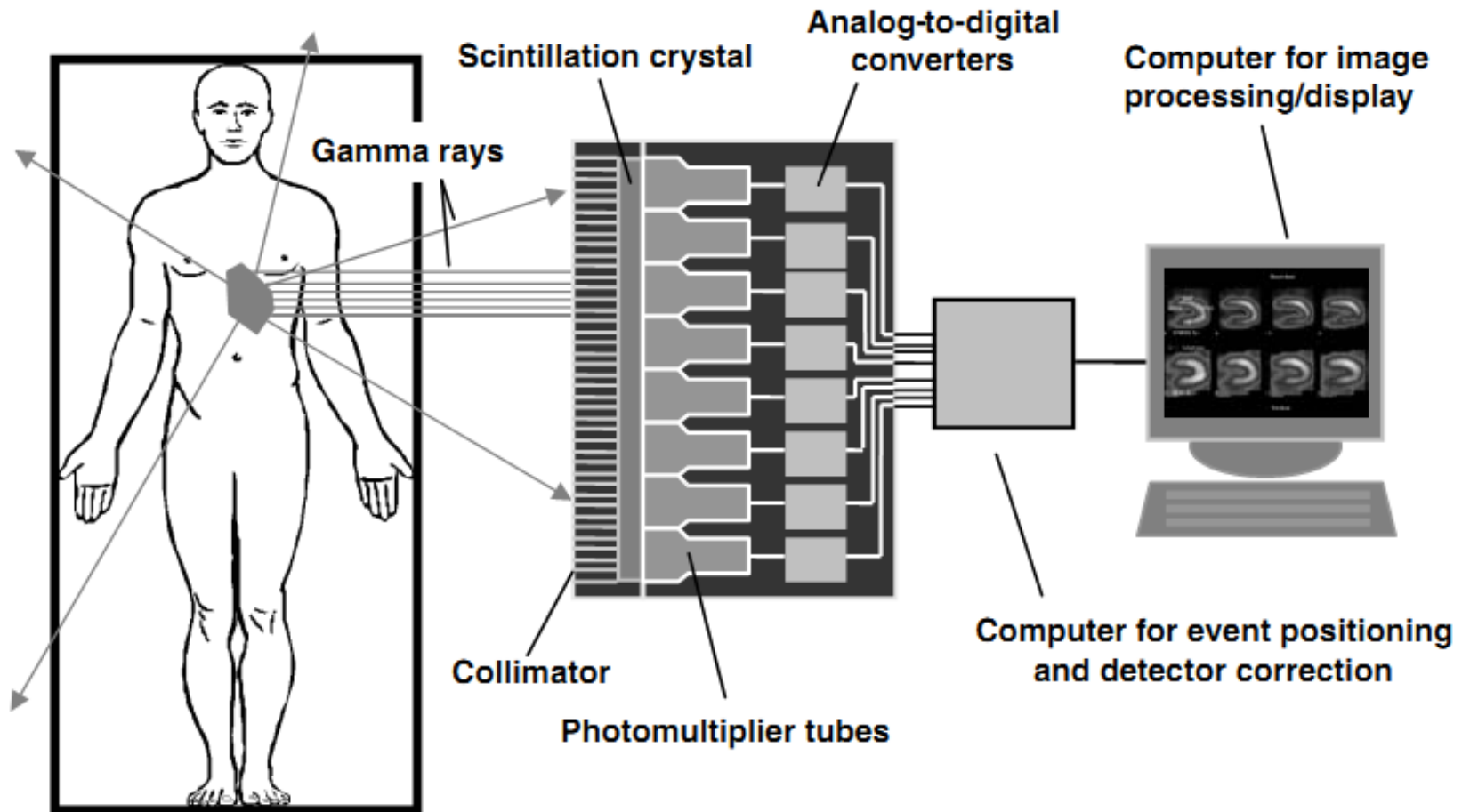


Laboratorium Technik Obrazowania

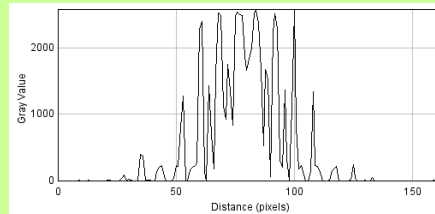
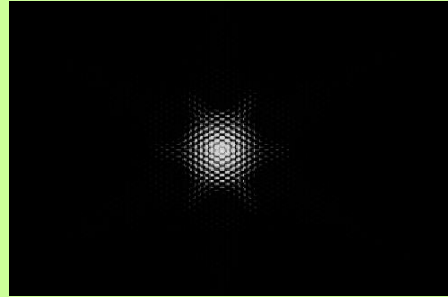
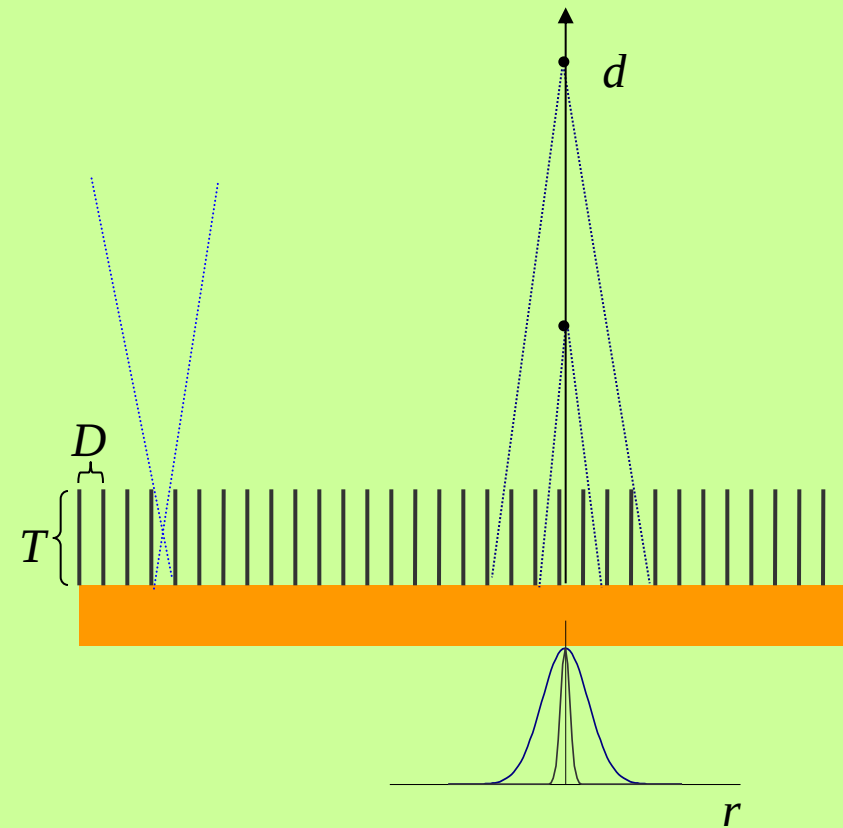
Krzysztof Kacperski

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

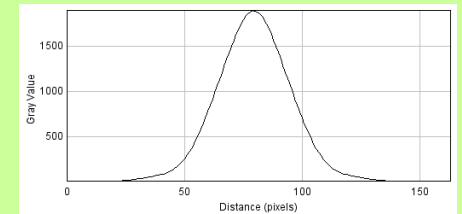
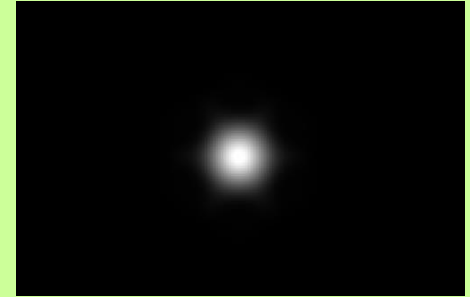
Gamma kamera



Funkcja odpowiedzi na źródło punktowe



Detektor idealny



Detektor rzeczywisty

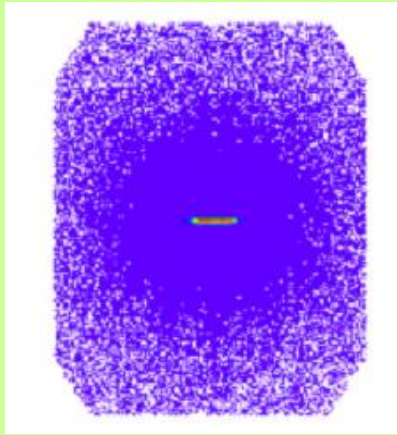
W dobrym przybliżeniu: $PSF(\vec{r}, d) \propto \exp\left(-\frac{|\vec{r}|^2}{2\sigma^2(d)}\right)$

gdzie: $\sigma(d) = \sqrt{\sigma_0^2 + (\alpha d)^2} \quad \alpha \propto \frac{D}{T}$

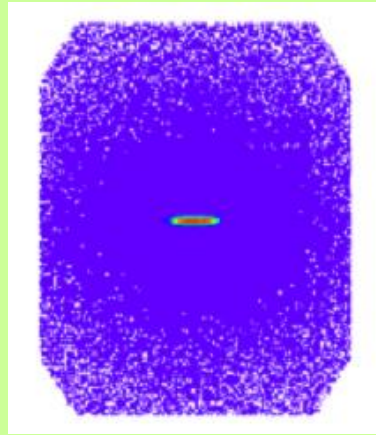
Zdolność rozdzielcza:
FWHM $\approx 2,35 \sigma$

σ_0 – własna zdolność rozdzielcza detektora

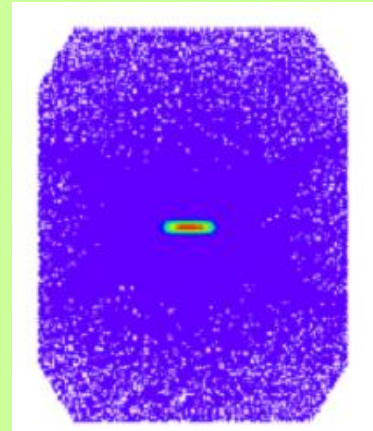
Funkcja odpowiedzi na źródło punktowe



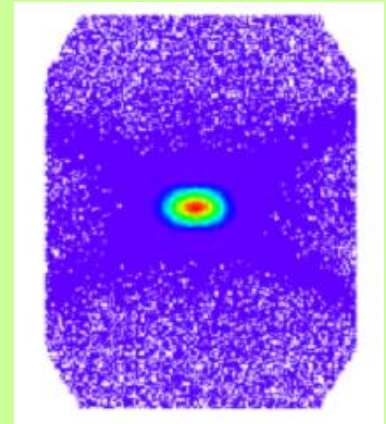
1,5 cm



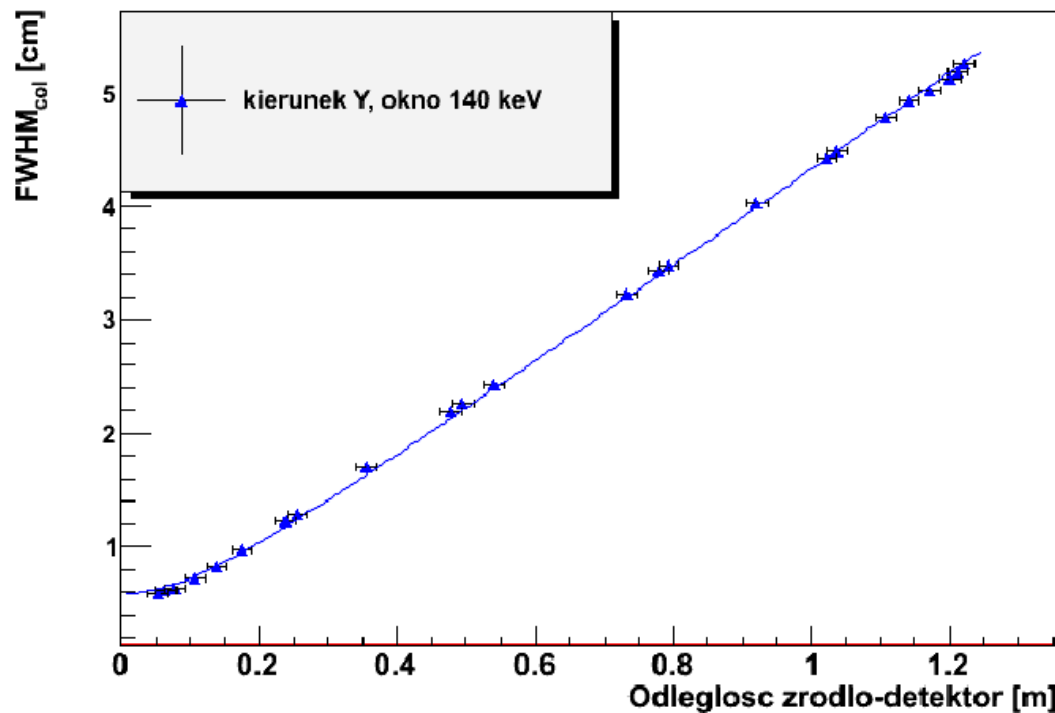
9 cm



20 cm

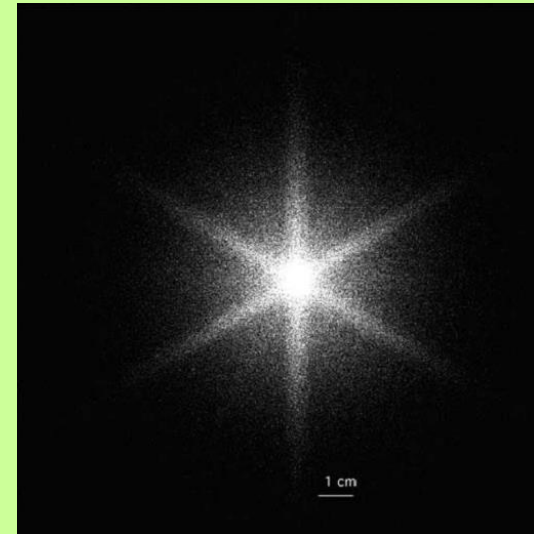
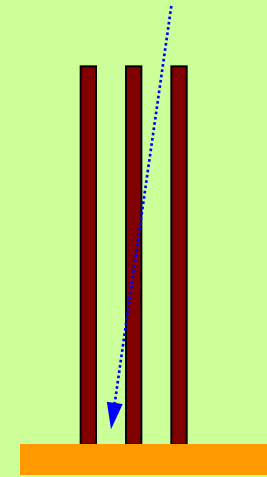
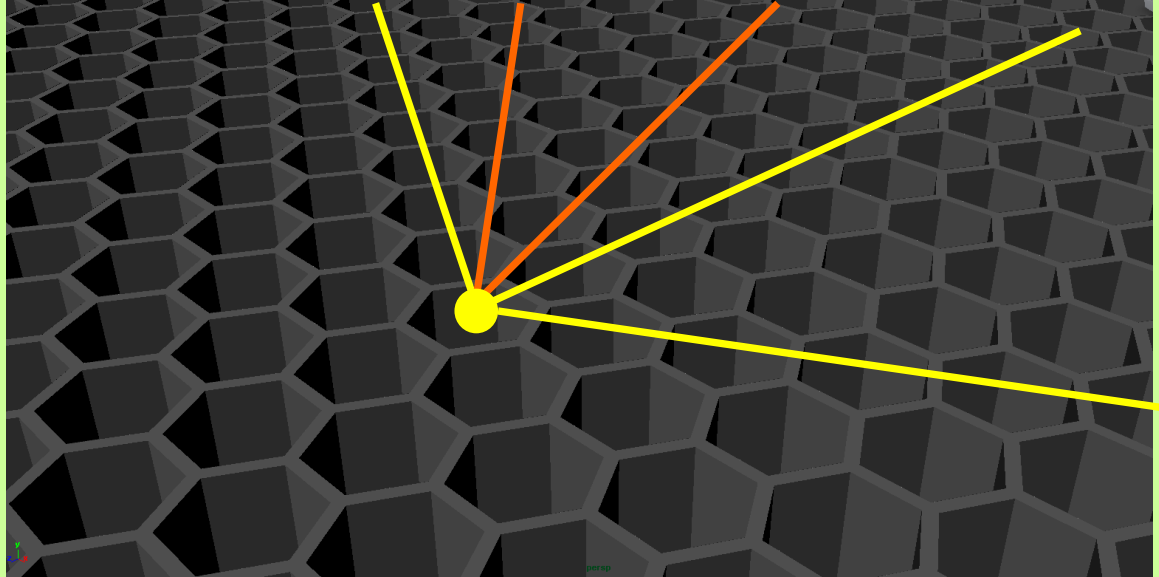


72 cm

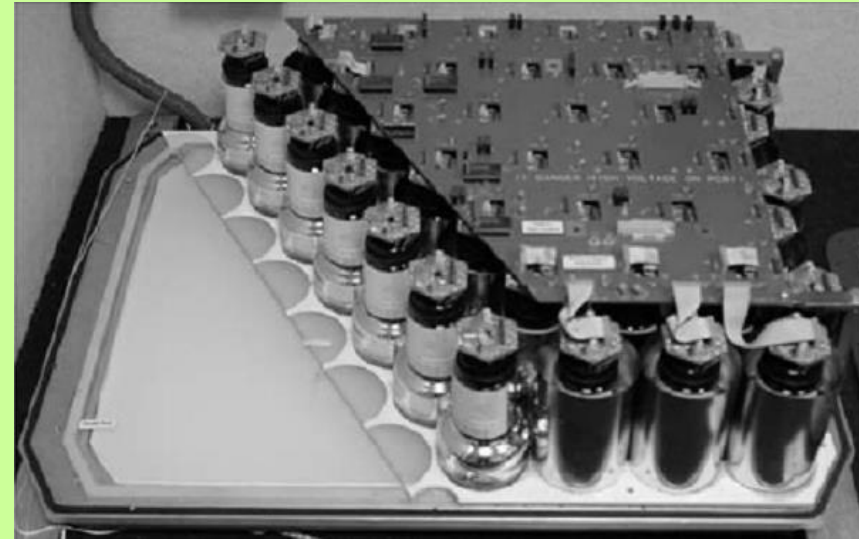
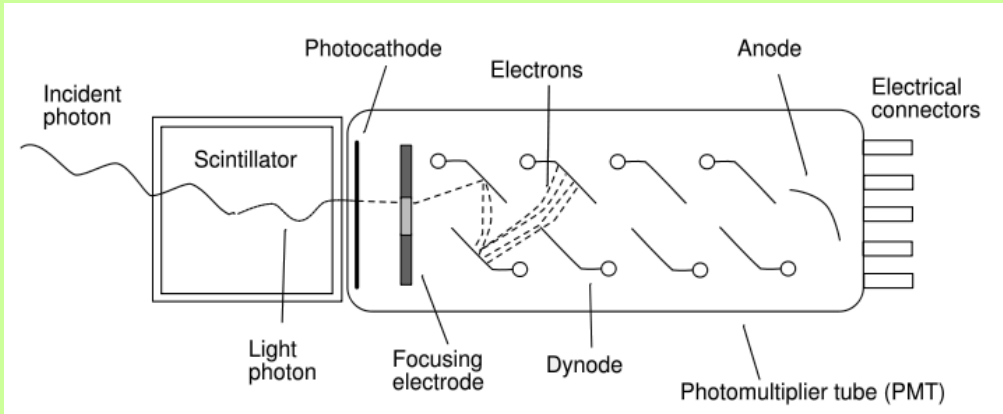


Detektor jak
najbliżej pacjenta!

