

Laboratorium Technik Obrazowania.

Narzędzia diagnostyki medycznej
1 marca 2023

Zygmunt Szefliński
Środowiskowe Laboratorium Ciężkich Jonów
szef@fuw.edu.pl
<http://www.fuw.edu.pl/~szef/>

Plan wykładu

Wykład w ramach Laboratorium Technik Obrazowania – „Narzędzia diagnostyki medycznej” obejmuje następujące zagadnienia:

- Fizyka a medycyna
- Detektory promieniowania jonizującego
- Podstawy obrazowania medycznego
- Tomografia w diagnostyce radiacyjnej

Literatura

- A.Z. Hryniewicz i E. Rokita, Fizyczne metody diagnostyki medycznej i terapii. Wydawnictwo Naukowe PWN Warszawa, 2000
- Materiały dostarczone przez koordynatora przedmiotu w trakcie zajęć

Przemiany spontaniczne

Spontanicznymi nazywamy procesy realizowane samorzutnie, w odróżnieniu od reakcji, dla których niezbędne jest oddziaływanie między "pociskiem" a "tarczą". Mówimy wówczas o przemianie spontanicznej, bądź o rozpadzie.

Podstawową charakterystyką przemiany spontanicznej jest prawdopodobieństwo jej realizacji. Miarą jego jest stała zaniku λ , lub jej odwrotność, $\tau = 1/\lambda$, czyli średni czas życia .

W fizyce jądrowej, rozważając przemiany promieniotwórcze, często używa się innej wielkości okres połowicznego zaniku, $T_{1/2} = \tau \cdot \ln 2$.

Prawo rozpadu promieniotwórczego

Rozpady obiektów nietrwałych podlegają statystycznemu prawu, które można zapisać w postaci;

$$\Delta N = -\lambda N \Delta t \quad \longrightarrow \quad \frac{dN}{dt} = -\lambda N$$

Rozwiązanie:

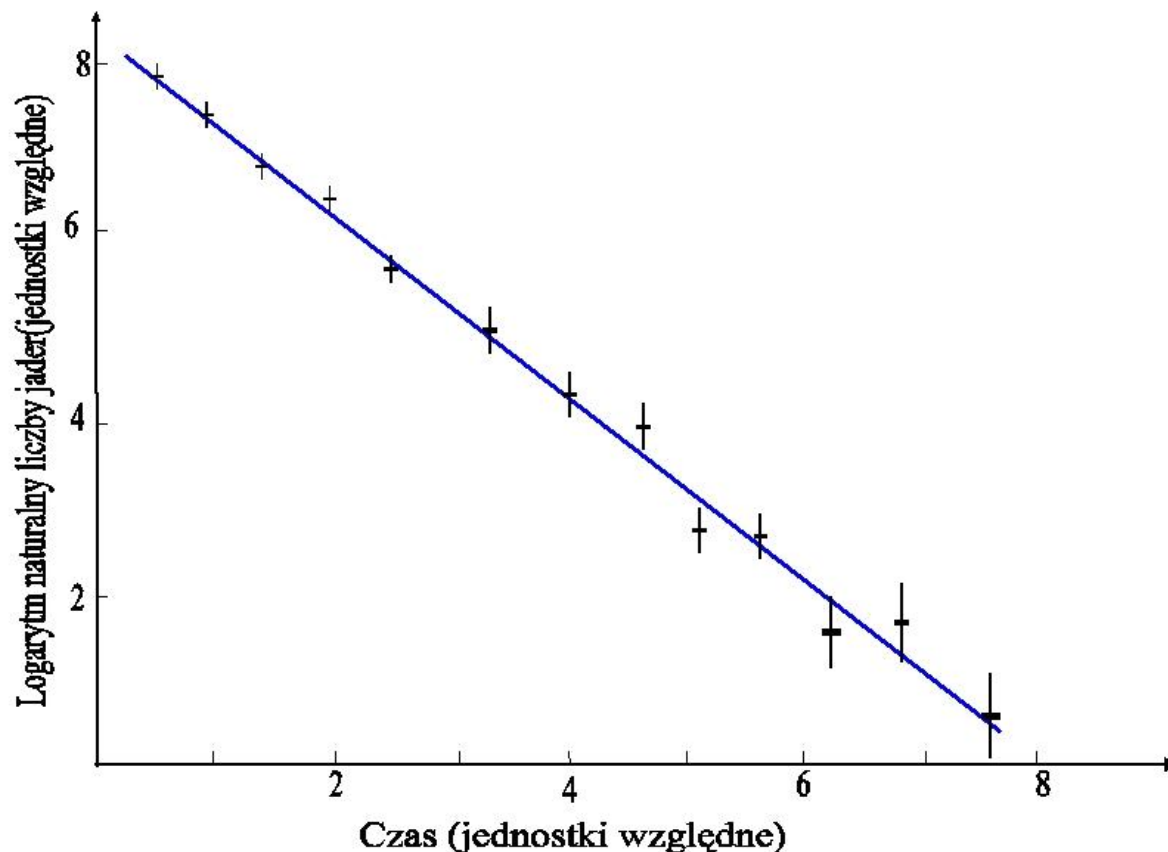
$$N = N_0 e^{-\lambda t}$$

Rozwiązanie po zlogarytmowaniu:

$$\ln N = \ln N_0 - \lambda t$$

Prawo rozpadu promieniotwórczego

$$\ln N = \ln N_0 - \lambda t$$



Krzywa rozpadu promieniotwórczego w skali logarytmicznej

Aktywność źródła

Aktywnością promieniotwórczej próbki nazywamy liczbę rozpadów, zachodzących w jednostce czasu.

Jednostki aktywności to: 1Ci - 1 kiur

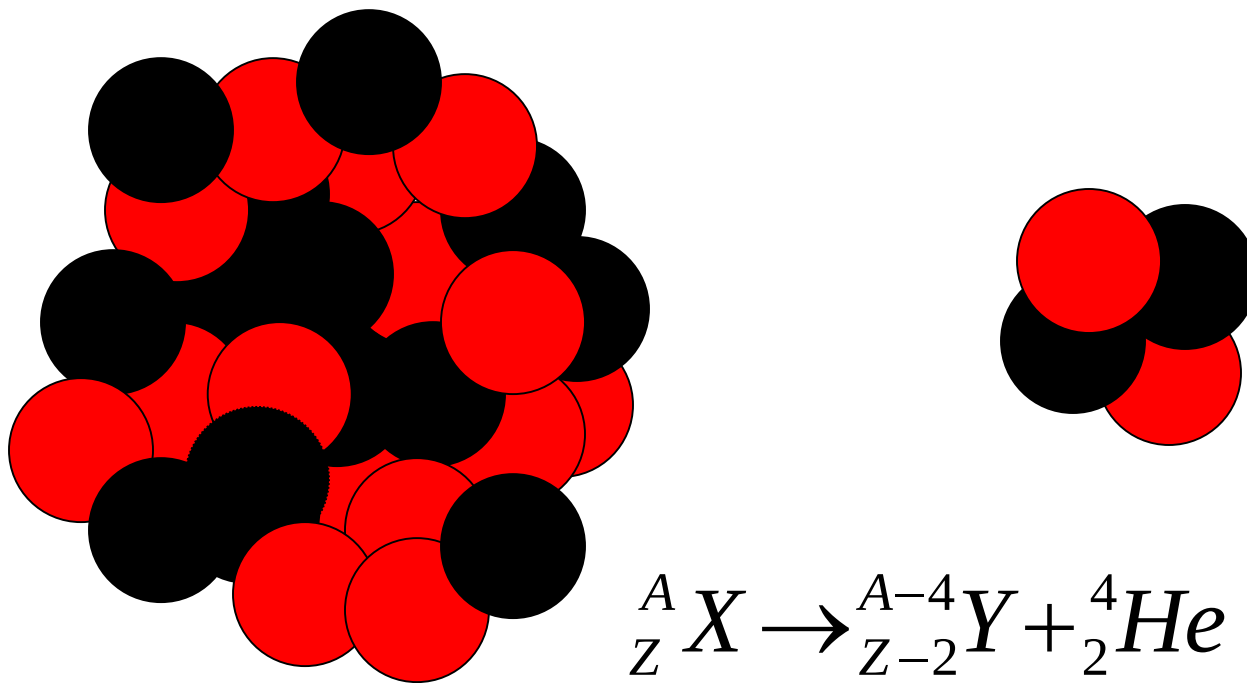
$1\text{Ci} = 3.7 \cdot 10^{10}$ rozpadów na sekundę,

oraz znacznie mniejsza jednostka:

$1\text{Bq} = 1\text{bekerel} = 1$ rozpad na sekundę.

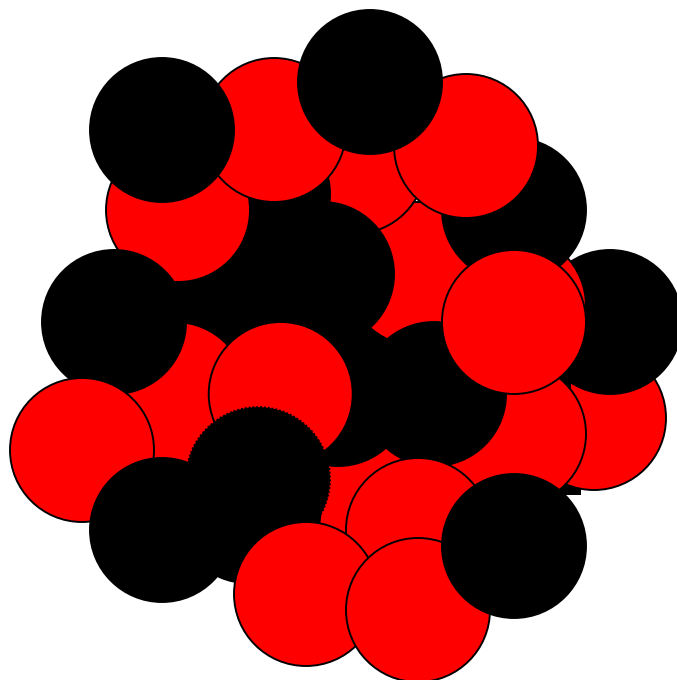
$$1\text{Ci} = 37\text{GBq}$$

Rozpad α

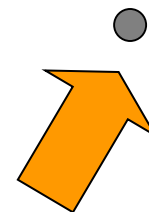


rozpad dwuciałowy, w stanie końcowym mamy dwa obiekty

Rozpad β



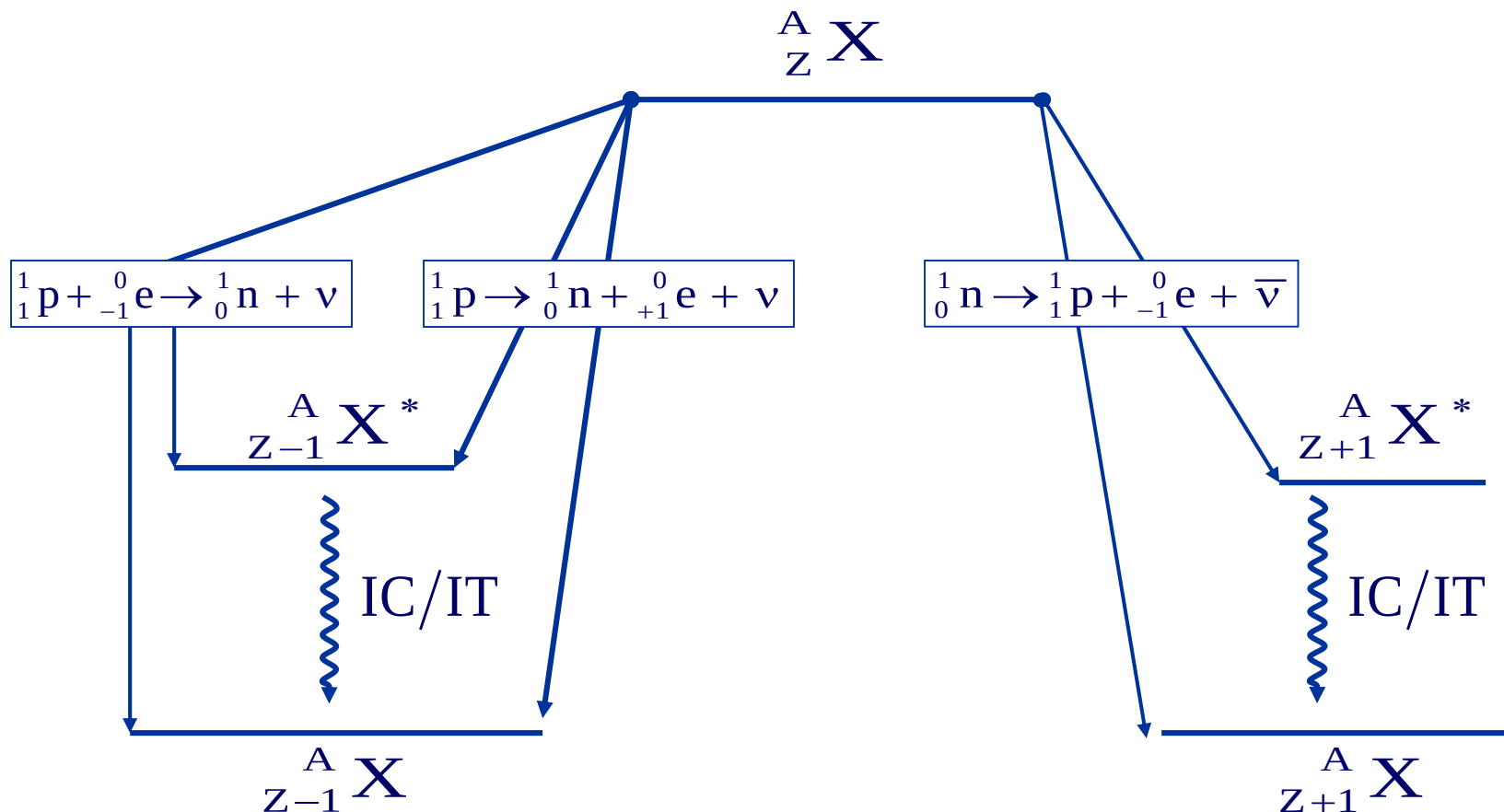
$$Z \rightarrow Z+1$$



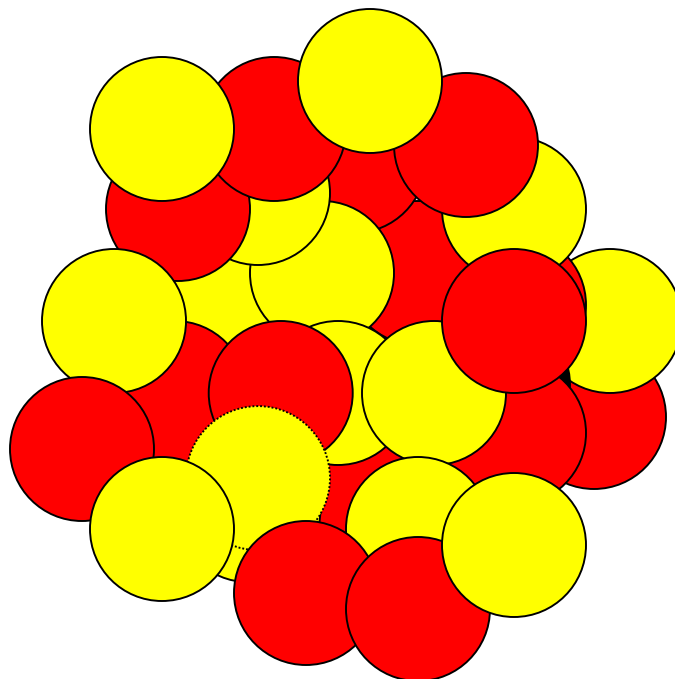
rozpad trójciałowy, w stanie końcowym mamy trzy obiekty,
trzecią cząstką, trudną w rejestracji jest neutrino

