

Laboratorium Technik Obrazowania

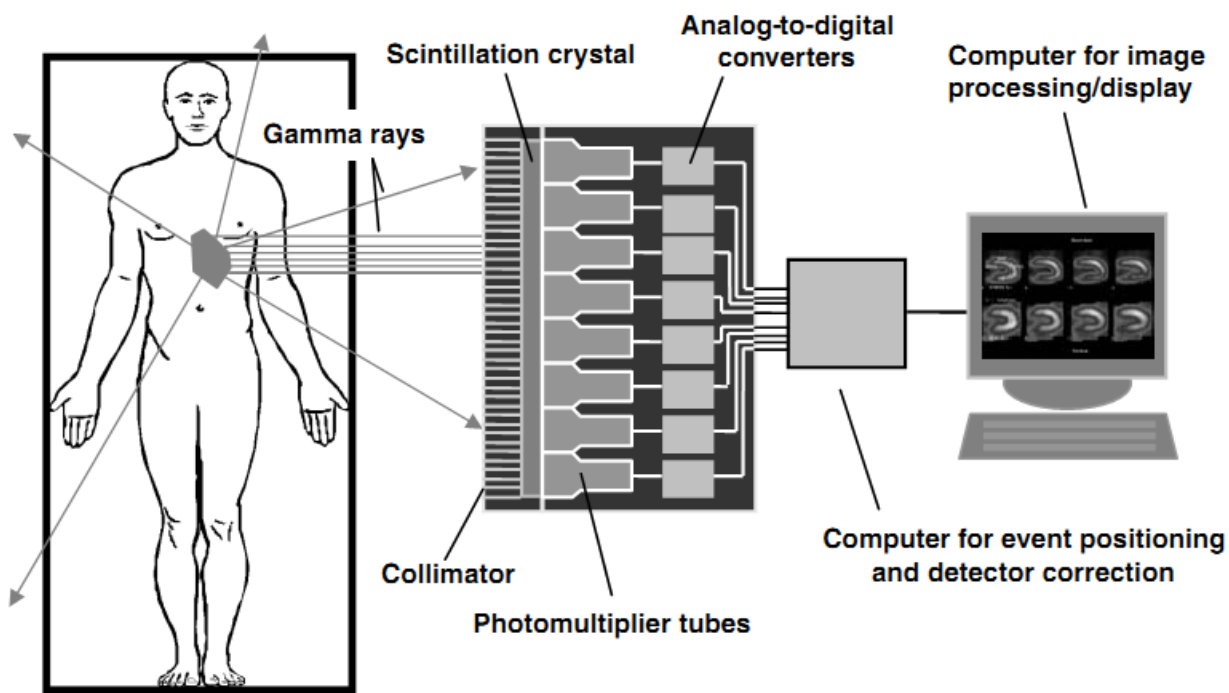
Krzysztof Kacperski

*Zakład Fizyki Medycznej, Centrum Onkologii - Instytut
im. Marii Skłodowskiej-Curie*

Nowe technologie w Medycynie Nuklearnej

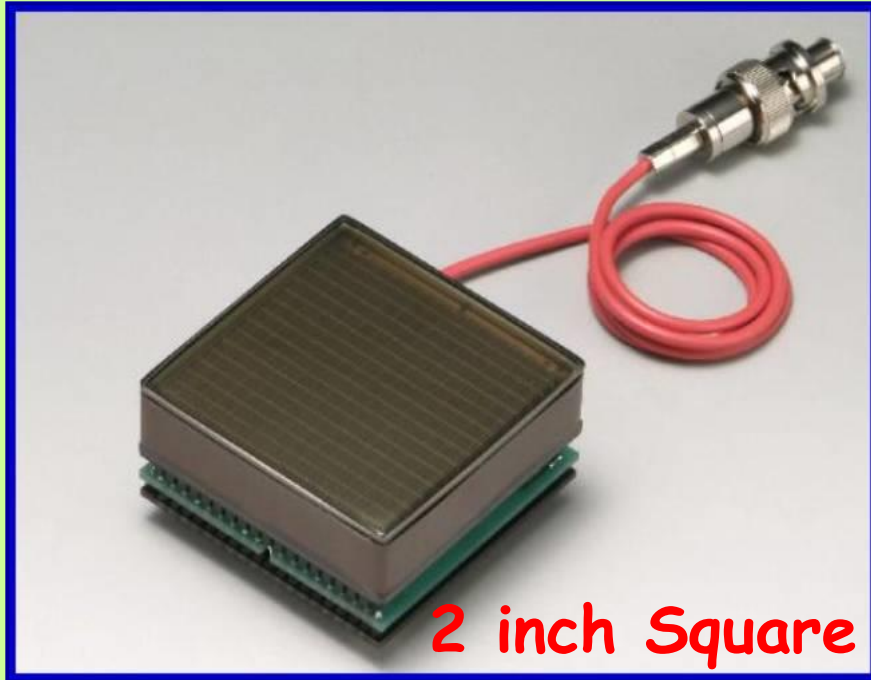
Nowe technologie w Medycynie Nuklearnej

Gamma kamera

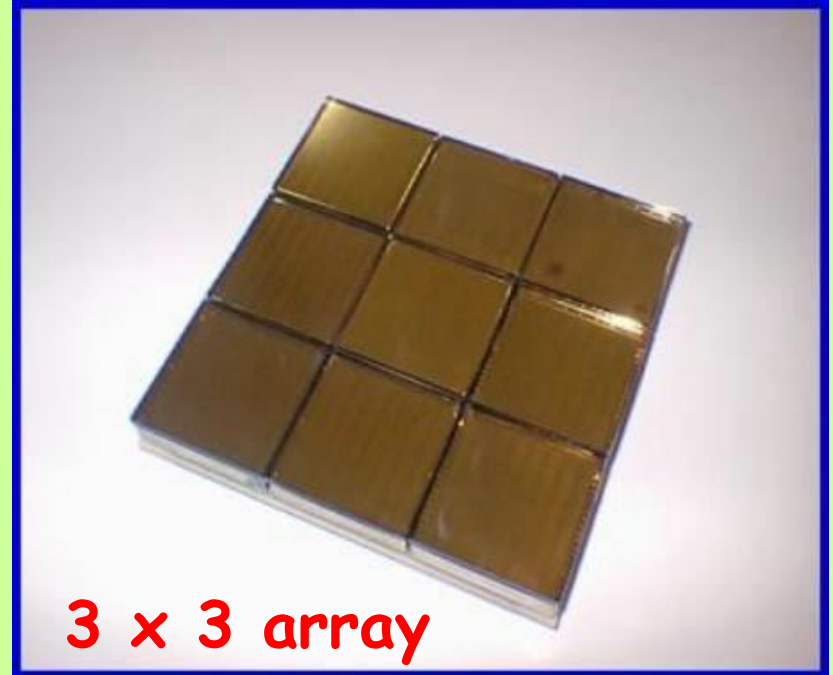


Nowe fotodetektory

Flat panel position sensitive PMTs



2 inch Square



3 x 3 array

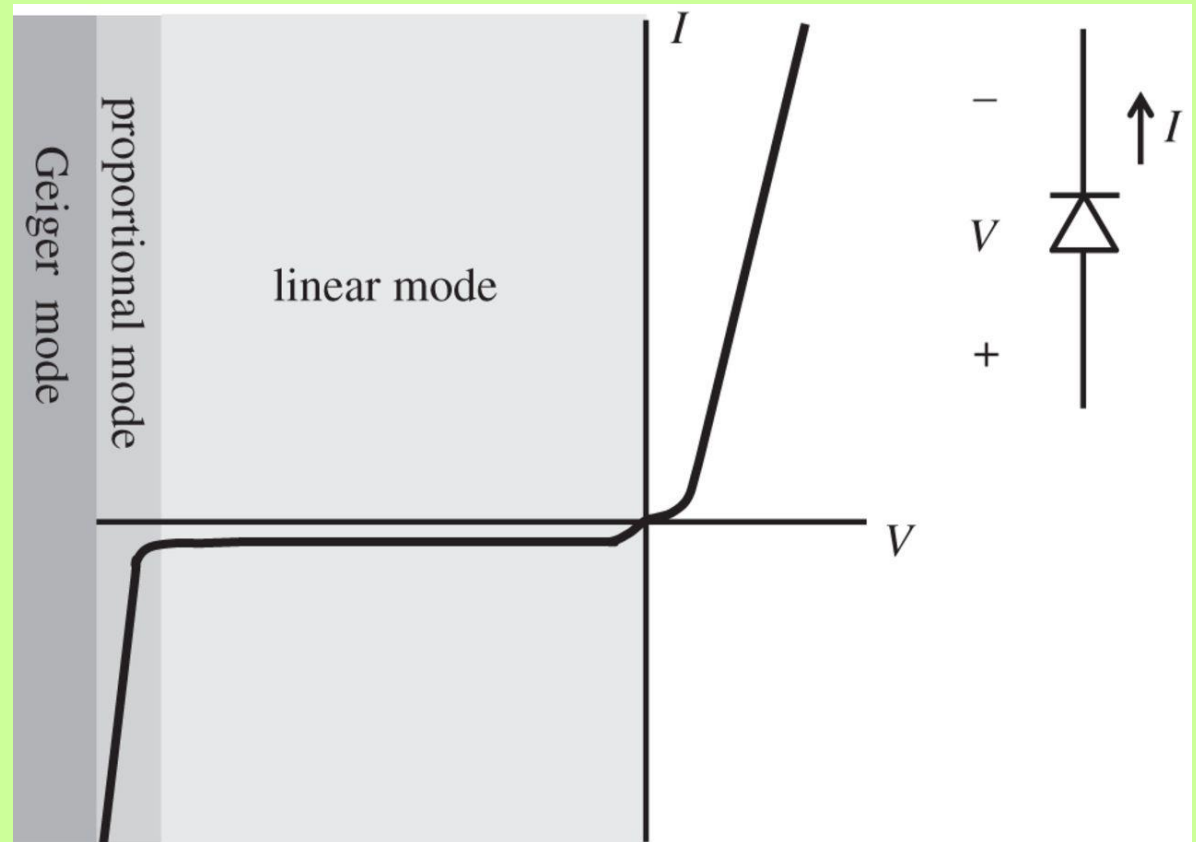
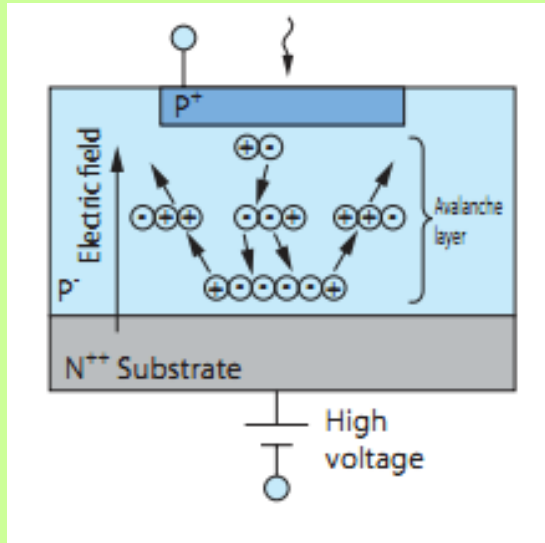
	Channels	Pixel Size
H8500	64 ch (8x8)	6x6 mm
H9500	256 ch (16x16)	3x3 mm



High Packing Ratio (89% effective area ratio)

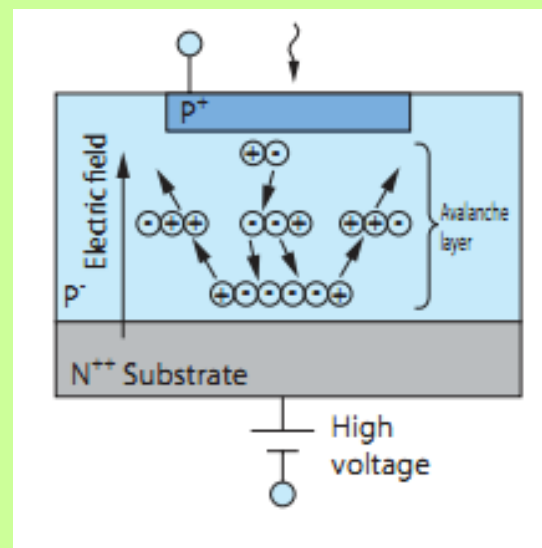
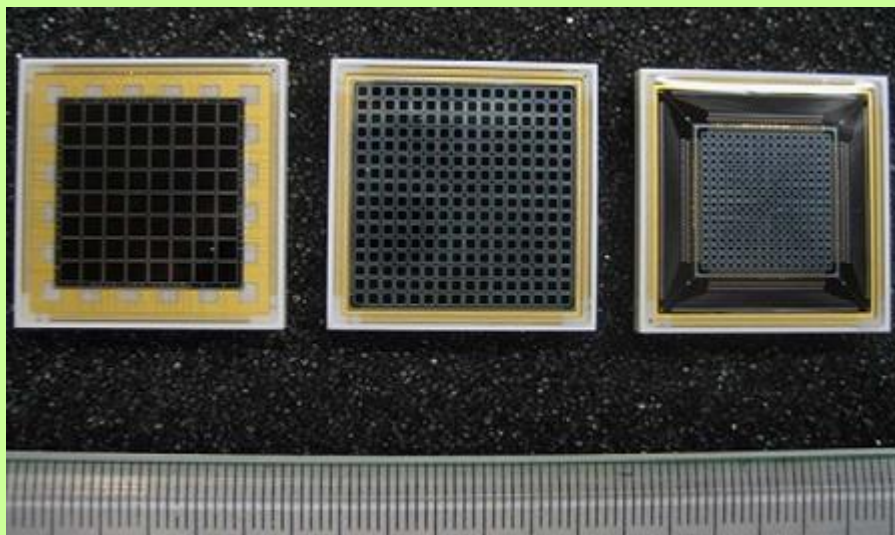
Nowe fotodetektory półprzewodnikowe

