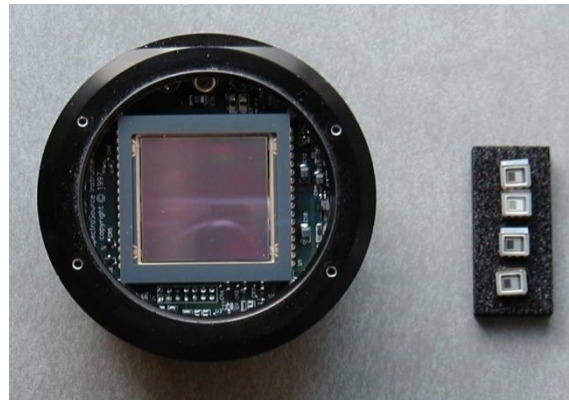


Cesium Iodide



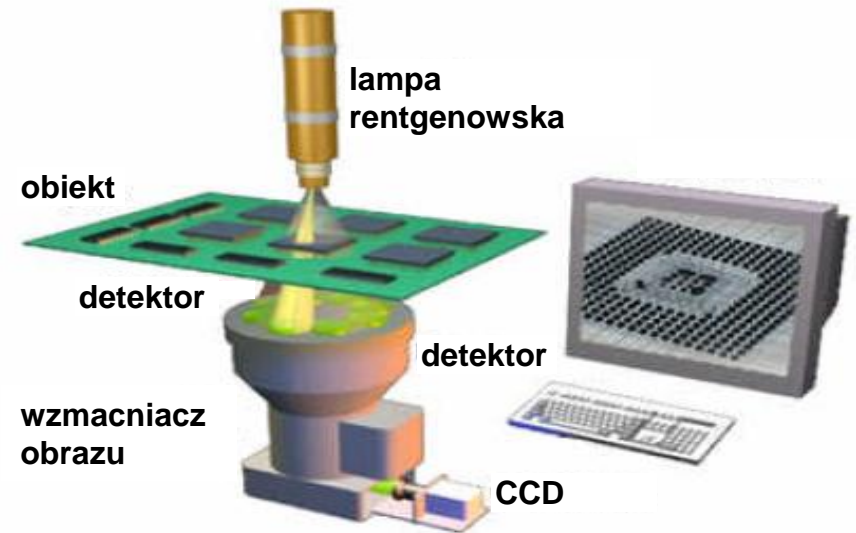
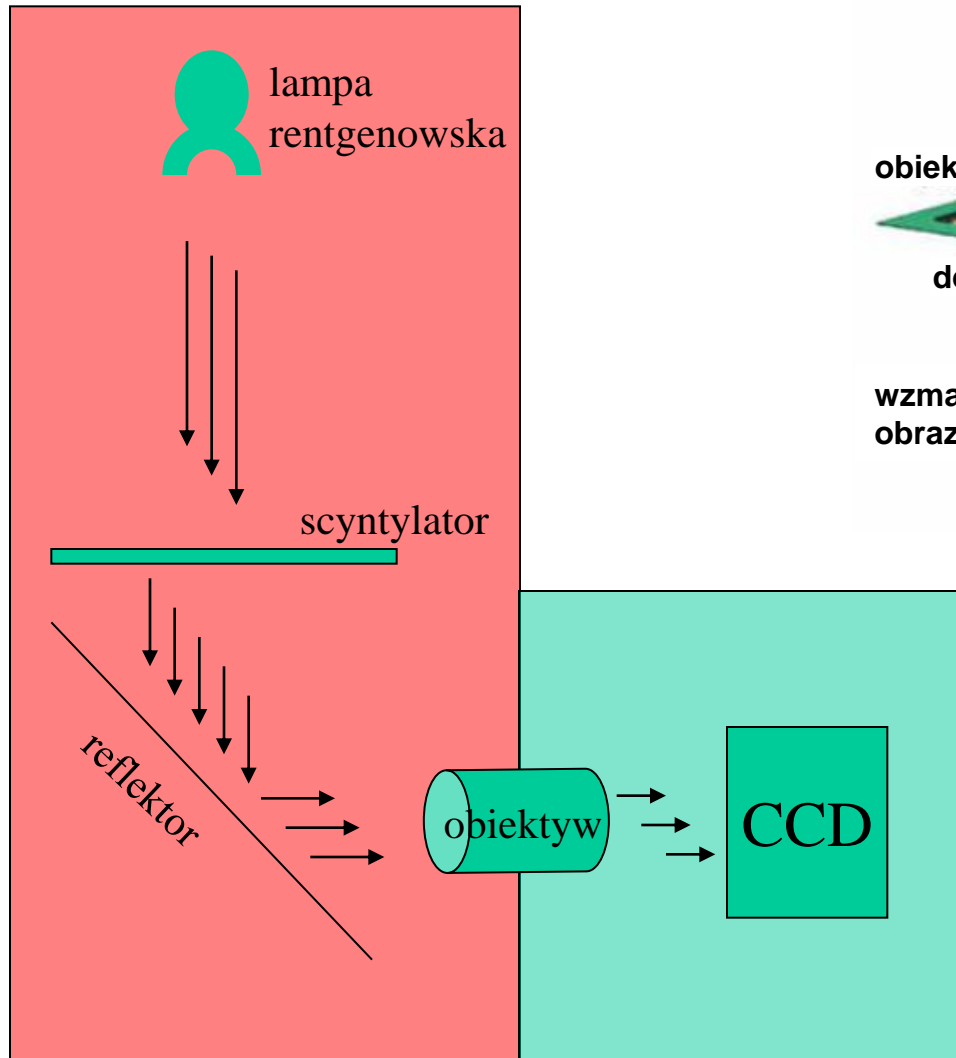
VARIAN
medical systems

Charged Coupled Device (CCD)