PRZEMIANY RADIOIZOTOPOWE

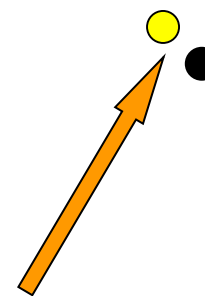
PROMIENIOWANIE BETA (β^+ ; β^-)



Rozpad β^+

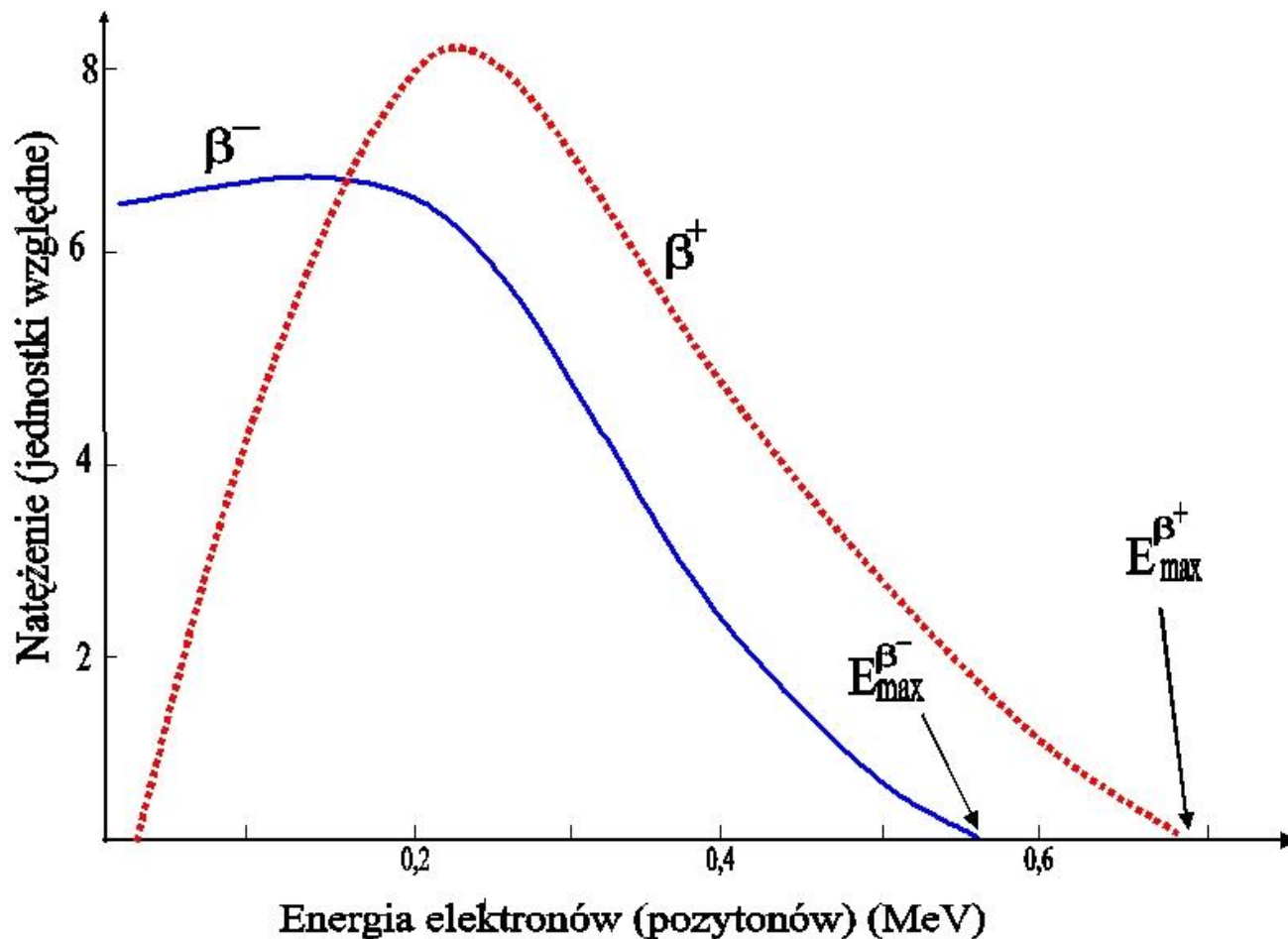
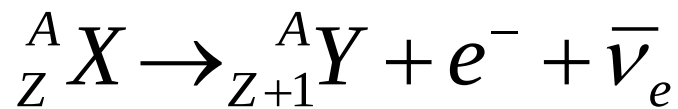


$$Z \rightarrow Z - 1$$



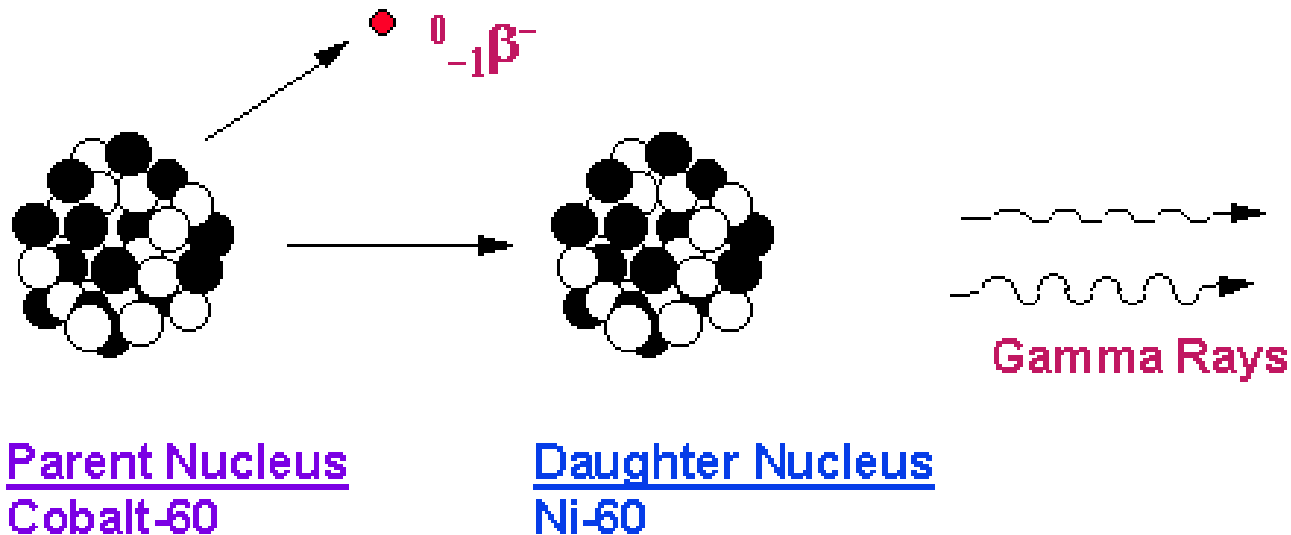
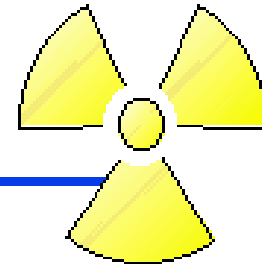
Pozytonium

Rozpady β - widma

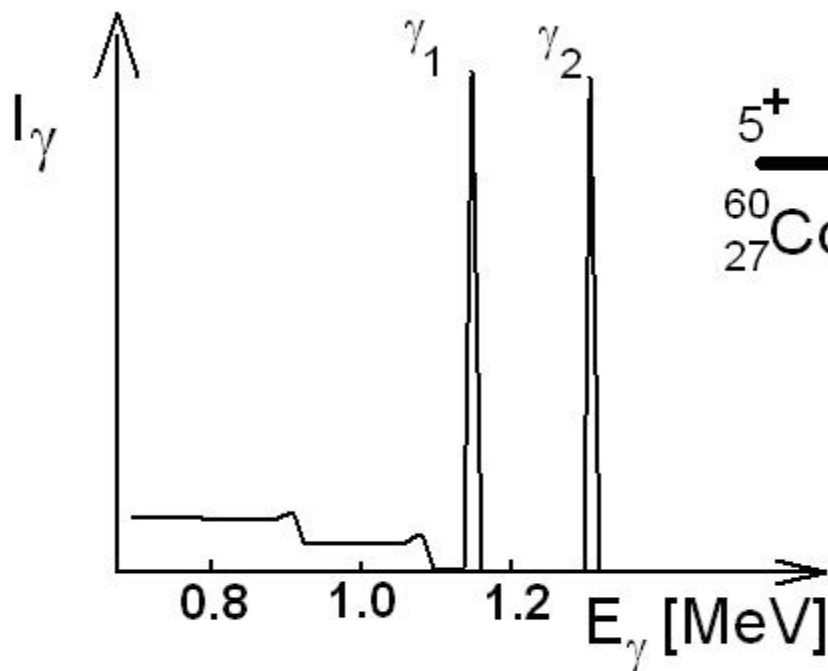


Rozpad γ

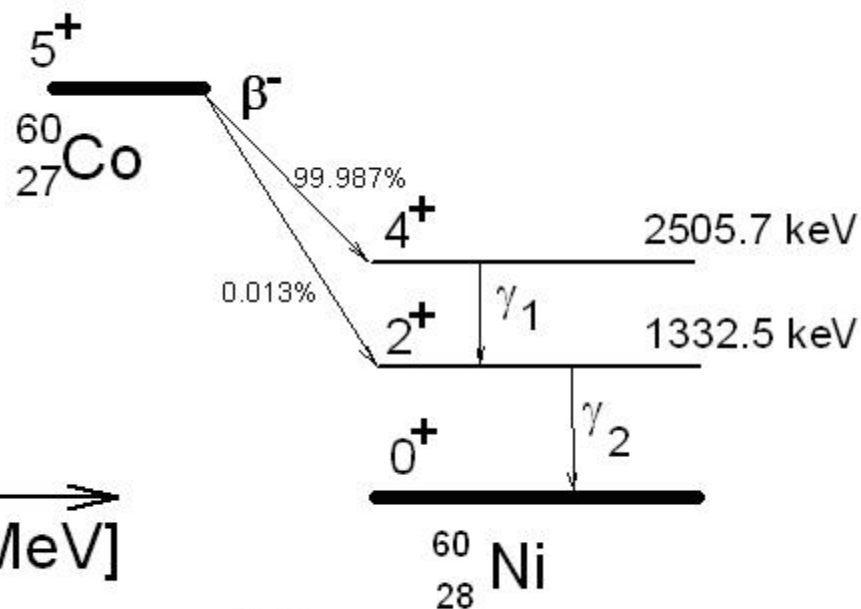
Gamma-Ray Radiation



Przemiana γ



a)

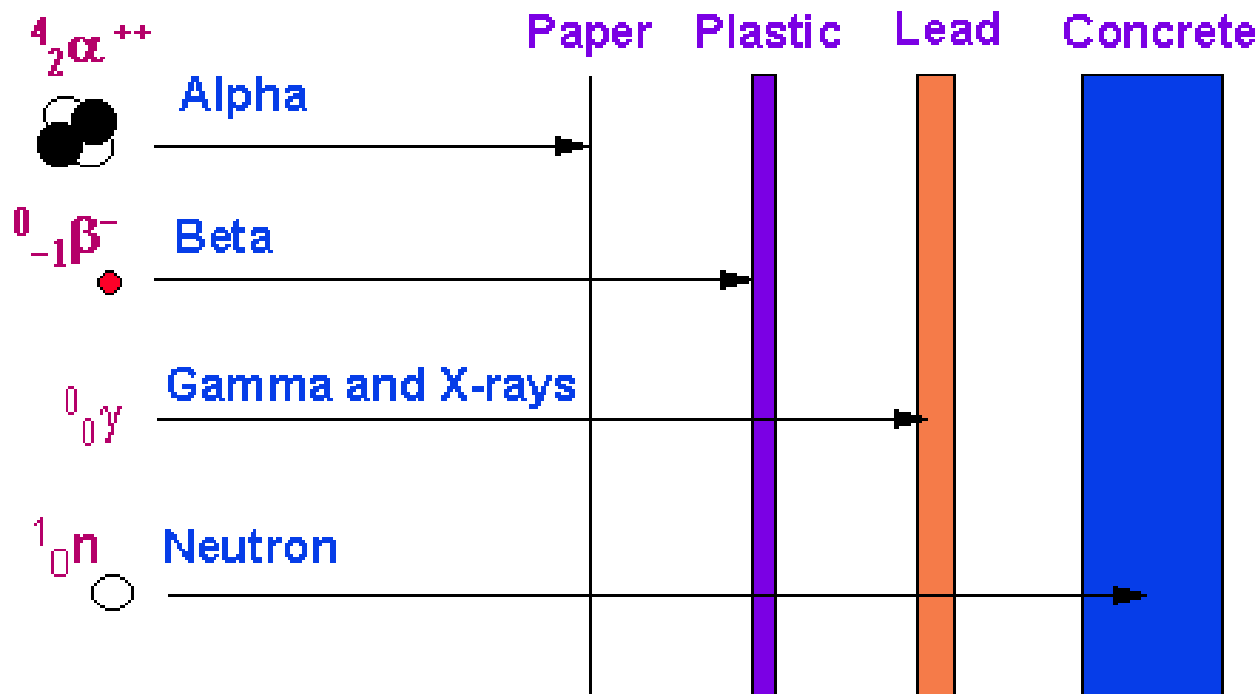
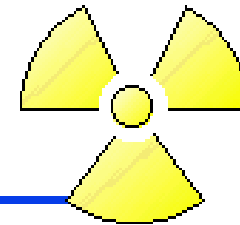


b)