Kolimator – penetracja



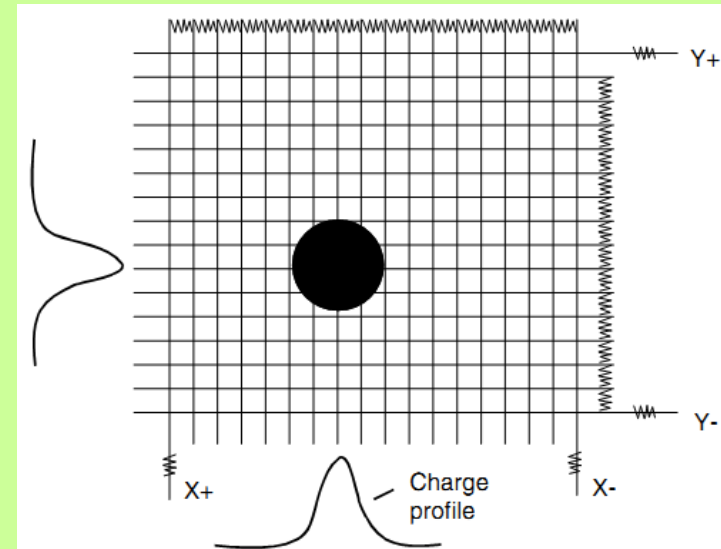
Lokalizacja punktu oddziaływania – kamera Angera



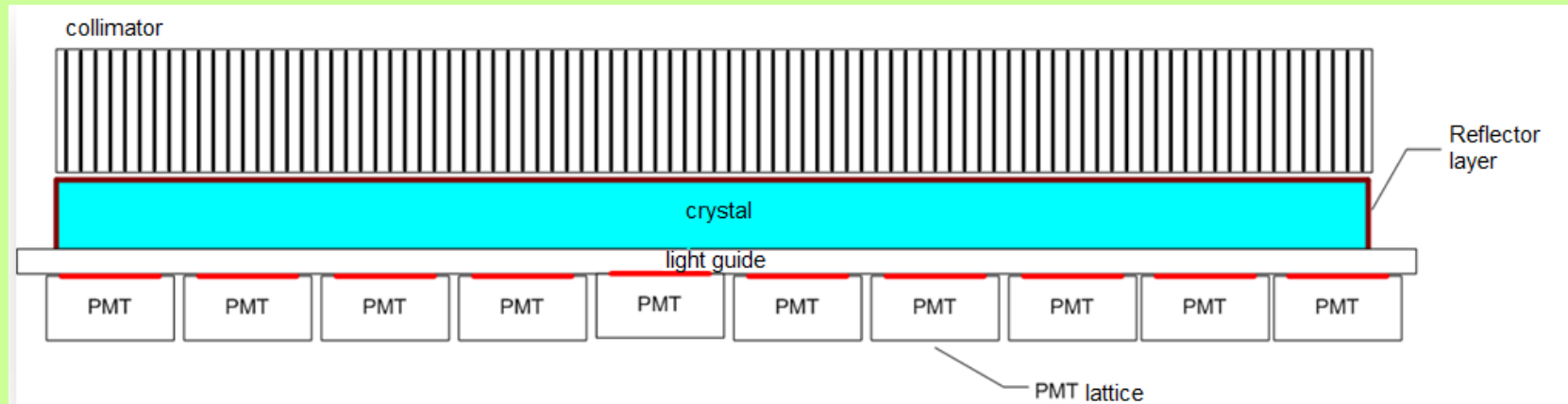
Rejestracja punktu oddziaływania
(kamera analogowa):

$$X = \frac{x_-}{x_+ + x_-} L$$

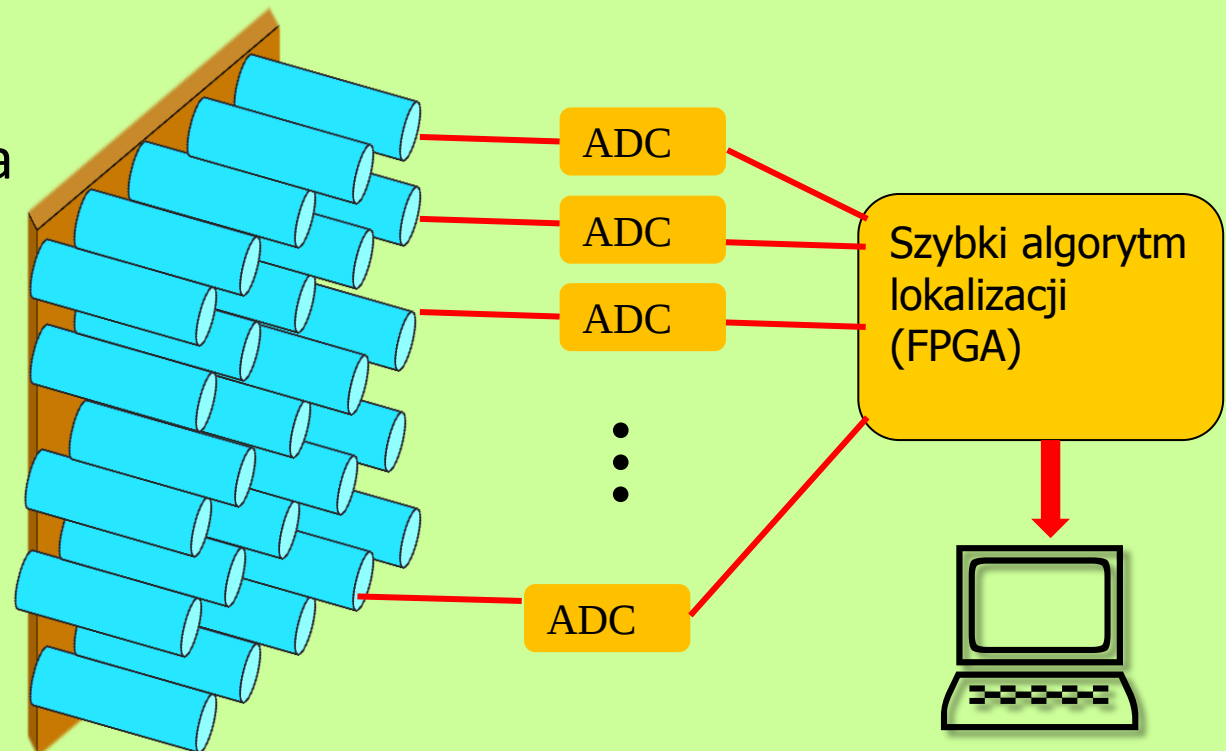
Własna zdolność rozdzielcza
detektora (intrinsic resolution):
3 -5 mm



Lokalizacja punktu oddziaływania



Rejestracja
punktu oddziaływania
(kamera cyfrowa):



Jednorodność pola

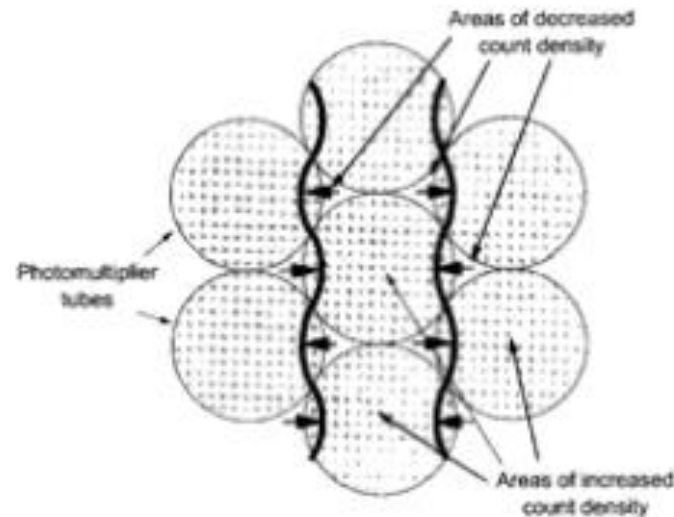
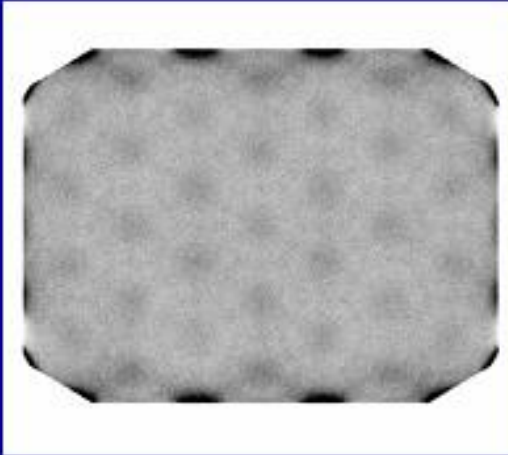


FIGURE 21-16. Spatial non-linearities cause nonuniformities. The two vertical wavy lines represent straight lines in the object that have been distorted. The scintillation camera's position circuit causes the locations of individual counts to be shifted toward the center of the nearest photomultiplier tube (PMT), causing an enhanced count density toward the center of the PMT and a decreased count density between the PMTs, as seen in the *top left image* in Fig. 21-12.

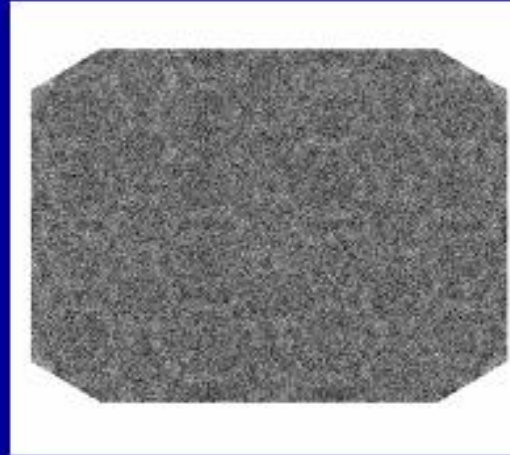
Kontrola jakości – jednorodność pola

Tablice korekcji

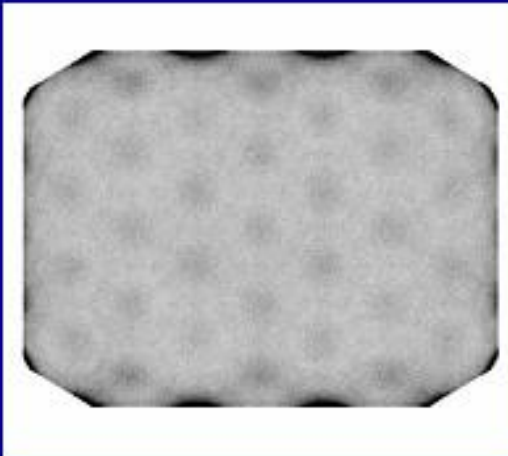
No
corrections



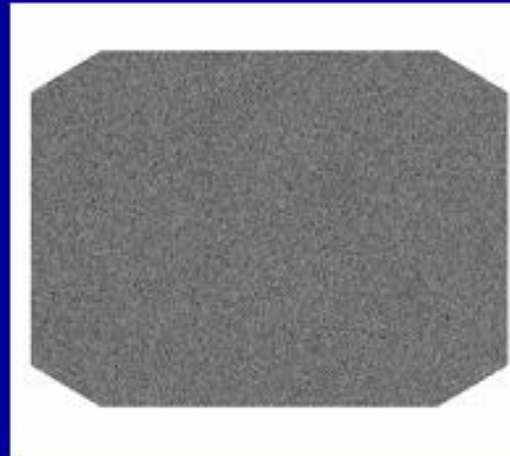
Energy
And
Linearity



Energy
only

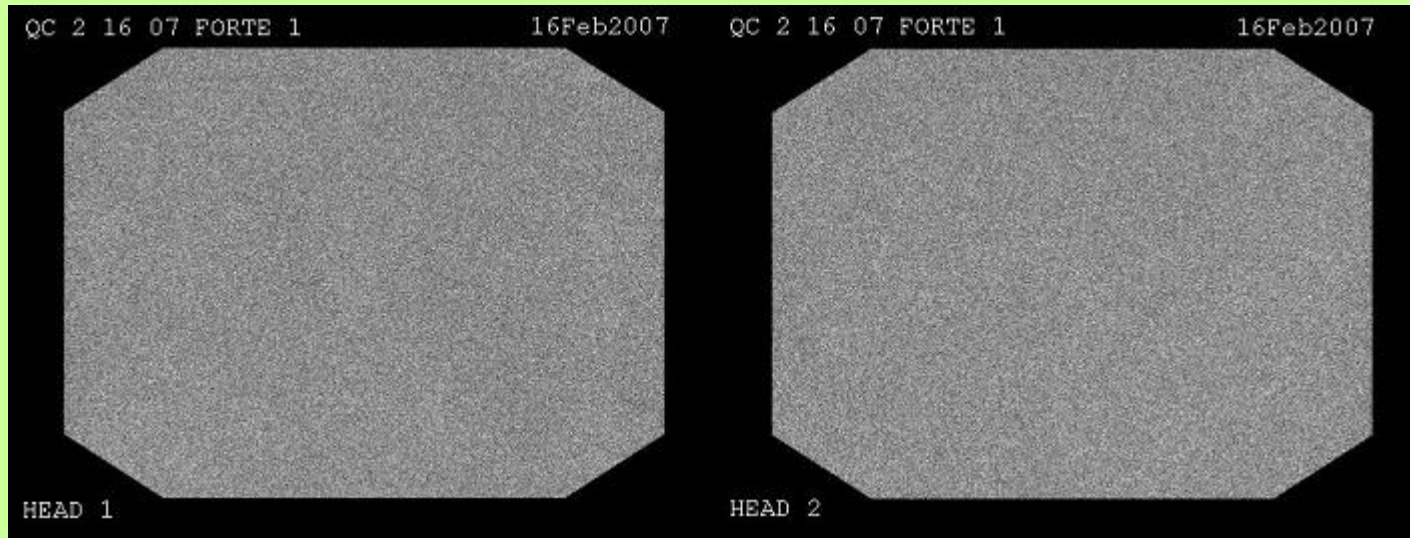


Energy,
Linearity,
Uniformity
(all corrections)



^{99m}Tc Intrinsic Flood Images

Kontrola jakości – jednorodność pola



Parametry ilościowe:

Integral uniformity:

$$IU = \frac{Max\ pixel - Min\ pixel}{Max\ pixel + Min\ pixel} * 100\%$$

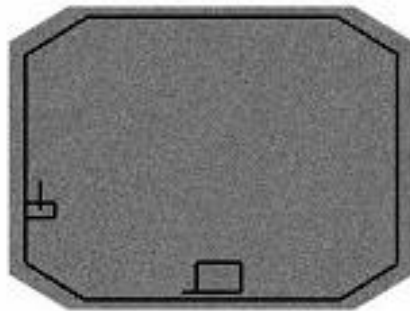
Differential uniformity:

$$DU = \frac{Max\ różnica\ między\ sąsiednimi\ pixelami}{Max\ pixel} * 100\%$$

Powinno być: $IU < 5\%$

Kontrola jakości – jednorodność pola

PHYSICS FORTE2, SLW



DET 1 LO INTR

UFOV



CFOV

Full Report of Uniformity Analysis

NAME: PHYSICS FORTE2, SLW ID: 1132009SW DATE: 13Jan2009

UFOV

Integral Uniformity = 2.76%

Counts Location

Minimum 2273 (8, 38)

Maximum 2402 (32, 47)

Row Differential Uniformity = 2.15%

Column Differential Uniformity = 2.36%

Diff. Location

Max Row 100 (27, 49)

Max Col 110 (8, 34)

CFOV

Integral Uniformity = 2.55%

Counts Location

Minimum 2273 (48, 24)

Maximum 2392 (38, 25)

Row Differential Uniformity = 1.89%

Column Differential Uniformity = 2.23%

Diff. Location

Max Row 88 (38, 37)

Max Col 104 (13, 23)

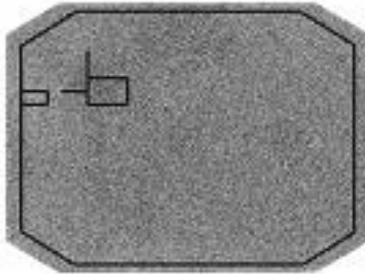
Kontrola jakości – jednorodność pola

QC 7 8 09 FORTE 3

Full Report of Uniformity Analysis

NAME: QC 7 8 09 FORTE 3 ID:

- DATE: 08Jul2009



FLOOD HD1

UFOV

UFOV

Integral Uniformity = 7.16%

Counts Location

Minimum 2167 (8, 25)

Maximum 2501 (19, 24)

Row Differential Uniformity = 4.39%

Column Differential Uniformity = 4.03%

	Diff.	Location
Max Row	207	(12, 24)
Max Col	192	(16, 18)

CFOV

Integral Uniformity = 5.64%

Counts Location

Minimum 2234 (12, 28)

Maximum 2501 (19, 24)

Row Differential Uniformity = 4.39%

Column Differential Uniformity = 2.73%

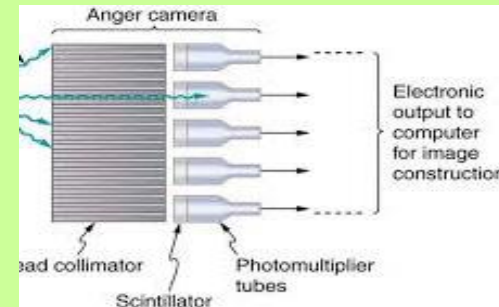
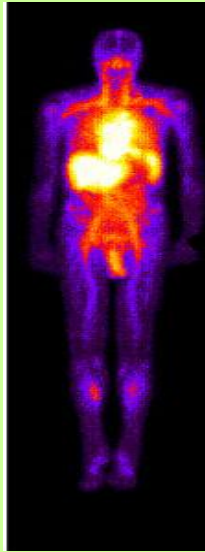
	Diff.	Location
Max Row	207	(12, 24)
Max Col	133	(19, 24)



CFOV

Do korekcji...