17 milionów pikseli 9 μ m

DETEKTOR Z CCD

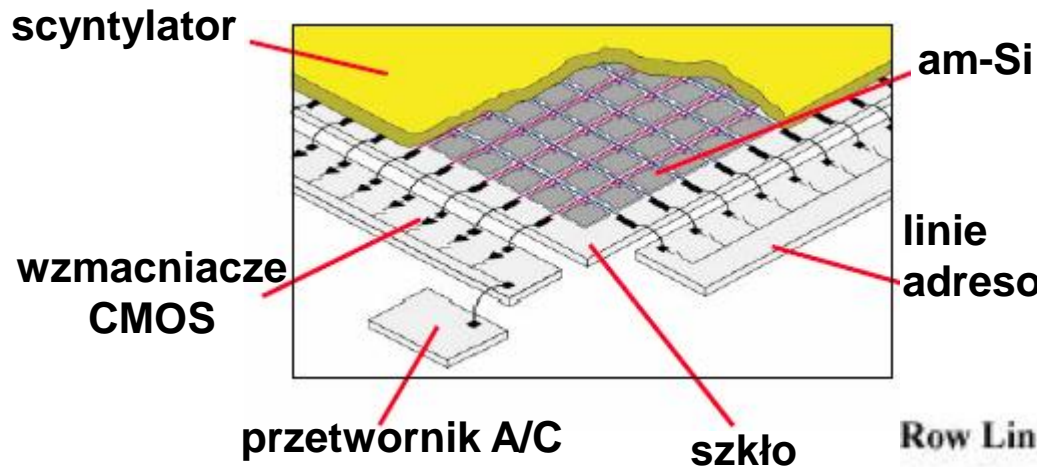
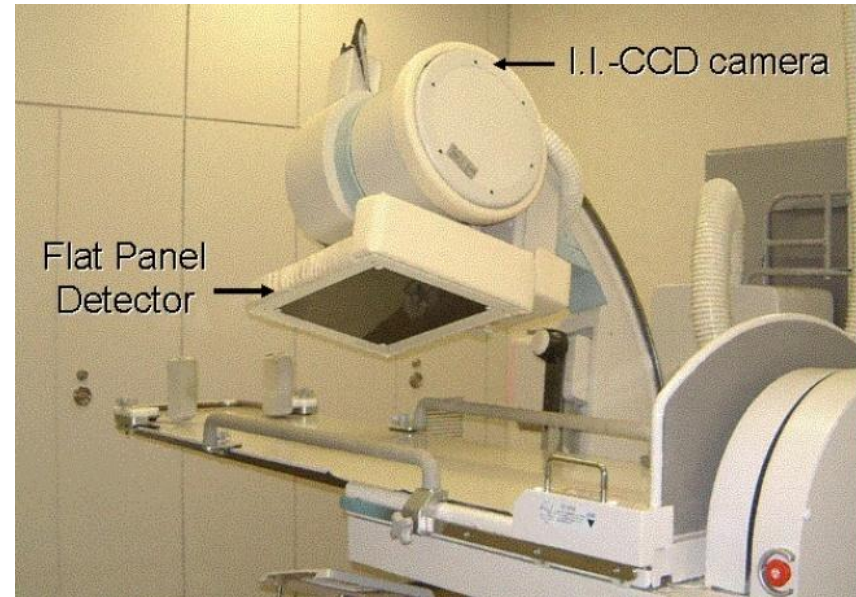


obiektyw

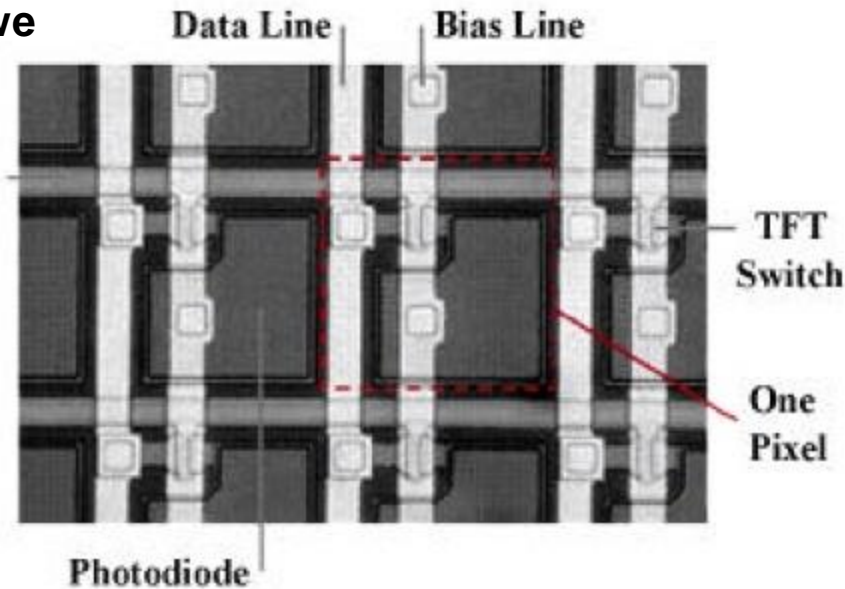
CsI – TFT (TFD)

Flat Panel Detector (FPD)