- Fotodiody lawinowe (APD)



Nowe fotodetektory półprzewodnikowe

- Fotodiody lawinowe (APD)

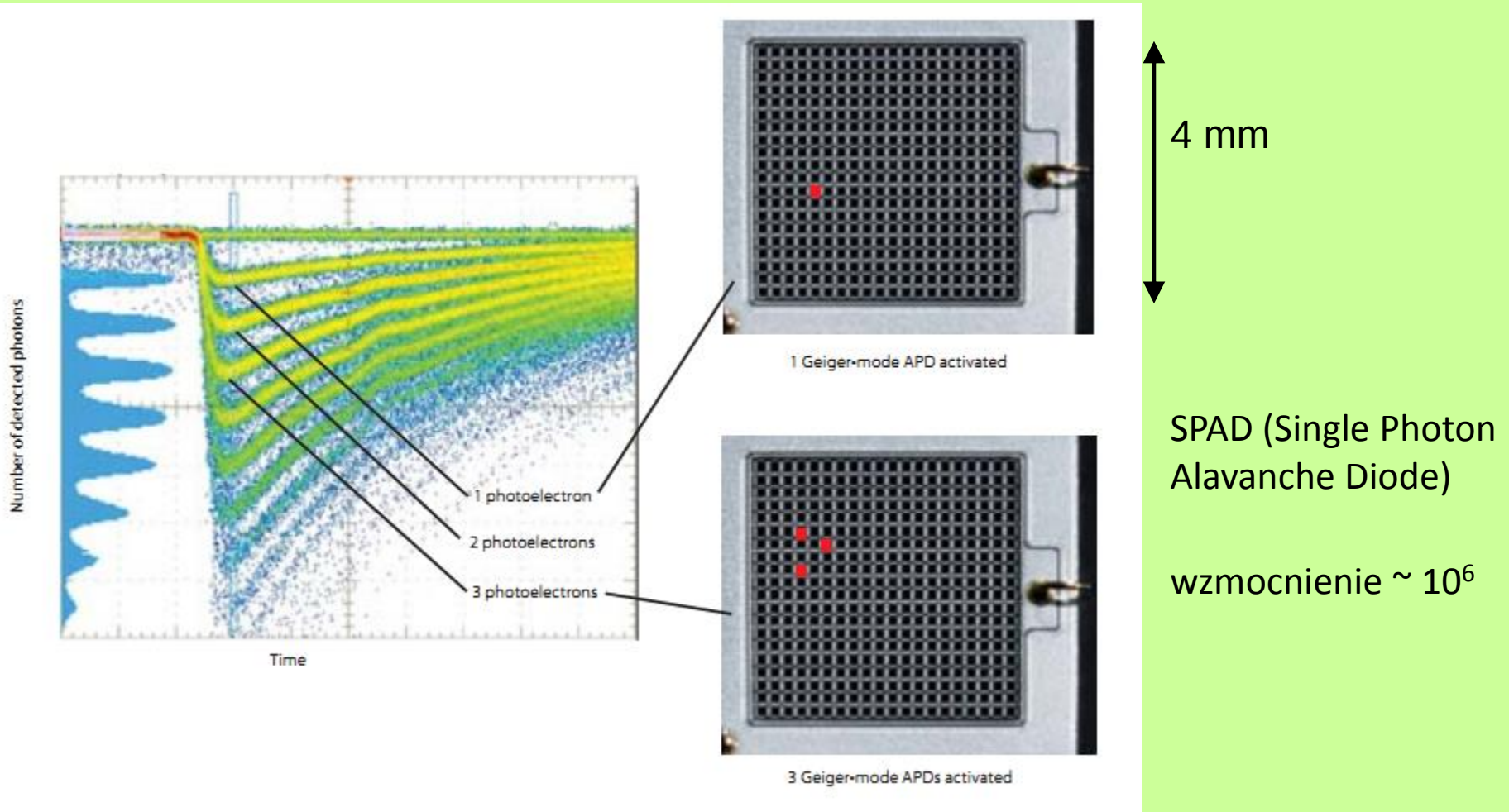


	TYP1	TYP2	TYP3
Matrix array	8 × 8	16 × 16	16 × 16
Pixel size (mm ²)	2 × 2	1 × 1	0.5 × 0.5
Pixel gap (mm)	0.3	0.4	0.4
Dark current ($M = 50$) I_D (nA)	0.5–1.3	0.1–0.3	0.1–0.4
Break-down voltage: V_{brk} (V)	379	376	380
Operation bias: $V_{M=50}$ (V)	355	333	356
Capacitance: C_{det} (pF)	13–15	4–5	3.3–4.6

wzmocnienie $\sim 100 - 1000$

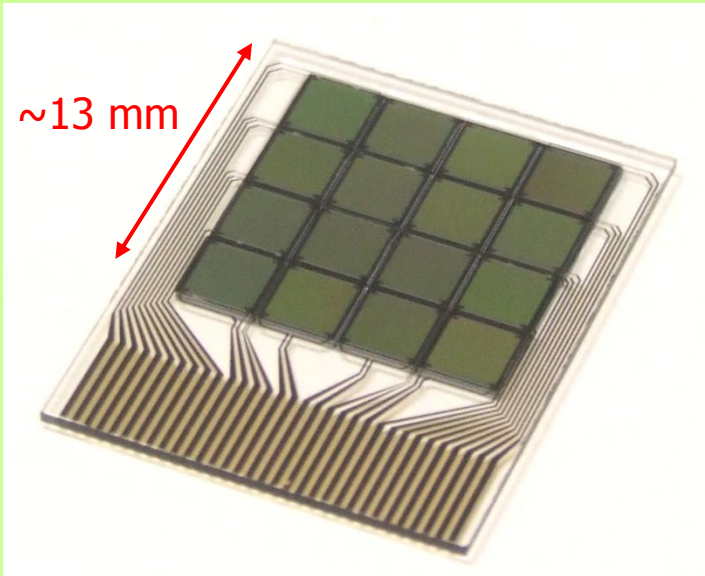
Nowe fotodetektory półprzewodnikowe

Fotopowielacze krzemowe (SiPM)



Nowe fotodetektory półprzewodnikowe

Fotopowielacze krzemowe (SiPM)

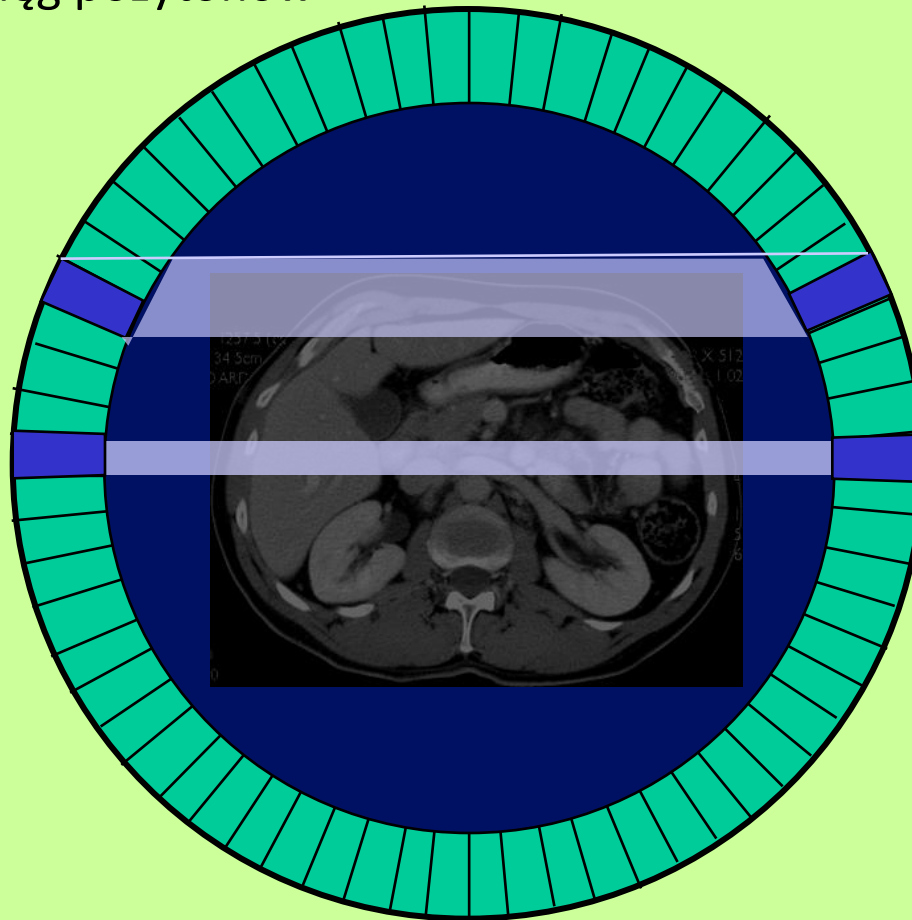


- High gain ($\sim 10^6$ electrons per detected light photon)
- Fast (~ 10 ps coincidence timing resolution upon fs laser excitation)
- MRI-compatible

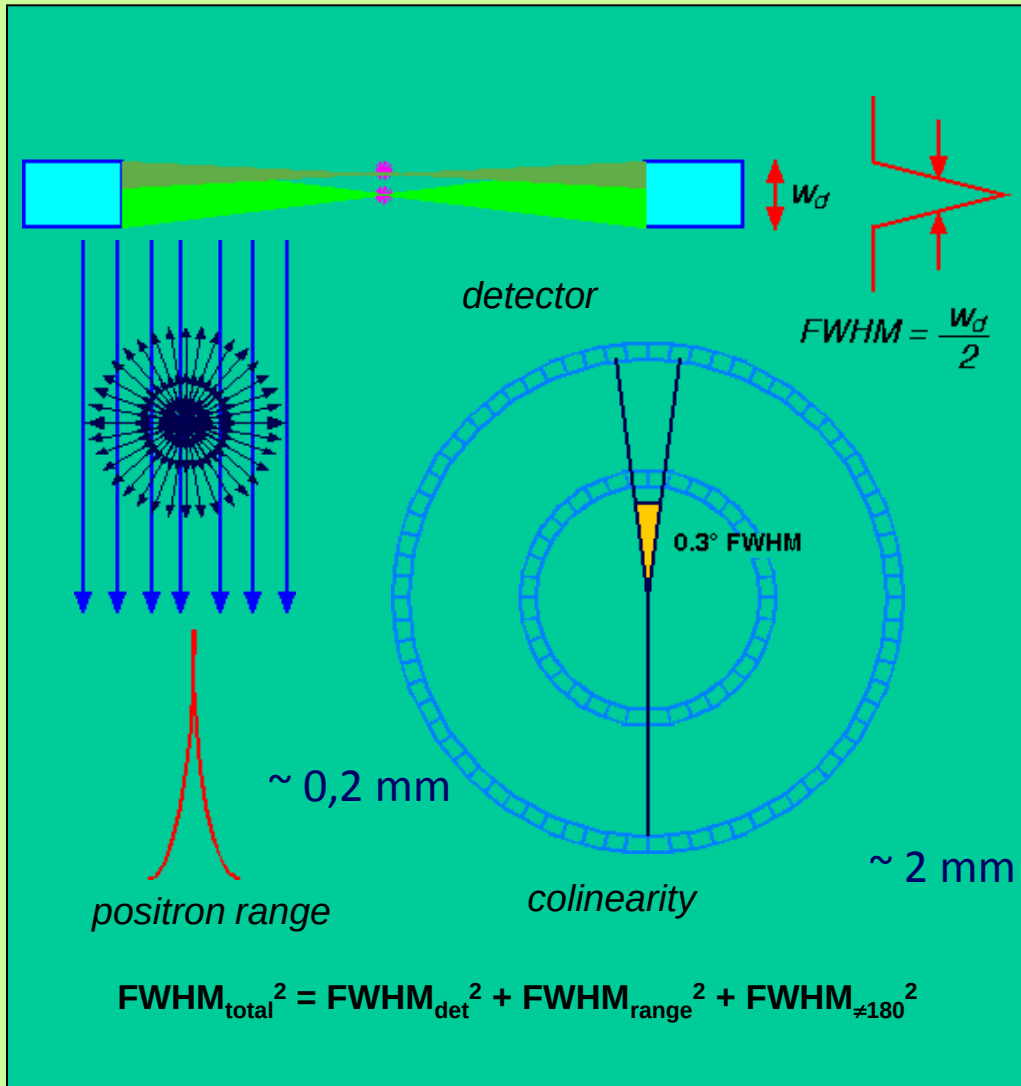
PET – zdolność rozdzielcza

Czynniki ograniczające:

- skończony rozmiar detektorów; paralaksa
- niewspółliniowość fotonów anihilacji
- skończony zasięg pozytonów



PET – zdolność rozdzielcza



2-5 mm

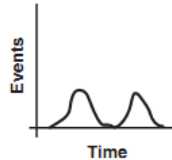
$$FWHM_{\text{total}} = 3 - 6 \text{ mm}$$

PET – głębokość oddziaływania w detektorze

PMT/APD

Two or more layers of scintillators with different decay times

Use PSD to identify which crystal is the site of interaction



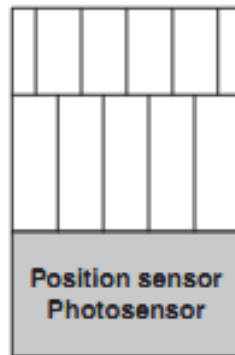
Some scintillator combinations that have been used:

LSO/LSO

NaI(Tl)/LSO

BGO/GSO

GSO/LSO/BGO/CsI(Tl)



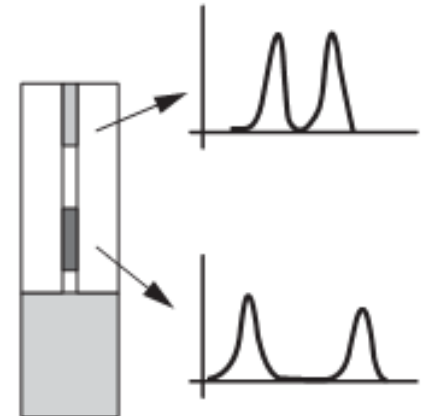
Use offset crystals and position-sensitive PMT to decode crystals in two layers.