Gamma kamera – szybkość zliczeń



Typowa dawka
 ^{99m}Tc :

500 MBq

Z tego w polu
widzenia kamery:

$\times 3^{-1}$

170 MBq

Absorbcja/
rozpraszanie
w pacjencie

$\times 10^{-1}$

17 MBq

Czułość
kolimatora

$\times 2 \cdot 10\,000^{-1}$

3 kBq
(kcps)

Wydajność
detekcji
scyntylatora +
elektronika

$\times 0.6 = 4 \cdot 10^{-6}$

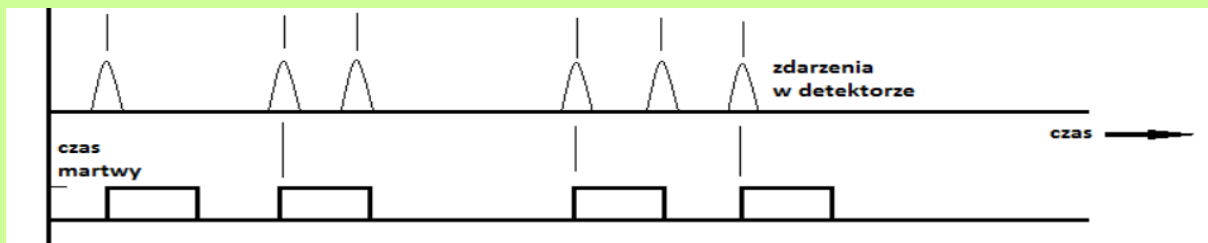
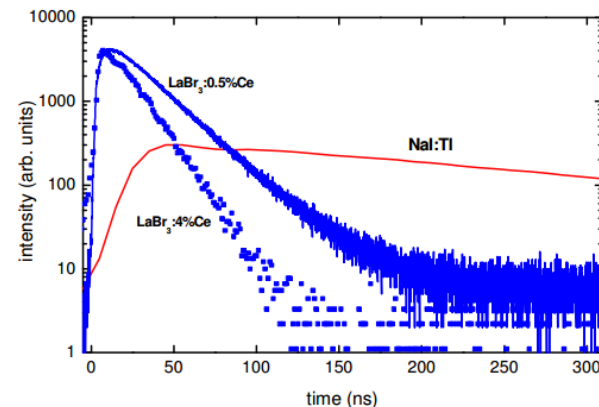
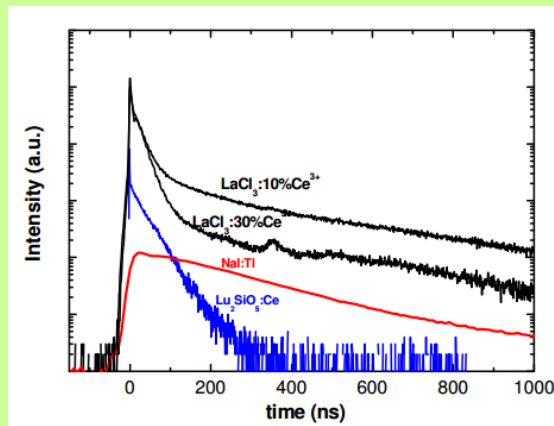
2 kBq
(kcps)

Gamma kamera – szybkość zliczeń

Pojedyncze zliczenie

czas martwy:

$$\tau \approx 0.5 - 2 \mu\text{s}$$

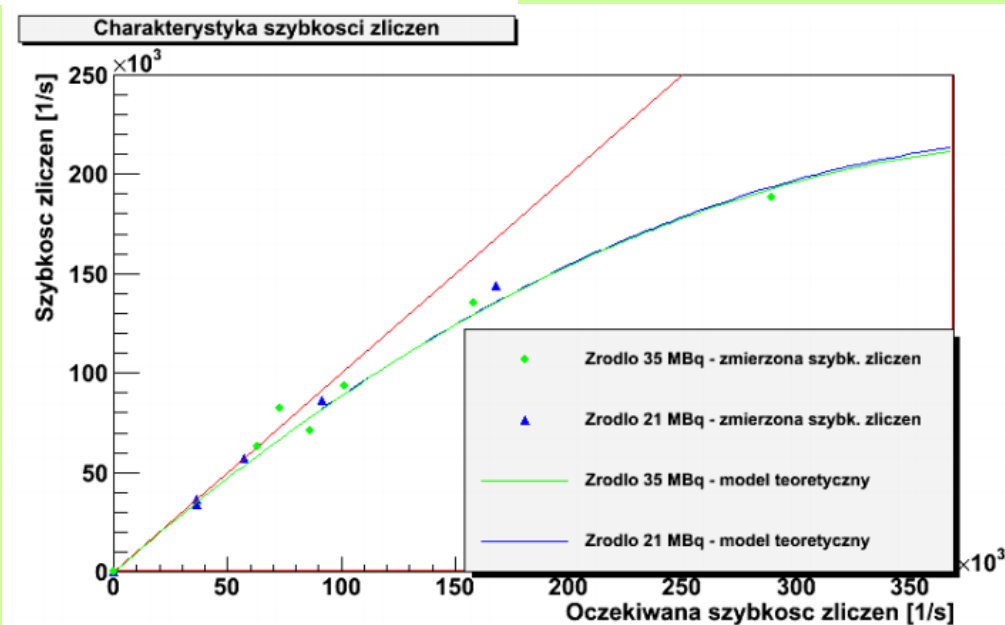


czasowa zdolność rozdzielcza:

$$\Delta t \approx 5 - 10 \text{ ns}$$

Rejestrowana szybkość zliczeń:

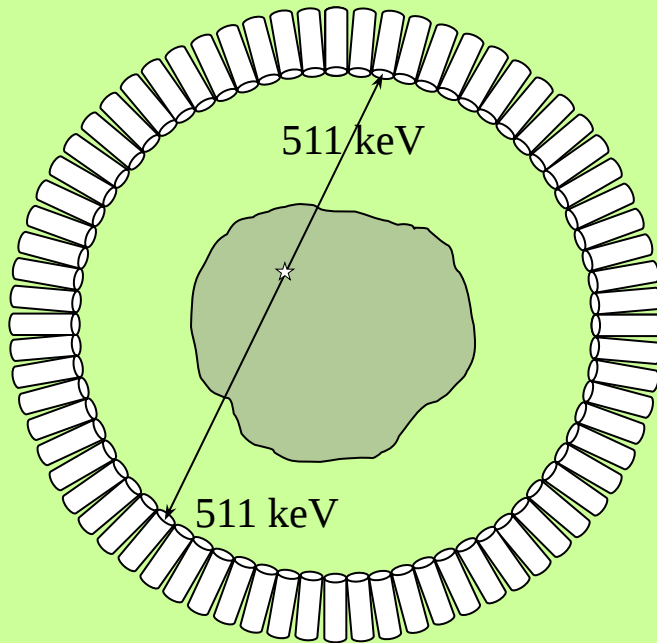
$$C_R = C_0(1 - \tau C_0)$$



Pozytonowa Tomografia Emisyjna (PET)



Pozytonowa Tomografia Emisyjna (PET)



- Kolimacja elektroniczna
- Nie trzeba kolimatora mechanicznego!
- Czułość 5 – 10 %
- Brak części ruchomych w skanerze

Rejestracja par fotonów anihilacyjnych 511 keV
w koincydencji czasowej (Lines of Response)

Projekcje
(Sinogram)

Rekonstrukcja

Obraz 3D rozkładu aktywności
 $f(\mathbf{r}, t)$

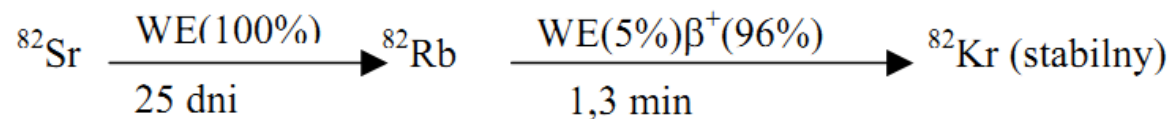
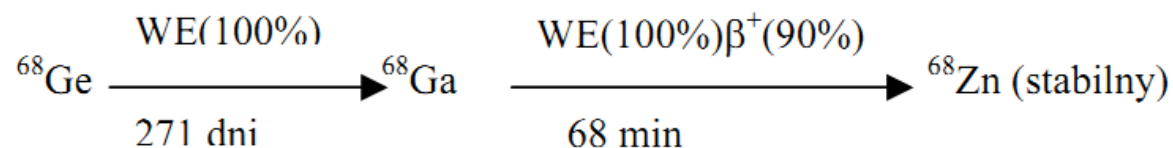
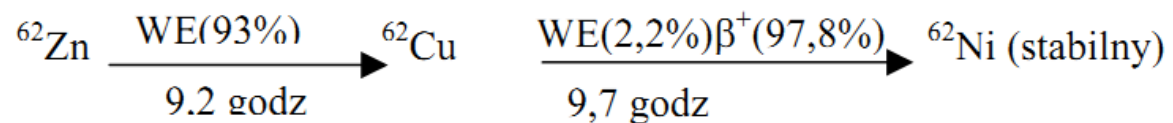
Radioizotopy PET

nuclide	$T_{1/2}$	β^+ energy (MeV)	β^+ decay probability %	alternative decay mode	other emissions (MeV)
^{11}C	20.4 min	1.98	100	-	-
^{13}N	9.97 min	2.22	100	-	-
^{15}O	122 sec	1.73	99.9	EC 0.1%	-
^{18}F	110 min	0.63	96.7	EC 3.3%	-
^{64}Cu	12.7 hr	0.65	17.4	EC 44%	0.58 β^- 39%
^{68}Ga	68.3 min	1.90	89	EC 11%	1.08 γ 3%
^{82}Rb	1.27 min	3.37	95	EC 5%	0.78 γ 13%
^{124}I	4.18 day	1.53	11.7	EC 77%	0.60 γ 63%
		2.14	10.8		0.72 γ 10.4%
		0.81	0.29		1.69 γ 10.9%
					1.51 γ 3.1%

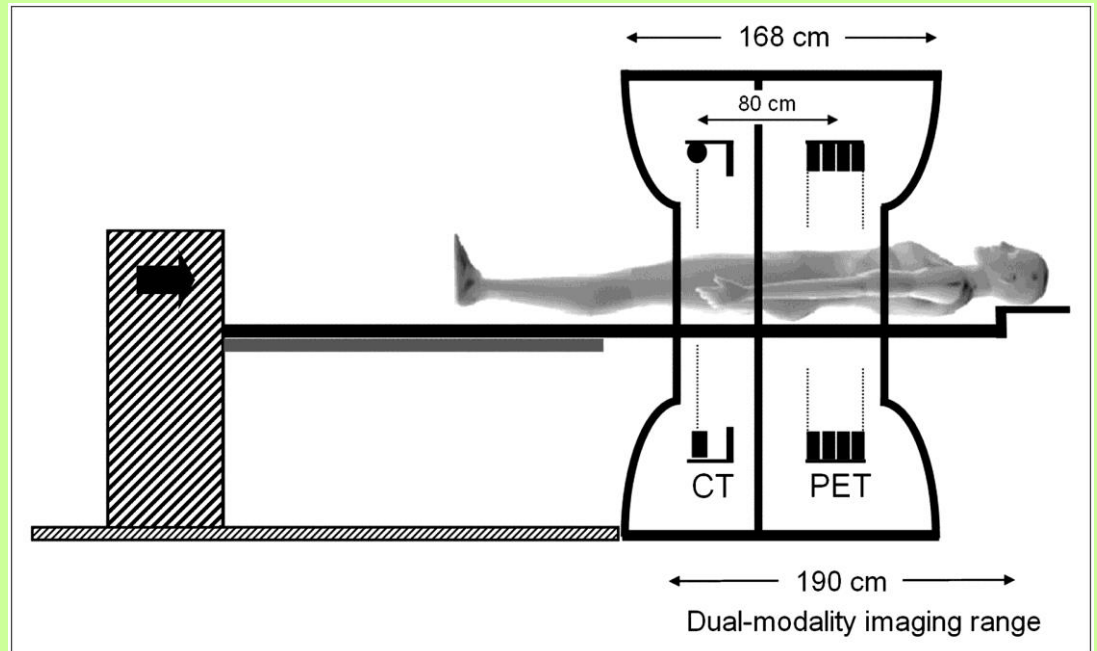
Radioizotopy PET

nuclide	β^+ $E_{\max}$ MeV	β^+ max range in water (mm)	β^+ mean range in water (mm)
^{11}C	0.959	4.1	1.1
^{13}N	1.197	5.1	1.5
^{15}O	1.738	7.3	2.5
^{18}F	0.633	2.4	0.6
^{68}Ga	1.898	8.2	2.9
^{82}Rb	3.40	14.1	5.9
^{124}I	2.13	c. 10	-