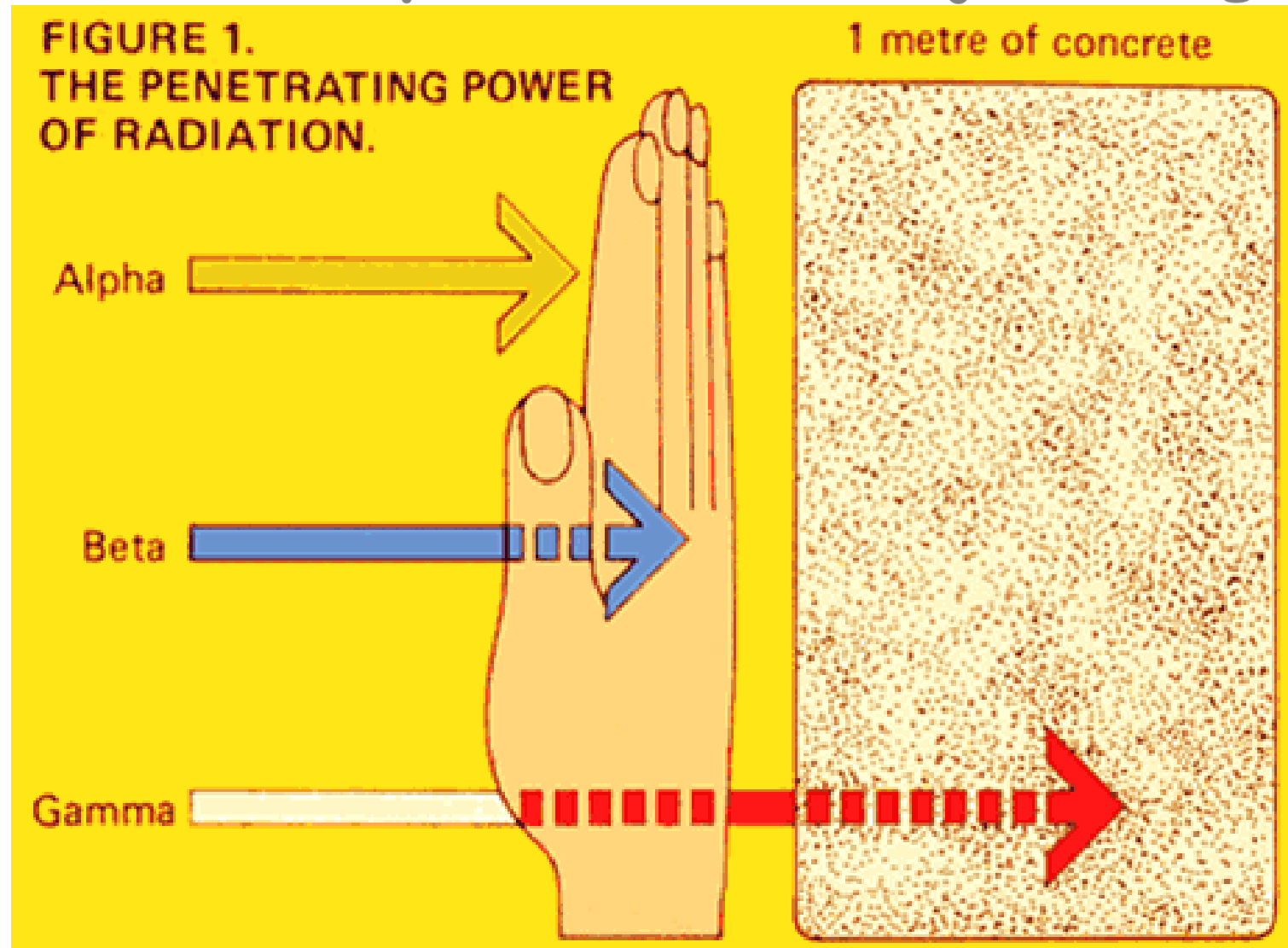
Widmo promieniowania emitowanego w rozpadzie z nuklidu ^{60}Co , obserwowane w detektorze $\text{Ge}(\text{Li})$

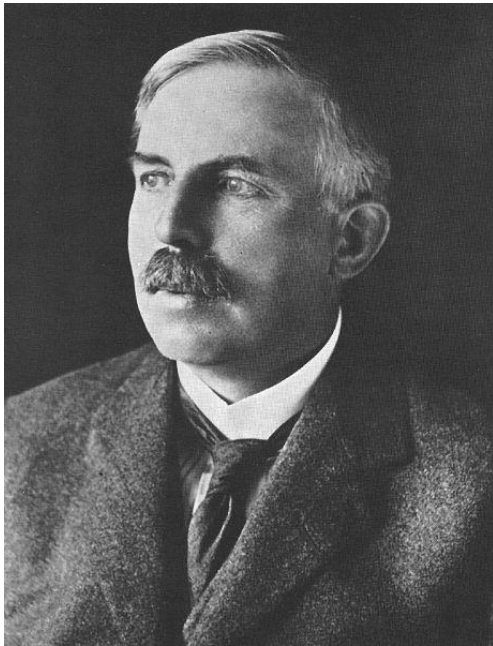
Własności promieniowania jądrowego

Penetrating Distances

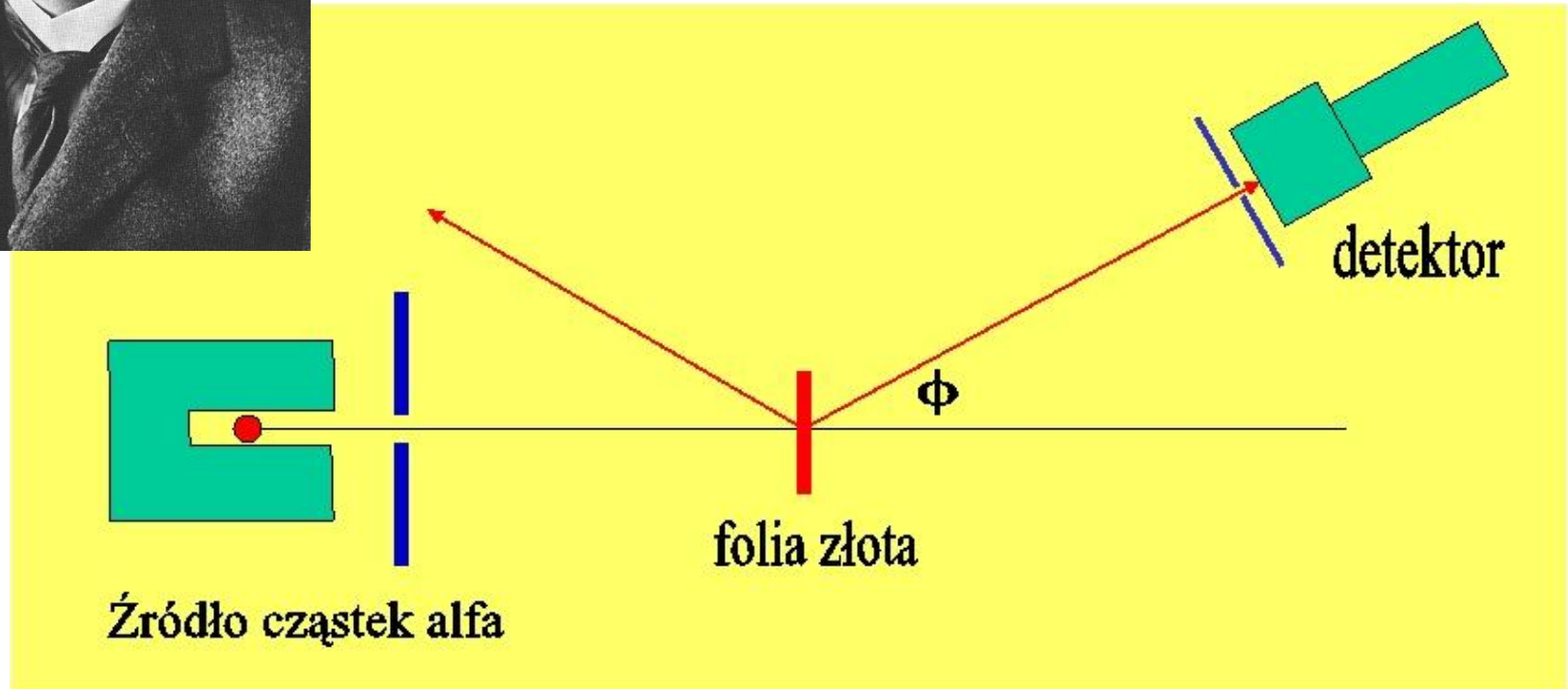


Własności promieniowania jądrowego



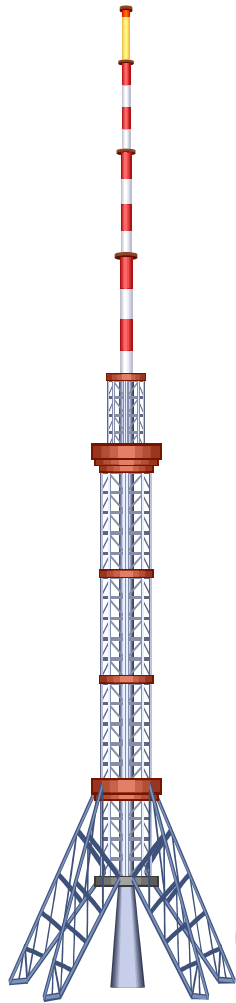


Odkrycie jądra atomowego



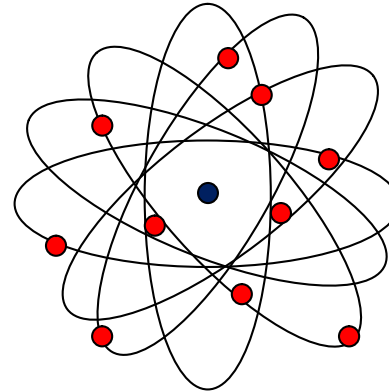
Przykładowe bezwzględne wartości promieni jąder atomowych to: $R(\text{He}) = 2 \text{ fm}$, $R(\text{Mg}) = 4 \text{ fm}$, , $R(\text{U}) = 7,5 \text{ fm}$, $\text{fm} = 10^{-15} \text{ m}$.