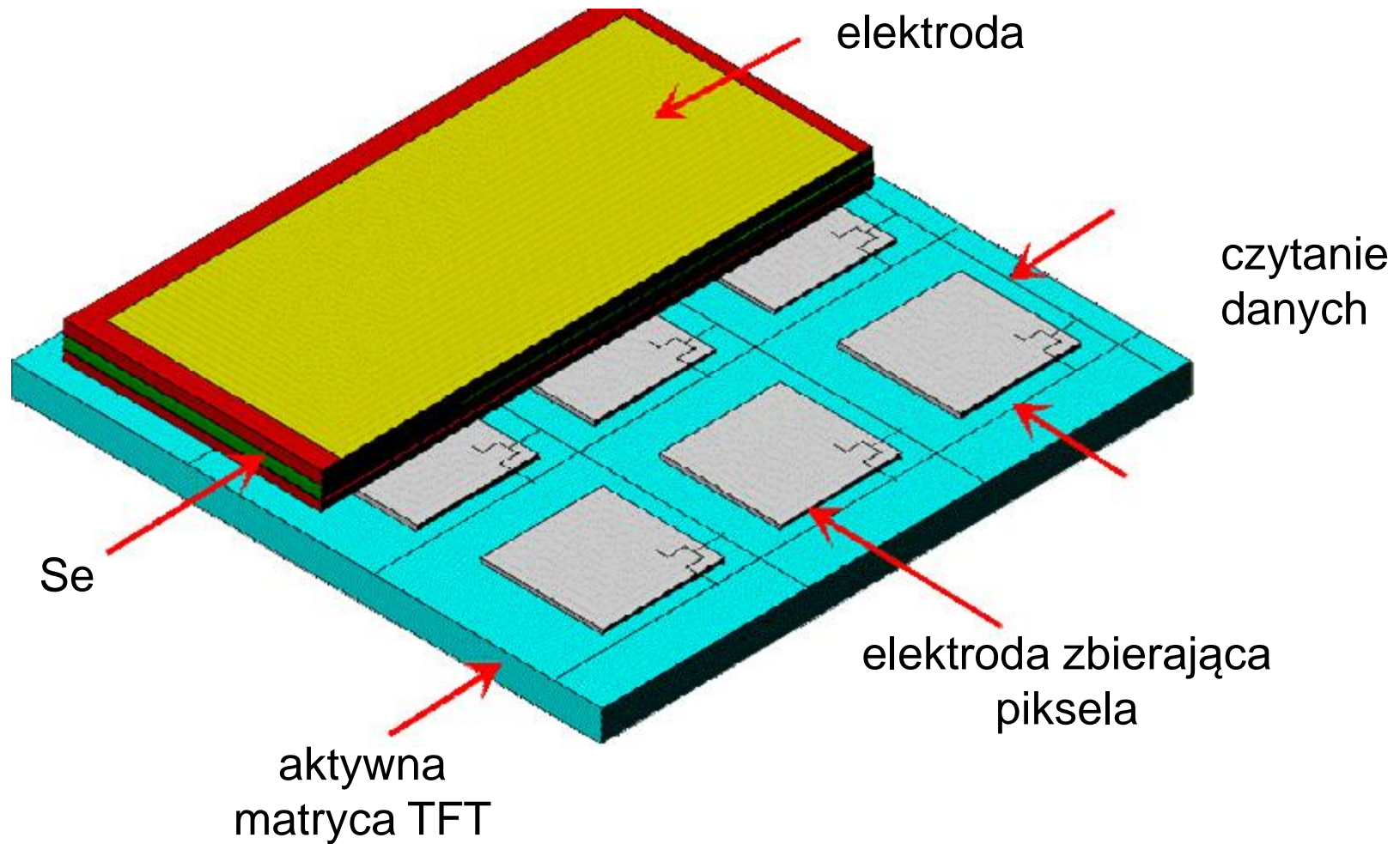
TFT – thin-film transistor



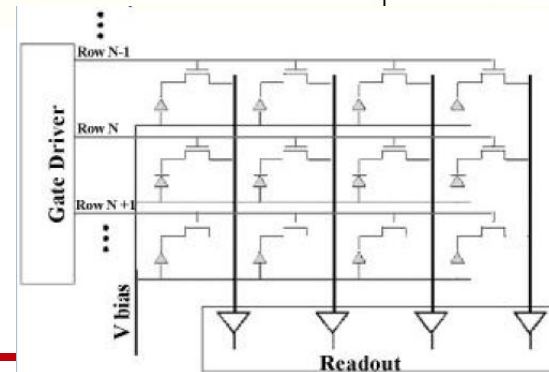
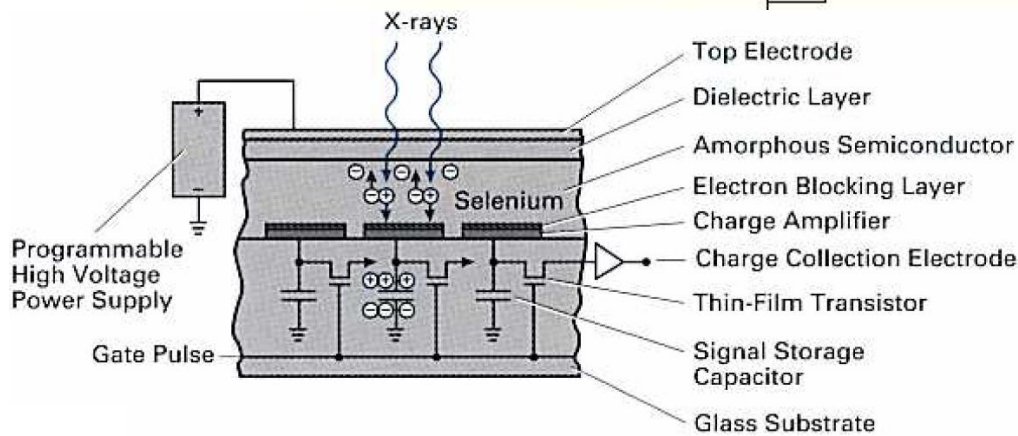
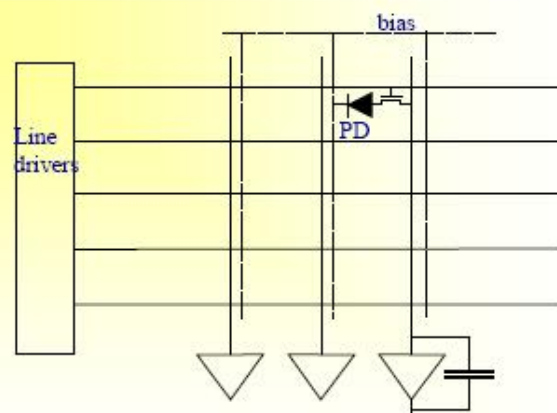
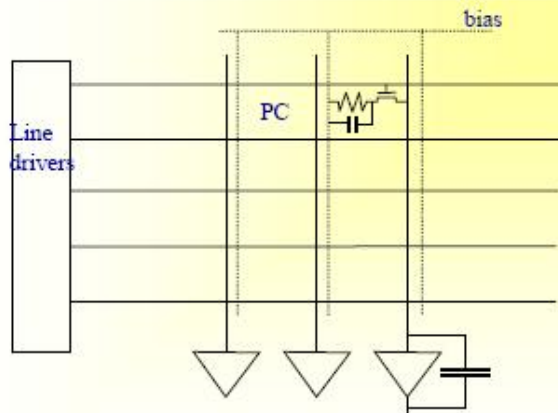
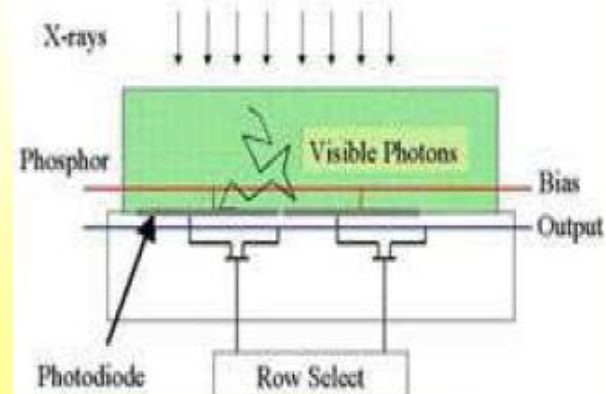
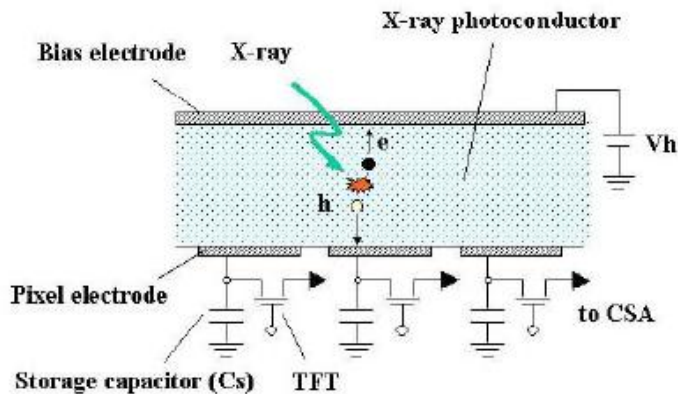
linie adresowe



amorficzny Se – TFT (detektor FPD)