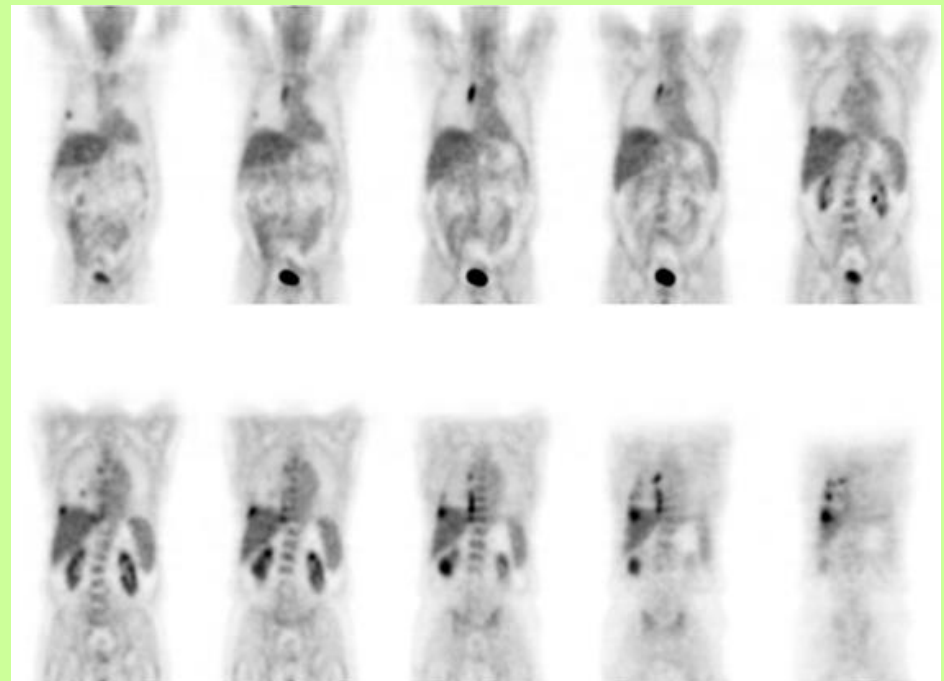
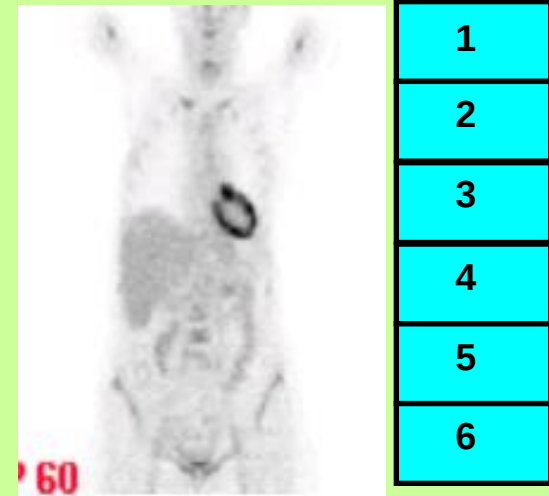
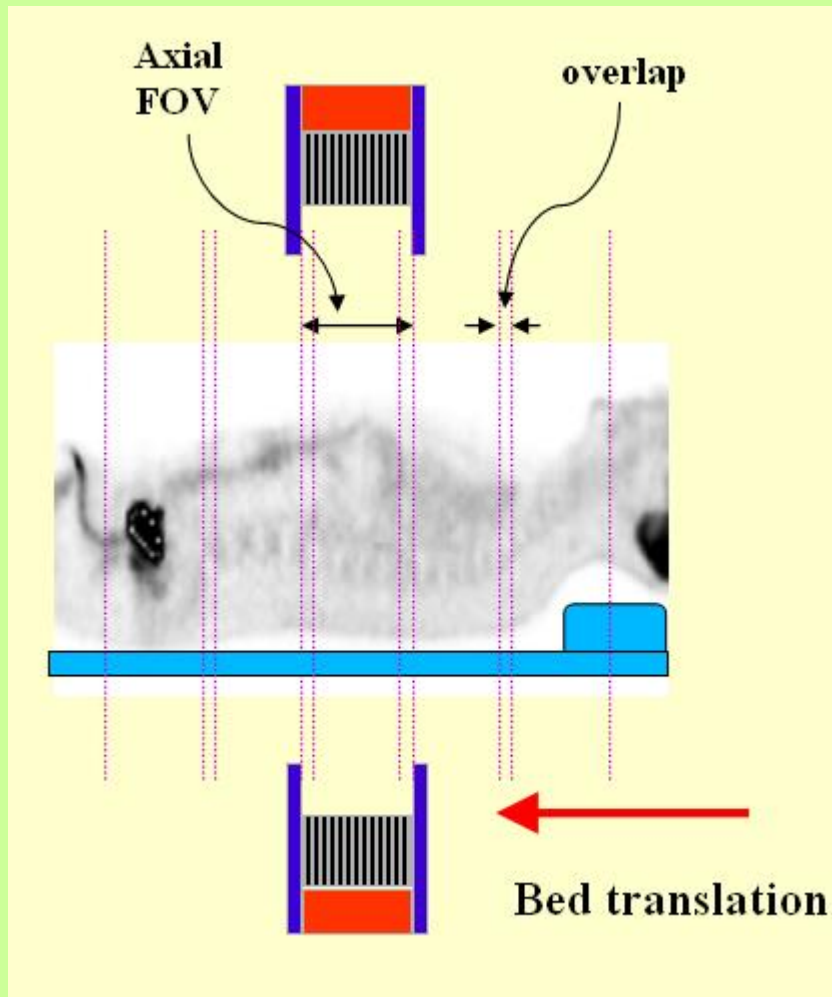
Generatory izotopów PET



Skaner PET

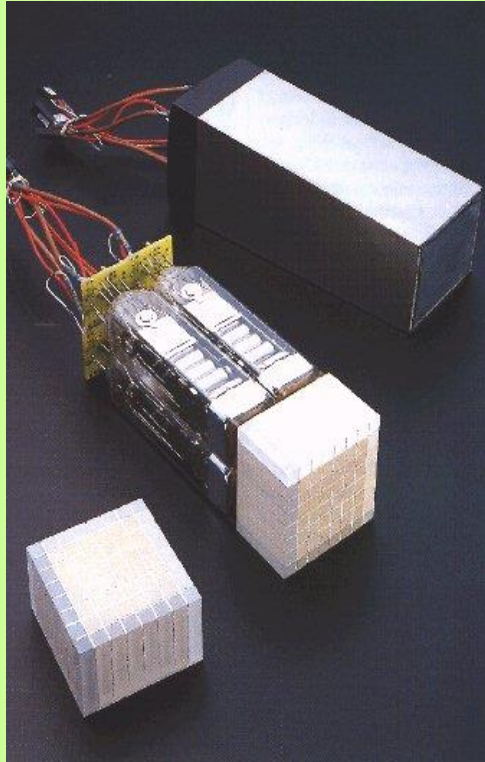


Skanner PET



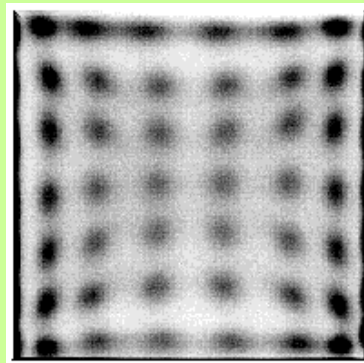
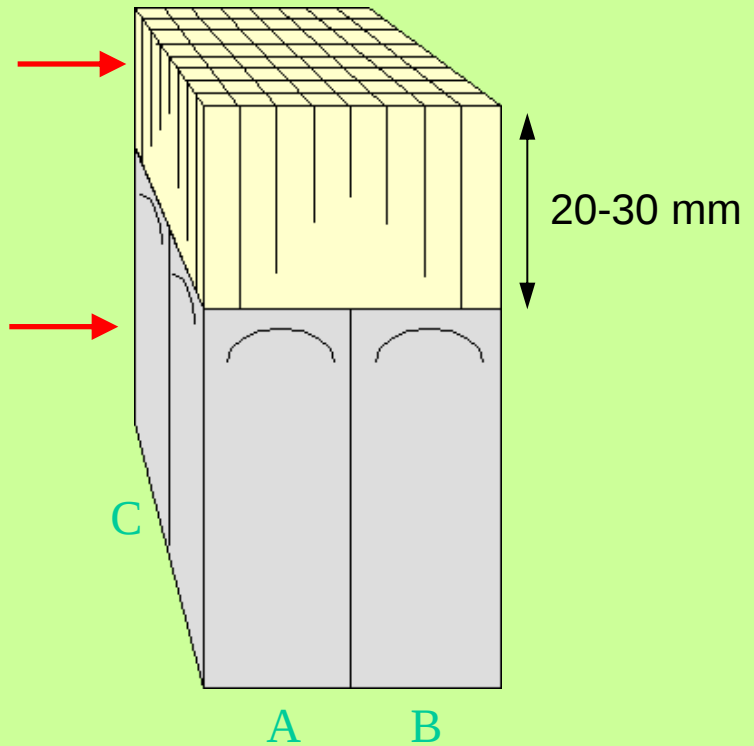
Skanner PET

PET "Block" Detector



Scyntyylator

PMTs



Histogram

$$x = \frac{A+B}{A+B+C+D}; \quad y = \frac{A+C}{A+B+C+D}$$

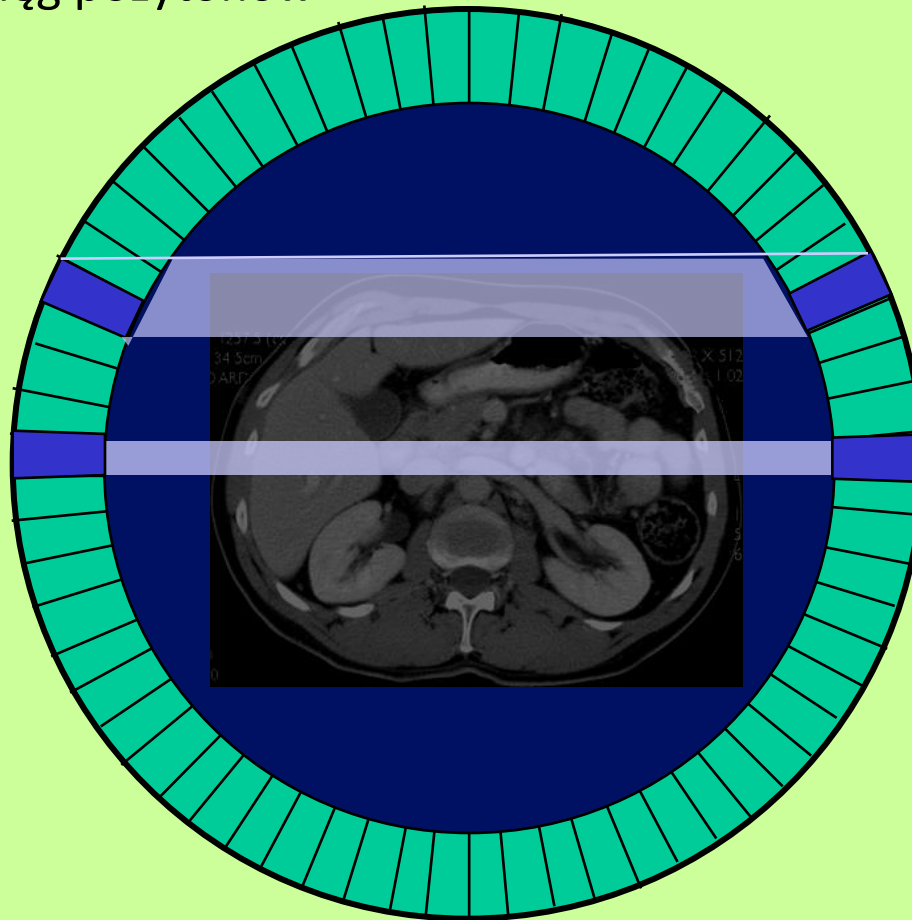
Scyntylatory dla PET

Desirable properties	NaI	BGO	LSO Lu ₂ SiO ₅	GSO GdSiO ₅	LaBr₃
Good stopping power: high effective Z (density g/cc)	50 (3.67)	73 (7.13)	65 (7.35)	58 (6.71)	47 (5.3)
High light output relative to NaI (%)	100	15	75	25	150
Wavelength (~400 nm)	410	480	420	430	360
Fast light decay (ns)	230	60/300	40	60/600	25
High energy resolution @ 511 keV (%)	7.5	13	11	8.5	3

PET – zdolność rozdzielcza

Czynniki ograniczające:

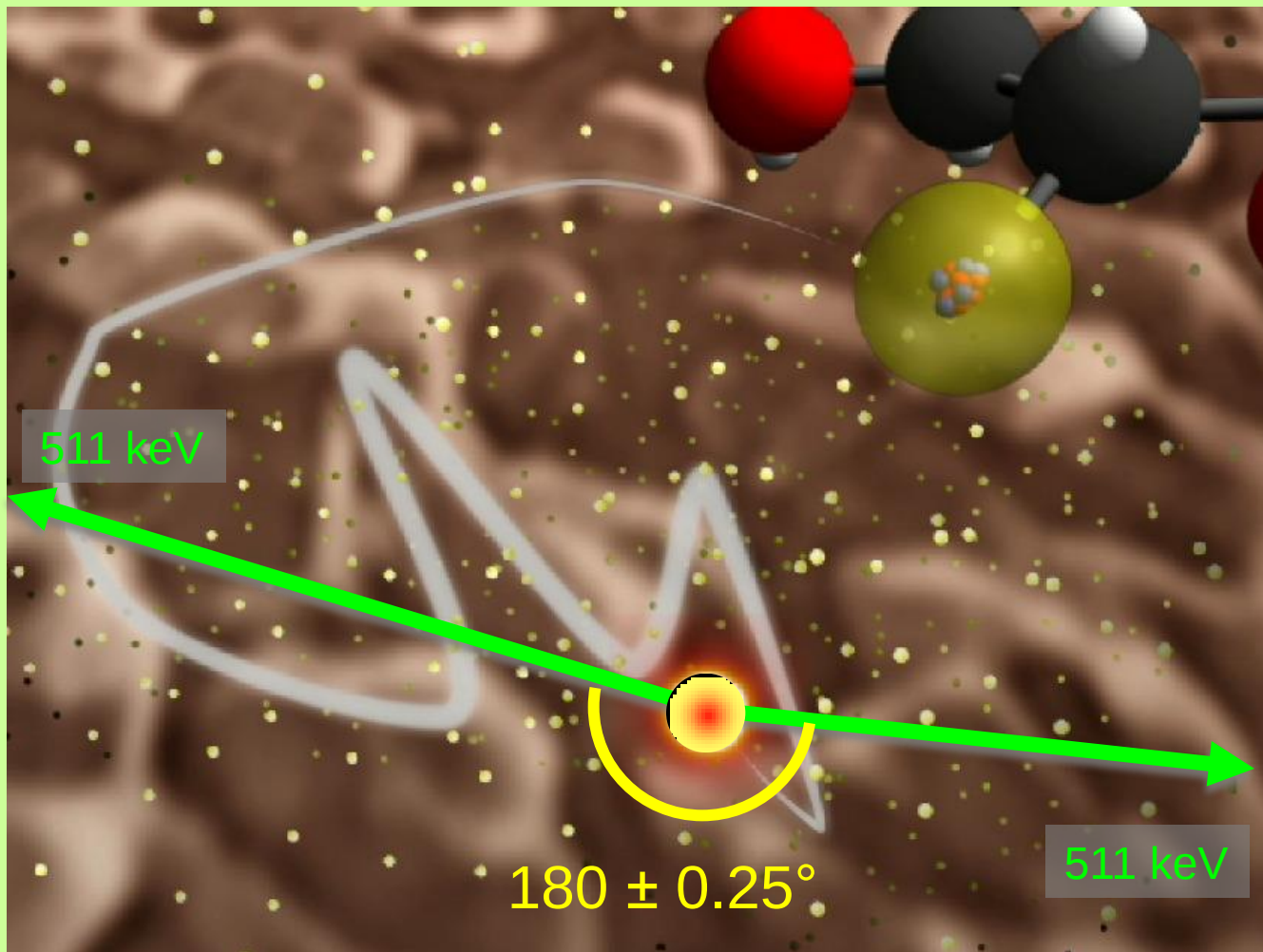
- skończony rozmiar detektorów; paralaksa
- niewspółliniowość fotonów anihilacji
- skończony zasięg pozytonów



PET – zdolność rozdzielcza

Niewspółliniowość fotonów anihilacji

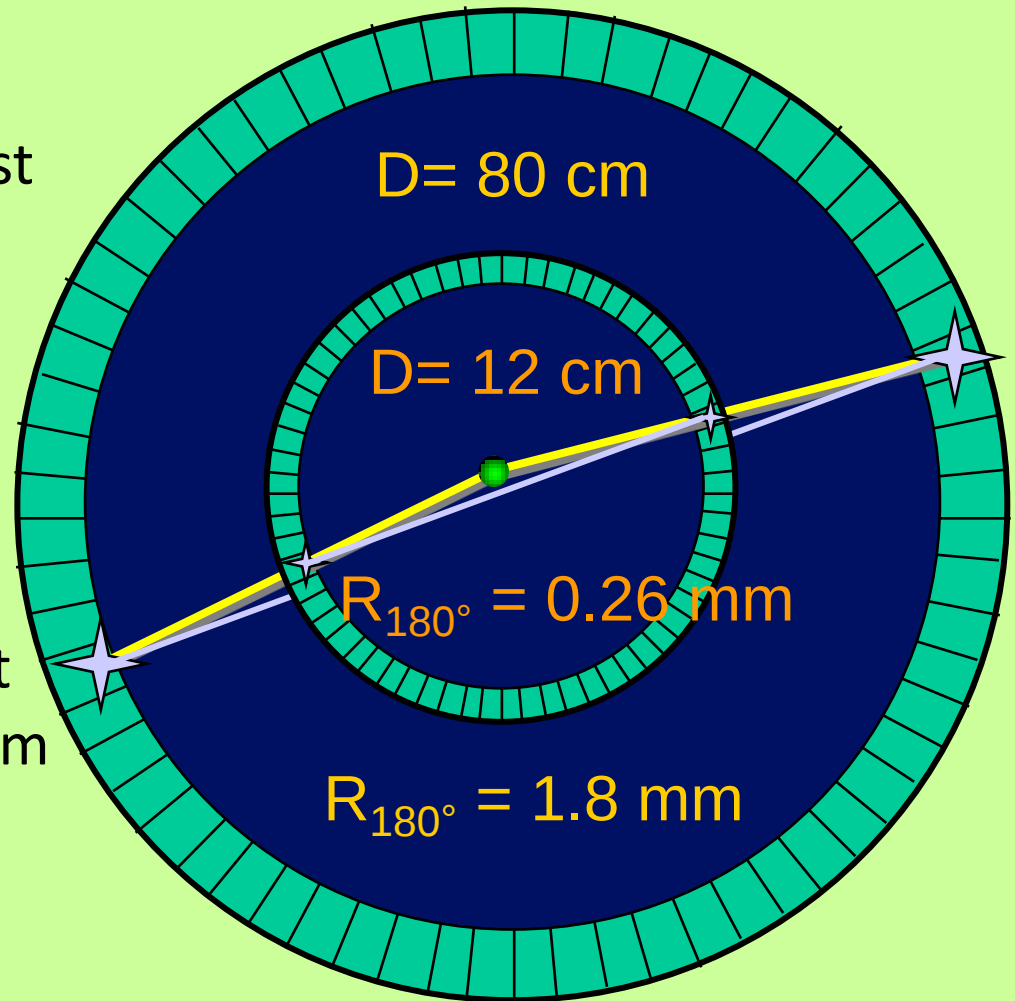
Jest skutkiem niezerowego pędu anihilującej pary e^+e^- (głównie elektronu)