Rozmiary atomów i jąder

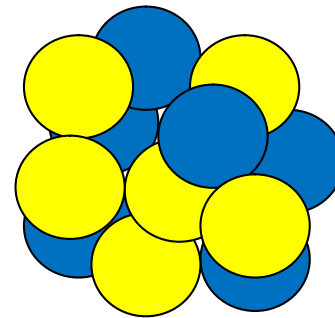


$\sim 10^2 m$

$\sim 10^{-2} m$



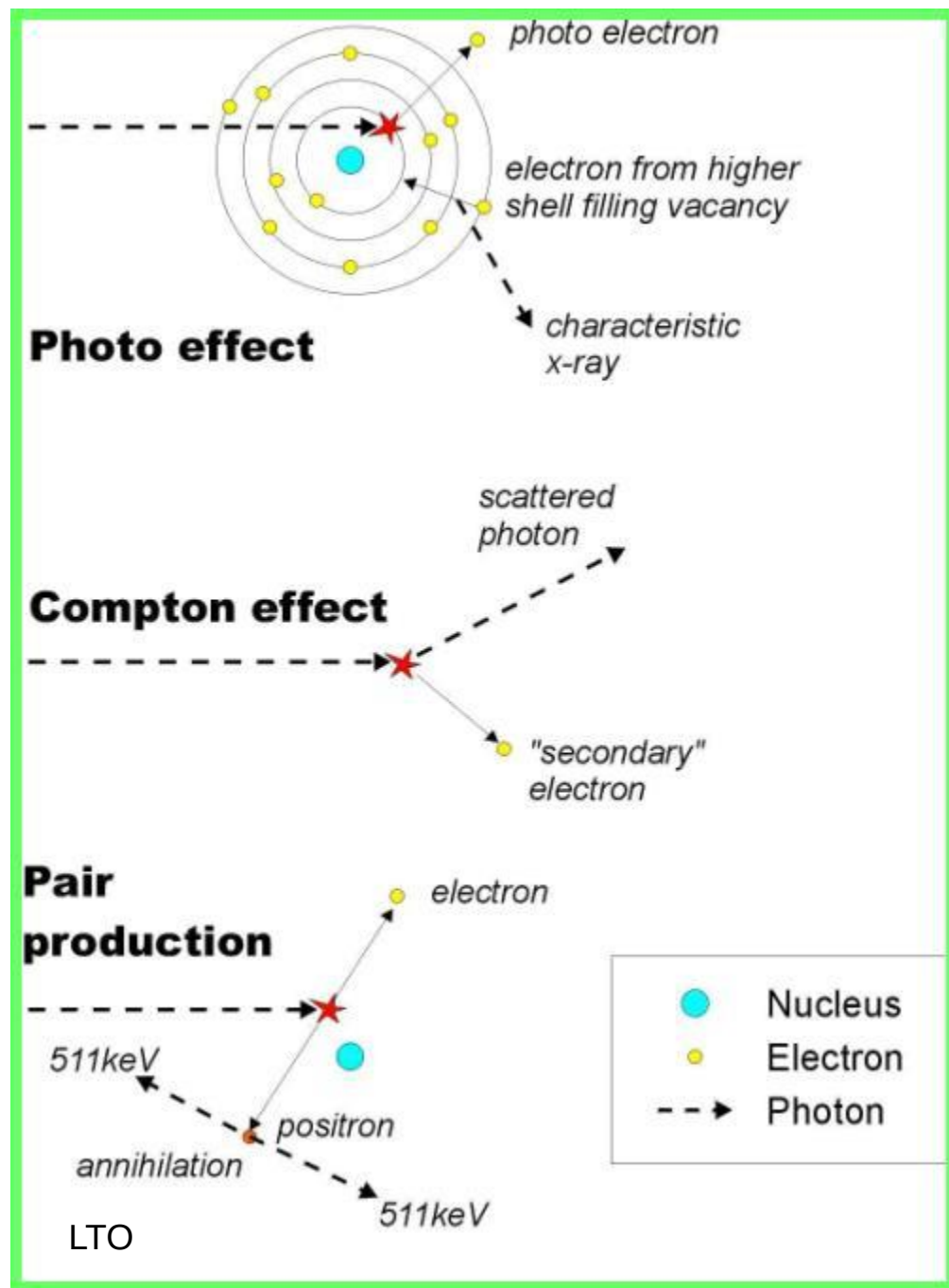
$\sim 10^{-10} m$



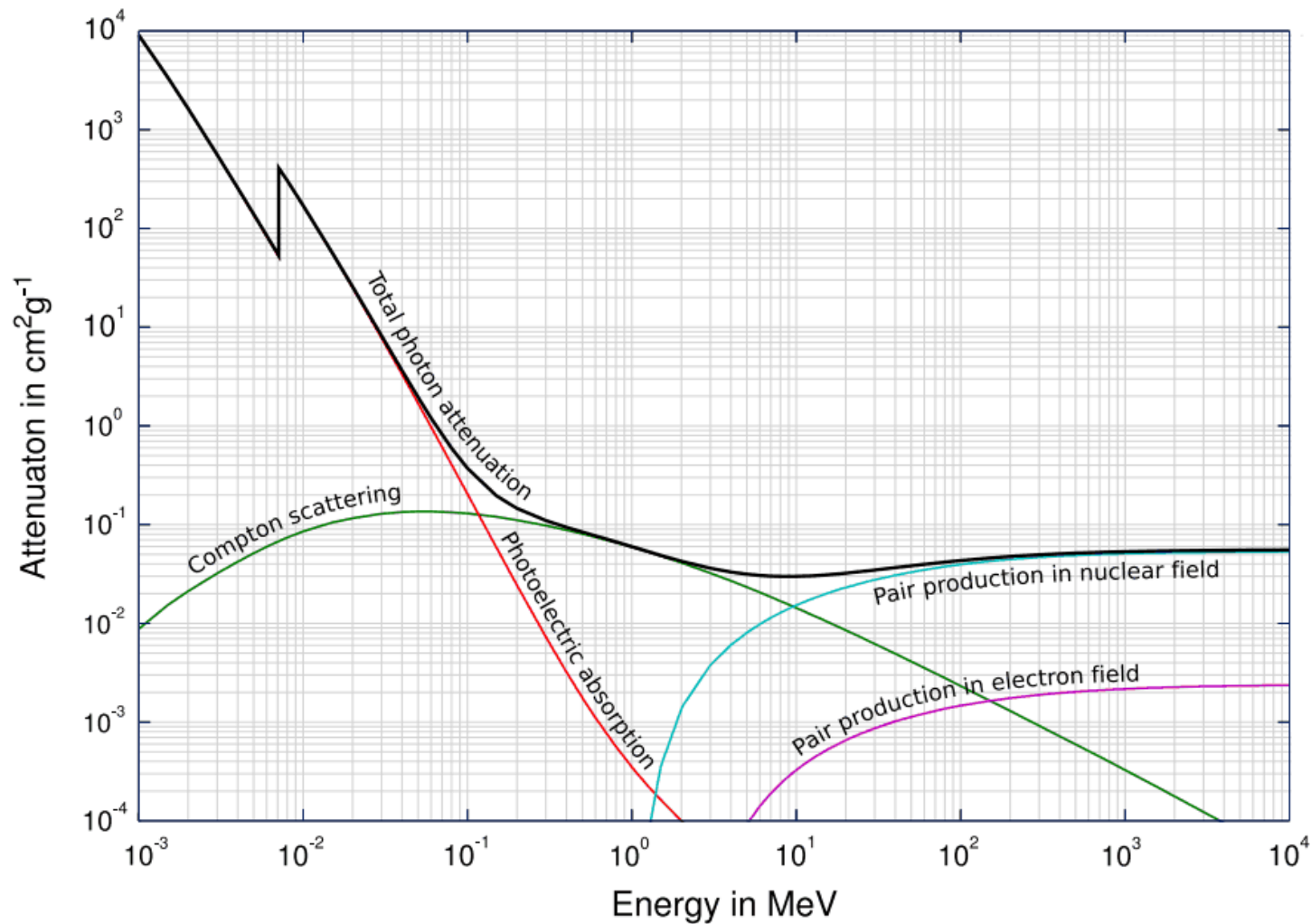
$\sim 10^{-14} m$

Oddziaływania fotonów

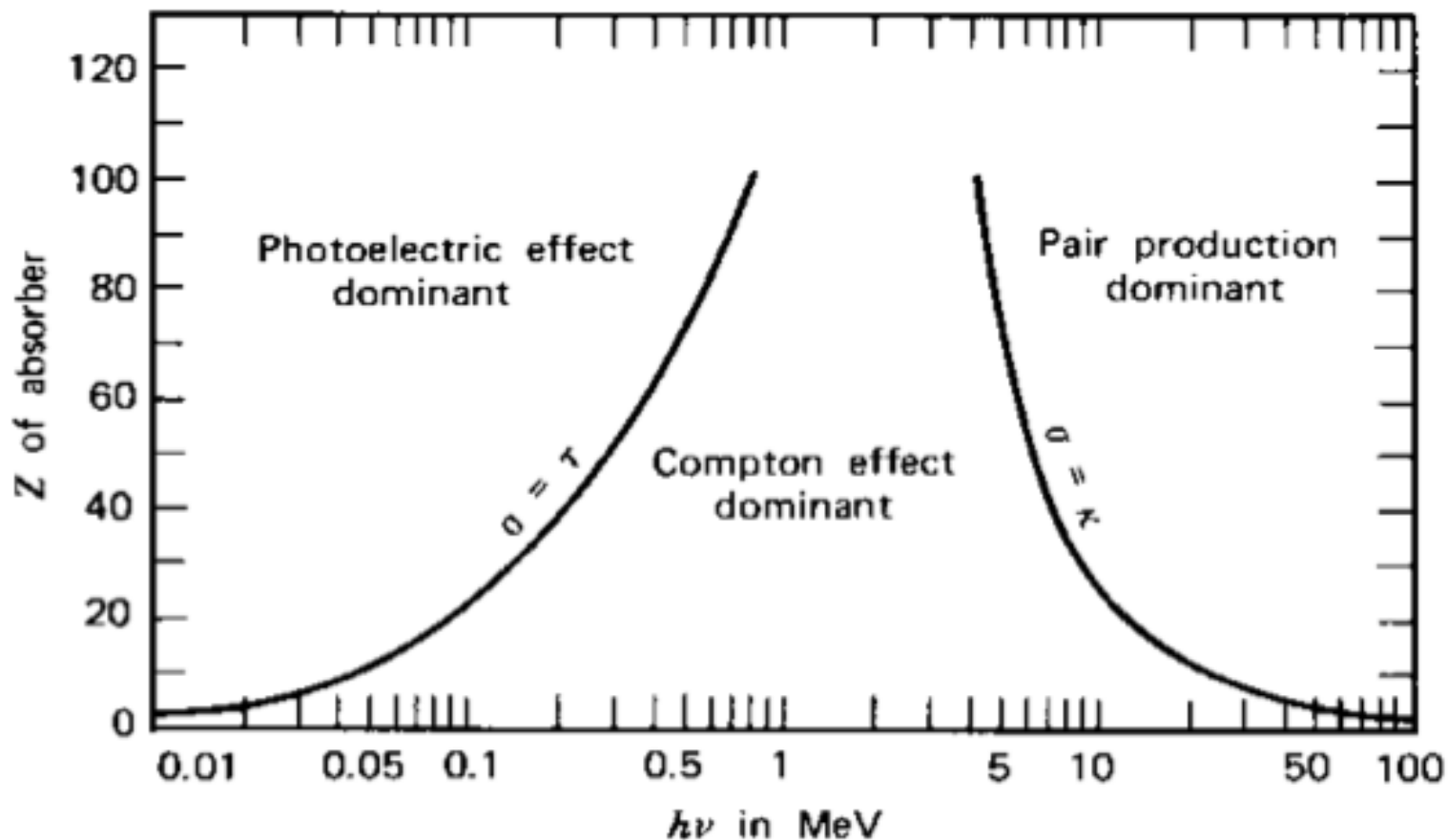
Zawsze produkowany jest w oddziaływaniu elektron, który jest obiektem jonizującym bezpośrednio. Fotony komptonowskie lub anihilacyjne mogą oddziaływać w kolejnych procesach



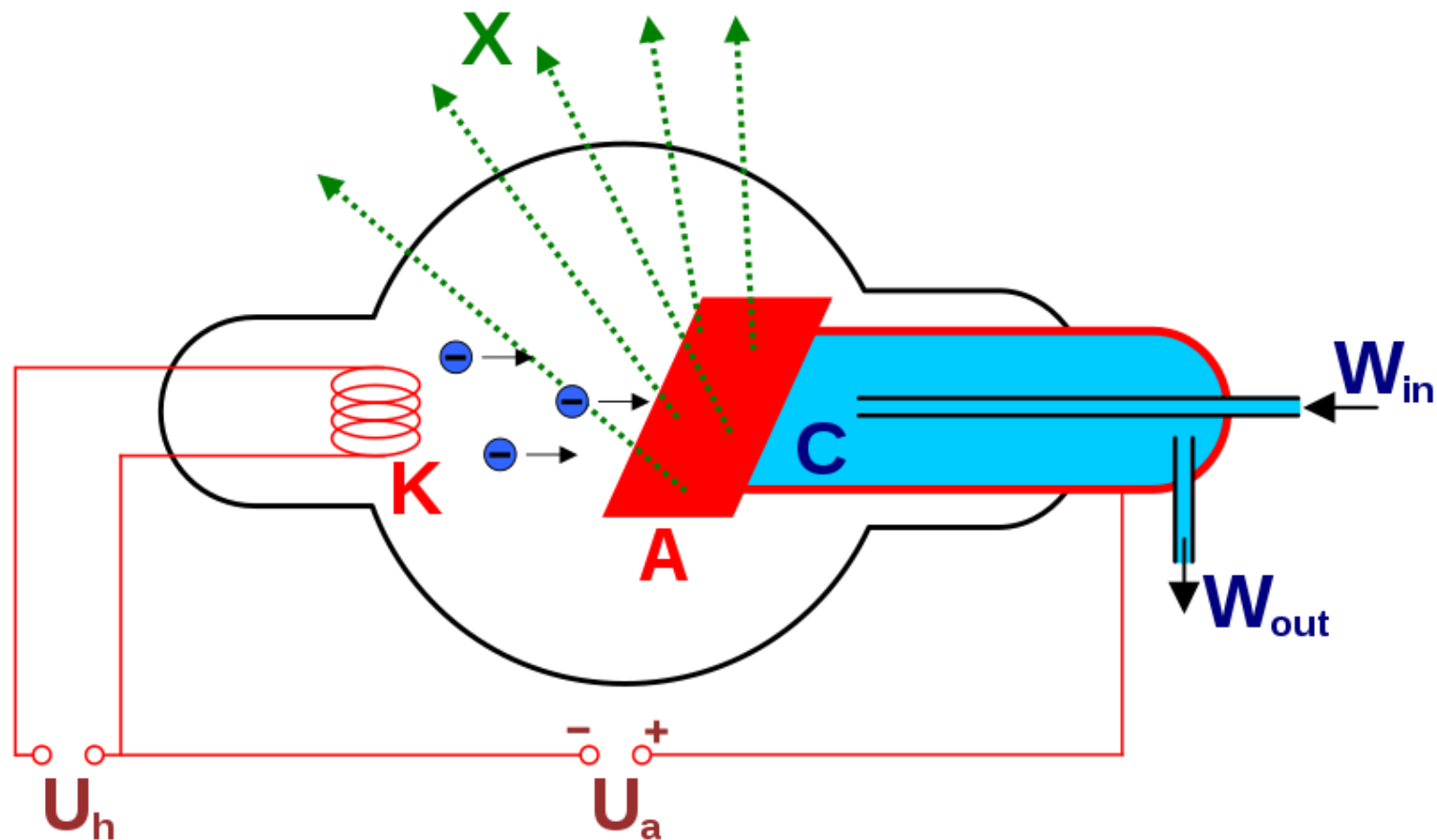
Absorpcja promieniowania γ



Oddziaływanie γ z materia

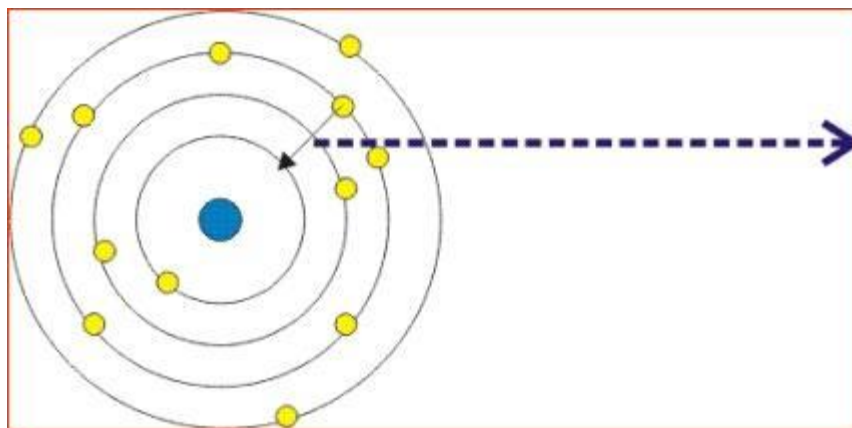
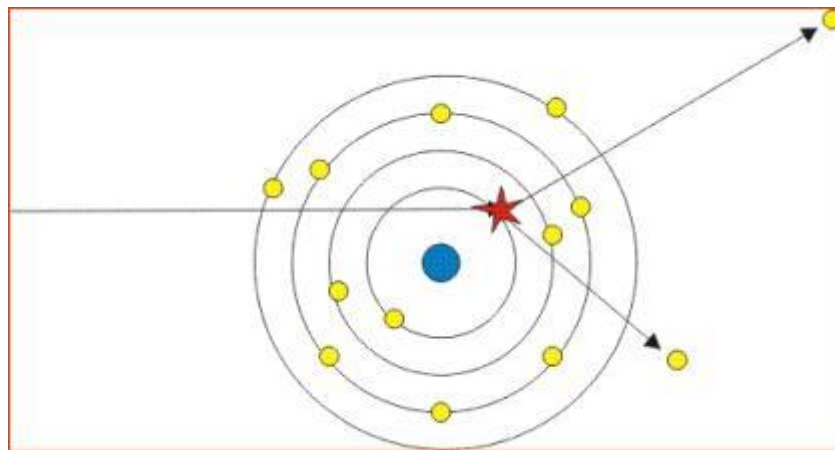