Photosensor



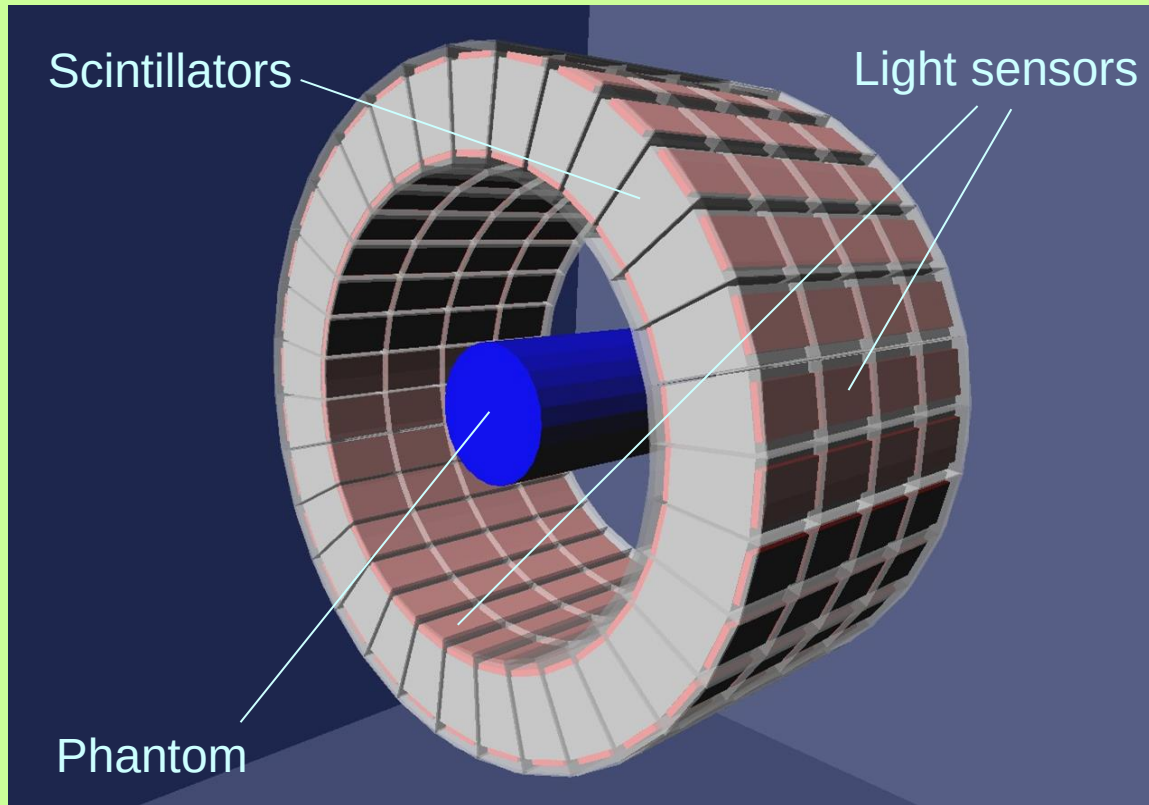
Photosensor

Collect light from both ends and use ratio to get position.



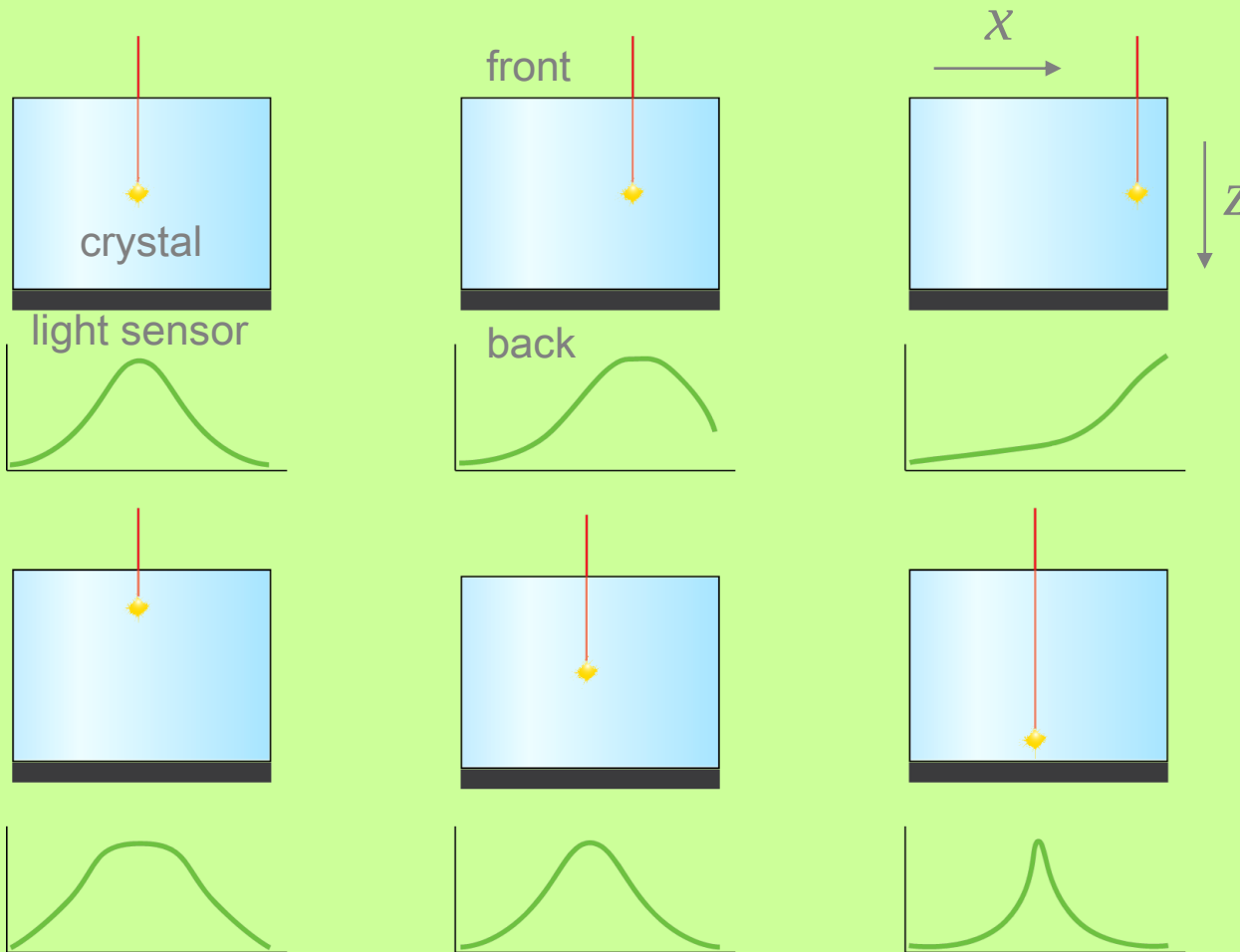
Use different absorbers to change light sharing between two crystals as function of depth.

Monolithic scintillator detectors



- PET scanner based on monolithic scintillators with DSR
- High sensitivity due to optimum packing fraction
(D.J. van der Laan et al., *NIM A*, 571(1-2), 227-230, 2007)

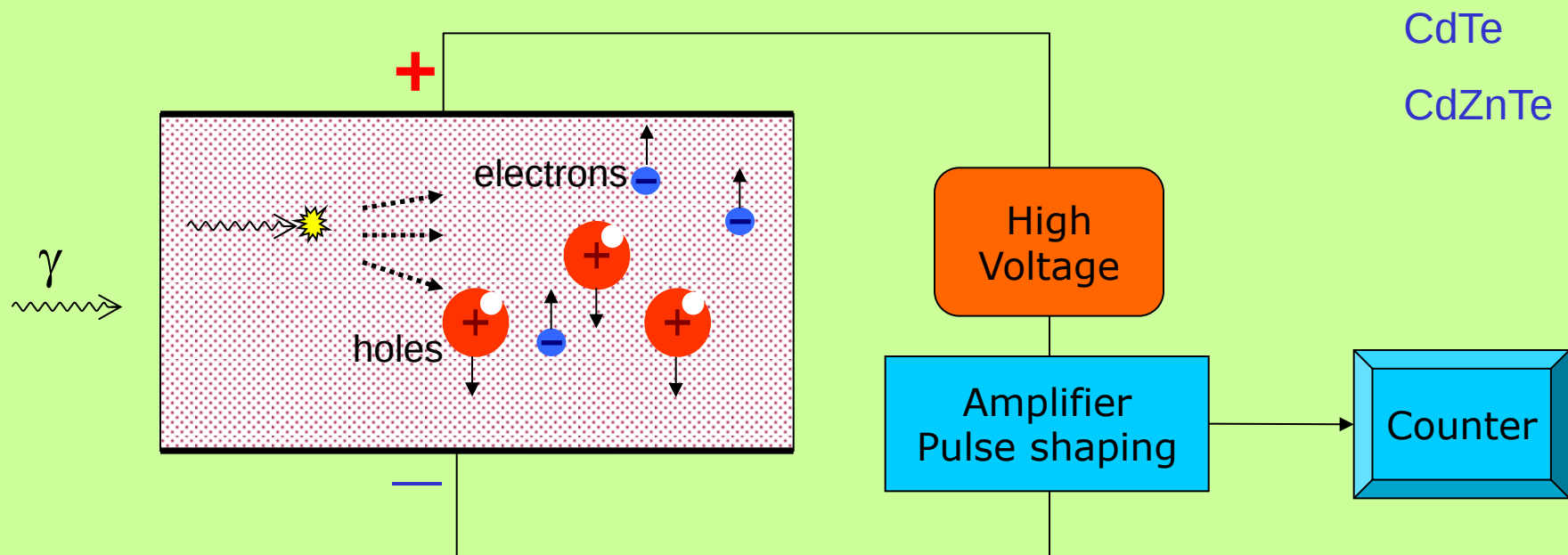
Monolithic scintillator detectors



Light distribution depends on the entry point on the front surface...

and on the depth of interaction (DOI).

Półprzewodnikowe detektory promieniowania



Nośniki ładunku (elektrony and dziury) wzbudzone przez promieniowanie jonizujące są zliczane **bezpośrednio** jako impulsy elektryczne.

W scyntylatorach (np. NaI(Tl)) wzbudzone elektrony rekombinują emitując fotony, optyczne, które z kolei są zamieniane na sygnał elektryczny w fotopowielaczach. Na każdym etapie tego procesu występują straty energii i informacji.