PET – zdolność rozdzielcza

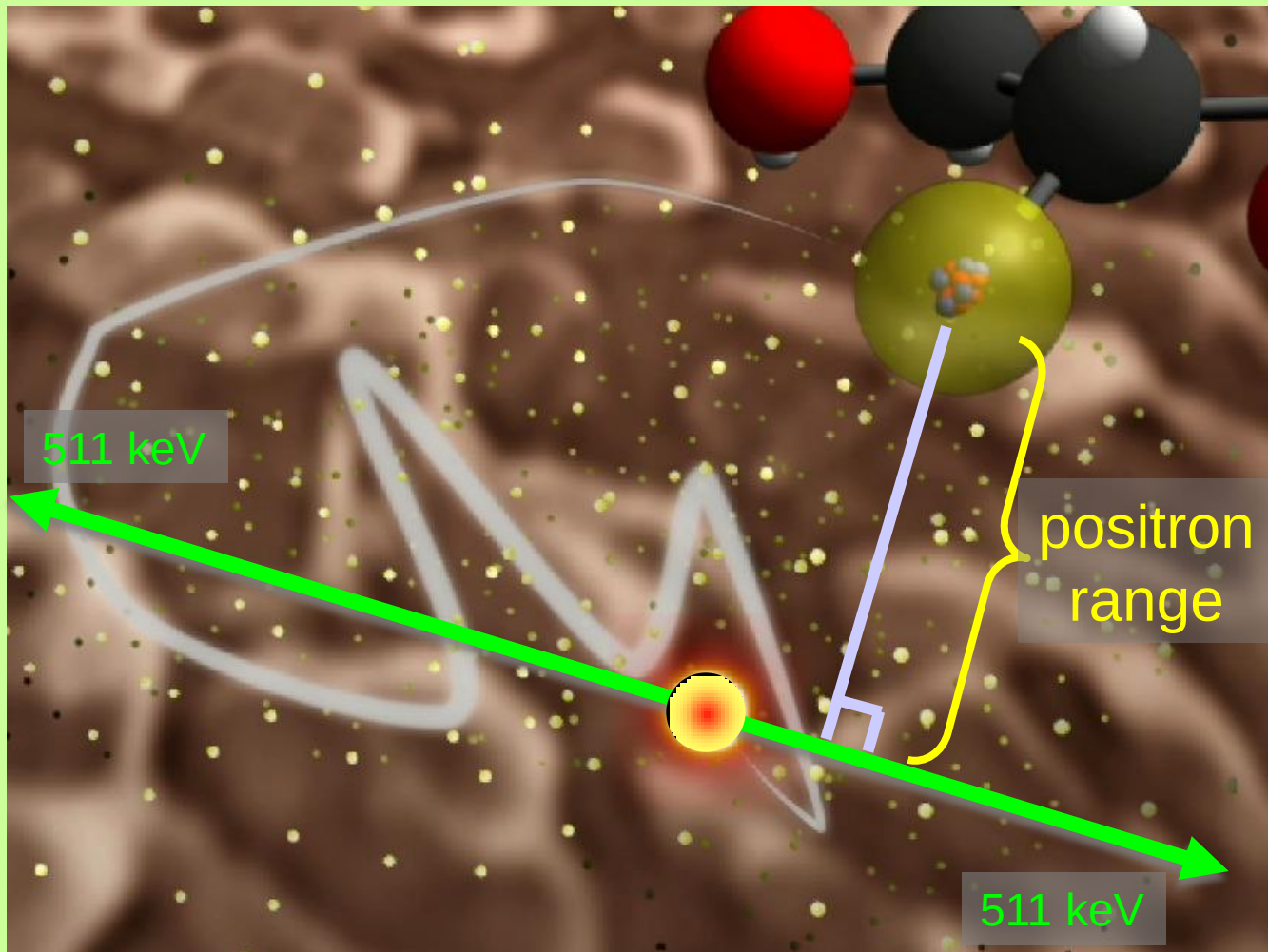
Niewspółliniowość fotonów anihilacji

- Rozkład kątowy par fotonów anihilacyjnych jest w przybliżeniu gaussowski $180^\circ \pm 0,25^\circ$ FWHM
- Rozmycie wynikające z niewspółliniowości w centrum pola widzenia jest w przybliżeniu dane wzorem $\sin(0,25^\circ) R \approx 0.0022 \times D$



PET – zdolność rozdzielcza

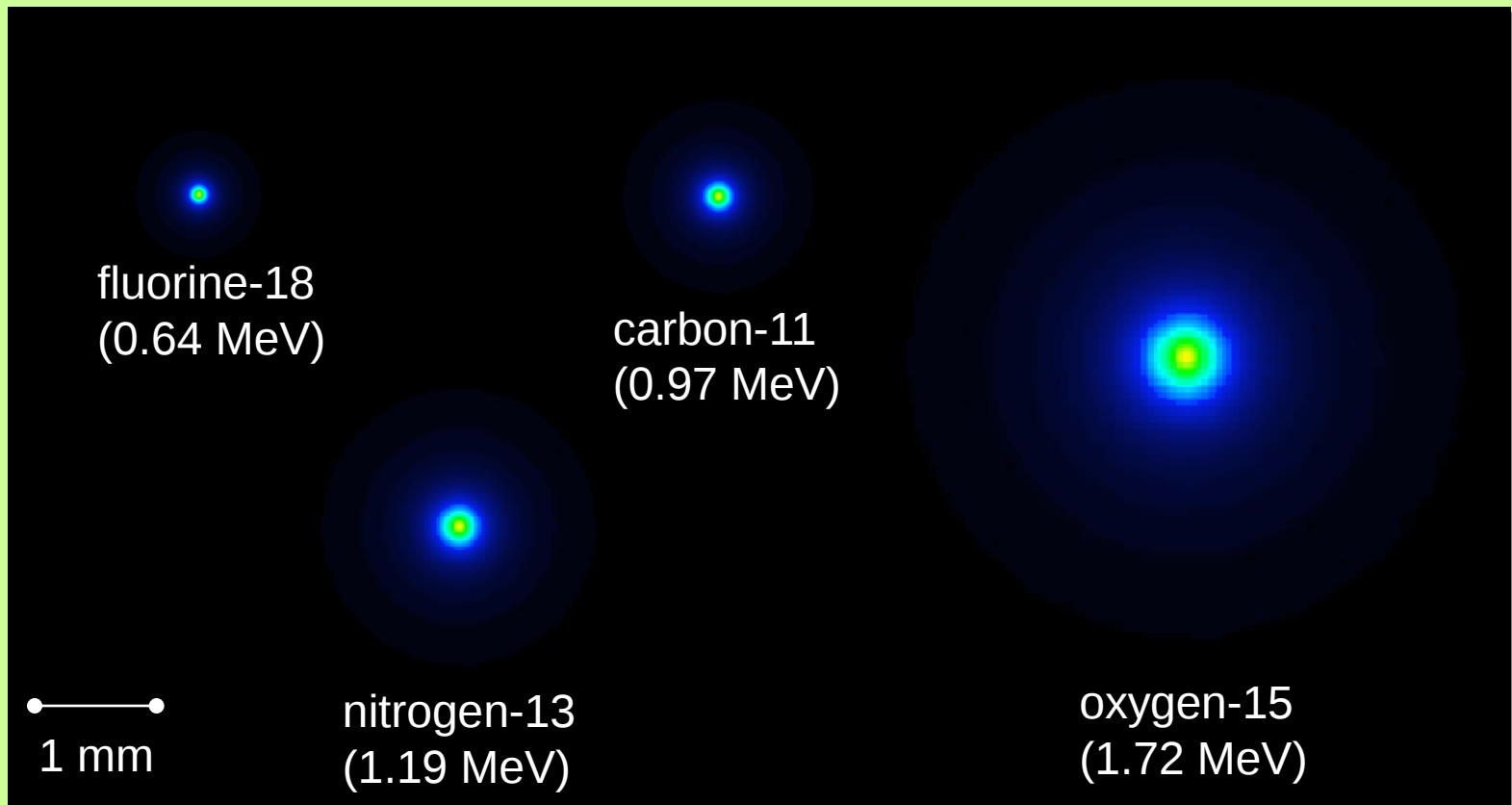
Zasięg pozytonu



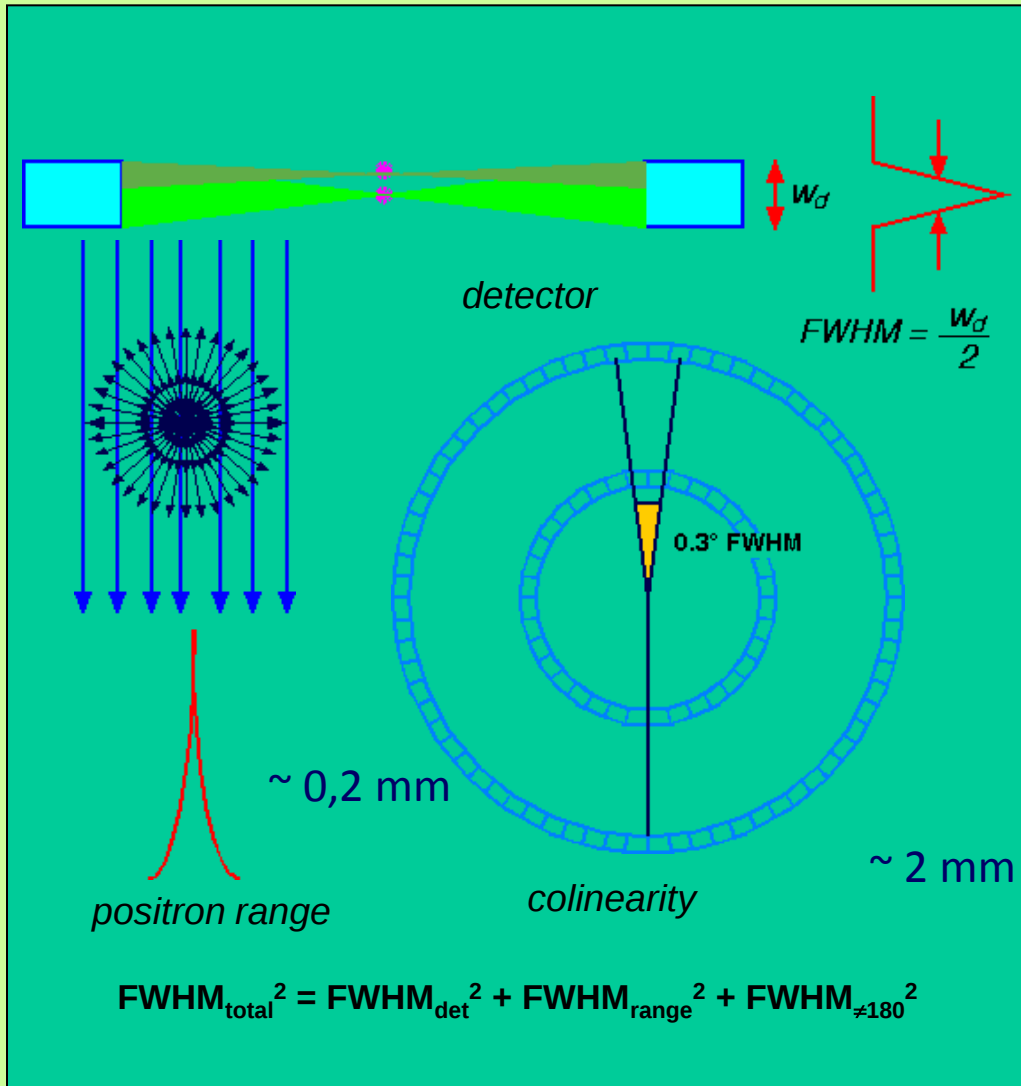
PET – zdolność rozdzielcza

Zasięg pozytonu

Rozkład wykładniczy; zasięg zależy od maksymalnej energii pozytronu

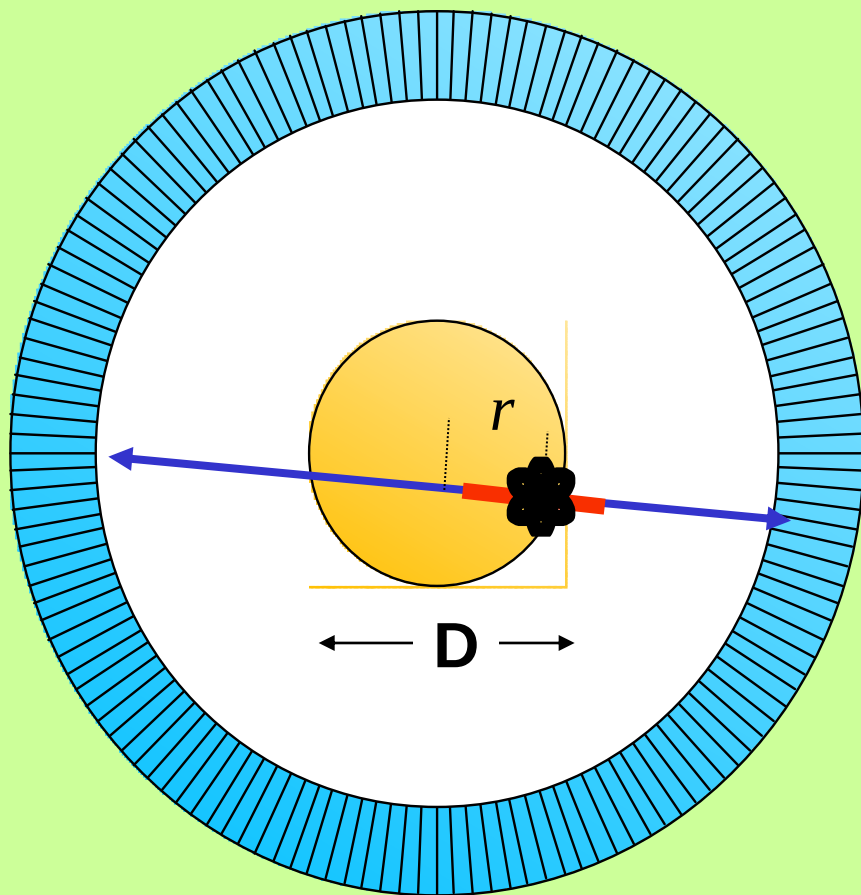


PET – zdolność rozdzielcza



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

Time of Flight (TOF) PET



$$c = 30 \text{ cm/ns}$$

$$\Delta t = \frac{2r}{c} \Rightarrow r = \frac{1}{2} c \Delta t$$

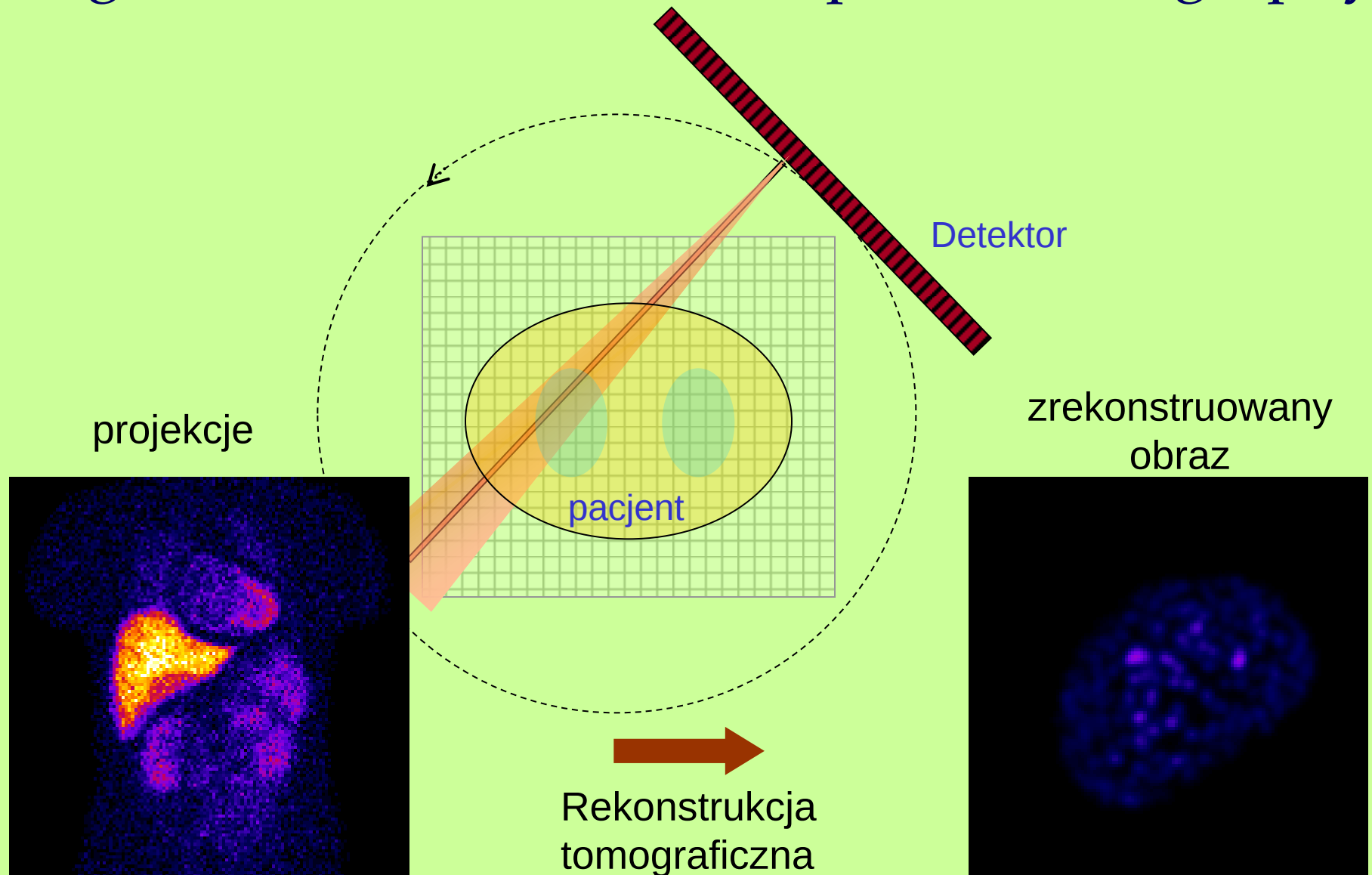
**Czasowa zdolność rozdzielcza: 500 ps
⇒ lokalizacja 8 cm**