Lampa rentgenowska dla promieniowania niskich i średnich energii



Promieniowanie charakterystyczne

- padający elektron lub foton wybija elektron z wewnętrznej powłoki

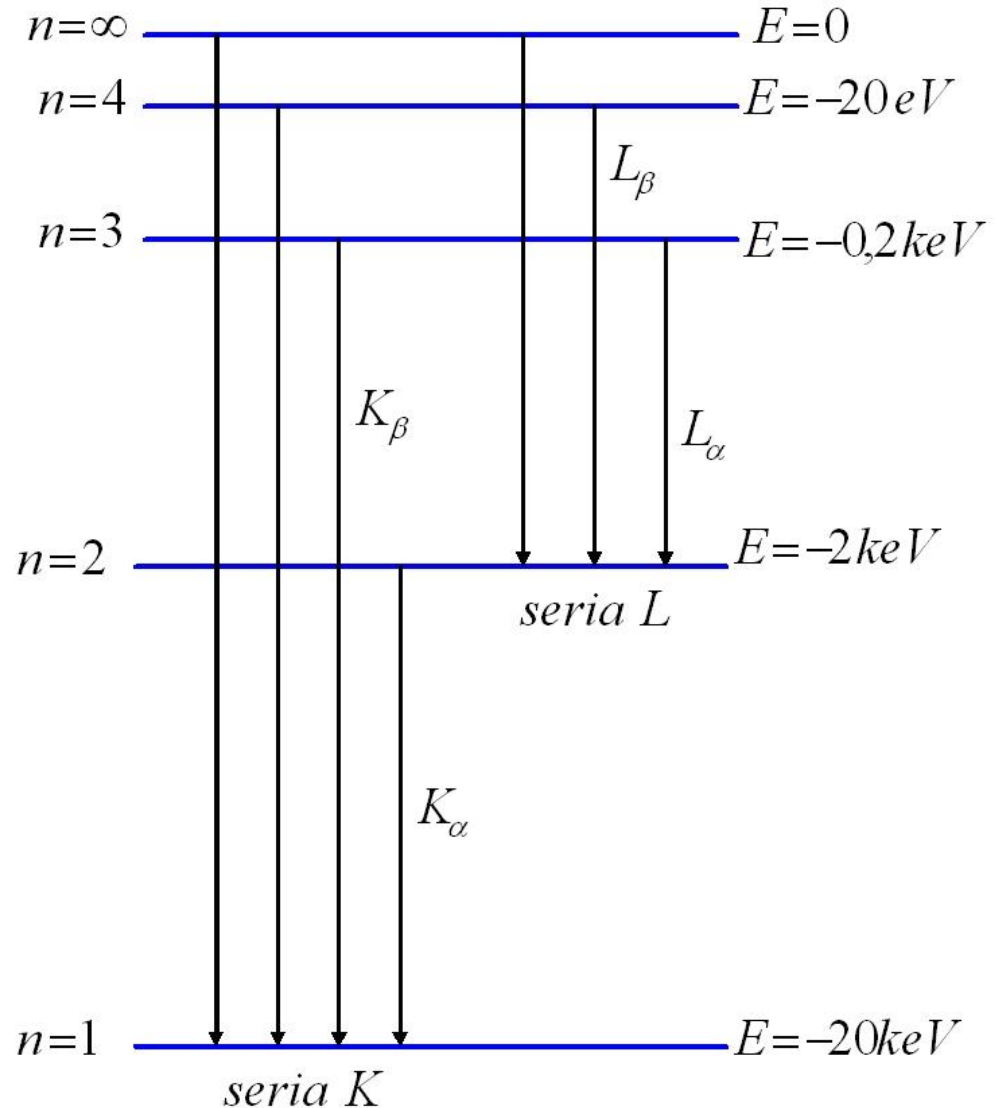


- elektron z wyższej powłoki zapełnia dziurę, a różnica energii jest emitowana jako foton promieniowania X

Widmo promieniowania charakterystycznego

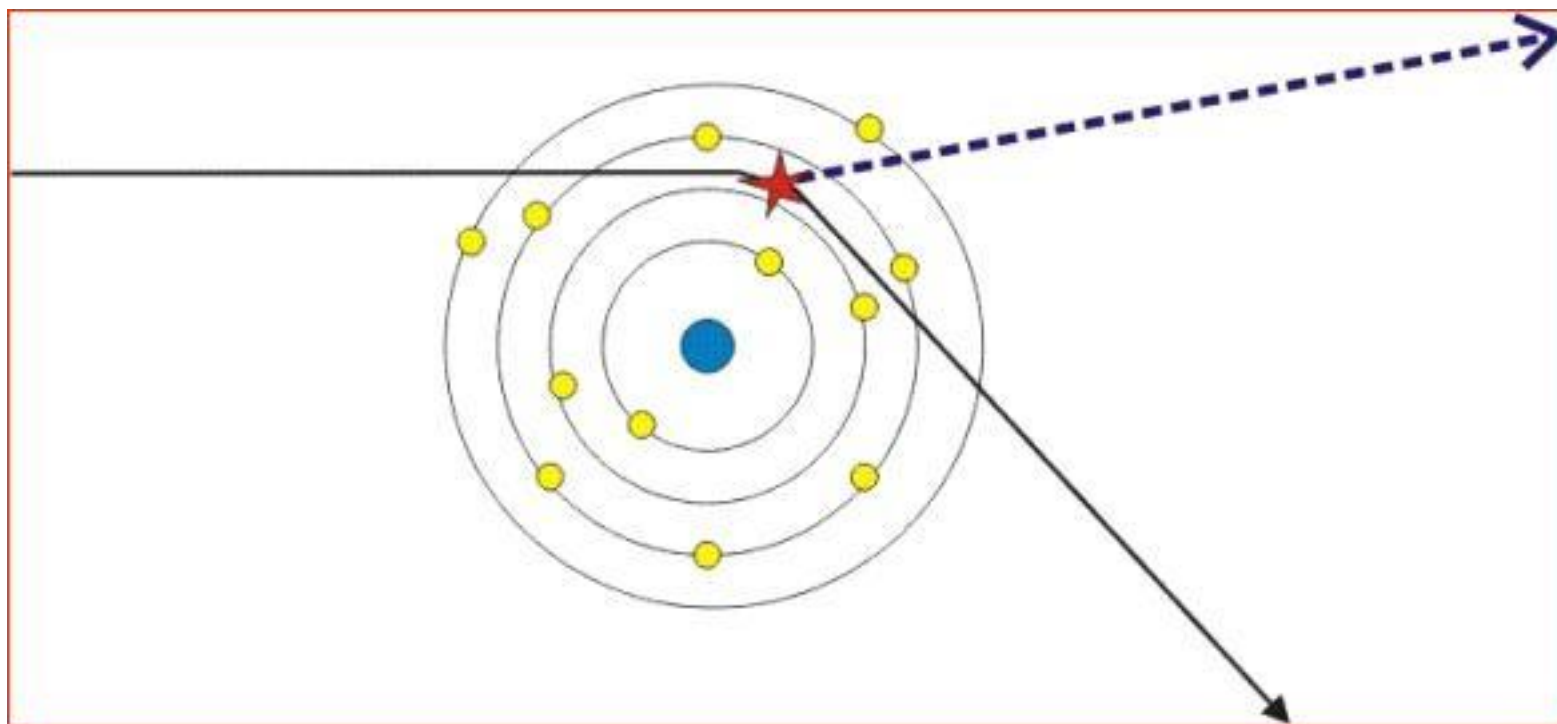
- Start z wybiciem elektronu głównie z powłoki K (możliwe również z L, M,...) - jonizacja
- e^- z powłoki L lub M obsadza dziurę w powłoce K
- Różnica energii jest emitowana jako foton
- Sekwencja kolejnych przejść elektronowych pomiędzy poziomami atomowymi
- Energia fotonów jest charakterystyczna dla atomu

Diagram przejść X

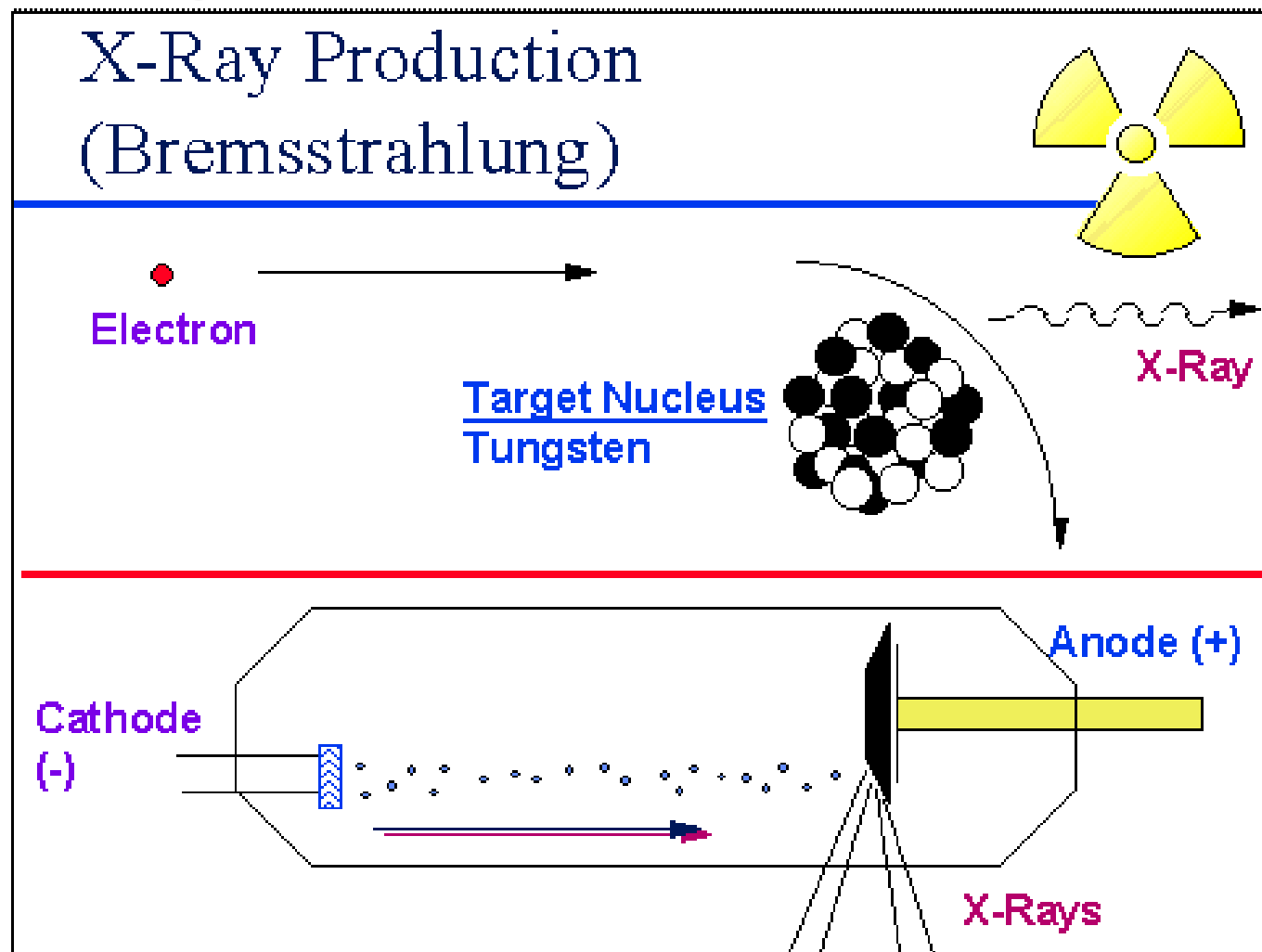


Promieniowanie hamowania

- Padający elektron jest odchylony przez pole elektryczne jądra (atomu) i hamowany. Różnica energii jest emitowana jako foton X.



Produkcja promieni X (widmo ciągłe)



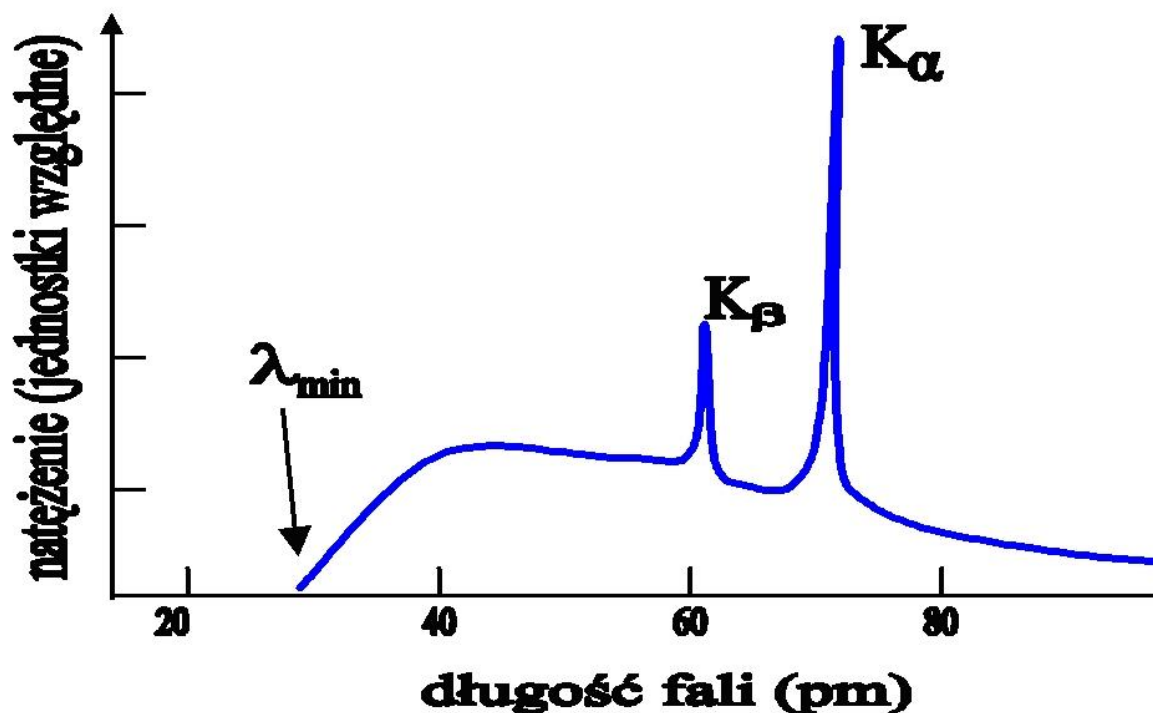
Energie rentgenowskie

Energia wiązania elektronu ciężkich pierwiastków jest znacznie wyższa niż dla atomu wodoru (13,6 eV). Ponieważ energia ta jest proporcjonalna do Z^2 , możemy oczekiwać, że np. dla miedzi ($Z=29$) może ona osiągnąć wartości prawie trzy rzędy wyższe niż obserwowaliśmy w atomie wodoru i odpowiednio zmniejszone długości fal. Poziomy dla powłok wyższych niż K, są w rzeczywistości grupami poziomów, opisanymi różnymi liczbami kwantowymi l , m i s .

Jeśli napięcie przyłożone do antykatody przewyższa istotnie wartość energii powłoki K ($n=0$), to elektrony będą traciły energię na kilka sposobów:

- na ogrzewanie antykatody,
- na emisję ciągłego promieniowania hamowania,
- na wybite elektronu z wewnętrznej powłoki antykatody, co wiąże się z emisją promieniowania charakterystycznego.

Promieniowanie X



Granica krótkofalowa jest zdefiniowana przez energię kinetyczną elektronów padających na tarczę, gdyż maksymalna energia promieniowania hamowania nie może przekroczyć energii kinetycznej elektronu.