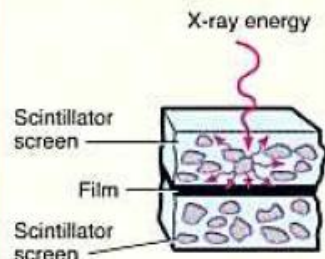
Bezpośrednia i pośrednia detekcja



Ewolucja systemów radiografii cyfrowej

Indirect imaging

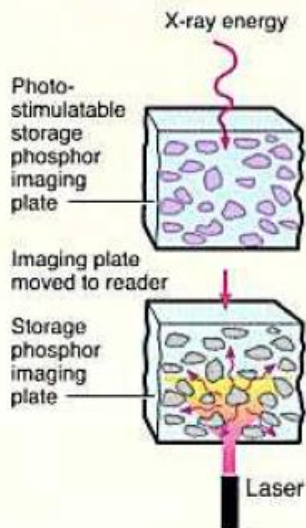
Screen-Film System



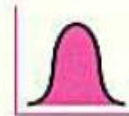
Signal profile



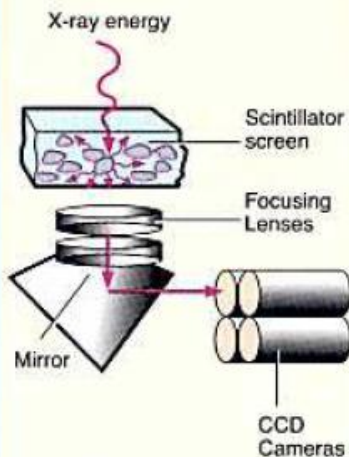
Computed Radiography



Signal profile



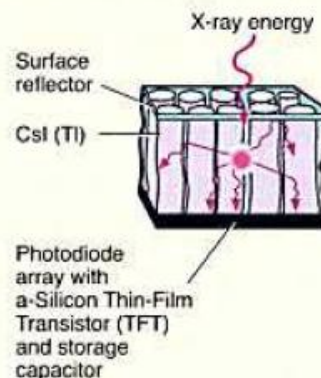
CCD Detector with Scintillator Screen



Signal profile



Scintillator (Phosphor or Cesium Iodide) with Photodiode Array

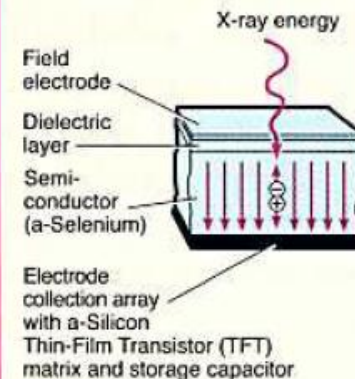


Signal profile



Direct imaging

Amorphous Selenium DirectRay® Detector



Signal profile



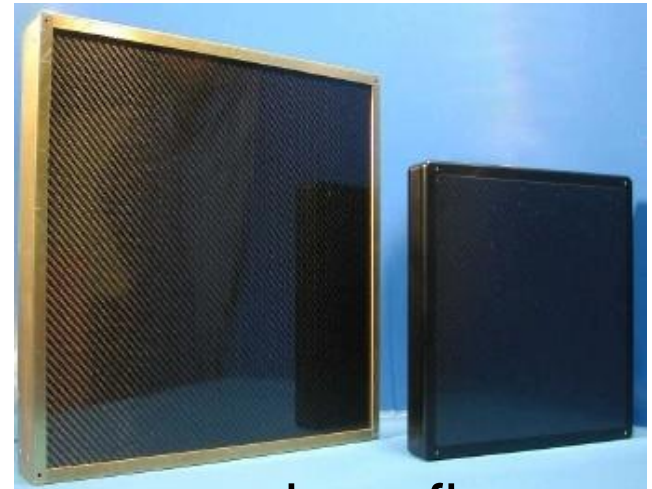
Przykładowe detektory (FPD)