Półprzewodnikowe detektory promieniowania

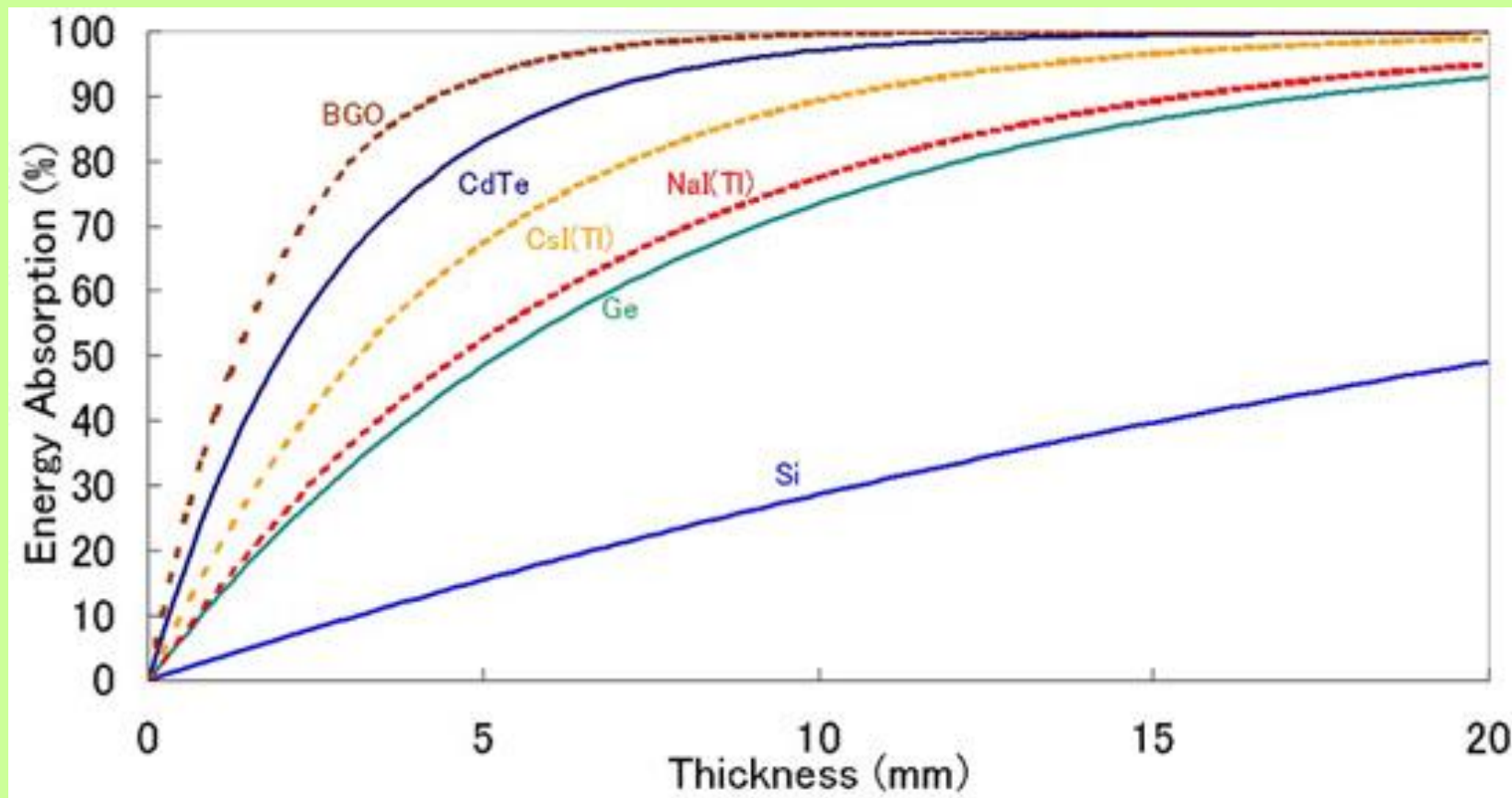
Physical properties of the principal compound semiconductors at $T = 25\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Material	Si	Ge	GaAs	CdTe	$\text{Cd}_{0.9}\text{Zn}_{0.1}\text{Te}$	HgI_2	TlBr
Crystal structure	Cubic	Cubic	Cubic (ZB)	Cubic (ZB)	Cubic (ZB)	Tetragonal	Cubic (CsCl)
Growth method [*]	C	C	CVD	THM	HPB, THM	VAM	BM
Atomic number	14	32	31, 33	48, 52	48, 30, 52	80, 53	81, 35
Density (g/cm^3)	2.33	5.33	5.32	6.20	5.78	6.4	7.56
Band gap (eV)	1.12	0.67	1.43	1.44	1.57	2.13	2.68
Pair creation energy (eV)	3.62	2.96	4.2	4.43	4.6	4.2	6.5
Resistivity ($\Omega\text{ cm}$)	10^4	50	10^7	10^9	10^{10}	10^{13}	10^{12}
$\mu_e\tau_e$ (cm^2/V)	> 1	> 1	10^{-5}	10^{-3}	$10^{-3} - 10^{-2}$	10^{-4}	10^{-5}
$\mu_h\tau_h$ (cm^2/V)	~ 1	> 1	10^{-6}	10^{-4}	10^{-5}	10^{-5}	10^{-6}

^{*} The more common growth methods: C = Czochralski, CVD = chemical vapor deposition, THM = traveler heater method, BM = Bridgman method, HPB = high-pressure Bridgman and VAM = vertical ampoule method

Sordo, Stefano Del et al. "Progress in the Development of CdTe and CdZnTe Semiconductor Radiation Detectors for Astrophysical and Medical Applications." Sensors (Basel, Switzerland) 9.5 (2009): 3491–3526

Półprzewodnikowe detektory promieniowania



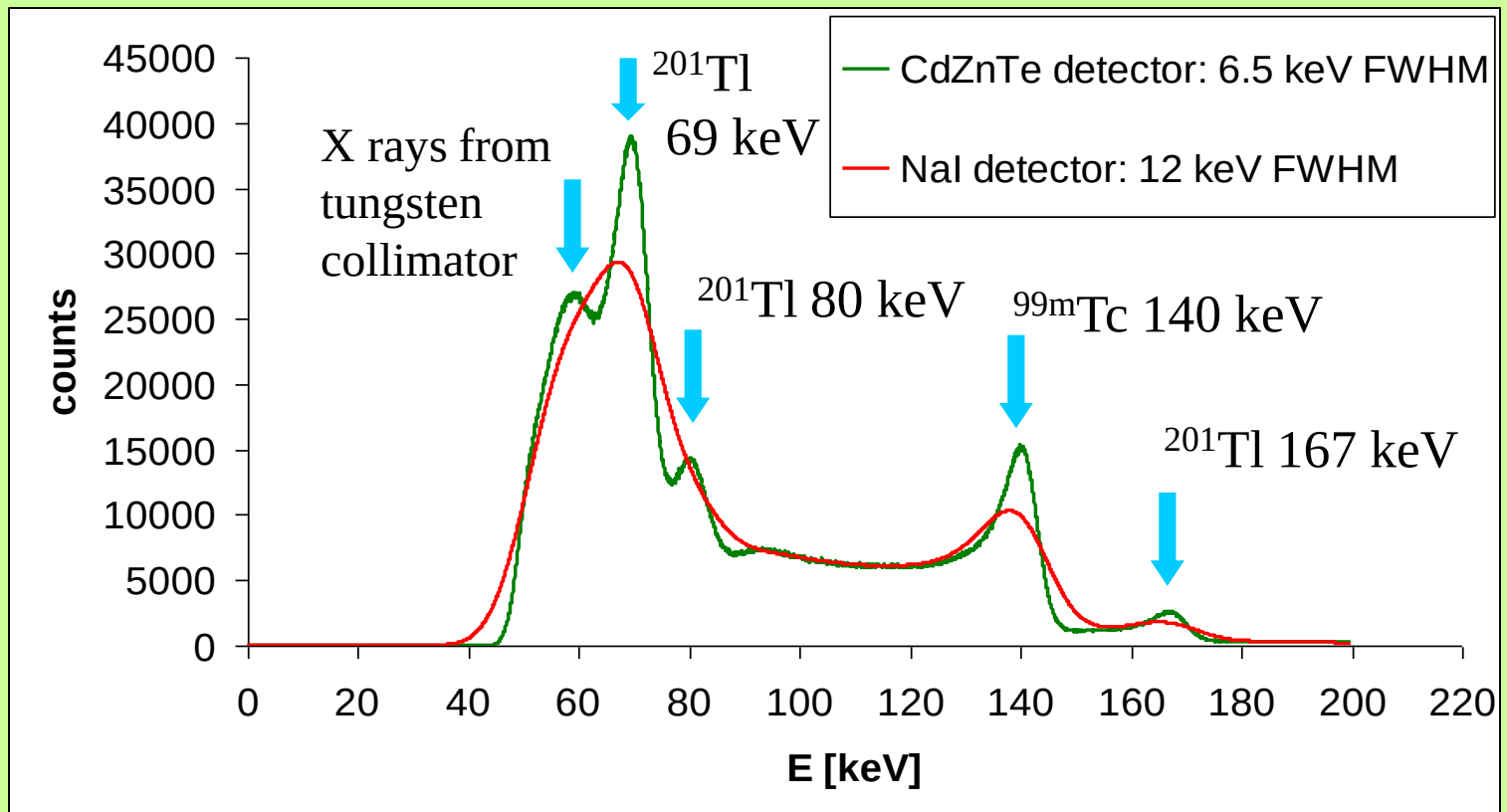
Zalety:

- Lepsza energetyczna zdolność rozdzielcza
- Małe rozmiary
- Niewrażliwe na pole magnetyczne

Wady:

- Wysoka cena CdZnTe
- Nowa, niedopracowana technologia, wysoce zmienna jakość materiału
- Wrażliwe na temperaturę

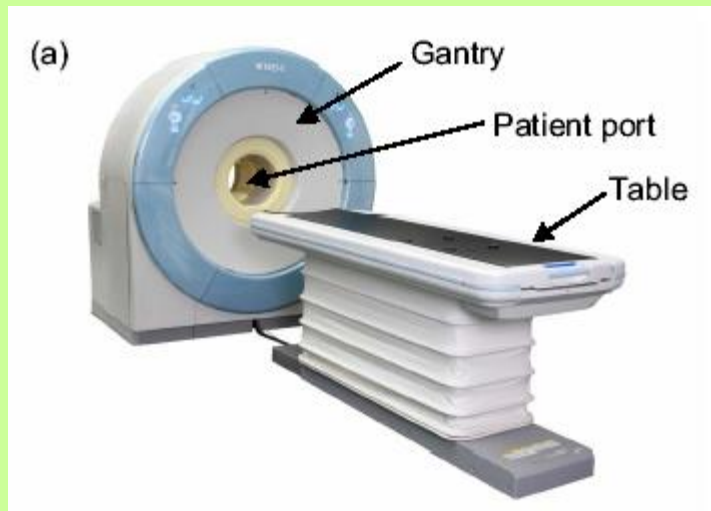
Example: ^{201}Tl $^{99\text{m}}\text{Tc}$ dual isotope scan energy spectrum



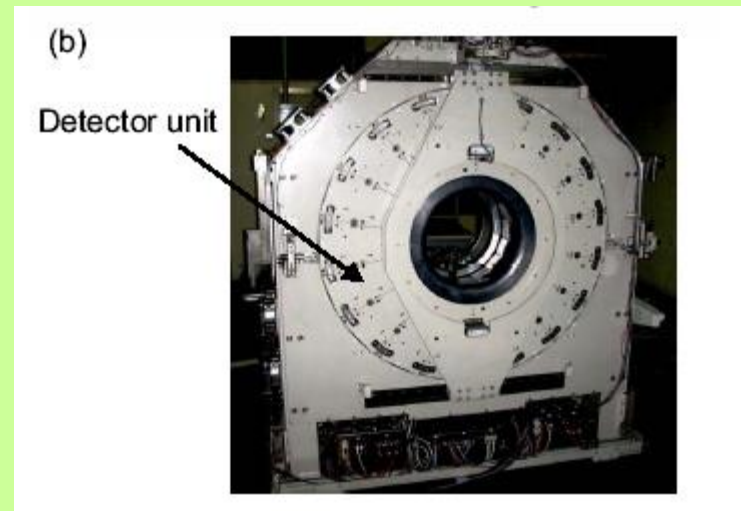
Performance of a prototype brain PET scanner based on semiconductor detectors

Y. Morimoto^{*1}, Y. Ueno¹, K. Tsuchiya¹, S. Kojima¹, T. Ishitsu¹, I. Takahashi¹, W. Takeuchi¹, K. Amemiya¹, T. Shiga² and N. Tamaki²;

1. Central Research Laboratory, Hitachi Ltd., Ibaraki, Japan and
2. Hokkaido, University, Sapporo, Hokkaido, Japan



FOV: 25 cm, $\varnothing$ 35 cm

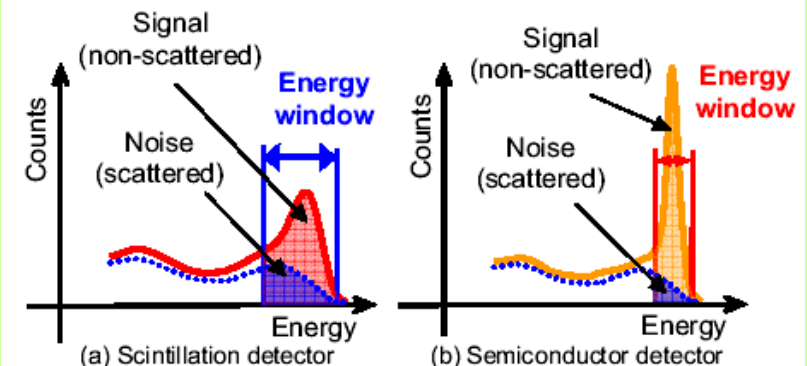
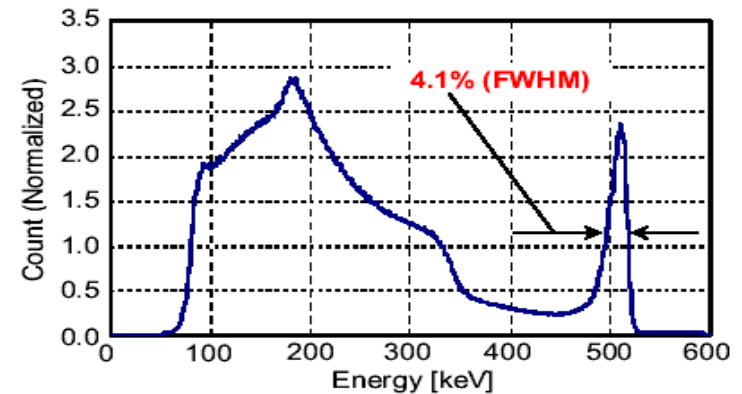