Dla energii kinetycznej E_e , możemy wyliczyć granicę krótkofalową

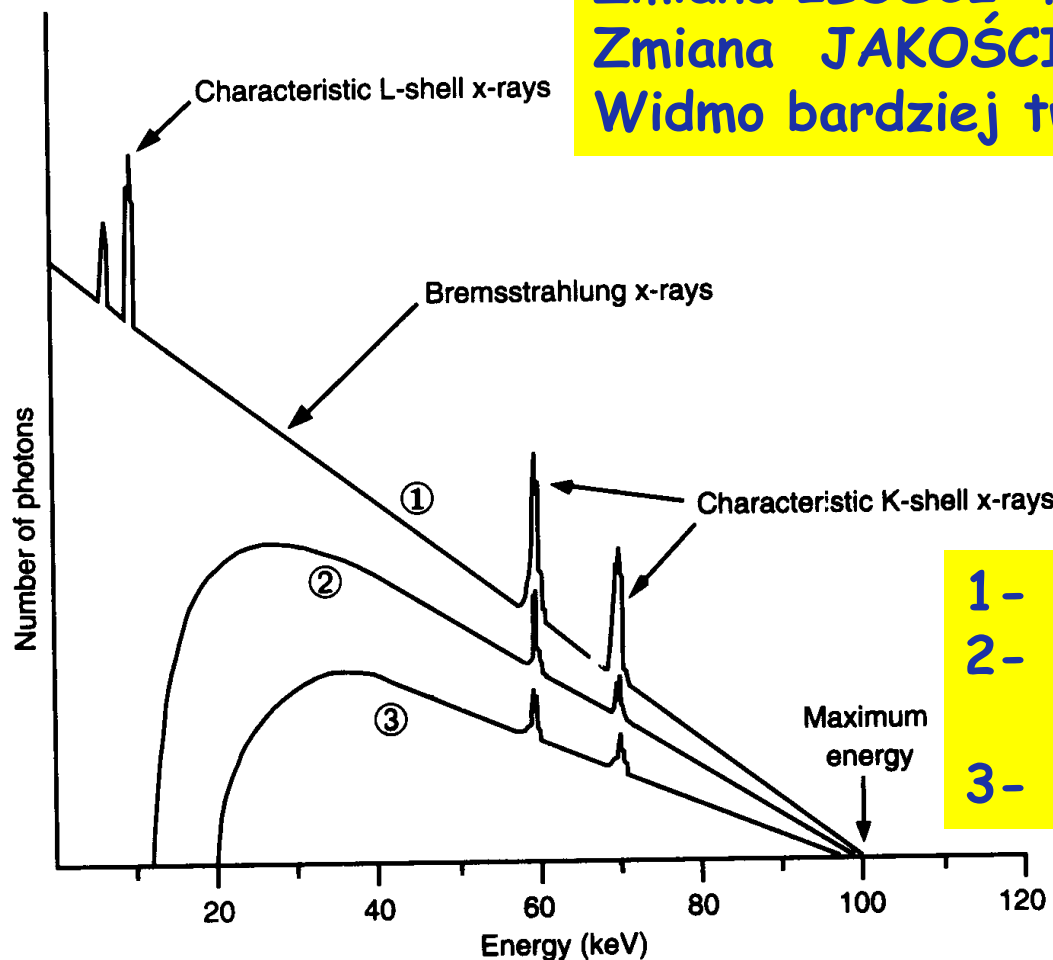
$$E_e = h \nu_{\max} = \frac{2\pi\hbar c}{\lambda_{\min}} \Rightarrow \lambda_{\min} = \frac{2\pi\hbar c}{E_e}$$

Dla $E_e = 40 \text{ keV}$ mamy:

$$\lambda_{\min} = \frac{2\pi\hbar c}{E_e} = \frac{2\pi \cdot 197 \text{ MeV} \cdot \text{fm}}{40 \cdot 10^{-3} \text{ MeV}} = 31 \cdot 10^3 \text{ fm} = 31 \text{ pm}$$

Filtracja

Zmiana ILOŚCI FOTONÓW &
Zmiana JAKOŚCI WIDMA
Widmo bardziej twarde (wyższe energie)



1- Widmo z anody
2- Po okienku lampy RTG
(INHERENT filtration)
3- Po DODATKOWEJ filtracji

Układ okresowy

hydrogen 1 H 1.0079																				helium 2 He 4.0026																																																																															
lithium 3 Li 6.941					beryllium 4 Be 9.0122															boron 5 B 10.811					carbon 6 C 12.011					nitrogen 7 N 14.007					oxygen 8 O 15.999					fluorine 9 F 18.998					neon 10 Ne 20.180																																																						
sodium 11 Na 22.990					magnesium 12 Mg 24.305															aluminium 13 Al 26.982					silicon 14 Si 28.086					phosphorus 15 P 30.974					sulfur 16 S 32.065					chlorine 17 Cl 35.453					argon 18 Ar 39.948																																																						
potassium 19 K 39.098					calcium 20 Ca 40.078															scandium 21 Sc 44.956					titanium 22 Ti 47.867					vanadium 23 V 50.942					chromium 24 Cr 51.996					manganese 25 Mn 54.938					iron 26 Fe 55.845					cobalt 27 Co 58.933					nickel 28 Ni 58.693					copper 29 Cu 63.546					zinc 30 Zn 65.39					gallium 31 Ga 69.723					germanium 32 Ge 72.61					arsenic 33 As 74.922					selenium 34 Se 78.96					bromine 35 Br 79.904					krypton 36 Kr 83.80				
rubidium 37 Rb 85.468					strontium 38 Sr 87.62															yttrium 39 Y 88.906					zirconium 40 Zr 91.224					niobium 41 Nb 92.906					molybdenum 42 Mo 95.94					technetium 43 Tc [98]					ruthenium 44 Ru 101.07					rhodium 45 Rh 102.91					palladium 46 Pd 106.42					silver 47 Ag 107.87					cadmium 48 Cd 112.41					indium 49 In 114.82					tin 50 Sn 118.71					antimony 51 Sb 121.76					tellurium 52 Te 127.60					iodine 53 I 126.90					xenon 54 Xe 131.29				
caesium 55 Cs 132.91					barium 56 Ba 137.33					57-70 ★					lutetium 71 Lu 174.97					hafnium 72 Hf 178.49					tantalum 73 Ta 180.95					tungsten 74 W 183.84					rhenium 75 Re 186.21					osmium 76 Os 190.23					iridium 77 Ir 192.22					platinum 78 Pt 195.08					gold 79 Au 196.97					mercury 80 Hg 200.59					thallium 81 Tl 204.38					lead 82 Pb 207.2					bismuth 83 Bi 208.98					polonium 84 Po [209]					astatine 85 At [210]					radon 86 Rn [222]									
francium 87 Fr [223]					radium 88 Ra [226]					89-102 ★ ★					lawrencium 103 Lr [262]					rutherfordium 104 Rf [261]					dubnium 105 Db [262]					seaborgium 106 Sg [266]					bohrium 107 Bh [264]					hassium 108 Hs [269]					meitnerium 109 Mt [268]					ununillium 110 Uun [271]					unununium 111 Uuu [272]					ununbium 112 Uub [277]										ununquadium 114 Uuq [289]																													

* Lanthanide series

* * Actinide series

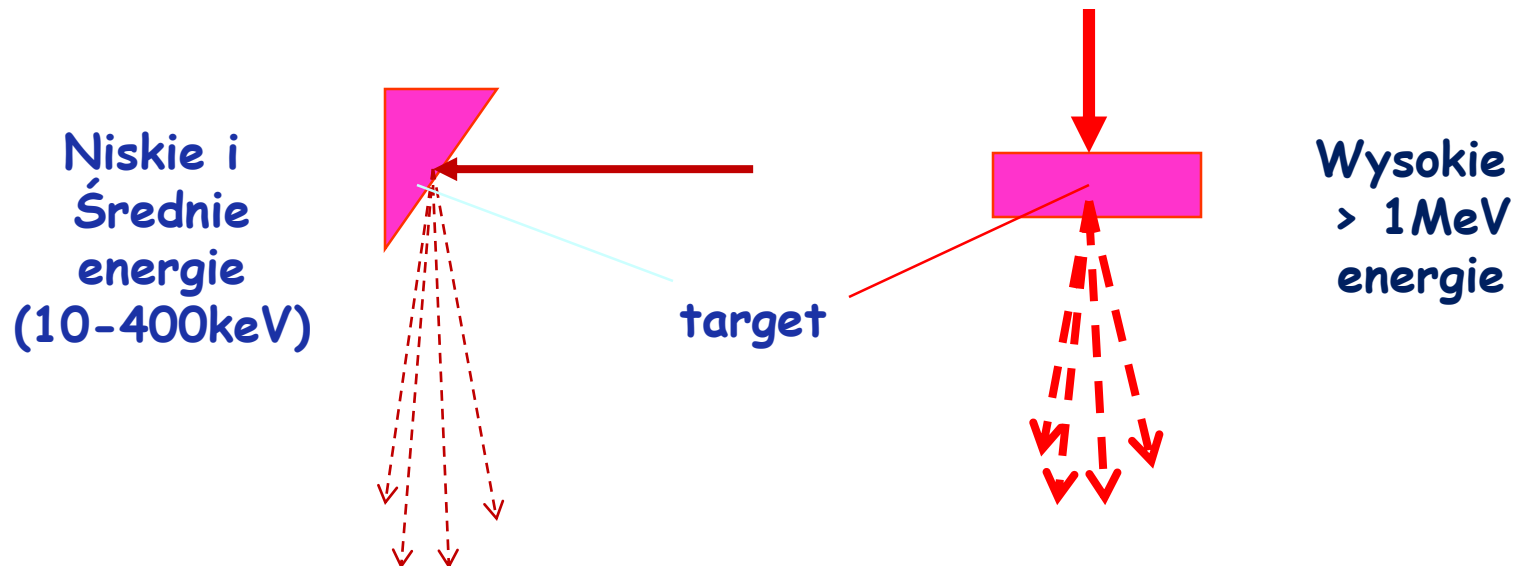
lanthanum 57 La 138.91	cerium 58 Ce 140.12	praseodymium 59 Pr 140.91	neodymium 60 Nd 144.24	promethium 61 Pm [145]	samarium 62 Sm 150.36	europium 63 Eu 151.96	gadolinium 64 Gd 157.25	terbium 65 Tb 158.93	dysprosium 66 Dy 162.50	holmium 67 Ho 164.93	erbium 68 Er 167.26	thulium 69 Tm 168.93	ytterbium 70 Yb 173.04
actinium 89 Ac [227]	thorium 90 Th 232.04	protactinium 91 Pa 231.04	uranium 92 U 238.03	neptunium 93 Np [237]	plutonium 94 Pu [244]	americium 95 Am [243]	curium 96 Cm [247]	berkelium 97 Bk [247]	californium 98 Cf [251]	einsteinium 99 Es [252]	fermium 100 Fm [257]	mendelevium 101 Md [258]	nobelium 102 No [259]

1.III.2023

LTO

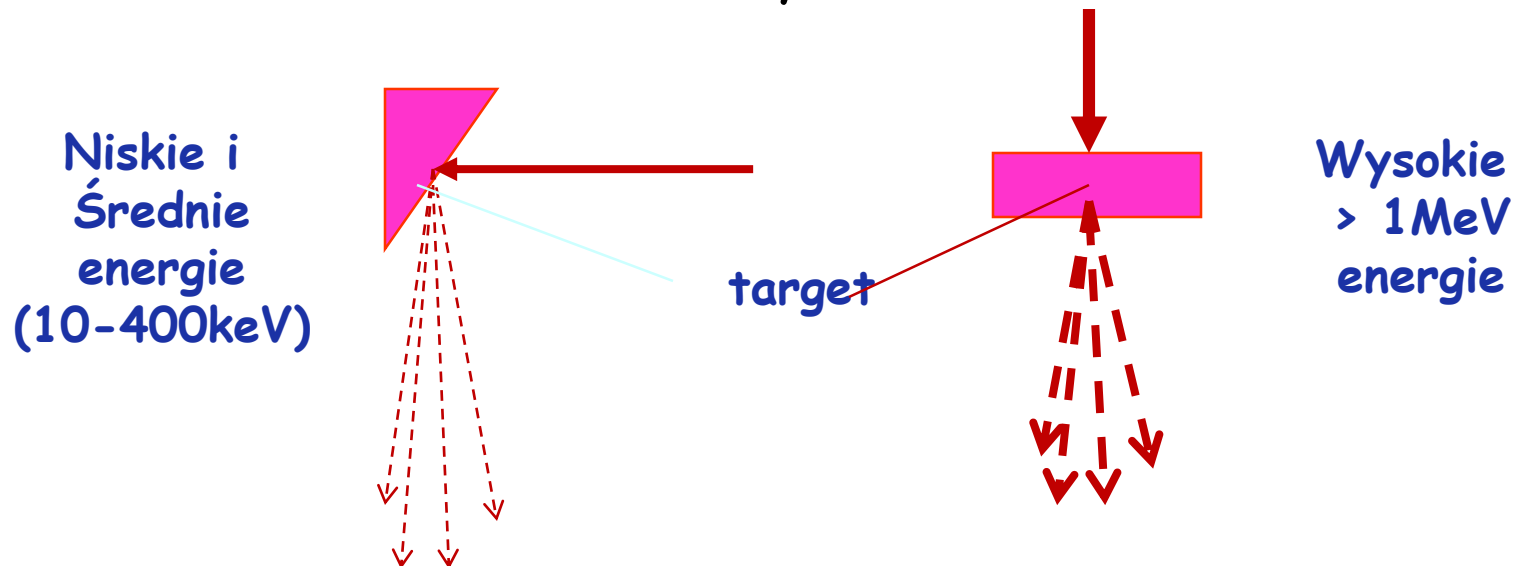
Produkcja promieniowania X

- Elektrony wysokiej energii uderzają w tarczę (metal) gdzie część ich energii jest przekształcana w promieniowanie