mammografia



radiografia ogólna,
badanie serca

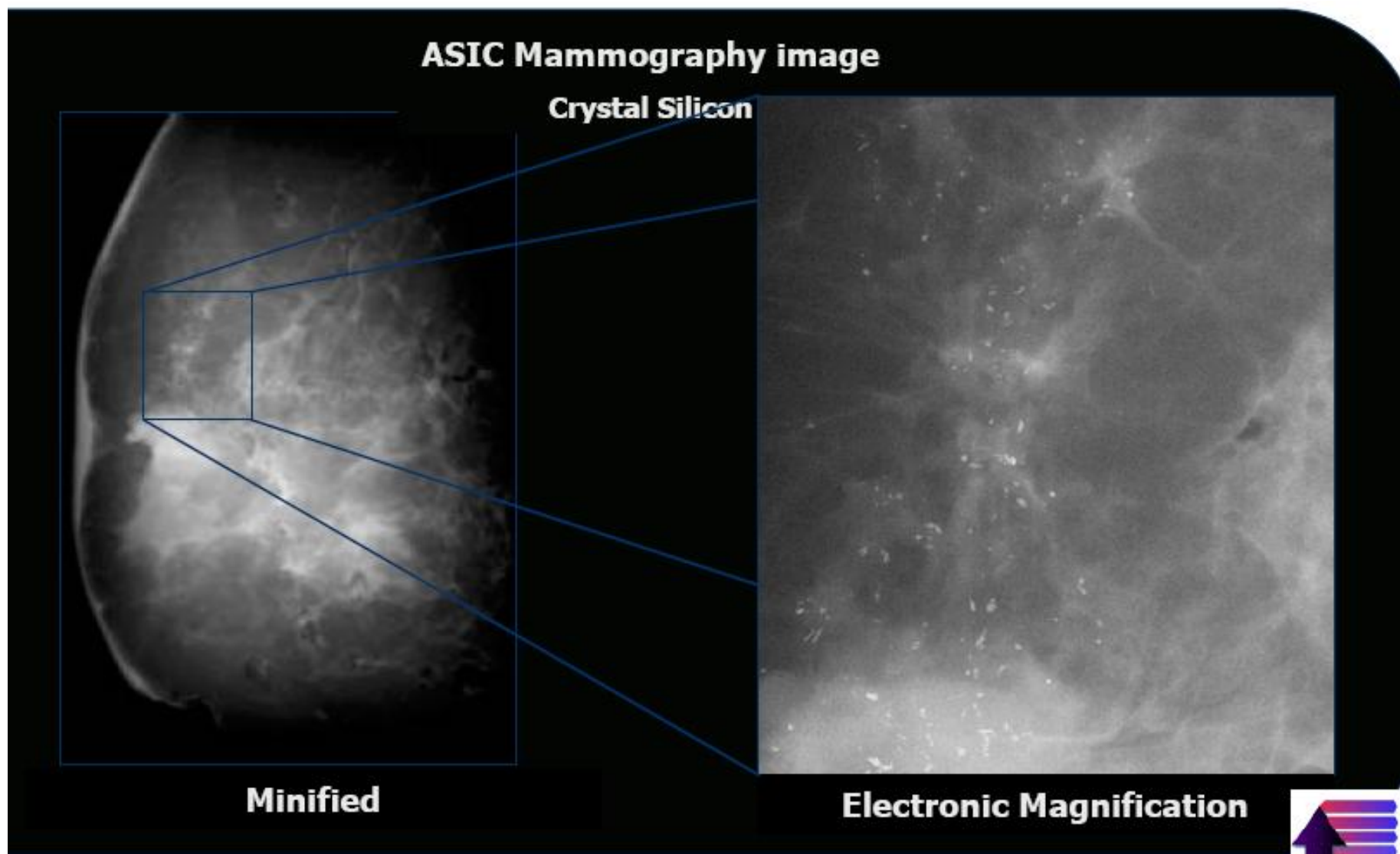


angiografia

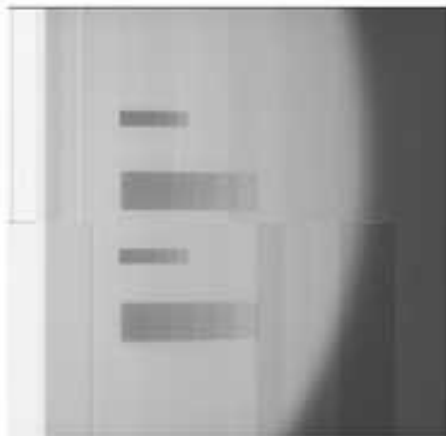
Przykładowe badania z detektorami FPD



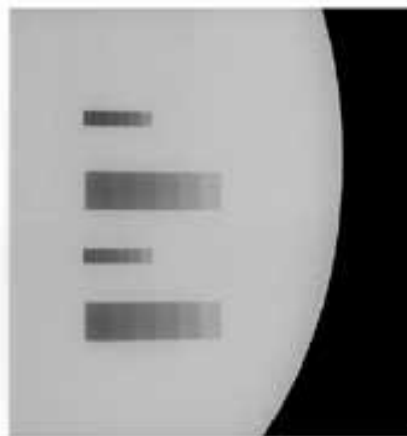
Możliwości powiększania i wzmacniania



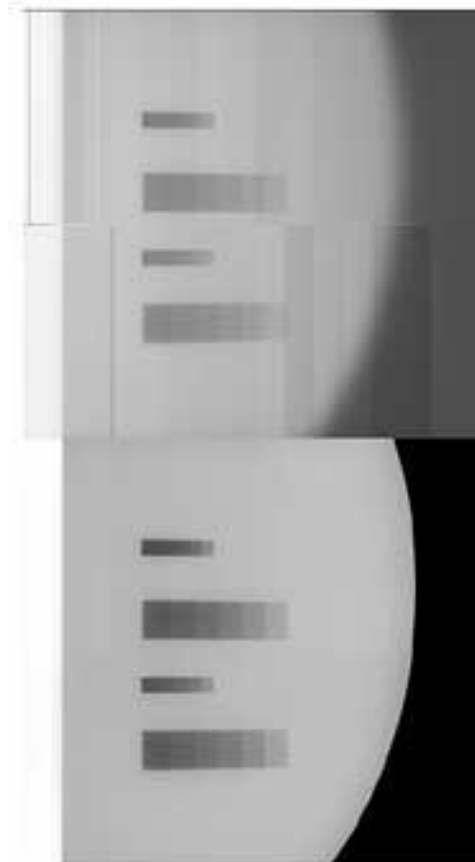
Poprawa kontrastu w FPD



Uncorrected
raw image



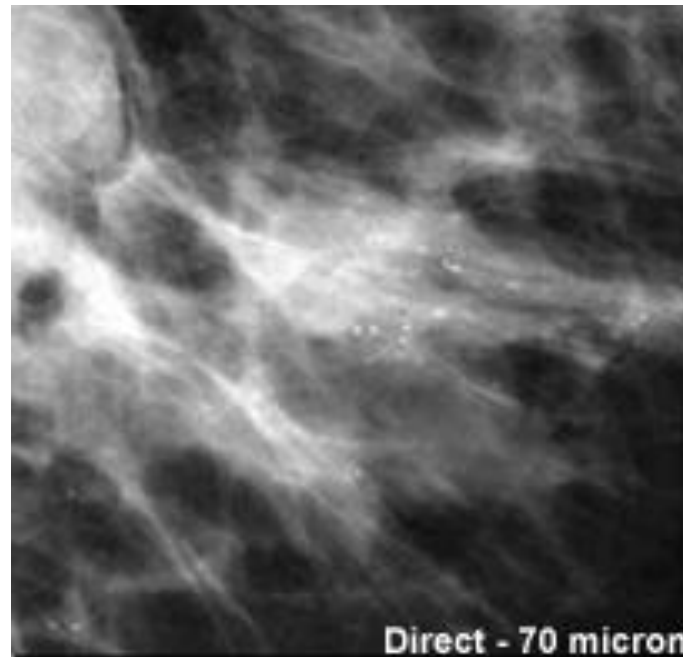
Corrected and
contrast enhanced



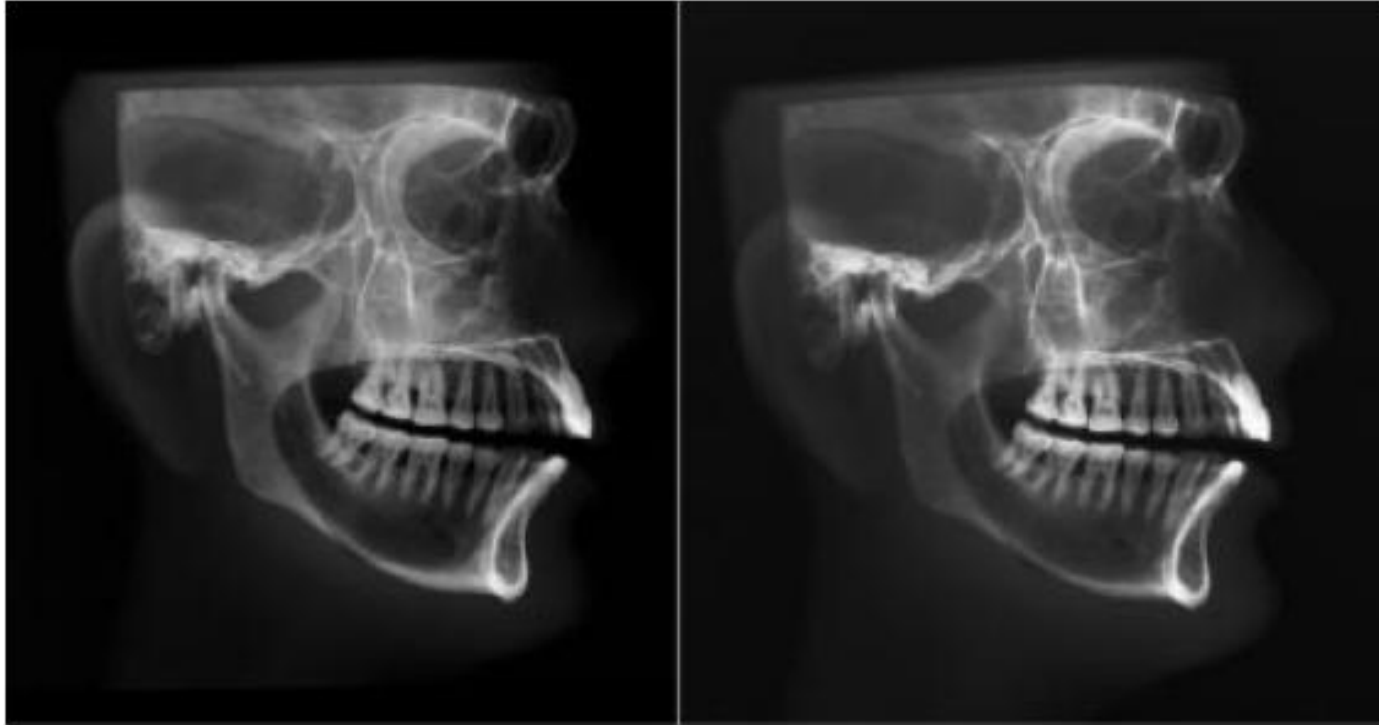
Raw,
uncorrected

Corrected,
contrast
enhanced

Porównanie jakości obrazowania



Który lepszy?