18 detector units

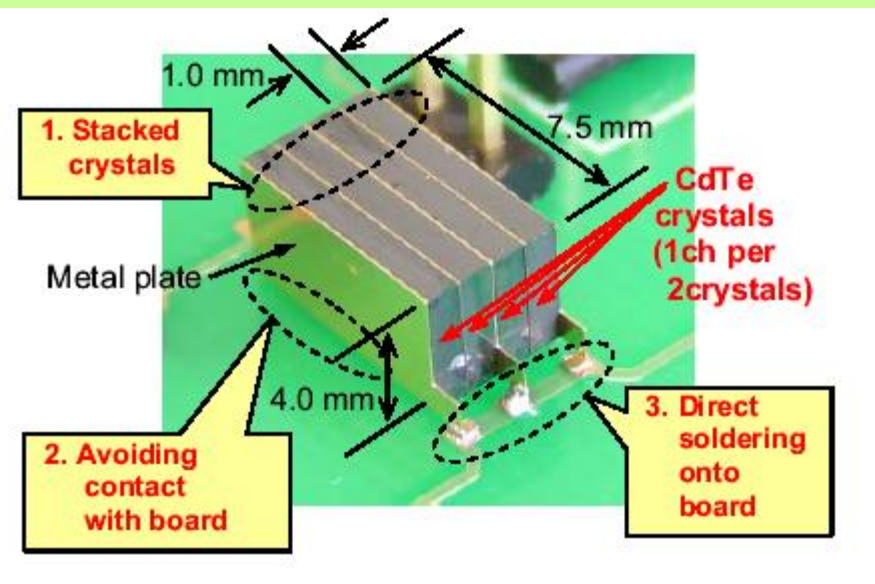
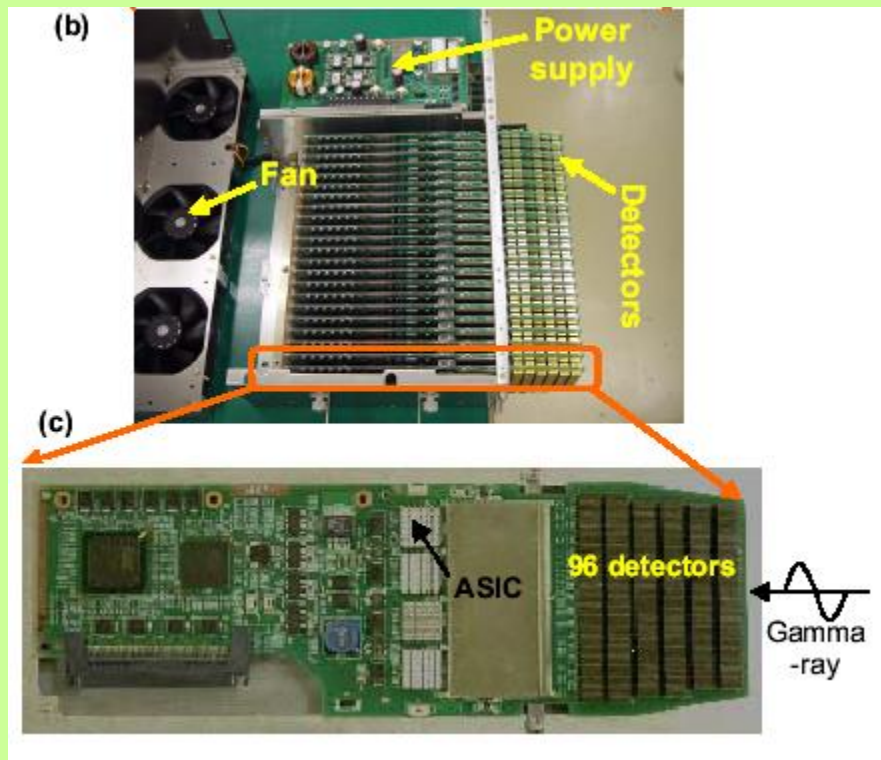
CdTe detectors

- each detector unit has 22 detector boards arranged along axial field of view
- The detector board has CdTe detectors on each side
- 3-layer readout
- 45 mm effective CdTe thickness

Energy resolution

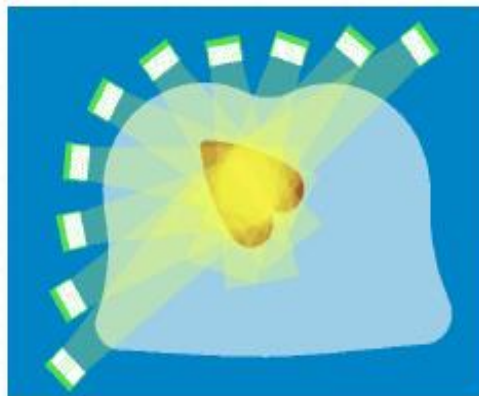


time resolution: 6.8 ns



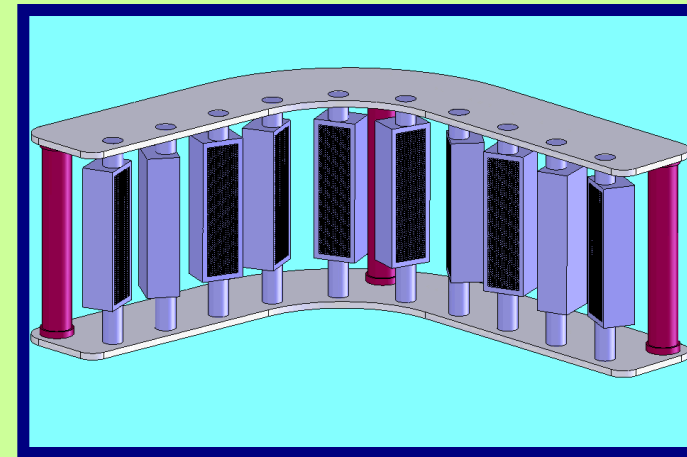
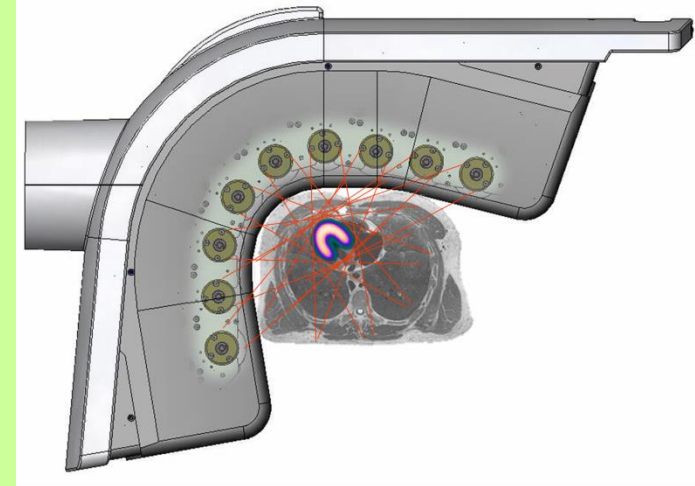
D-SPECT – dedykowana kamera kardiologiczna

SYSTEM ILLUSTRATION



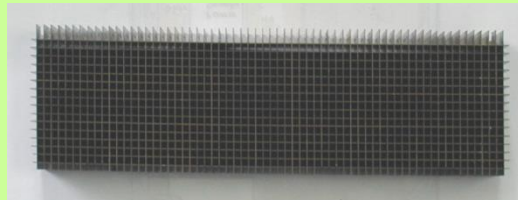
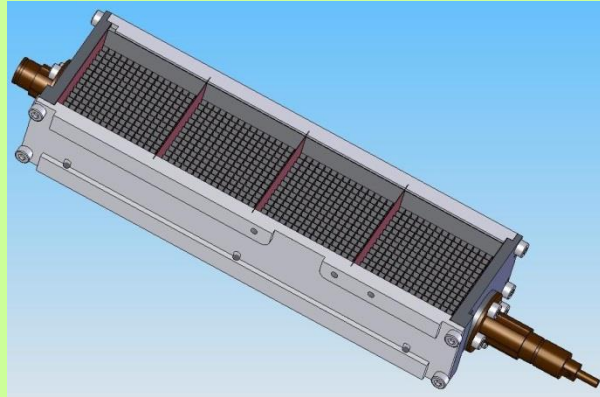
D-SPECT – dedykowana kamera kardiologiczna

- Pikselowane detektory półprzewodnikowe CdZnTe
 - Lepsza energetyczna zdolność rozdzielcza
 - Małe rozmiary
- Kolimatory wysokiej czułości
- Geometria
 - Możliwość skanowania małych obszarów z wysoką czułością
 - Mniejsza średnia odległość obiektu od detektora
- Iteracyjna metoda rekonstrukcji obrazu z modelowaniem odpowiedzi kolimatora



^zRedukcja czasu skanowania o czynnik rzędu 5 w stosunku do standardowej kamery dwugłowicowej przy zachowaniu jakości obrazu

Detector Column



~40 mm
16 elements

~160 mm
64 elements

2.46 mm

2.46 mm

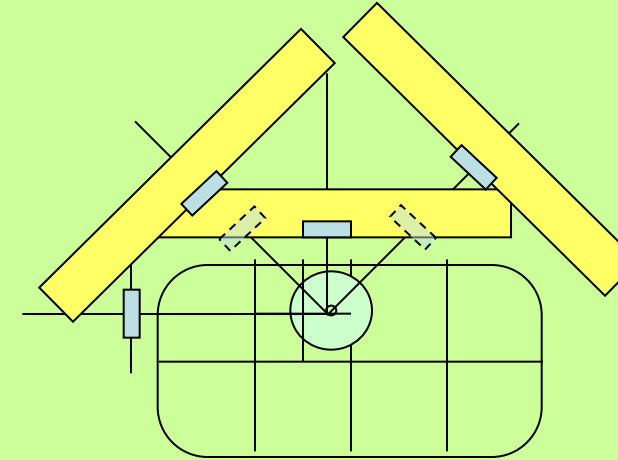
5 mm thick CZT
Detector Element

1024 elements
per column

9216 elements
per system

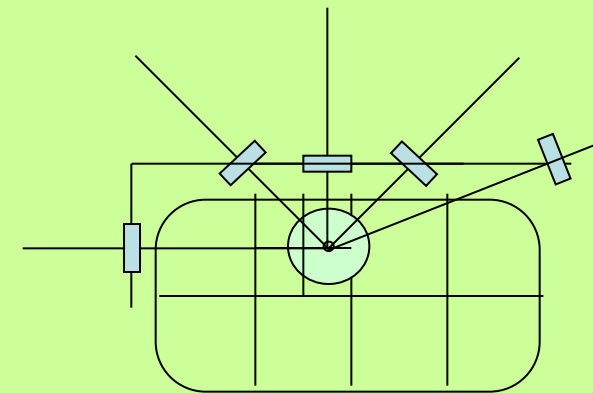
Role of Scanning Distance

Standard camera with body contour tracing is more distant then D-SPECT which is attached to the body



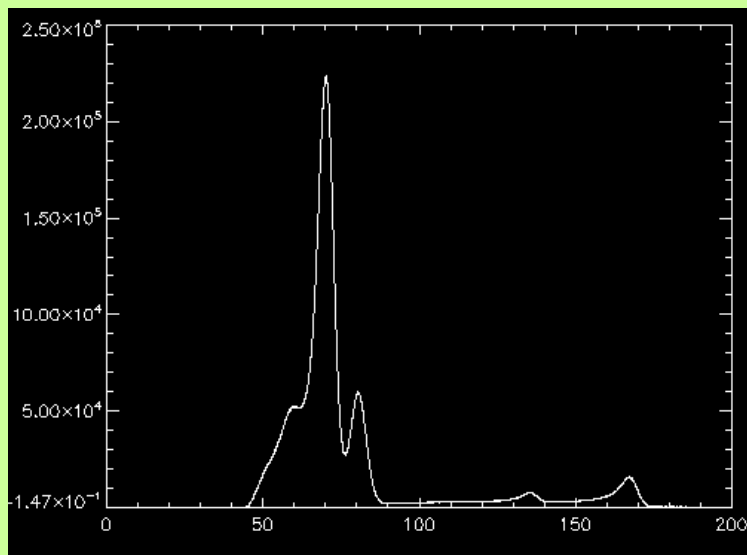
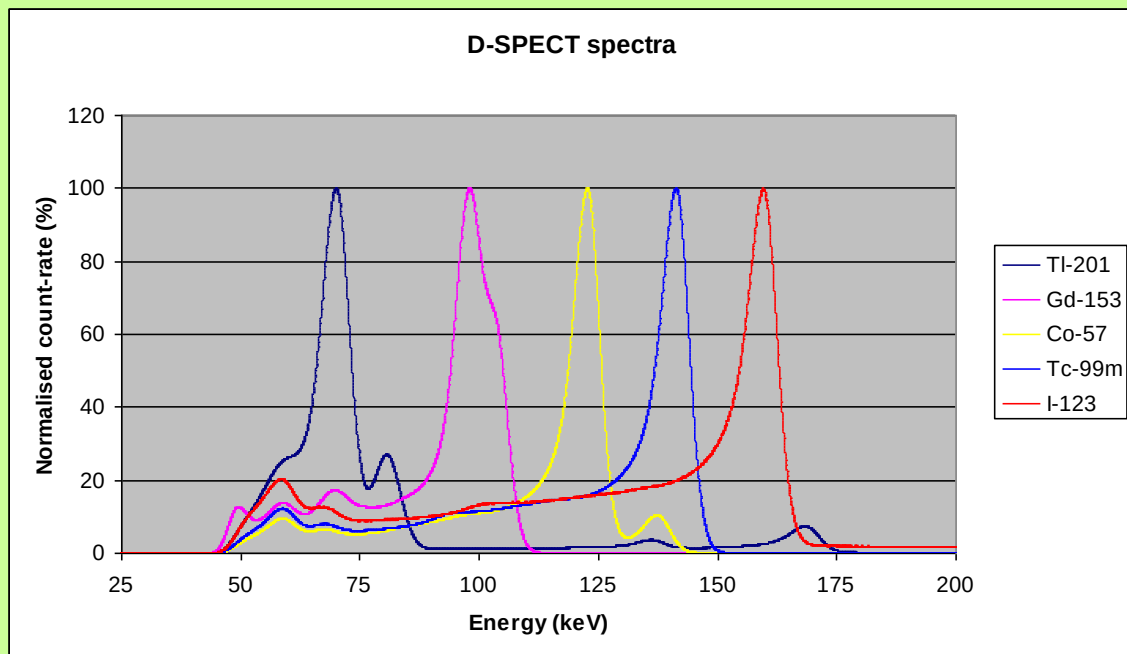
Anger Camera

D-SPECT offers smaller average distance from the heart thus yielding better resolution.