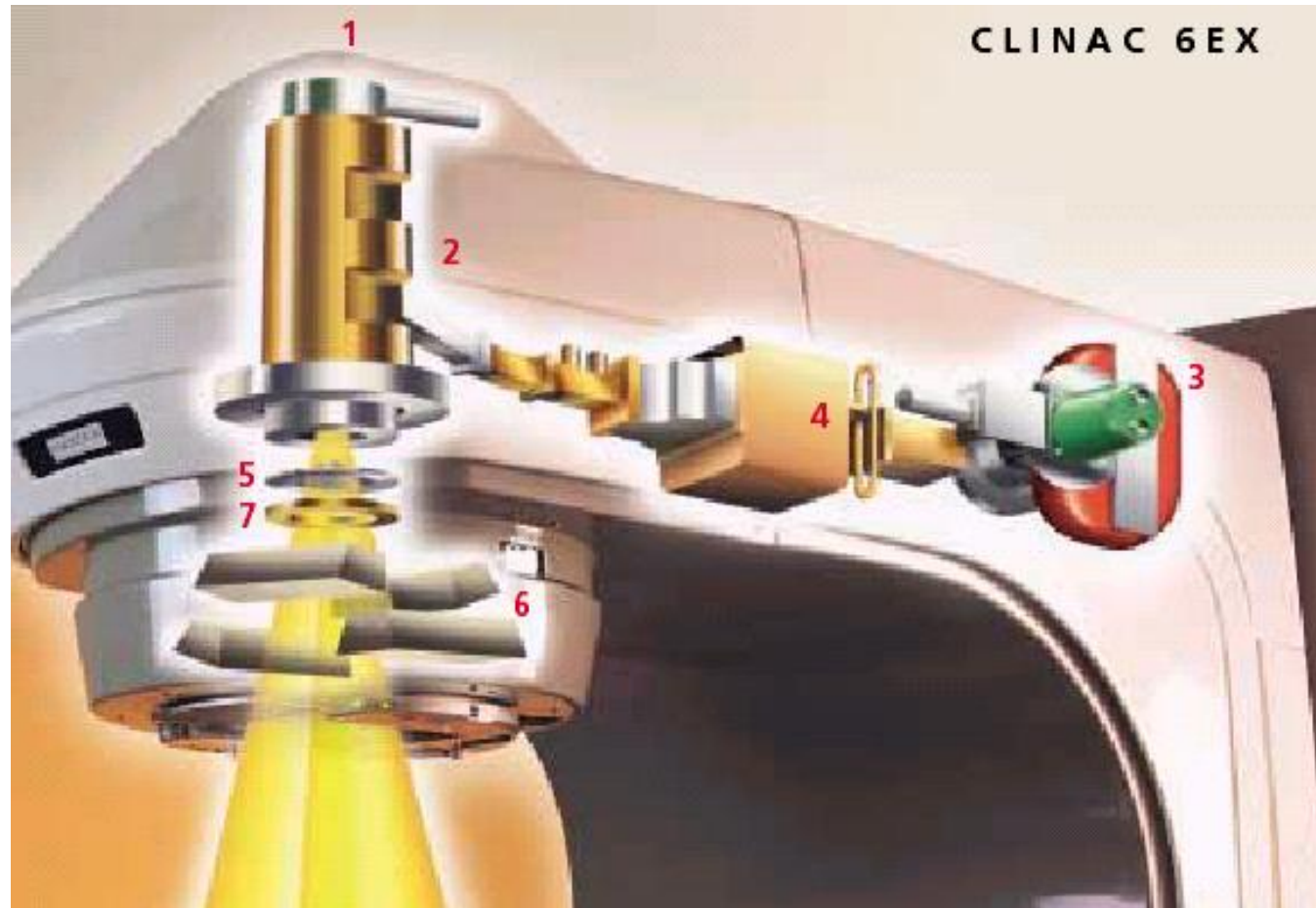
Własności promieniowania X

- **Rozkłady kątowe:** Promieniowanie X wysokich energii jest skierowane głównie do przodu, a promieniowanie X niskich energii jest emitowane głównie prostopadłe do kierunku wiązki elektronów - stąd odbicie od tarczy

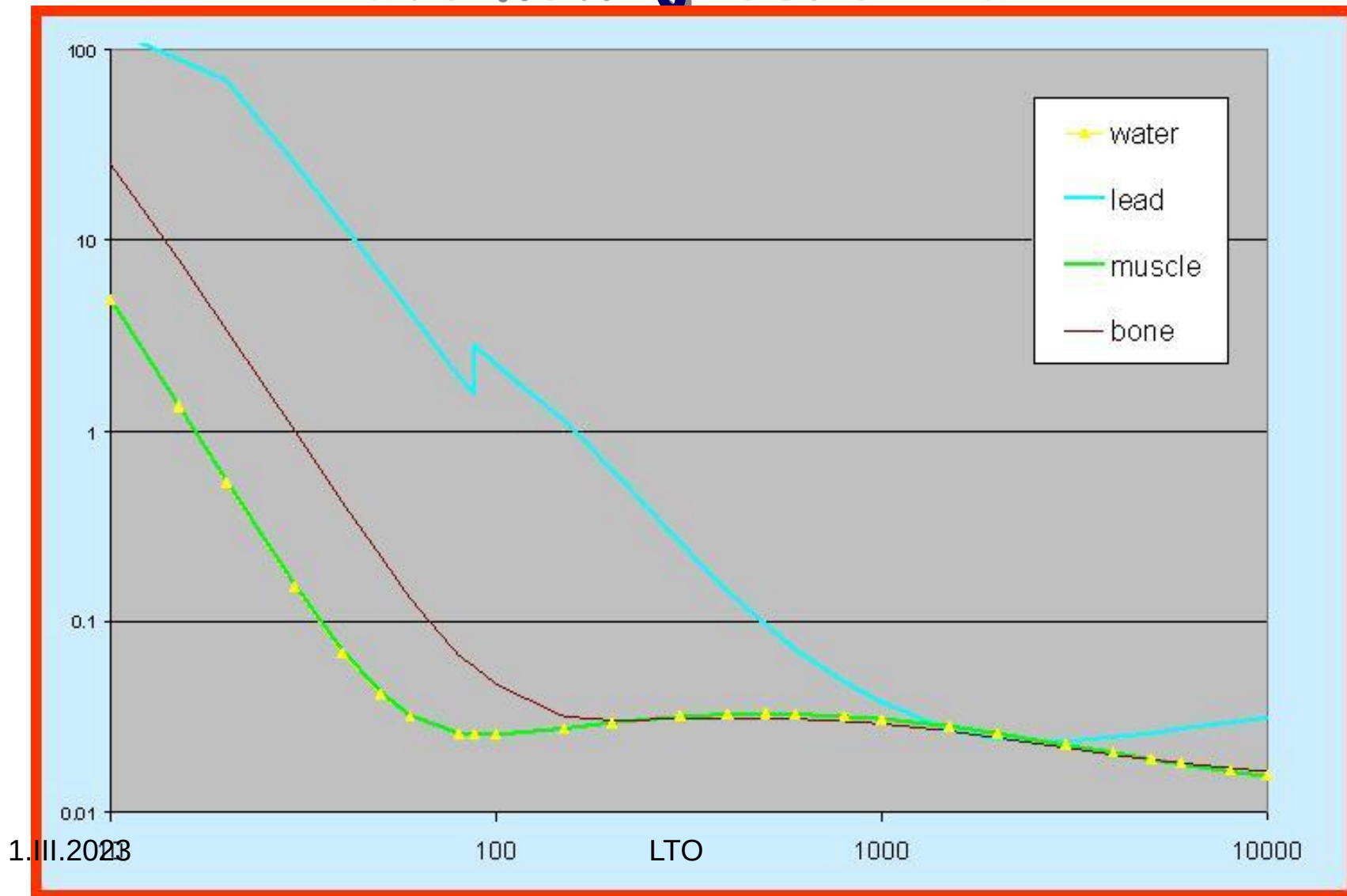


Linia Megavoltowy

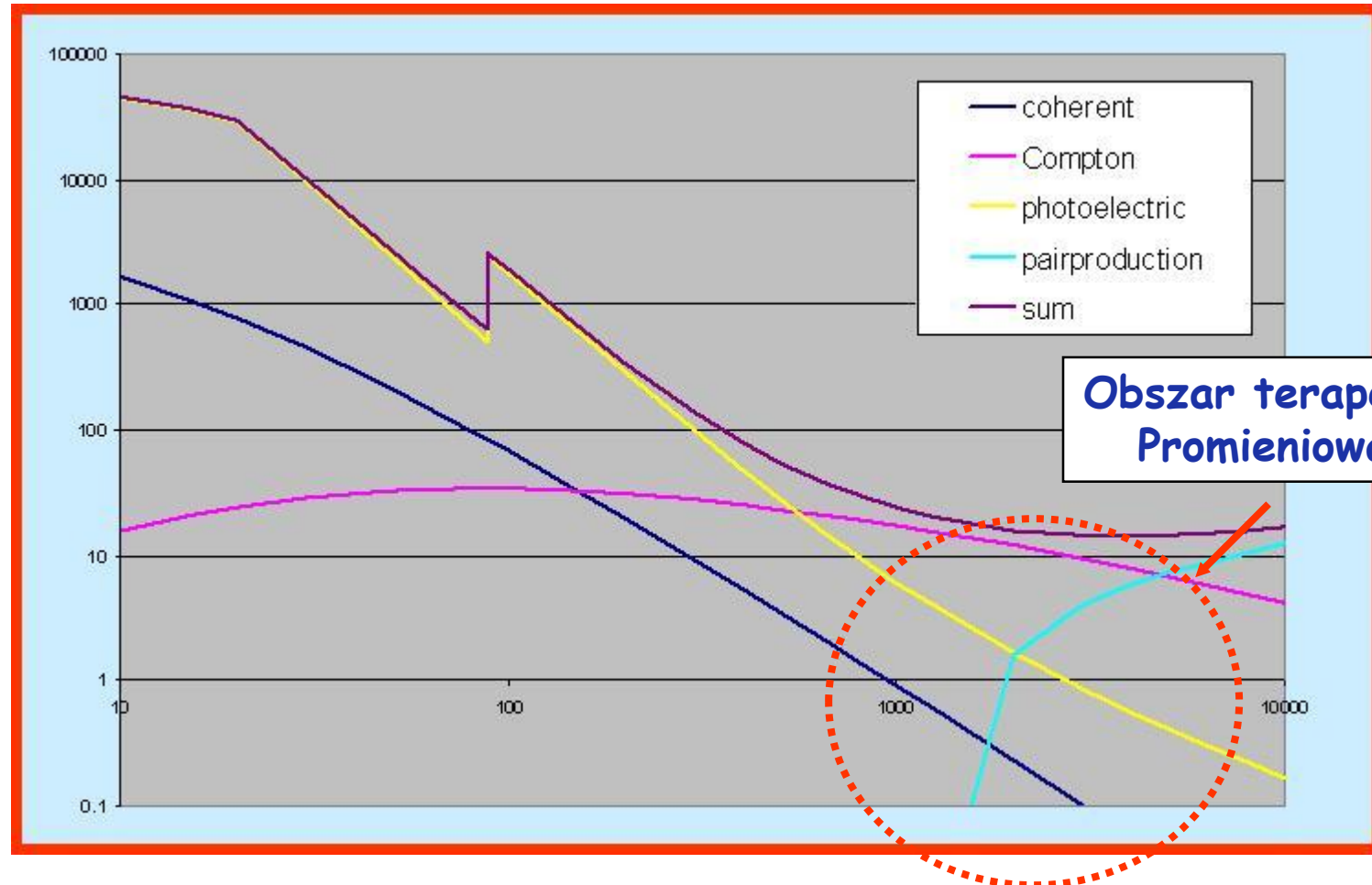
1. Źródło elektronów o energii dziesiątków keV
2. Struktura akceleracyjna
3. Magnetron jako źródło fali elektromagnetycznej (mikrofale)
4. Cyrkulator
5. Filtr - zapewnia równomierny rozkład wiązki
6. Kolimator
7. Komora jonizacyjna



Zmiany osłabienia w funkcji liczby atomowej ośrodka

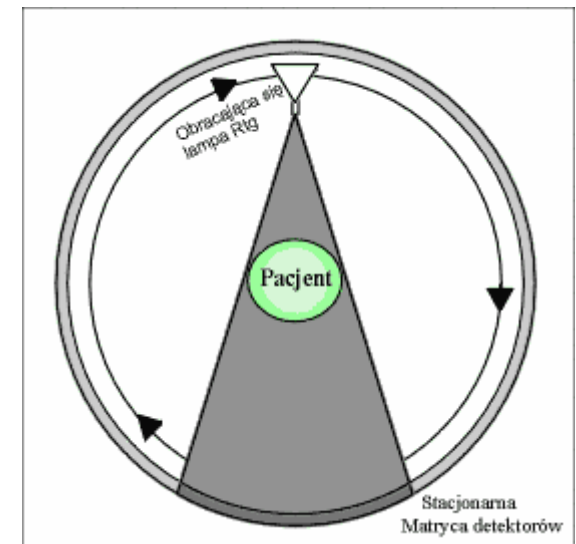
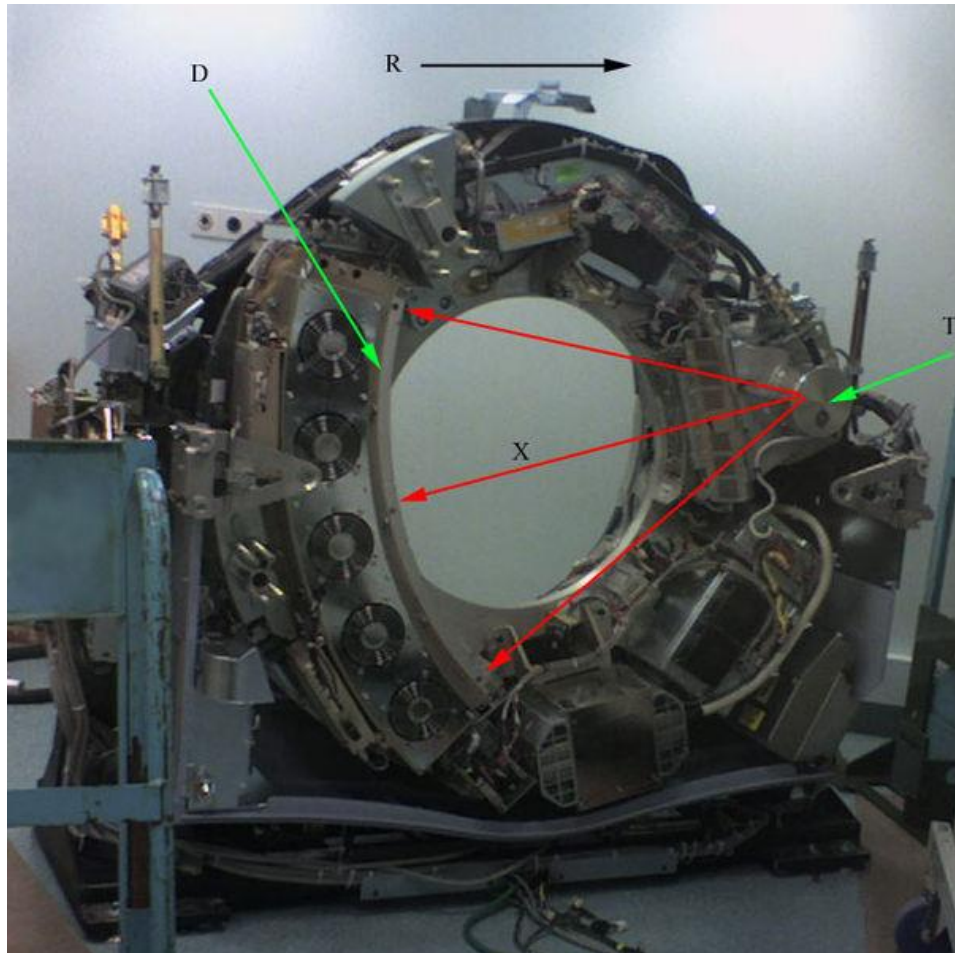