bezpośrednia
detekcja z a-Se

FSM

**Direct-Conversion Flat-Panel X-Ray Image
Sensors for Digital Radiography**

SAFA O. KASAP, SENIOR MEMBER, IEEE, AND JOHN A. ROWLANDS

PROCEEDINGS OF THE IEEE, VOL. 90, NO. 4, APRIL 2002

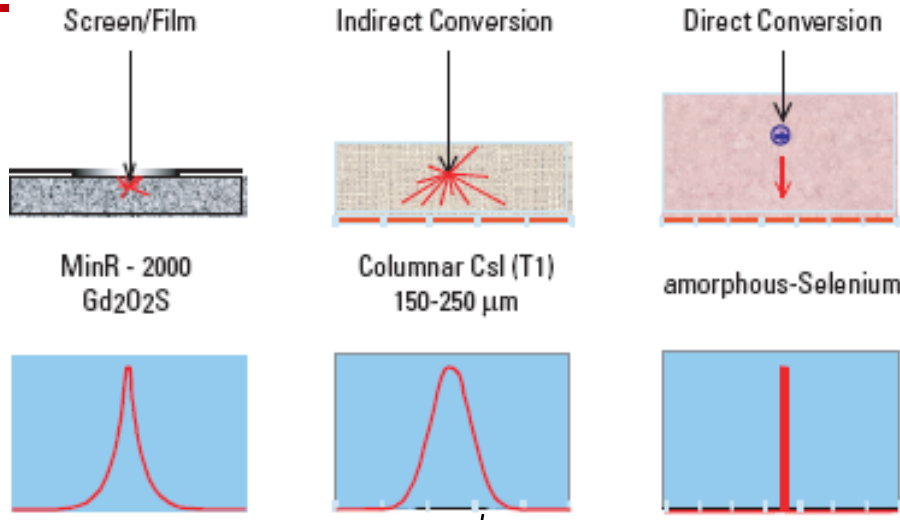
PORÓWNANIE SYSTEMÓW CYFROWYCH

Atrybut	CR	DR	CCD
elastyczne pozycjonowanie	****	*	*
wymienialność z 'kliszą'	****	**	*
DQE(detective quantum efficiency)/ dawka	**	***	*
wydajność/liczba pacjentów	*	***	**
integracja wewnętrzna systemu	**	****	****
integracja z PACS	**	****	****
koszty (względem wydajności)	***	**	***
zaawansowanie technologiczne	*	***	**
kontrola jakości	*	**	**

Zestawienie zdolności rozdzielczych i wydajności detekcji

Fundamentals of Digital Mammography: Physics, Technology and Practical Considerations

Andrew P. Smith, Ph.D.

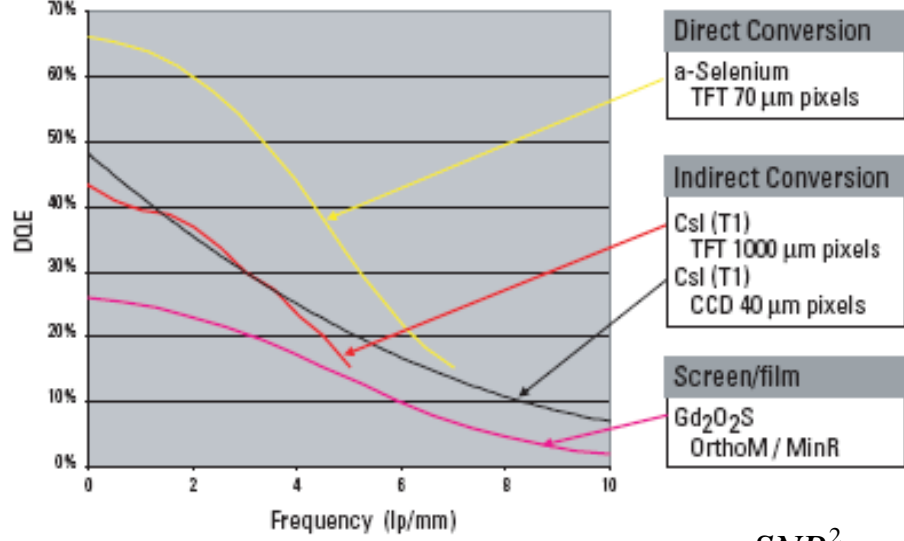
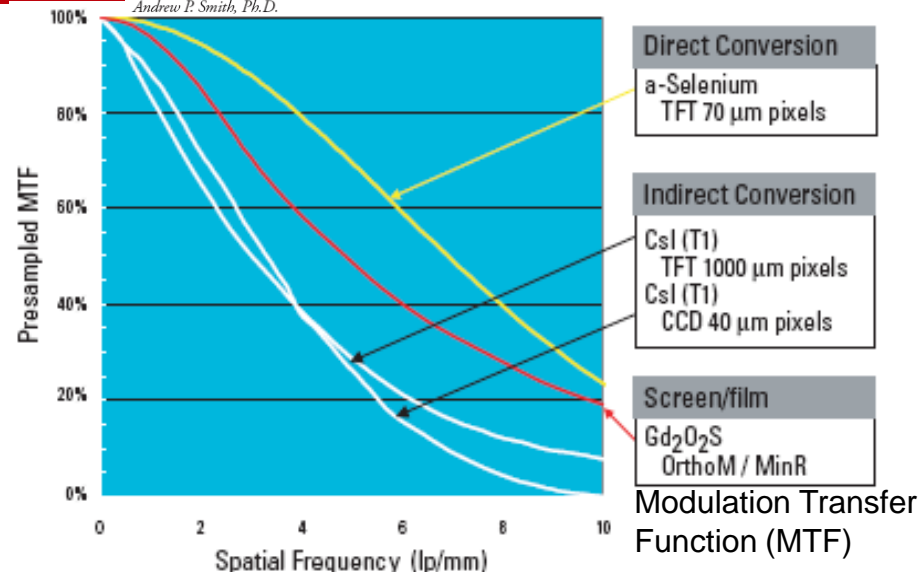
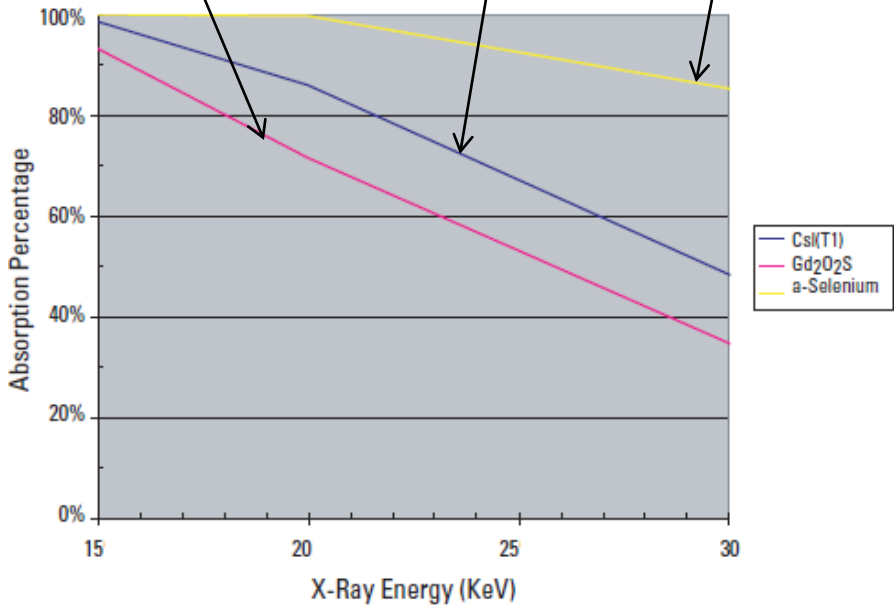