- próby z BaF₂ w latach 80-tych
- obecnie LSO ~600 ps
- główna zaleta: redukcja szumu
- szczególnie istotne dla otyłych pacjentów

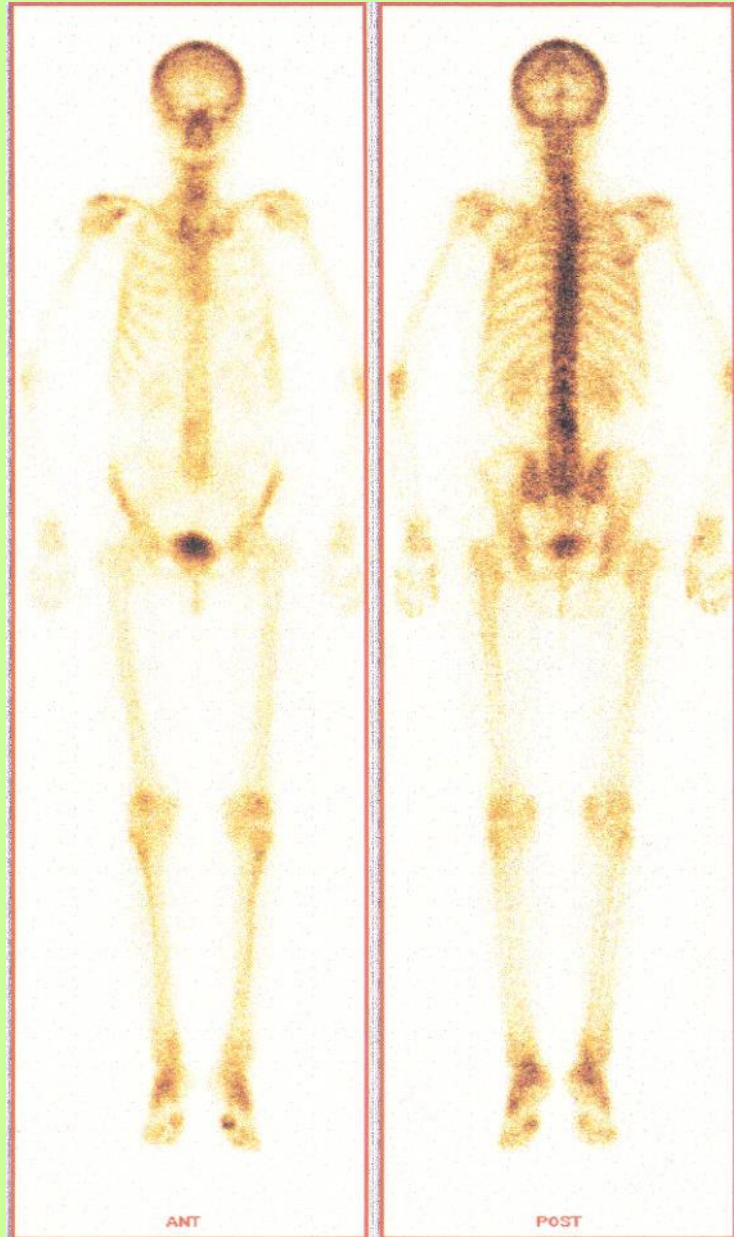
- **Redukcja SNR: $\sim 2D/c\Delta t$**
- **Czasowa zdolność rozdzielcza 500 ps ⇒ 5x Redukcja Wariancji!**

Tomografia SPECT

(Single Photon Emission Computed Tomography)



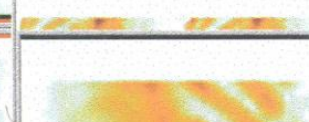
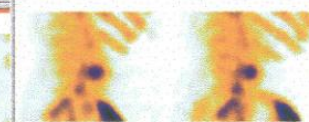
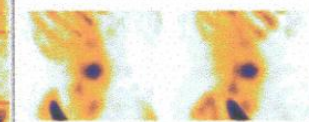
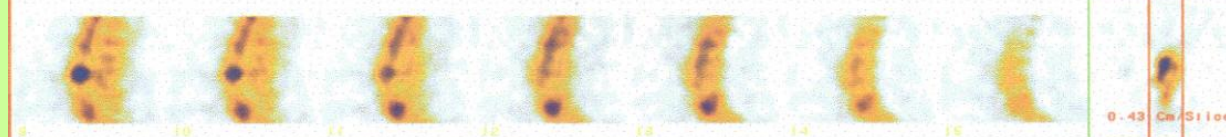
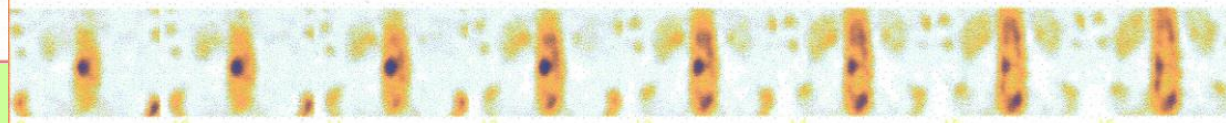
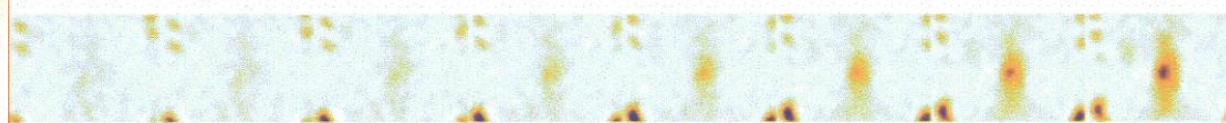
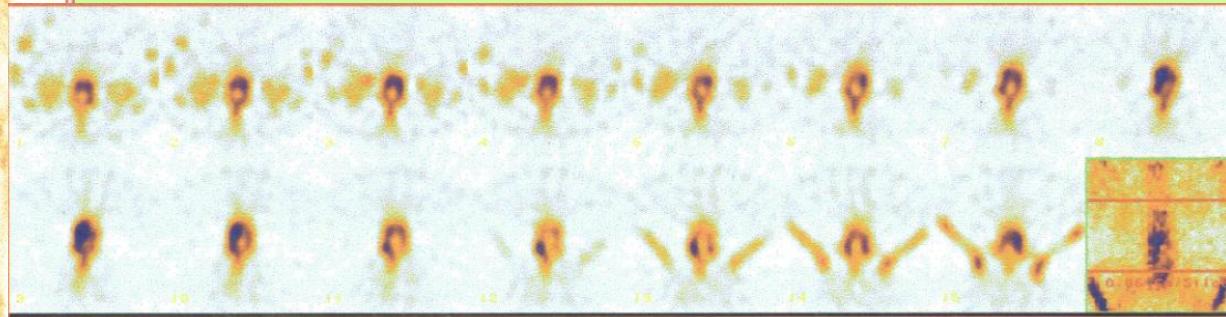
Scyntygrafia planarna



^{99m}Tc - MDP
(metylenodwufosfonian)

Scyntygrafia planarna a tomografia

SPECT

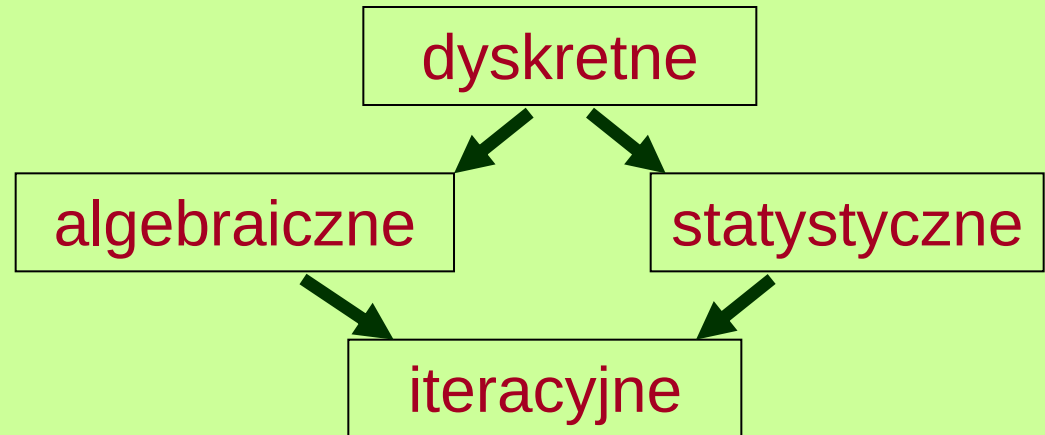


Metody rekonstrukcji tomograficznej obrazów

analityczne

Filtrowana projekcja
wsteczna (FBP)

- oparta na transformacji Fouriera
- liniowa
- szybka
- zakłada uproszczony model fizyczny
- artefakty „prążkowe” przy małej liczbie zliczeń



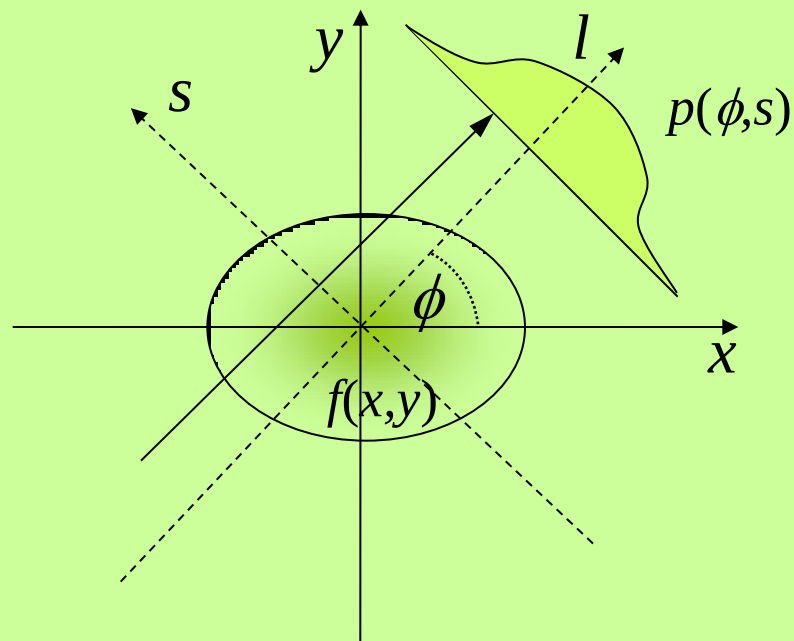
Metoda ML-EM, OSEM

- pozwala uwzględnić dokładny model fizyczny
- znacznie lepsza jakość obrazu
- nieliniowa
- Wolna; wymaga dużej mocy obliczeniowej

Rekonstrukcja analityczna

Projekcje (transformacja Radona):

$$\begin{aligned} p(\phi, s) &= \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) dl \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} f(l \cos \phi, l \sin \phi) dl \end{aligned}$$

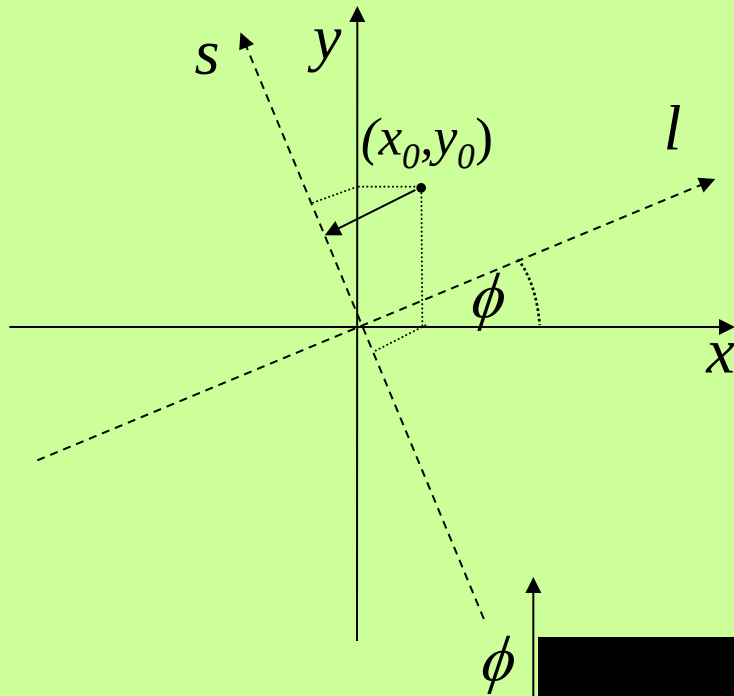


$$f(x, y) \longleftrightarrow p(\phi, s)$$

Założenia:

- Funkcje określone w $\mathbf{R}^n$
- Brak osłabienia promieniowania
- Brak szumu
- Idealny kolimator

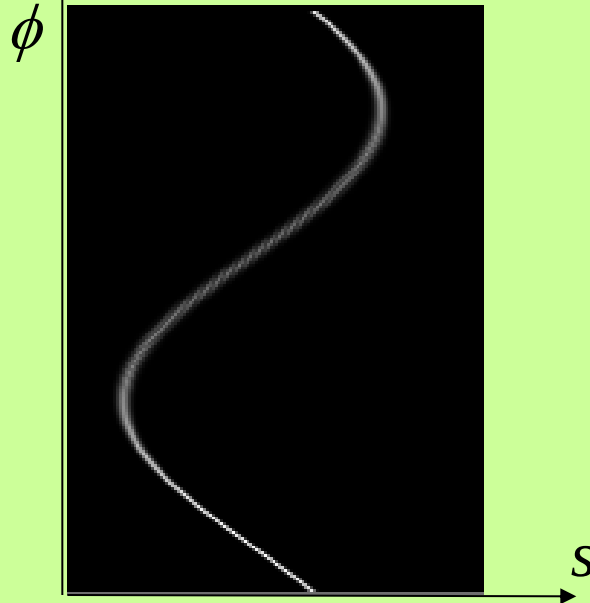
Rekonstrukcja analityczna - sinogram



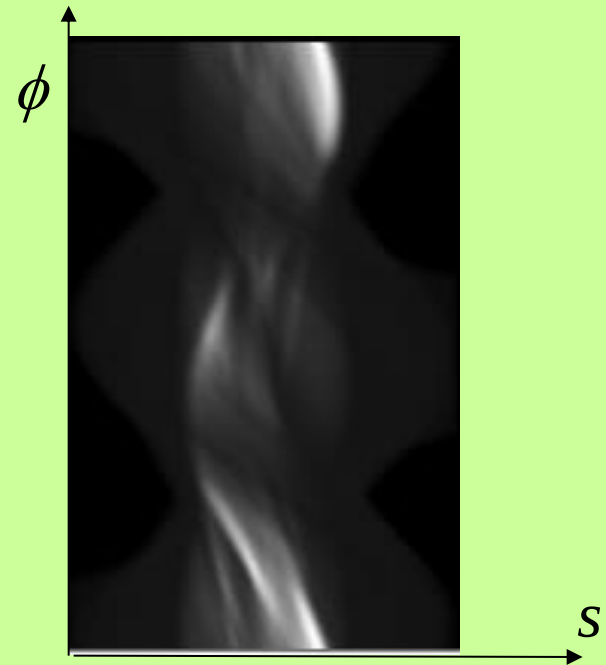
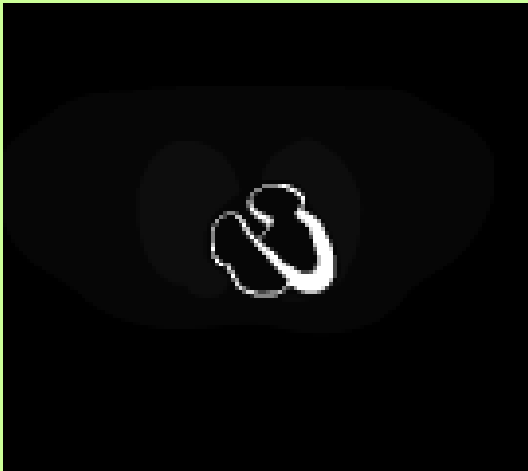
$$s = -x_0 \sin \phi + y_0 \cos \phi$$