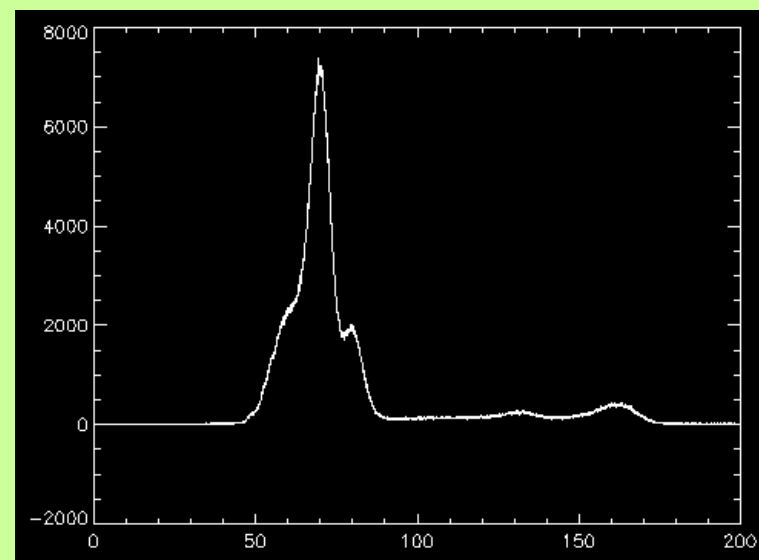


D-SPECT

D-SPECT – energetyczna zdolność rozdzielcza

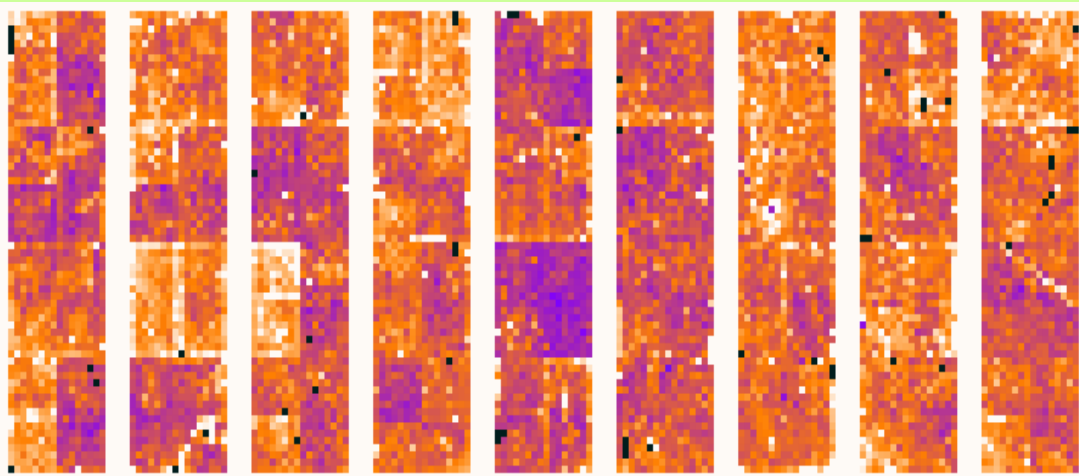


najlepsze piksele

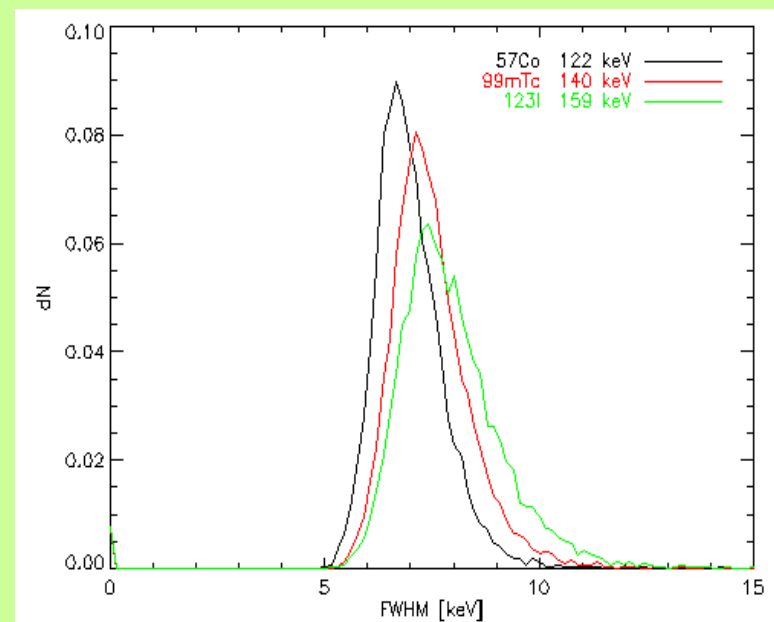


najgorsze piksele

D-SPECT – energetyczna zdolność rozdzielcza

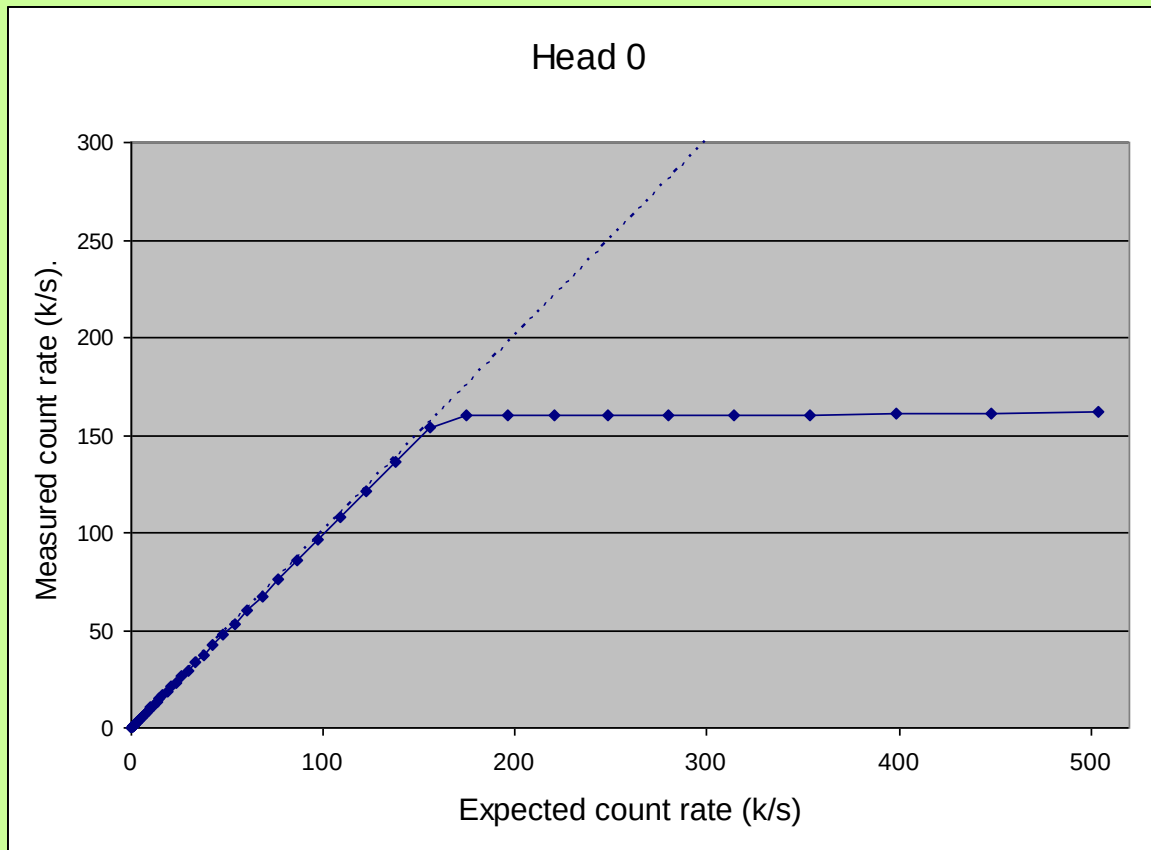


Mapa zdolności rozdzielczych pojedynczych pikseli



Histogram zdolności rozdzielczych pojedynczych pikseli

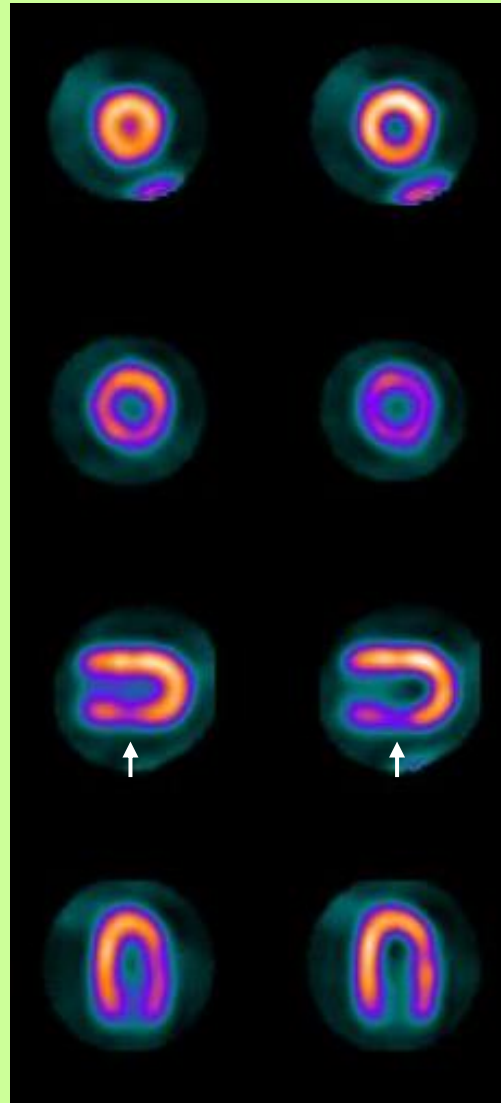
D-SPECT – szybkość zliczania; czułość



- Czułość w odległości 10 cm od kolimatora
 $S = 398 \text{ s}^{-1}/\text{MBq}$,
- Standardowa gamma camera z kryształem 3/8" NaI i kolimatorem LEHR: $S = 72 \text{ s}^{-1}/\text{MBq}$ (czynnik 5,53)

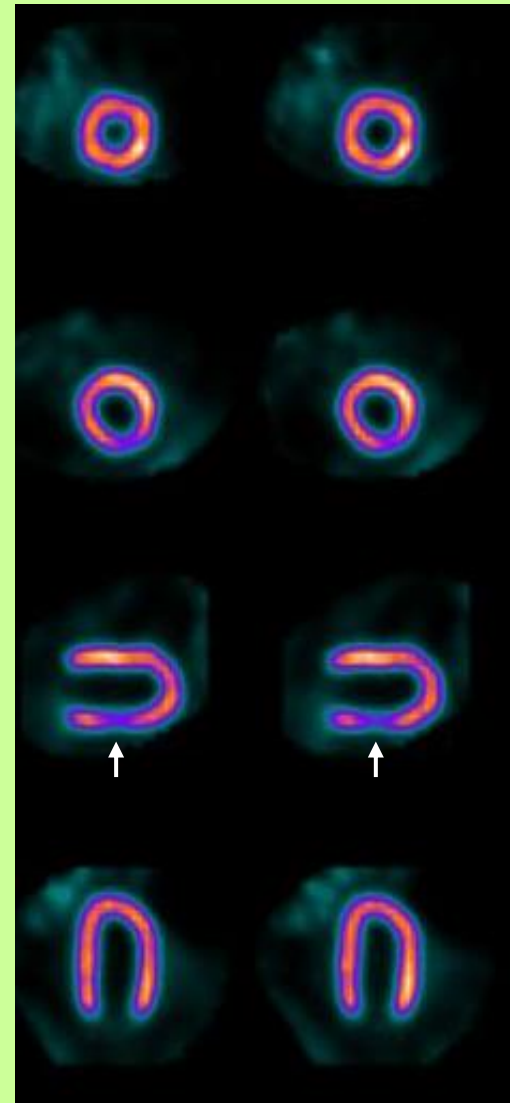
D-SPECT vs. Standard SPECT

15 min



A-SPECT

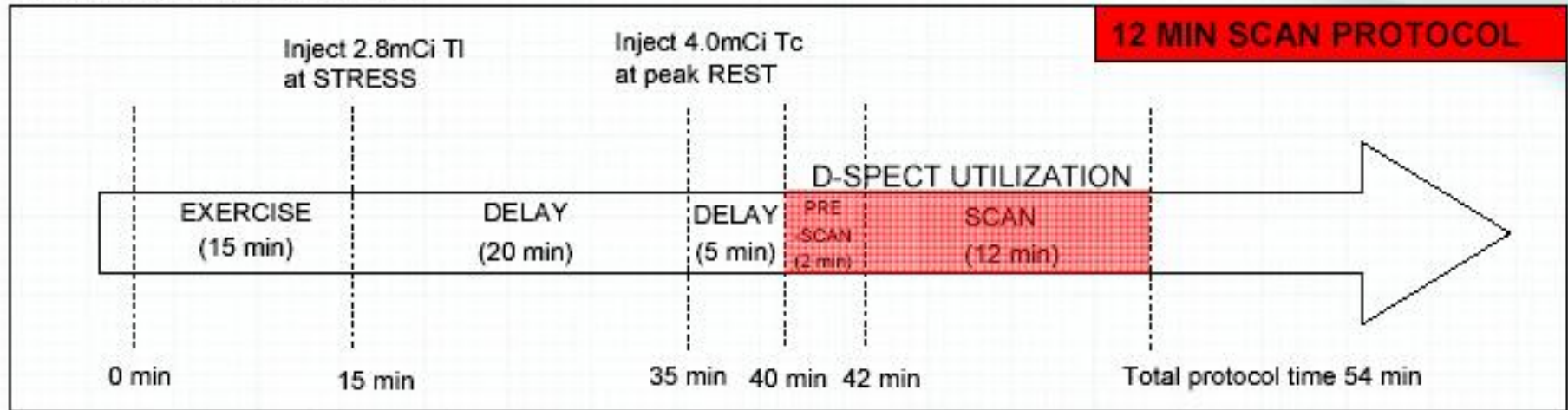
2 min



D-SPECT

Jednoczesne skanowanie dwóch radionuklidów: ^{99m}Tc i ^{201}Tl na kamerze D-SPECT