Line spread functions

50-70%

50-80%

95%



Detective Quantum Efficiency (DQE): $DQE = \frac{SNR_{wyj}^2}{SNR_{wej}^2}$



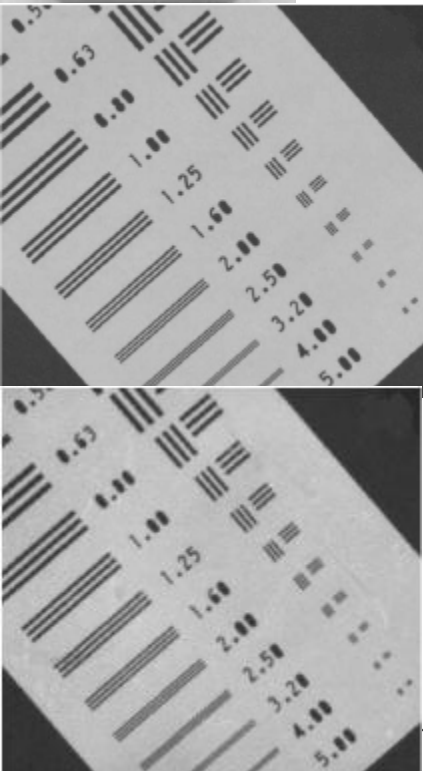
Poszukiwanie nowych materiałów (fotoprzewodników)

kryształy

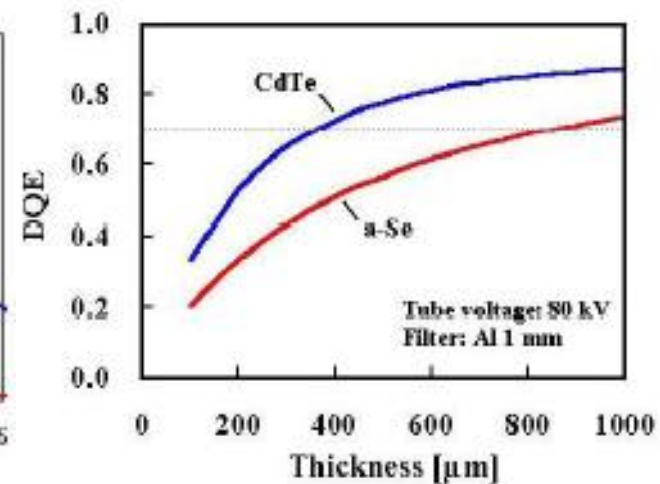
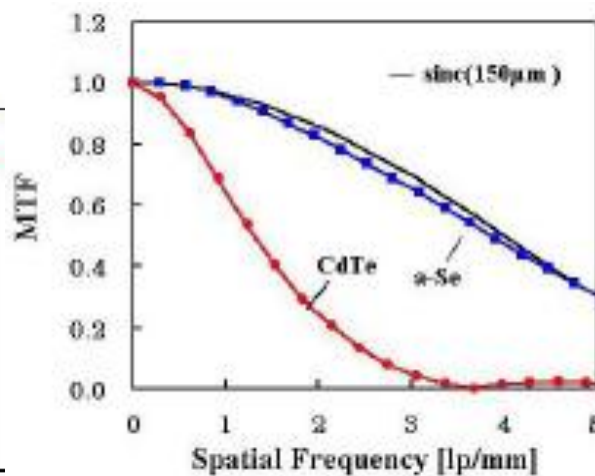
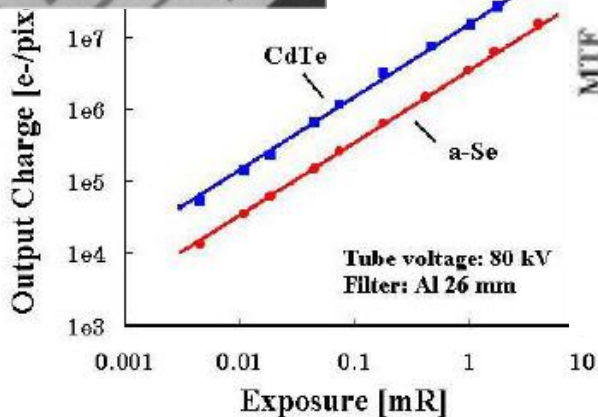
a-Se

film

	Poly CdTe	Poly HgI ₂	Poly PbI ₂	Amorphous Selenium	Poly PbO
Liczba atomowa	48-52	80-53	82-53	34	82-8
Gęstość	5.9	6.4	5.5	4.3	?
Przerwa energetyczna [eV]	1.5	2.1	2.3	2.2	
Energia potrzebna do gen. pary ładunków [eV]	4.5	5.5	6.6	50 (effective)	15
Temperatura przetwarzania [°C]	500	100	200	80 (Substrate)	



CdTe



Hologic ¹	DirectRay [®] amorphous selenium-coated TFT direct capture detector
Canon	Kodak Lanex screen/TFD indirect capture detector
dpiX (sold to OEMs)	Scintillator/TFD indirect capture detector
General Electric Medical Systems	Cesium oxide/TFD indirect capture detector
Delft Instrumentation Group (Odelft)	Scintillator/CCD indirect capture detector
Oy Imix	Scintillator/CCD indirect capture detector
Swissray	Scintillator/CCD indirect capture detector
Trixell (a joint venture of Thomson Tubes, Siemens Philips)	Cesium Iodide/TFD indirect capture and detector
Varian (sold to OEMs)	Scintillator/TFD indirect capture detector
Wuestec	Scintillator/CCD indirect capture detector

Rozwiązania rynkowe

Indirect-conversion detectors

- GE

Scintillator	CsI(Tl)
Pixel size	TFT 100 microns
Field of view	18 x 23 cm

- Fischer Imaging

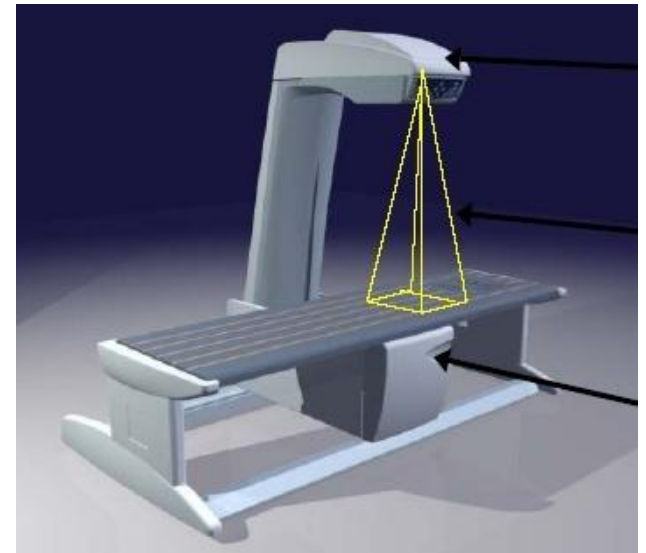
Scintillator	CsI(Tl)
Pixel size	CCD 24/48 microns
Field of view	22 x 30 cm (scanning)