$$= A \sin(\phi + \delta)$$

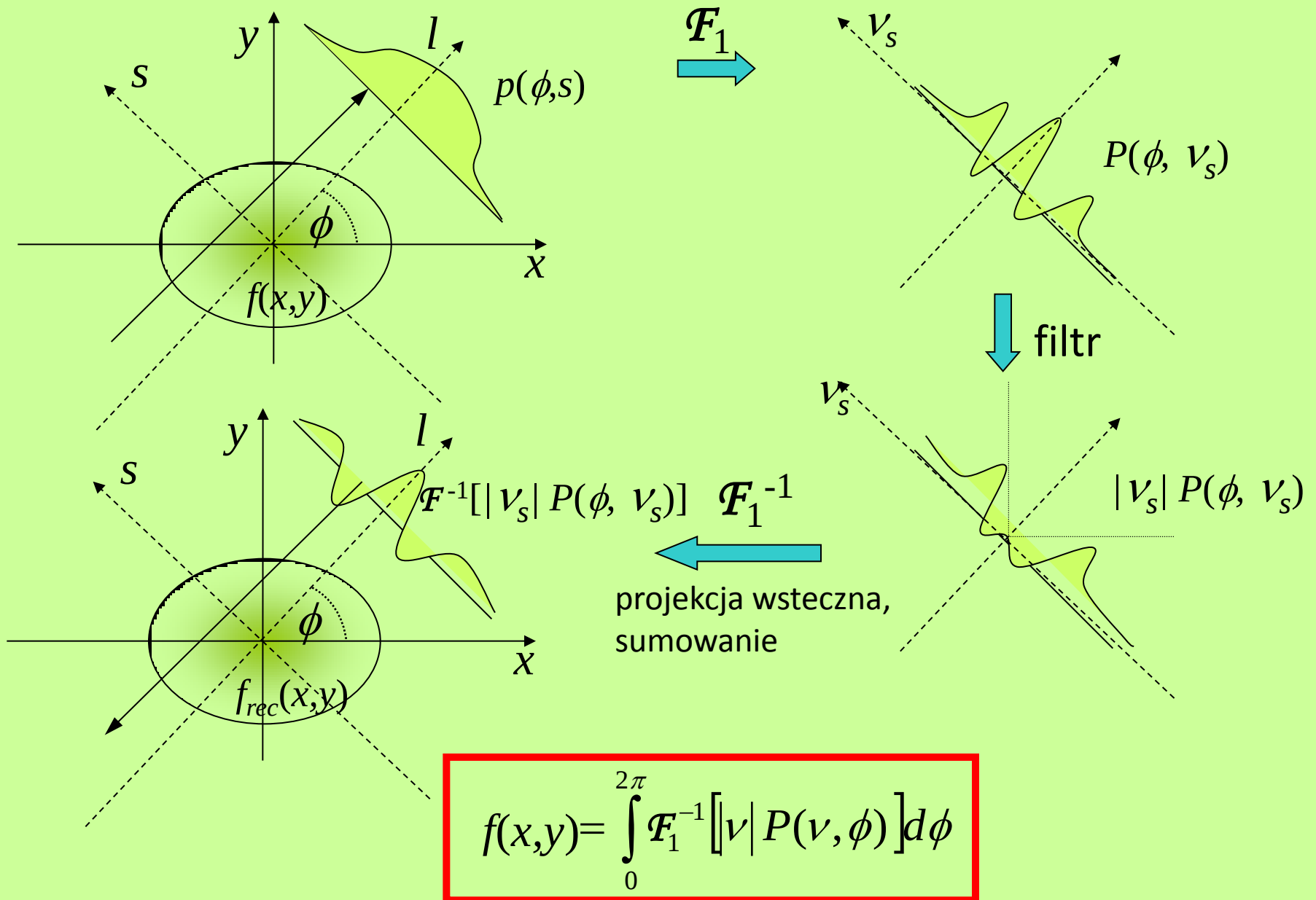
$$A = \sqrt{x_0^2 + y_0^2} \quad \delta = \arctan\left(-\frac{y_0}{x_0}\right)$$



Sinogram



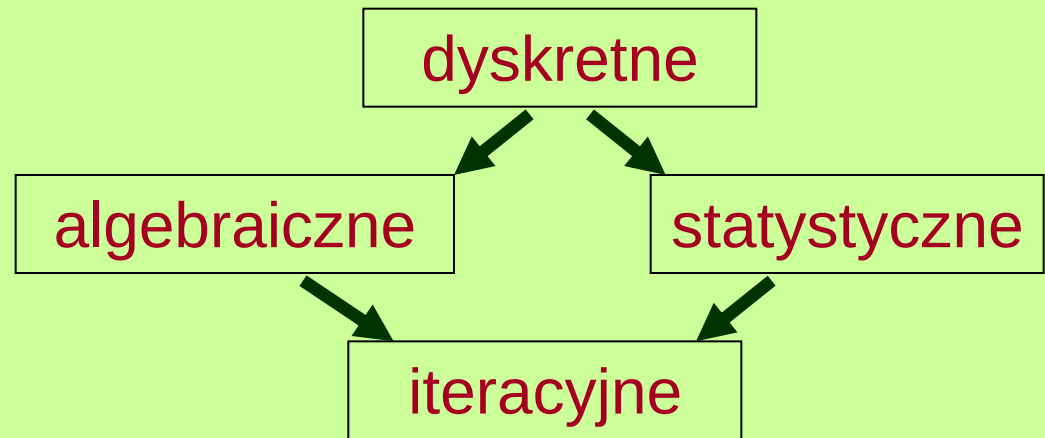
Metoda filtrowanej projekcji wstecznej (FBP)



Metody rekonstrukcji tomograficznej obrazów

analityczne

Filtrowana projekcja
wsteczna (FBP)



Dyskretyzacja – problem liniowy

Problem:

$$\mathbf{g} = \mathbf{H}\mathbf{f}$$

Zmierzone
projekcje (dane)

Macierz
systemu

Rozkład
aktywności
(niewiadoma)

Układ równań liniowych

h_{id} – prawdopodobieństwo detekcji
fotonu z voksla i obiektu w pikselu d
detektora

$$g_d = \sum_{i=1}^N h_{di} f_i$$

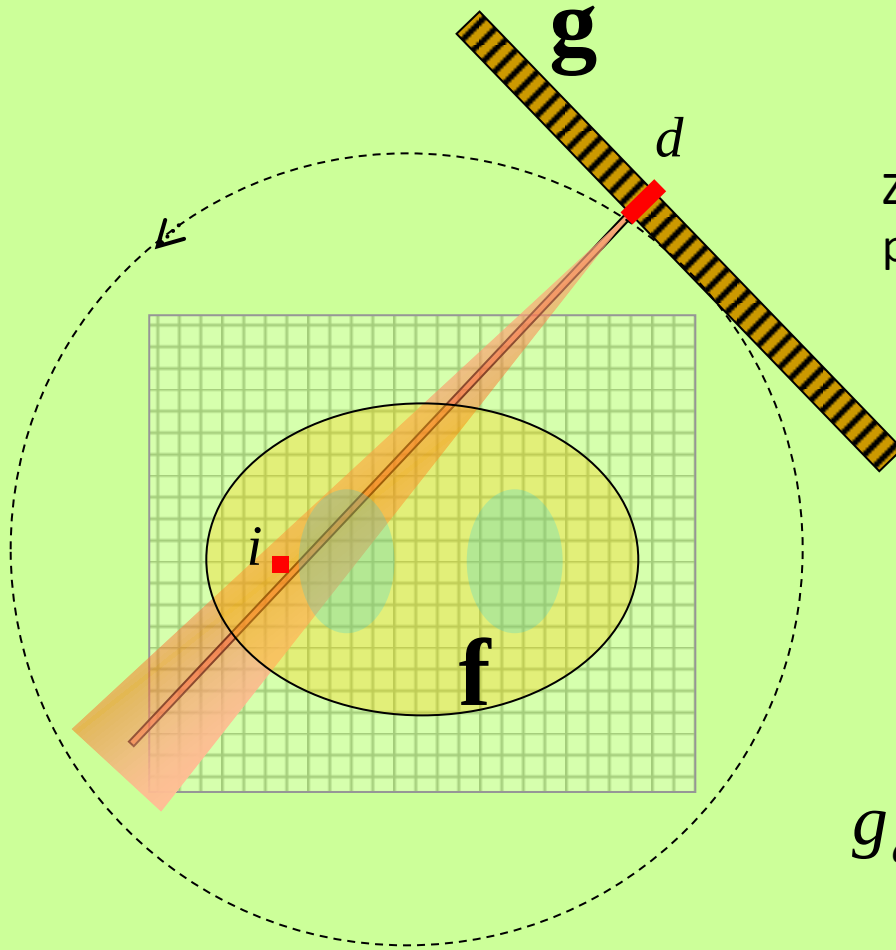
$$d = 1, 2, \dots, D$$

Rozmiary obiektów:

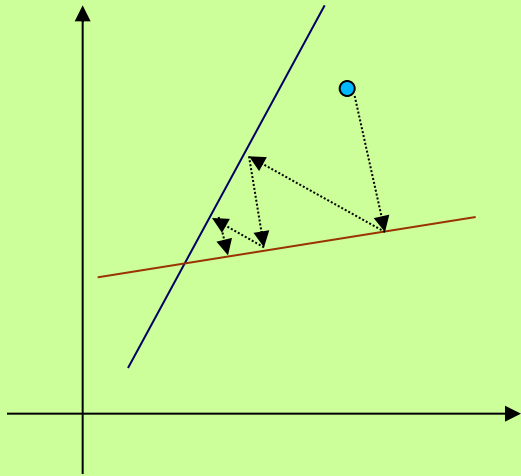
$\mathbf{g}$: $\sim 100 \times 100 \times 100$

$\mathbf{f}$: $\sim 100 \times 100 \times 100$

$\mathbf{H}$: $\sim 10^6 \times 10^6$



Problem liniowy – metody algebraiczne



$$\mathbf{g} = \mathbf{H}\mathbf{f}$$

$$g_d = \sum_{i=1}^N h_{di} f_i$$

$$d = 1, 2, \dots, D$$

Metody „wprost” – szukanie macierzy $\mathbf{H}^{-1}$ –
niepraktyczne ze względu na rozmiar problemu

Metody iteracyjne

Metoda Kaczmarza/ART (algebraic reconstruction technique) –
rzuty ortogonalne na hiperpłaszczyzny

$$f_k^{(n+1)} = f_k^{(n)} + h_{dk} \frac{g_d - \sum_{i=1}^N h_{di} f_i^{(n)}}{\sum_{i=1}^N h_{di}^2}$$

Metody algebraiczne

Metody iteracyjne

oparte na koncepcji POCS (projections onto convex sets) –
rzutów na zbiory wypukłe

MART (multiplicative algebraic reconstruction technique)

$$f_k^{(n+1)} = f_k^{(n)} \frac{g_i}{\sum_{i=1}^N h_{di} f_i^{(n)}}$$

SIRT (simultaneous iterative reconstruction technique)

$$f_k^{(n+1)} = f_k^{(n)} + t \sum_{d=1}^D h_{dk} \frac{g_i - \sum_{i=1}^N h_{di} f_i^{(n)}}{\sum_{i=1}^N h_{di}^2}$$

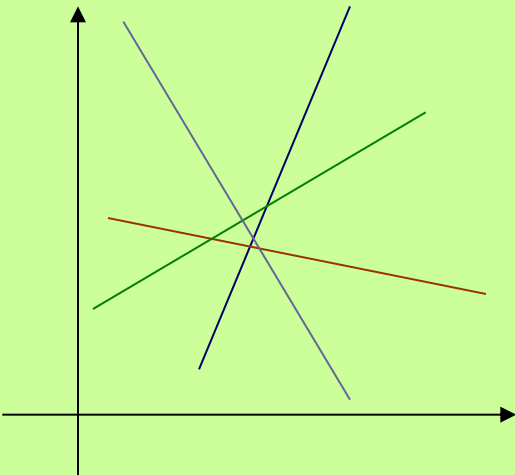
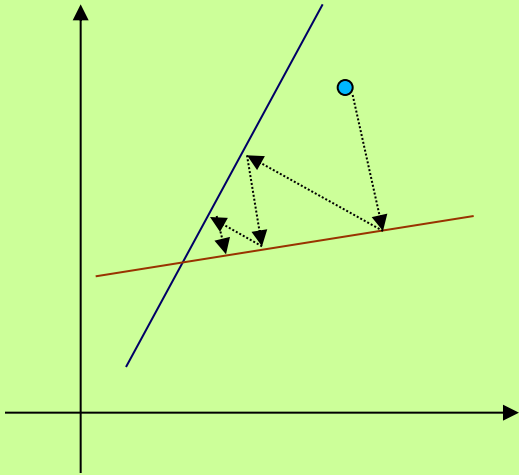
t – parametr
relaksacji

Metody algebraiczne

$$g_d = \sum_{i=1}^N h_{di} f_i \quad d = 1, 2, \dots, D$$

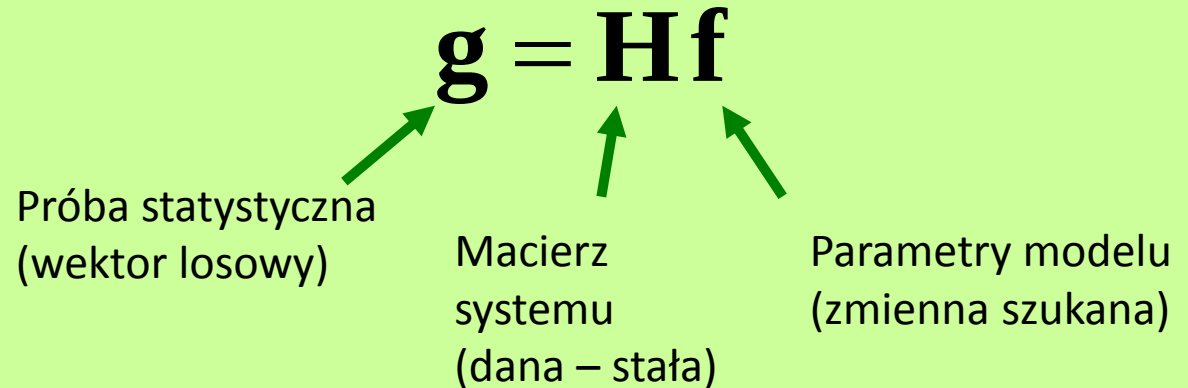
Problemy:

- Rozwiązanie niejednoznaczne (nieskończenie wiele rozwiązań) lub (najczęściej)
- brak ścisłych rozwiązań: układ niekonsystentny (sprzeczny) z powodu szumu statystycznego
- Zależność od początkowej estymacji $\mathbf{f}^{(0)}$



Metody statystyczne

Problem estymacji:



Znaleźć wektor parametrów $\hat{\mathbf{f}}$ - estymator, który „najlepiej pasuje” do zmierzonej próby losowej $\mathbf{g}$

Metody (kryteria) wyznaczania estymatorów:

- Metoda momentów

$$\hat{\mathbf{f}} : g_d = \sum_{i=1}^N h_{di} \hat{f}_i \equiv E[g_d]$$

- Metoda najmniejszych kwadratów

$$\hat{\mathbf{f}} = \arg \min_{\mathbf{f}} \sum_{d=1}^D \left(g_d - \sum_{i=1}^N h_{di} f_i \right)^2$$

- Metoda największej wiarygodności
(maximum likelihood – ML)

$$\hat{\mathbf{f}} = \arg \max_{\mathbf{f}} P(\mathbf{g}; \mathbf{f})$$

Metody statystyczne

Problem estymacji:

$$\mathbf{g} = \mathbf{H}\mathbf{f}$$

Próba statystyczna
(wektor losowy)

Macierz
systemu
(dana – stała)

Parametry modelu
(zmienna szukana)

Znaleźć wektor parametrów $\hat{\mathbf{f}}$ - estymator, który „najlepiej pasuje” do zmierzonej próby losowej $\mathbf{g}$

Metody (kryteria) wyznaczania estymatorów:

- Metoda momentów

$$\hat{\mathbf{f}} : g_d = \sum_{i=1}^N h_{di} \hat{f}_i \equiv E[g_d] \quad \longrightarrow \quad \text{FBP, ART}$$

- Metoda najmniejszych kwadratów

$$\hat{\mathbf{f}} = \arg \min_{\mathbf{f}} \sum_{d=1}^D \left(g_d - \sum_{i=1}^N h_{di} f_i \right)^2 \quad \longrightarrow \quad \text{WLS}$$

- Metoda największej wiarygodności
(maximum likelihood – ML)

$$\hat{\mathbf{f}} = \arg \max_{\mathbf{f}} P(\mathbf{g}; \mathbf{f}) \quad \longrightarrow \quad \text{MLEM}$$

Metody statystyczne

Pożądane cechy estymatorów:

- nieobciążoność

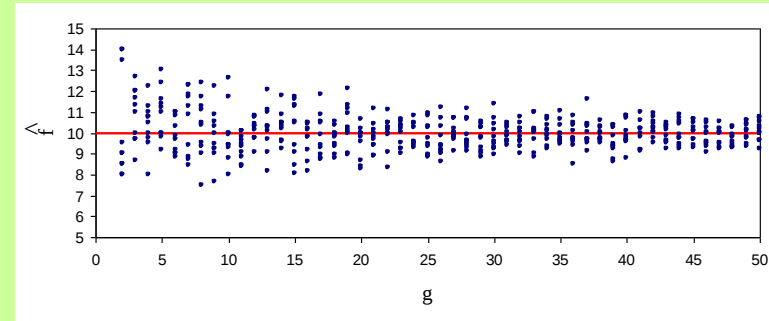
$$E[\hat{\mathbf{f}}] = \mathbf{f}$$

- zgodność

$$\hat{\mathbf{f}} \xrightarrow{g_d \rightarrow \infty} \mathbf{f}$$

- efektywność

$$e(\hat{\mathbf{f}}) = \frac{\text{var}(\hat{\mathbf{f}}_{\text{max eff}})}{\text{var}(\hat{\mathbf{f}})} \rightarrow 1$$



Twierdzenie (nierówność) Cramera-Rao:

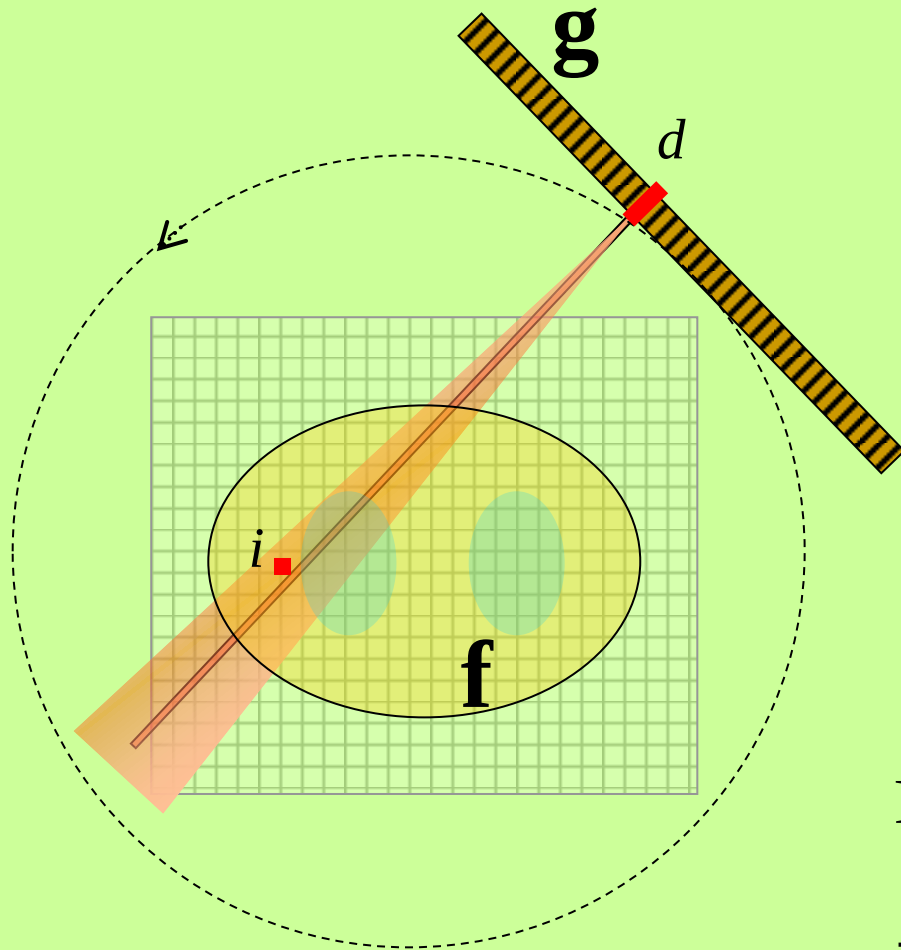
Wariancja dowolnego estymatora nieobciążonego $\hat{\mathbf{f}}$ spełnia nierówność:

$$\text{var}(\hat{f}_i) \geq \frac{1}{E\left[\left(\frac{\partial \ln P(g, f_i)}{\partial f_i}\right)^2\right]} \equiv \frac{1}{I(f_i)} \equiv \text{var}(\hat{f}_{i \text{ max eff}})$$

$I(f)$ – informacja Fishera

Estymator maksymalnej wiarygodności jest estymatorem nieobciążonym, zgodnym, o maksymalnej efektywności

Statystyka rozpadów promieniotwórczych



Średnia liczba zliczeń w pikselu d detektora:

$$\overline{g_d} = \sum_{i=1}^N h_{di} f_i$$

Rozkład Poissona prawdopodobieństwa zliczeń :

$$\Pr(g_d; \overline{g_d}) = \frac{\overline{g_d}^{g_d} \exp(-\overline{g_d})}{g_d!}$$

Funkcja wiarygodności :

$$\begin{aligned} \Pr(\mathbf{g}; \mathbf{f}) &= \prod_{d=1}^D \frac{\overline{g_d}^{g_d} \exp(-\overline{g_d})}{g_d!} \\ &= \prod_{d=1}^D \frac{(\sum_{i=1}^N h_{di} f_i)^{g_d} \exp(-\sum_{i=1}^N h_{di} f_i)}{g_d!} \end{aligned}$$

$$\hat{\mathbf{f}} = \arg \max_{\mathbf{f}} P(\mathbf{g}; \mathbf{f})$$



MLEM

Metoda ML-EM

Jak obliczyć estymator maksymalnej wiarygodności?

Algorytm EM (expectation maximisation):

(Dempster, Laird, Rubin 1977)

Estymacja na podstawie „niekompletnych” danych statystycznych

S_{di} — liczba fotonów wyemitowanych z voksla i zarejestrowanych w pikselu d detektora – dane kompletne

$$g_i = \sum_{d=1}^N s_{di} \quad E[s_{di}] = h_{di} f_i$$

krok E: Oblicz wartość oczekiwaną funkcji wiarygodności:

$$E[\ln(P(\mathbf{s}; \mathbf{f}))] \\ \mathbf{s} \mid \mathbf{g}; \hat{\mathbf{f}}^{(n)}$$

krok M: Kolejną estymację wybierz jako:

$$\hat{\mathbf{f}}^{(n+1)} = \arg \max_{\mathbf{f}} E[\ln(P(\mathbf{s}; \mathbf{f}))] \\ \mathbf{s} \mid \mathbf{g}; \hat{\mathbf{f}}^{(n)}$$

Można pokazać, że algorytm EM zwiększa funkcję wiarygodności w każdym kroku, tzn.

$$P(\mathbf{g}; \hat{\mathbf{f}}^{(n+1)}) \geq P(\mathbf{g}; \hat{\mathbf{f}}^{(n)})$$

Metoda ML-EM

Zastosowanie do statystyki zliczeń w tomografii emisyjnej:

Model Poissona rozkładu zliczeń:

$$g_d = \sum_{i=1}^N s_{di} \quad E[s_{di}] = h_{di} f_i$$

$$\Pr(\mathbf{s}; \mathbf{f}) = \prod_{i=1}^N \prod_{d=1}^D \Pr(s_{di}; \mathbf{f}) = \prod_{i=1}^N \prod_{d=1}^D \frac{E[s_{di}]^{s_{di}} \exp(-E[s_{di}])}{s_{di}!}$$

krok E: Oblicz wartość oczekiwaną funkcji wiarygodności:

$$E[\ln(P(\mathbf{s}; \mathbf{f}))] \\ \mathbf{s} \mid \mathbf{g}; \hat{\mathbf{f}}^{(n)}$$

krok M: Kolejną estymację wybierz jako:

$$\hat{\mathbf{f}}^{(n+1)} = \arg \max_{\mathbf{f}} E[\ln(P(\mathbf{s}; \mathbf{f}))] \\ \mathbf{s} \mid \mathbf{g}; \hat{\mathbf{f}}^{(n)}$$

Metoda ML-EM

Rozwiązanie -
wzór iteracyjny:

$$f_k^{(n+1)} = f_k^{(n)} \frac{1}{\sum_{d=1}^D h_{dk}} \sum_{d=1}^D \left[h_{dk} \frac{g_d}{\sum_{j=1}^N h_{dj} f_j^{(n)}} \right]$$

Nowa estymacja
obrazu

=

Poprzednia
estymacja obrazu

·

1

Norma

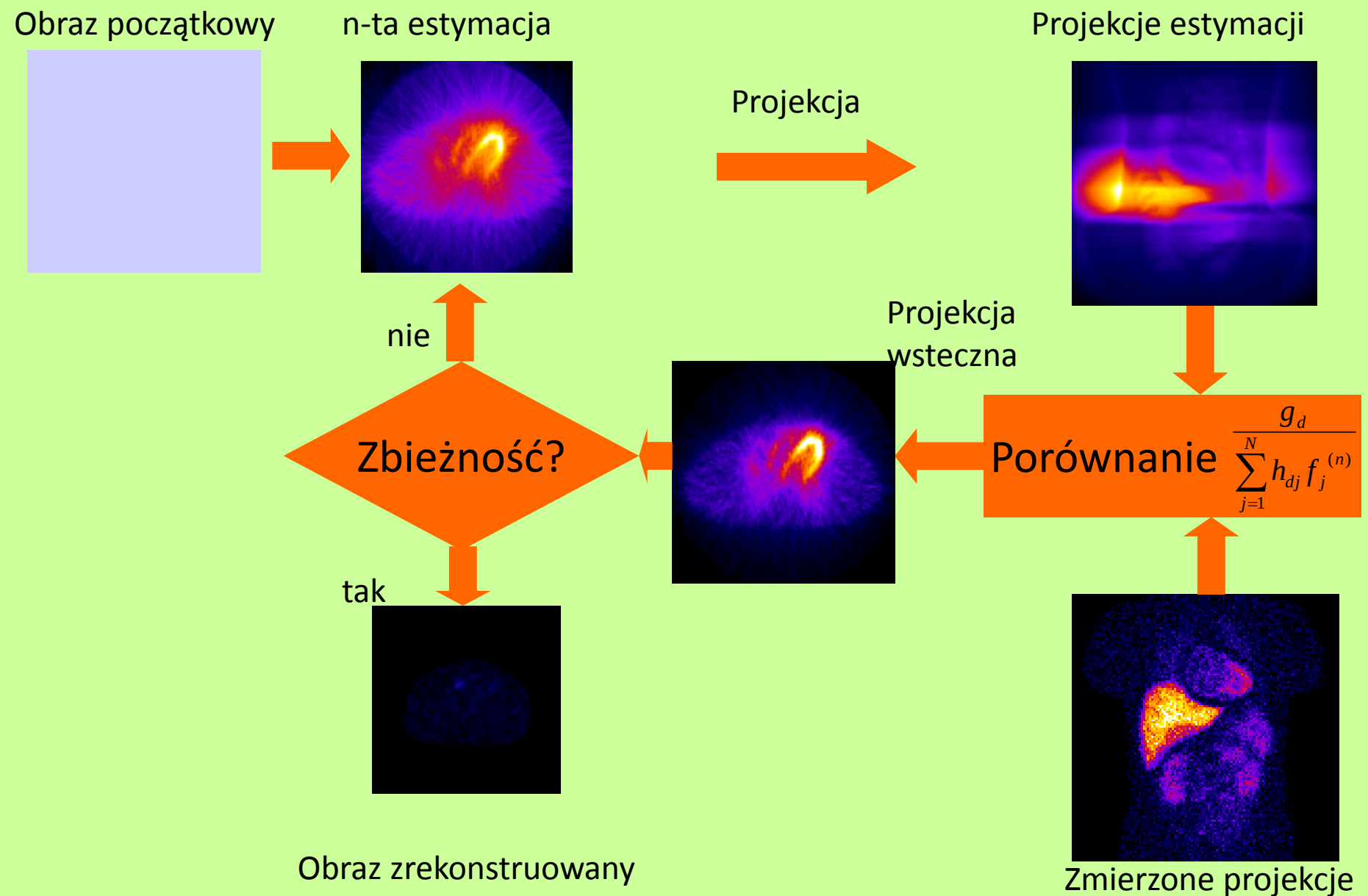
·

Zmierzona projekcja

Estymowana projekcja

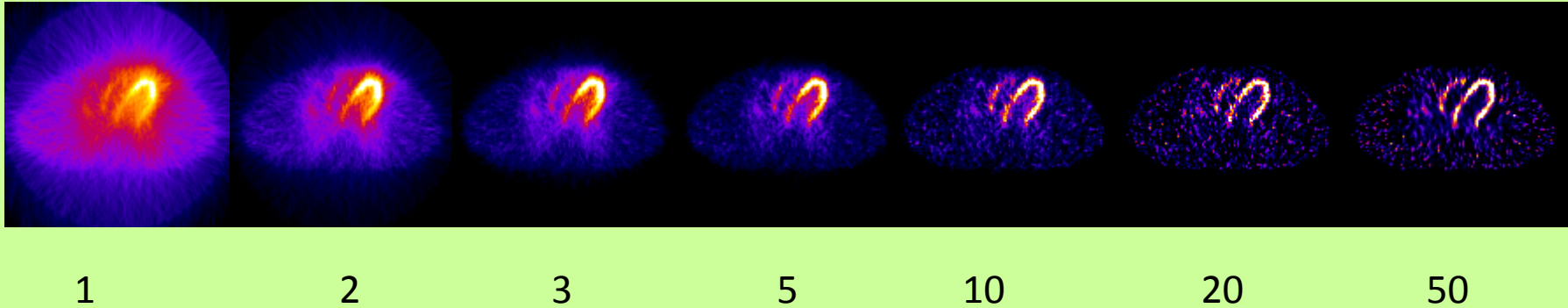
Średnia ważona
po wszystkich projekcjach

Rekonstrukcja iteracyjna ML-EM



Rekonstrukcja iteracyjna ML-EM

Iteracje:

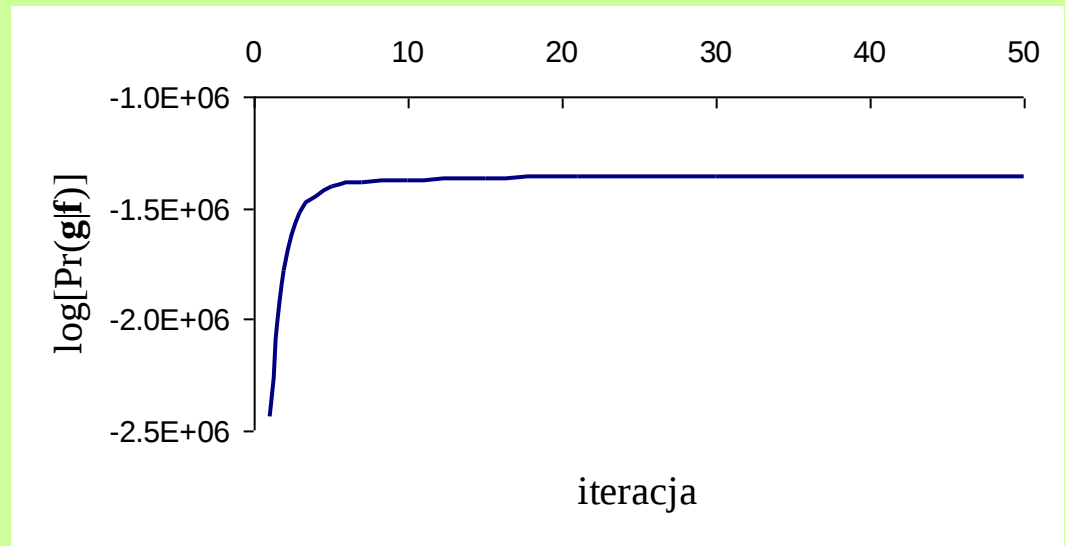


Funkcja wiarygodności:

$$\Pr(\mathbf{g}; \hat{\mathbf{f}}^{(n)}) = \prod_{d=1}^D \Pr(g_d; \hat{\mathbf{f}}^{(n)}) =$$

$$= \prod_{d=1}^D \frac{E[g_d]^{g_d} \exp(-E[g_d])}{g_d!}$$

$$E[g_d] = \sum_{i=1}^N h_{di} \hat{f}_i^{(n)}$$



MLEM vs FBP

analityczne

Filtrowana projekcja
wsteczna (FBP)

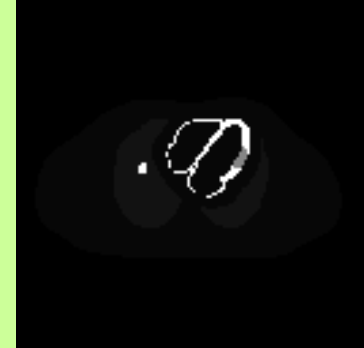
- oparta na transformacji Fouriera
- liniowa
- szybka
- zakłada uproszczony model fizyczny
- artefakty „prążkowe” przy małej liczbie zliczeń

statystyczne
(iteracyjne)

Metoda ML-EM

- uwzględnia statystyczny charakter zmierzonych danych
- pozwala uwzględnić dokładny model fizyczny
- znacznie lepsza jakość obrazu – mniejszy szum
- nieliniowa
- Wolna; wymaga dużej mocy obliczeniowej

MLEM vs FBP



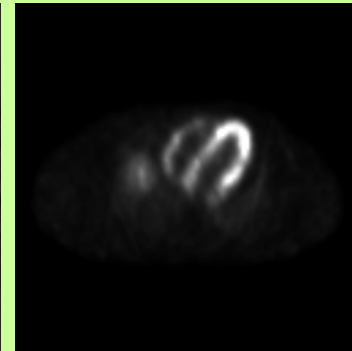
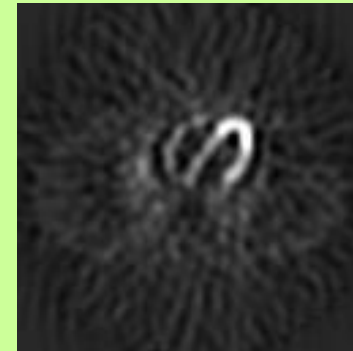
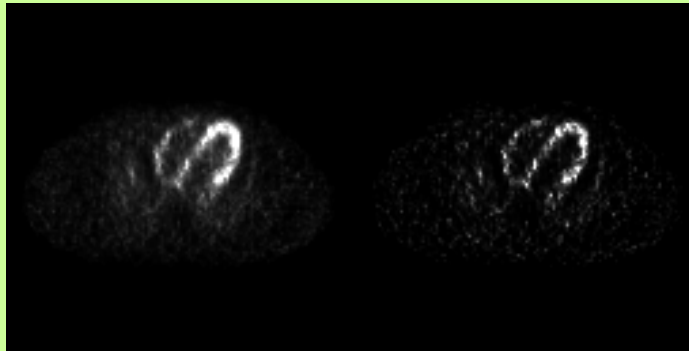
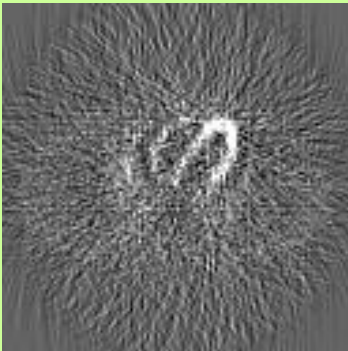
FBP

MLEM

FBP + filtr

MLEM + filtr

30
min



9 iter.

25 iter.

5
min