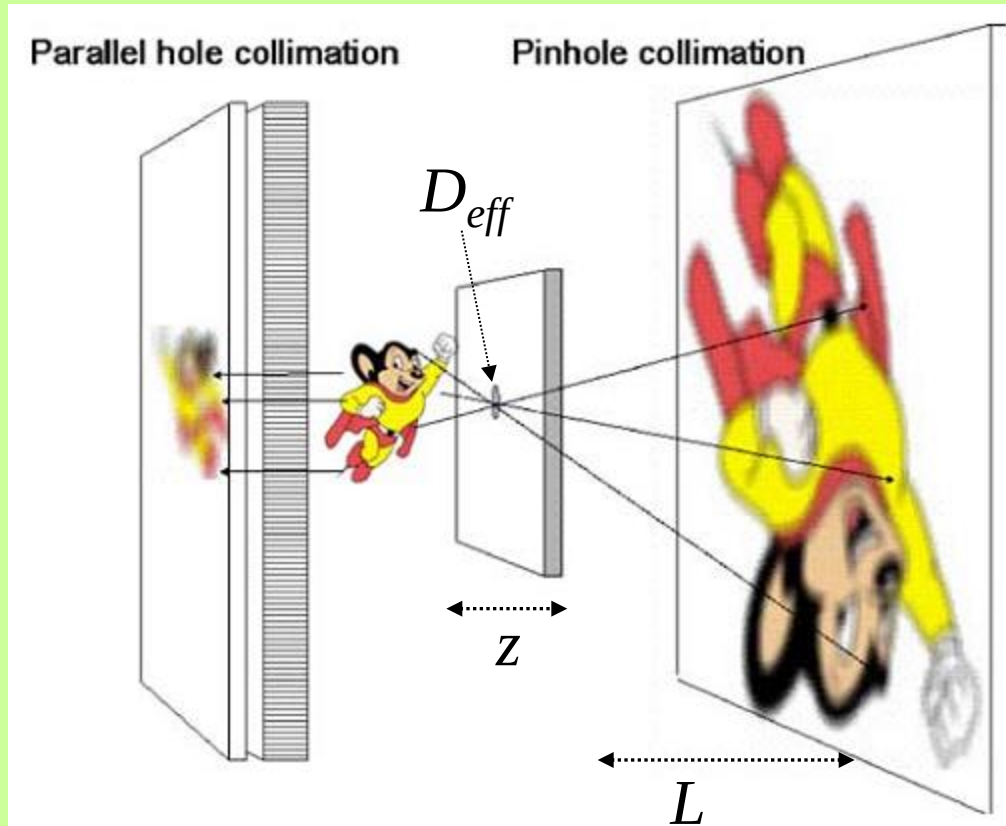
CLINICAL PROTOCOL:



Korzyści:

- Czas skanowania mniej niż 15 min.
- Całkowity czas badania mniej niż 1 godzina
- Idealna korejestracja obrazu w spoczynku i w wysiłku

Kolimator pinhole



Powiększenie:

$$m = \frac{L}{Z}$$

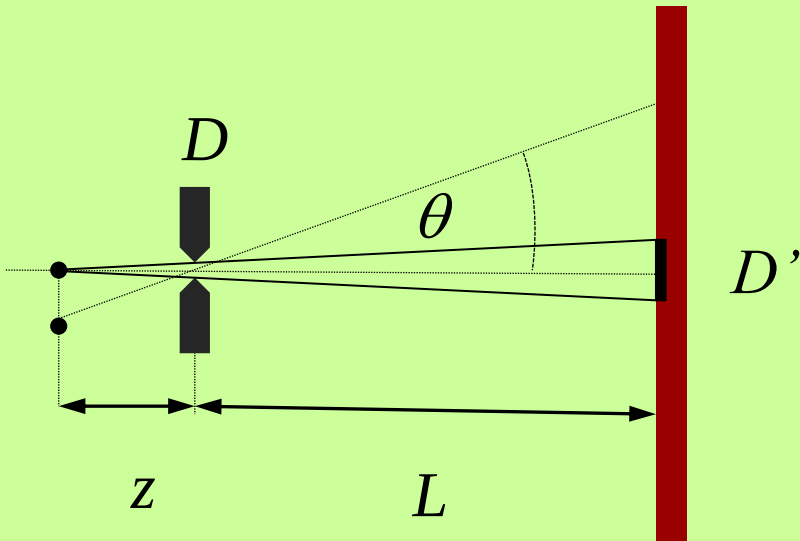
Zdolność rozdzielcza:

$$R \approx \sqrt{\left(\frac{Z}{L} R_i\right)^2 + R_g^2} = \sqrt{\left(\frac{Z}{L} R_i\right)^2 + \left(D_{eff} \frac{L+Z}{L}\right)^2}$$

Kompromis:

Duże powiększenie/zdolność rozdzielcza $\leftrightarrow$ małe pole widzenia

Kolimator pinhole



$$\frac{D}{z} = \frac{D'}{z + L} \Rightarrow D' = D \frac{z + L}{z}$$

Zdolność rozdzielcza:

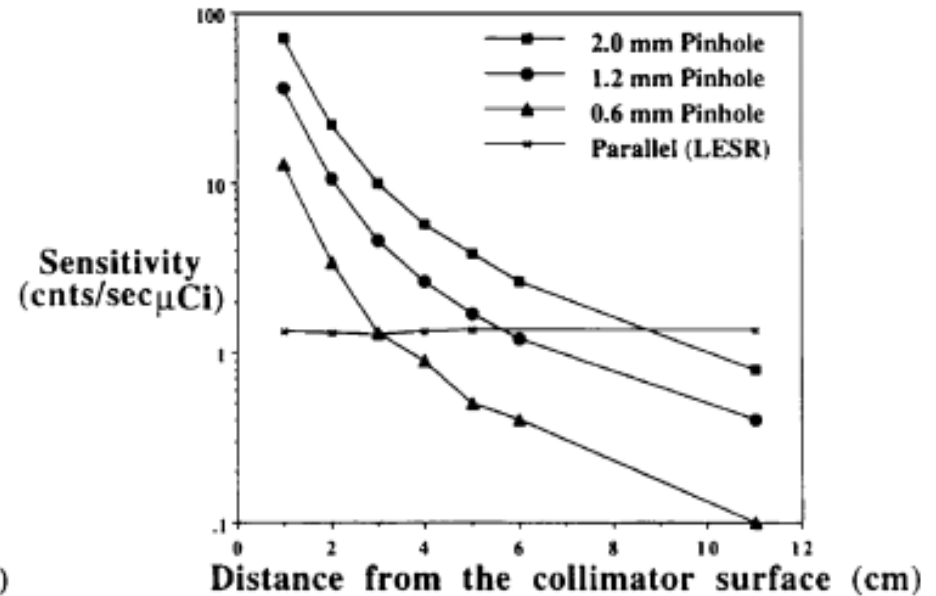
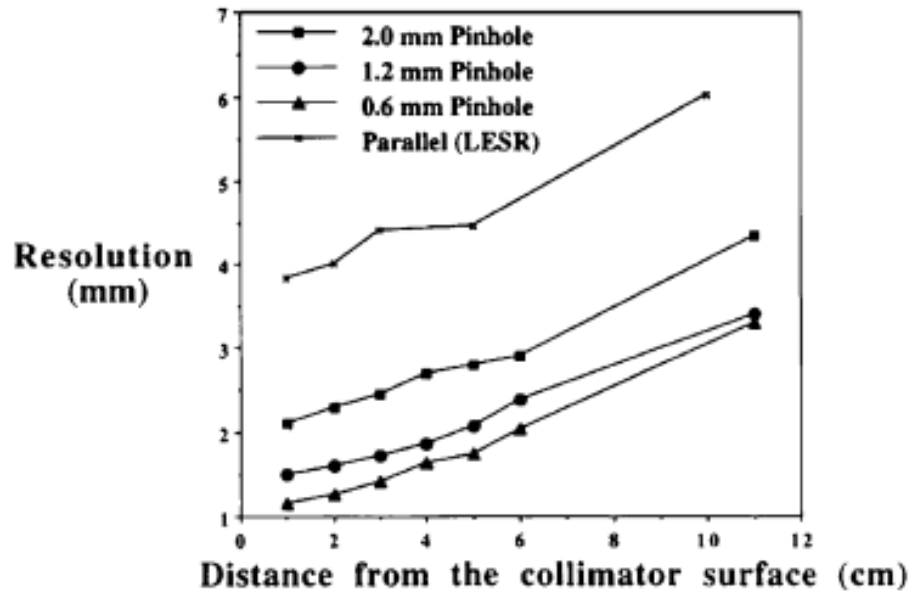
$$R = \frac{1}{m} \sqrt{R_i^2 + D'^2} \quad m = \frac{L}{z}$$

Czułość:

$$S = \frac{D_{eff}^2 \sin^3 \theta}{16 z^2}$$

$$R \approx \sqrt{\left(\frac{z}{L} R_i\right)^2 + R_g^2} = \sqrt{\left(\frac{z}{L} R_i\right)^2 + \left(D_{eff} \frac{L + z}{L}\right)^2}$$

Kolimator pinhole



Zdolność rozdzielcza:

$$R = \sqrt{\left(\frac{z}{L} R_i\right)^2 + \left(D_{eff} \frac{L+z}{L}\right)^2}$$

Czułość:

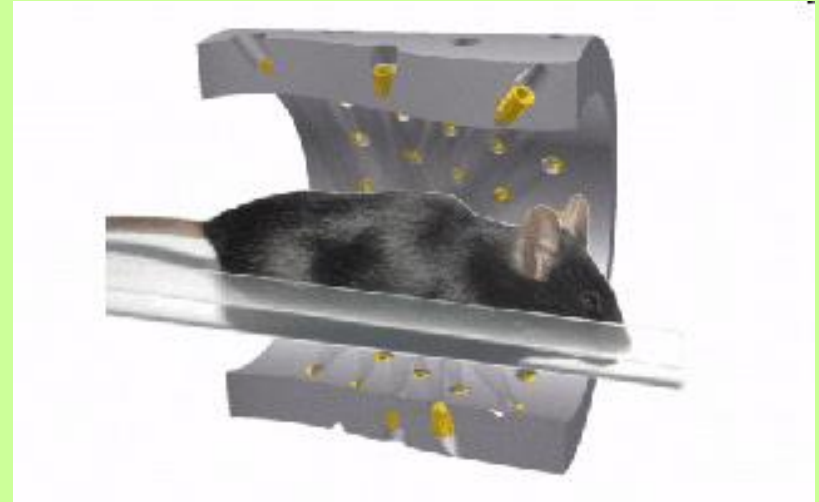
$$S = \frac{D_{eff}^2 \sin^3 \theta}{16 z^2}$$