Direct-conversion detectors

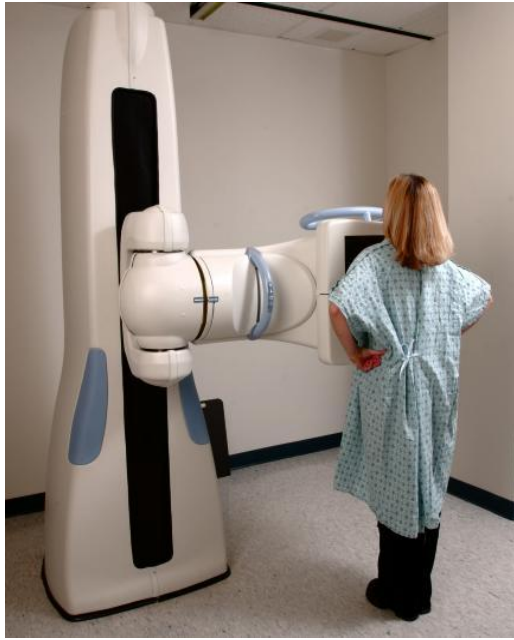
- Hologic/Lorad

Photoconductor	amorphous selenium
Pixel size	TFT 70 microns
Field of view	24 x 29 cm

RADIOGRAF CYFROWY



Badanie płuc



Badania neurologiczne



Inne badania

badania brzuszne



badania struktur kostnych



Monitory medyczne



MONITORY

RadiForce G51

5MP, 21,3"
Monochromatyczny monitor LCD



RadiForce G31

3MP, 20,8"
Monochromatyczny monitor LCD

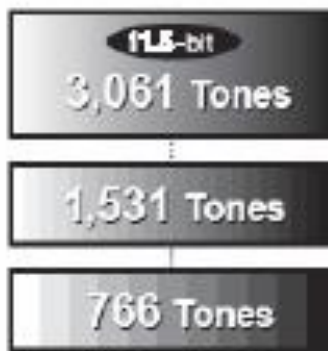


RadiForce G21 RadiForce G20

3MP, 20,8"
Monochromatyczny monitor LCD



Przekątna	54 cm (21,3")	53 cm (20,8")	51 cm (20,1") monochromatyczny panel TFT
Kolor obudowy	Czarny	Czarny	Czarny
Wielkość piksela	0,165 x 0,165 mm	0,207 x 0,207 mm	0,255 x 0,255 mm

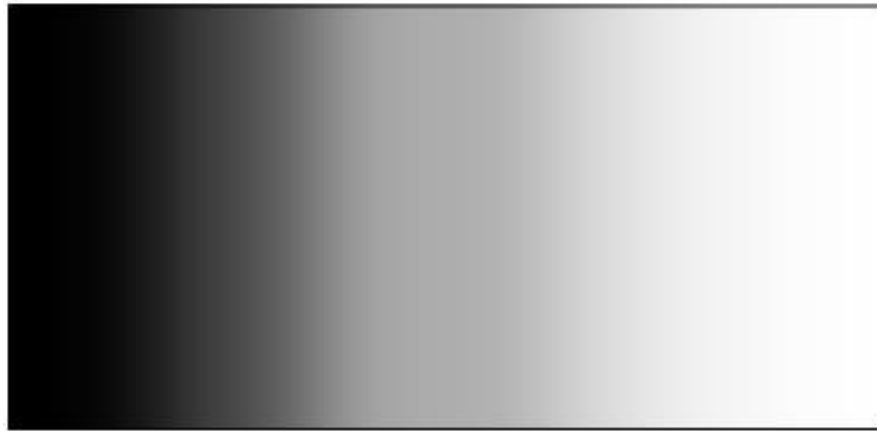


Obraz w skali szarości

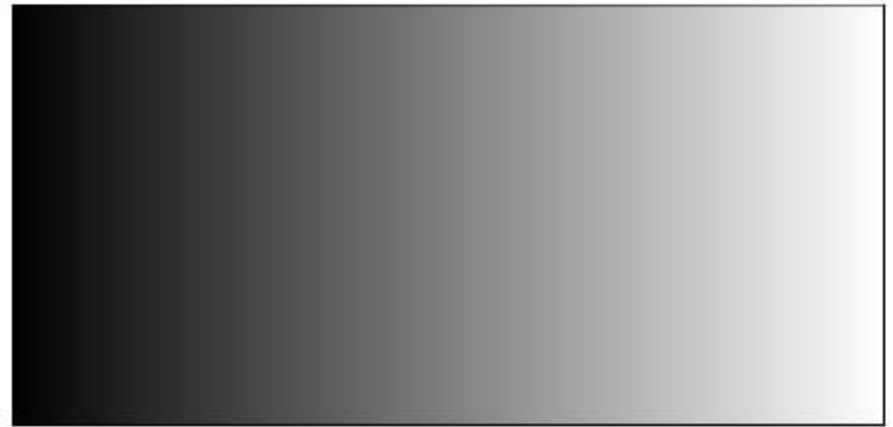
Wyświetlanie 10-bitowego obrazu



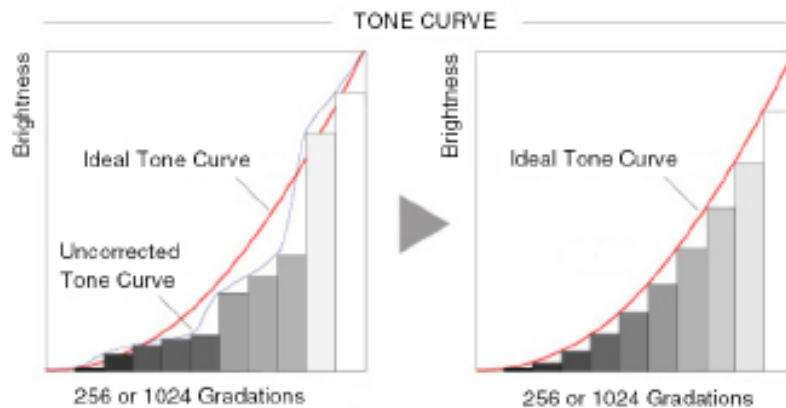
JAKOŚĆ MONITORA



CRT



LCD



Stacja robocza



Kierunki rozwoju

- Pełna cyfryzacja - komputeryzacja
 - Anty - jonizacja
 - Miniaturyzacja i specjalizacja
 - Integracja (multimodalność)
 - Adaptacyjność - indywidualizacja
 - Specyficzne uprofilowanie
 -
-