Kolimator pinhole

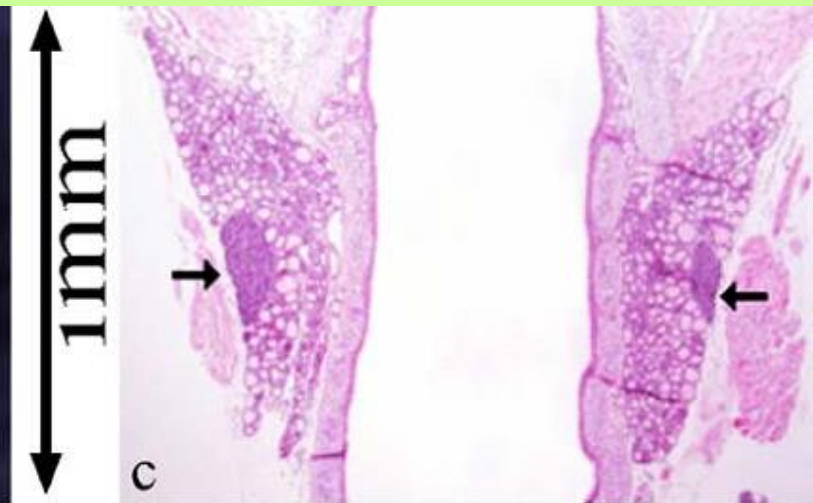
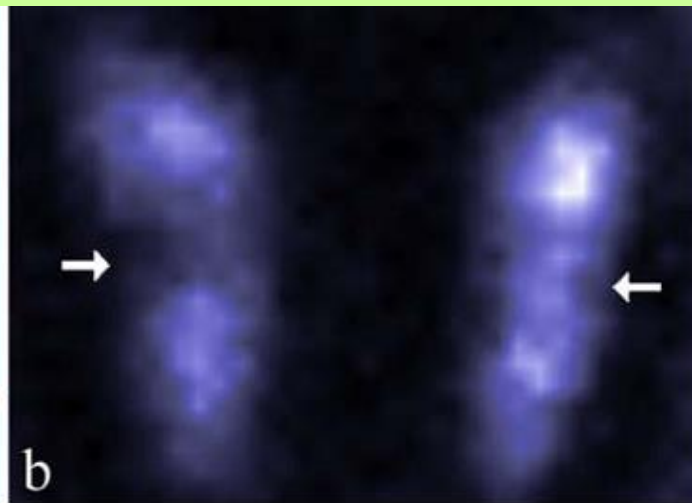
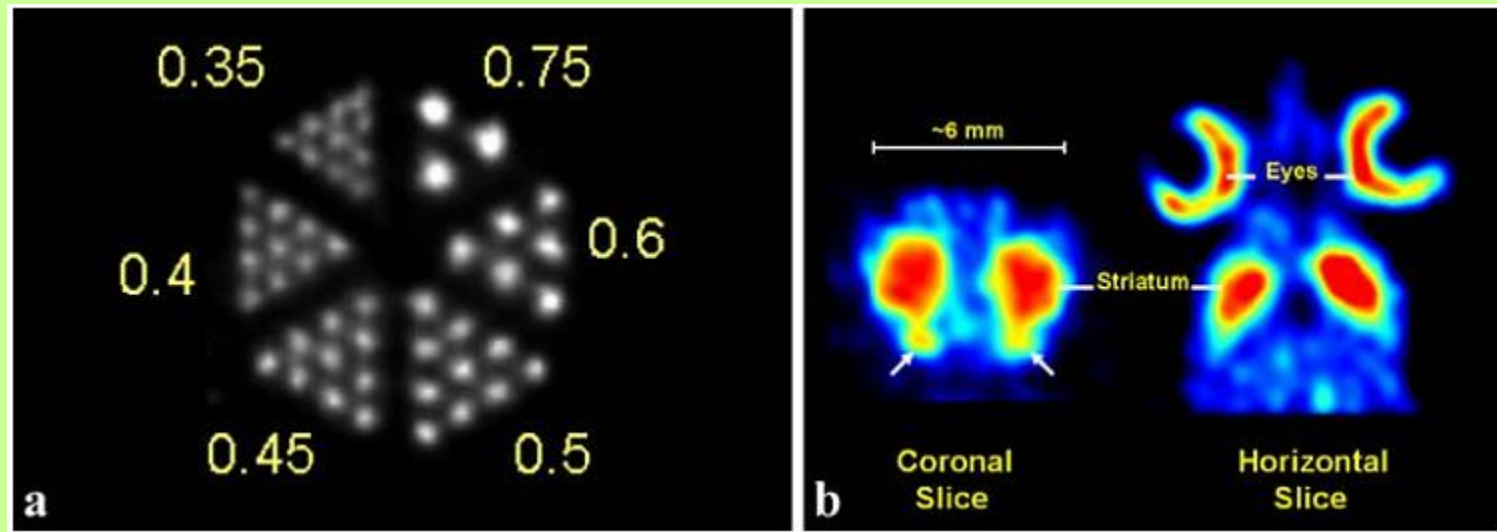


U-SPECT II
(MILabs, Holandia)

Multiple pinhole collimators



Kolimator pinhole



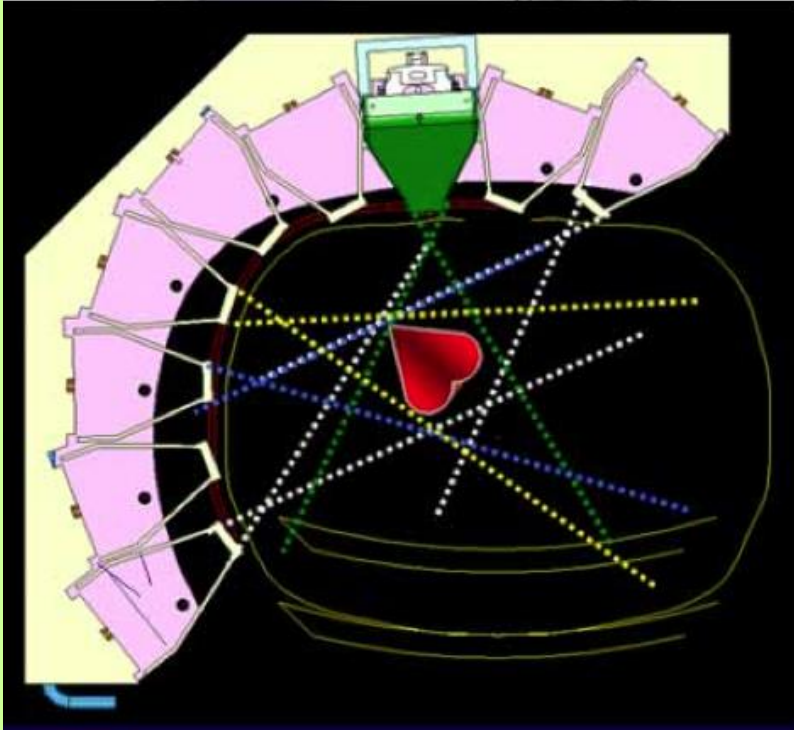
Discovery NM 530c (GE)

dedykowana kamera kardiologiczna



Discovery NM 530c (GE)

dedykowana kamera kardiologiczna



Array of 19 pinhole
collimators

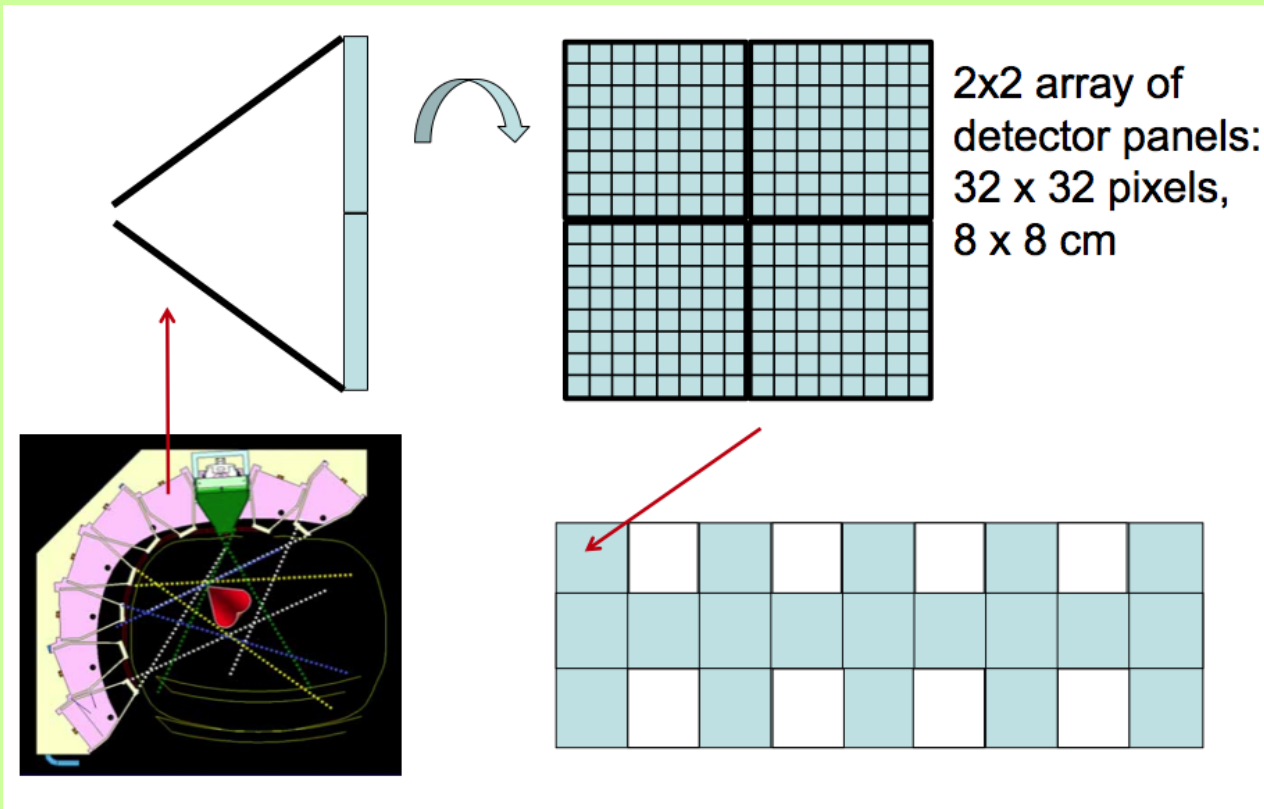
Arranged in 3 axial rows

Focused on the heart

“Quality field of view”
positioned around the heart

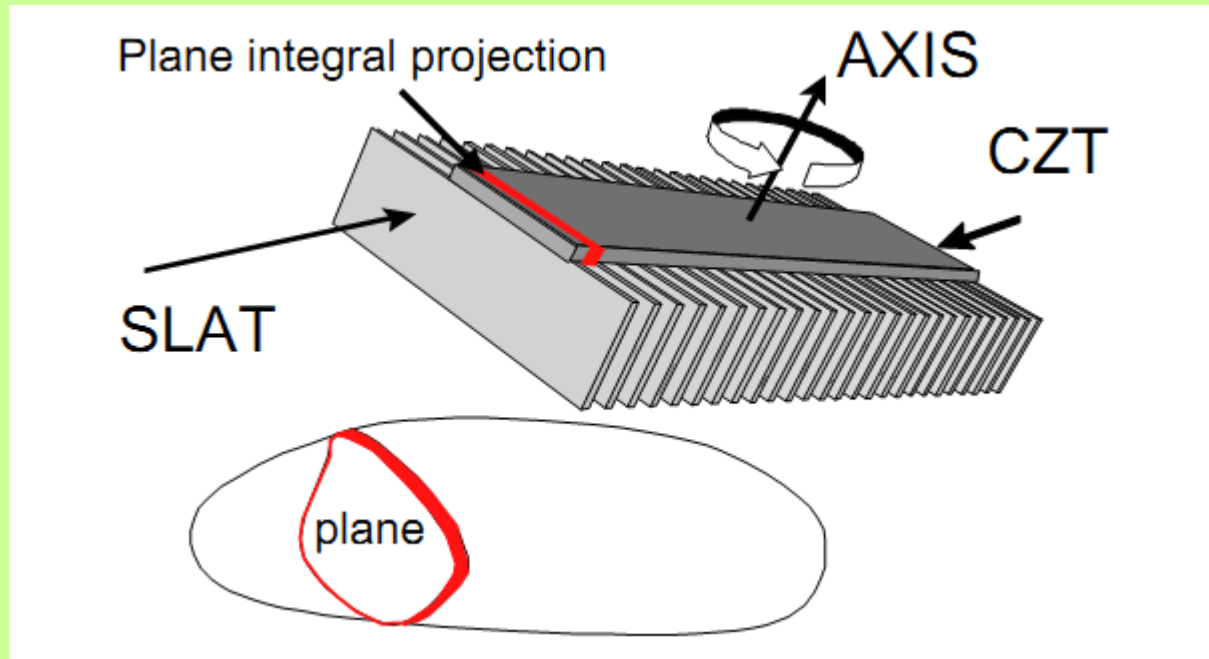
Discovery NM 530c (GE)

dedykowana kamera kardiologiczna



Niestandardowe kolimatory

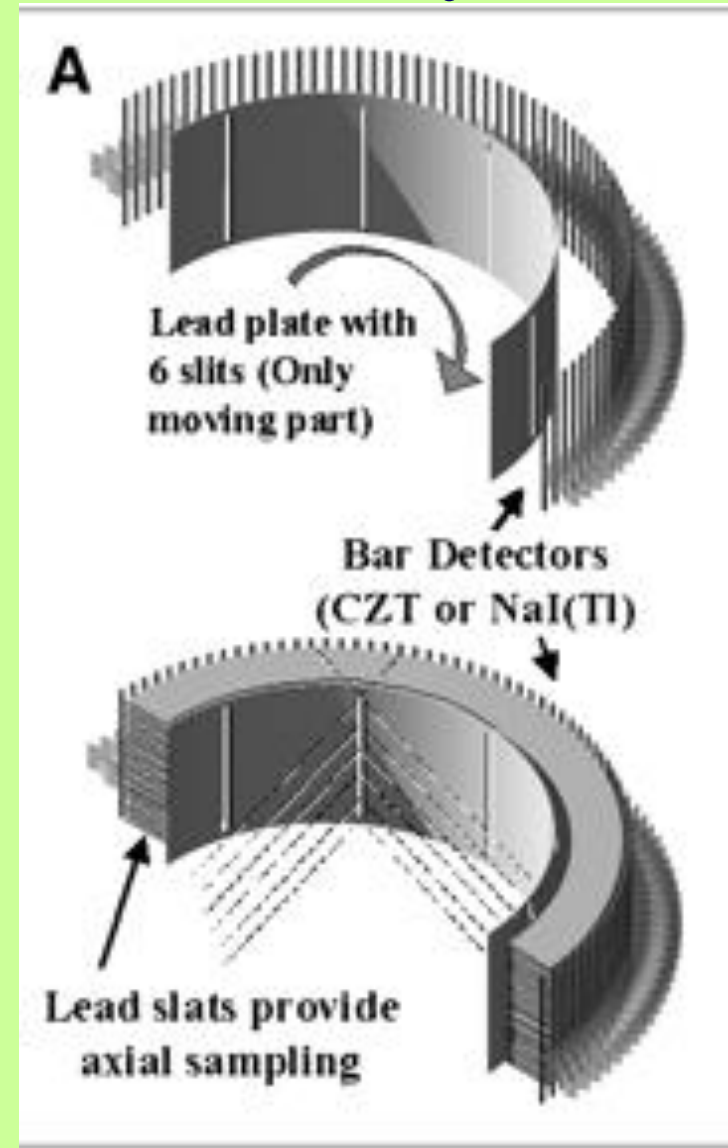
Rotating slat collimator



SOLSTICE

Niestandardowe kolimatory

Kolimator slit-slat



PET-MRI



PET-MRI