Oddziaływanie fotonów, zależność od energii

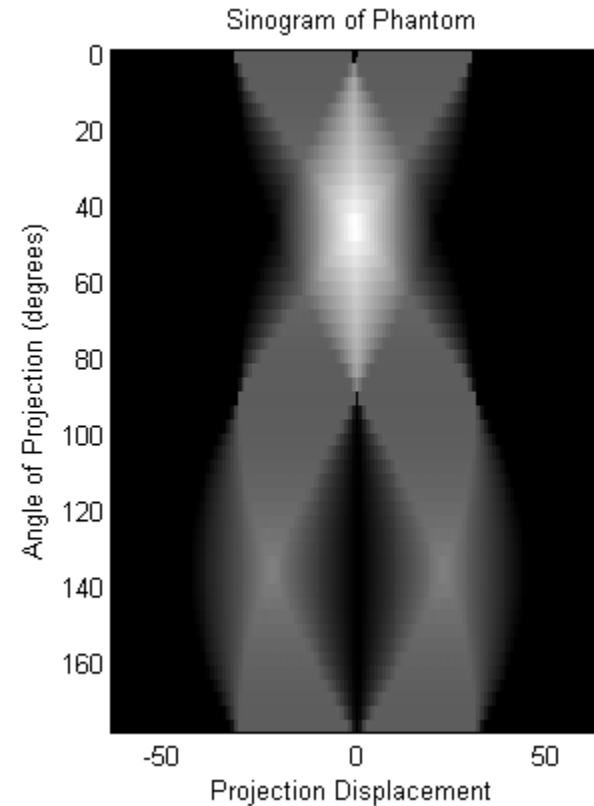
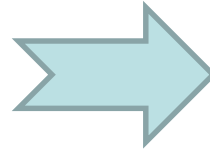
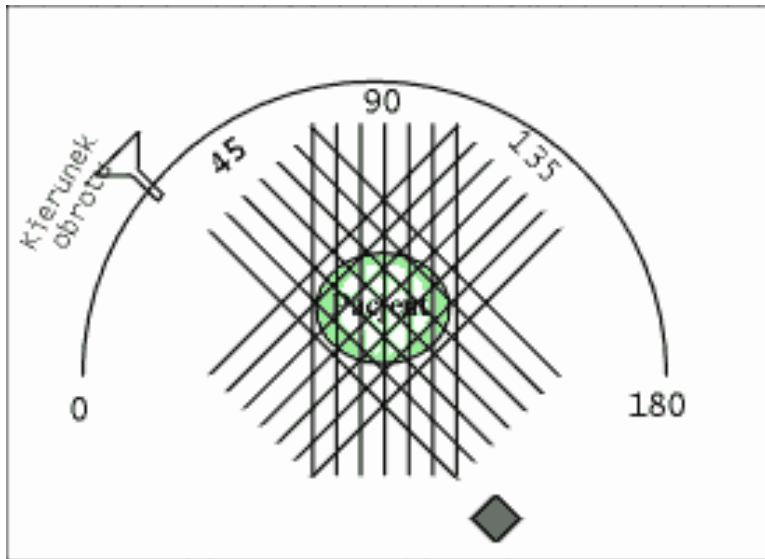


<http://pdg.lbl.gov/2011/AtomicNuclearProperties/>

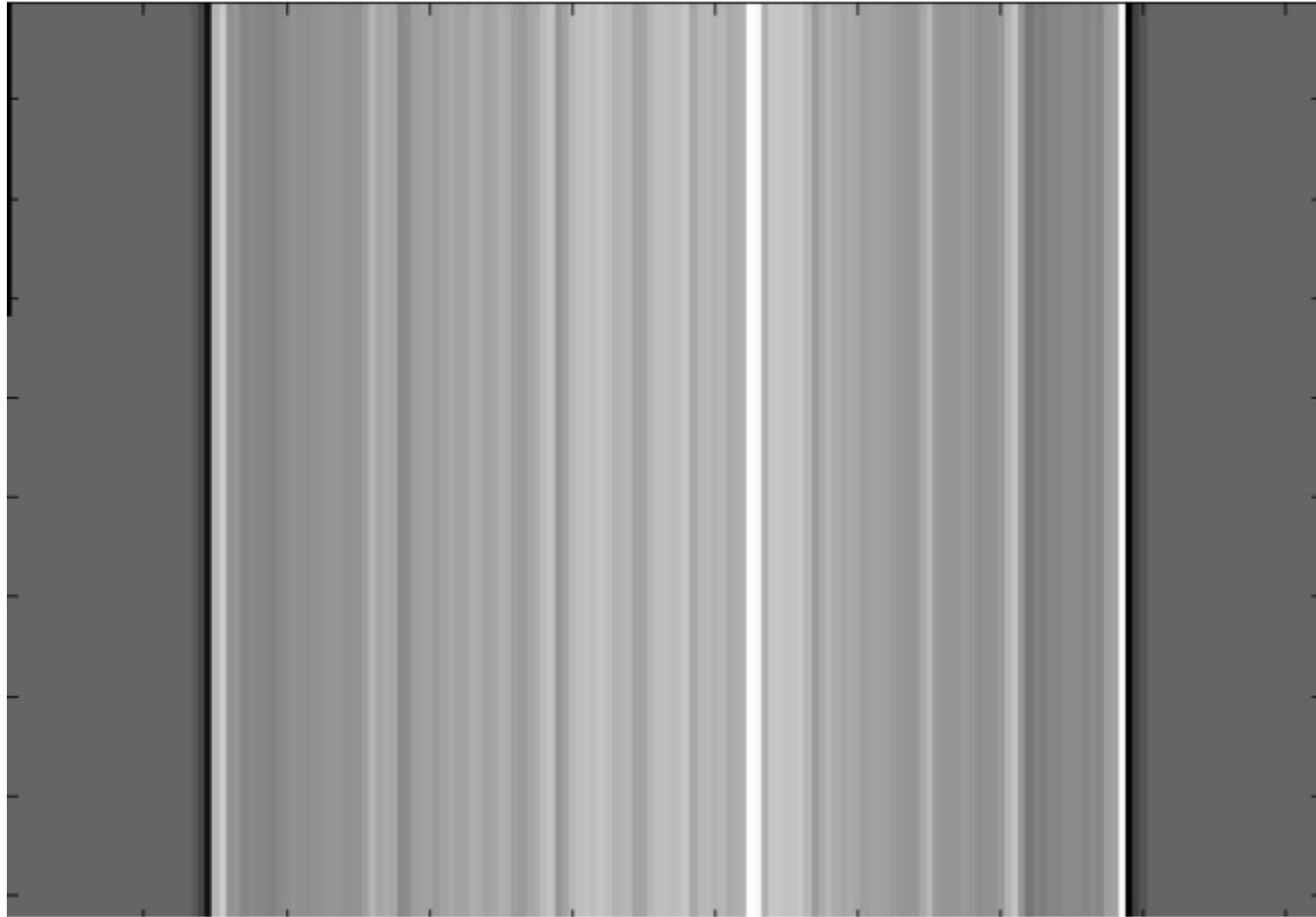
Zasada działania skanera CT



Co otrzymujemy ze skanu?



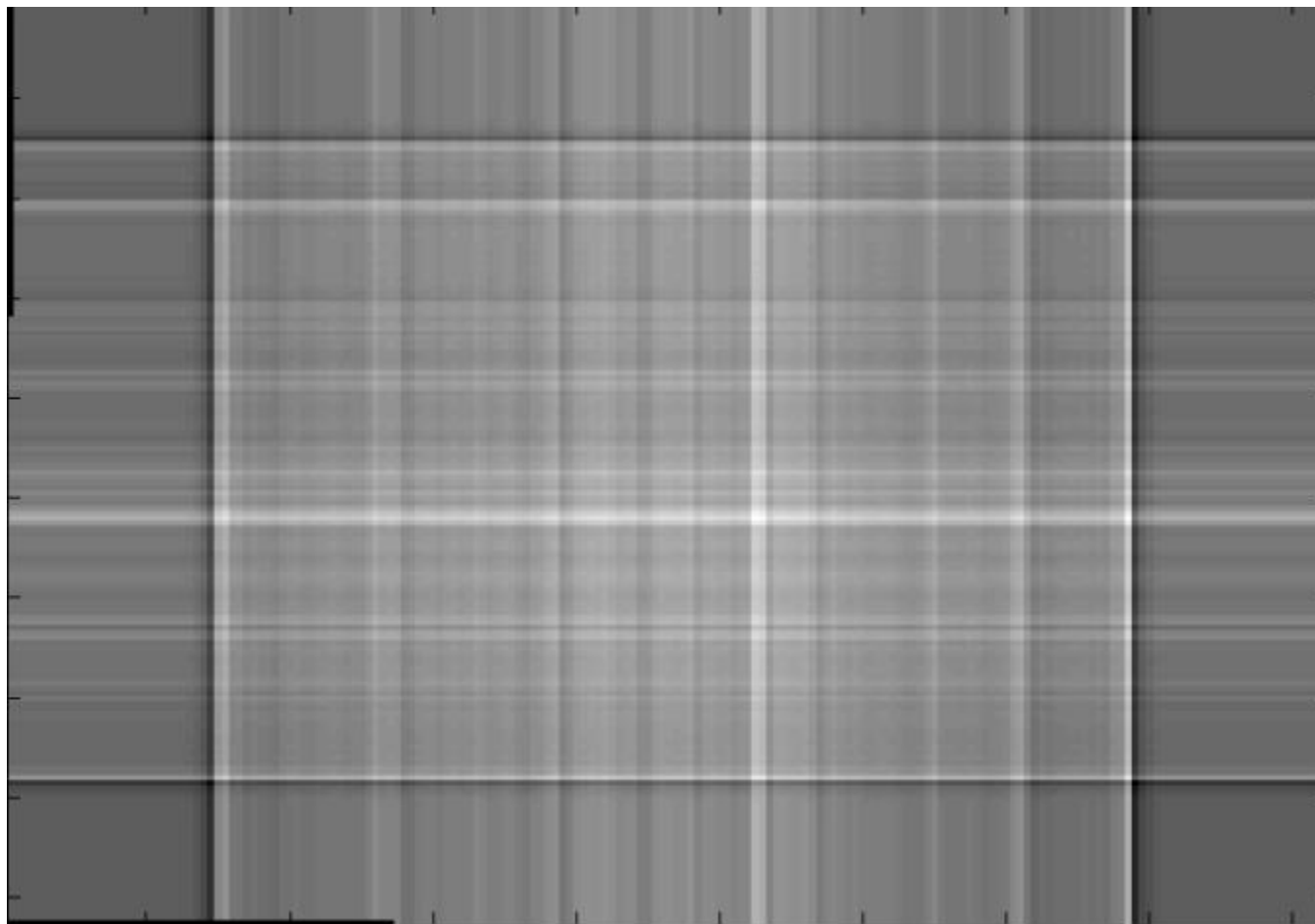
rekonstrukcja 1 kat



1.III.2023

LTO

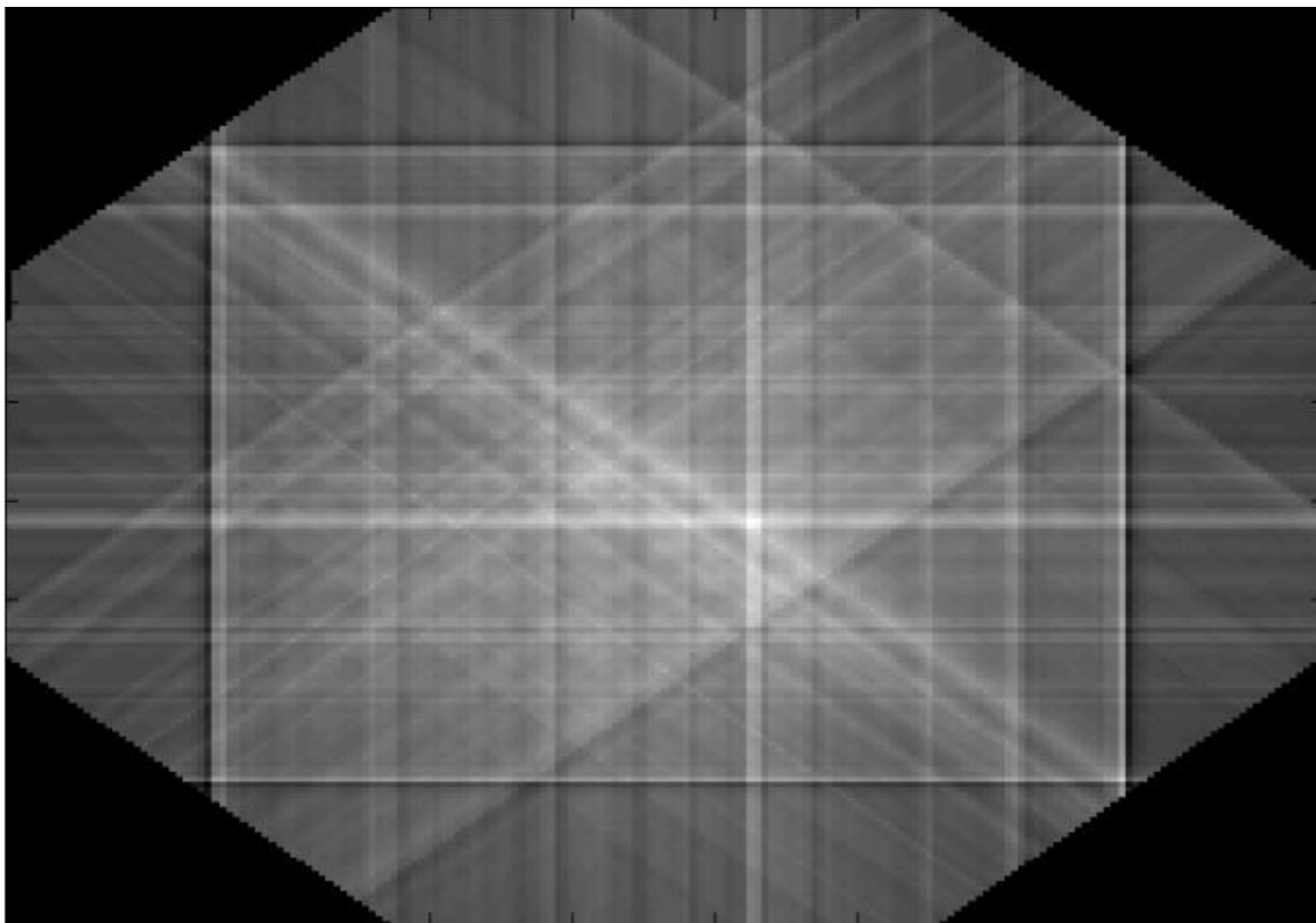
rekonstrukcja 2 kąty



1.III.2023

LTO

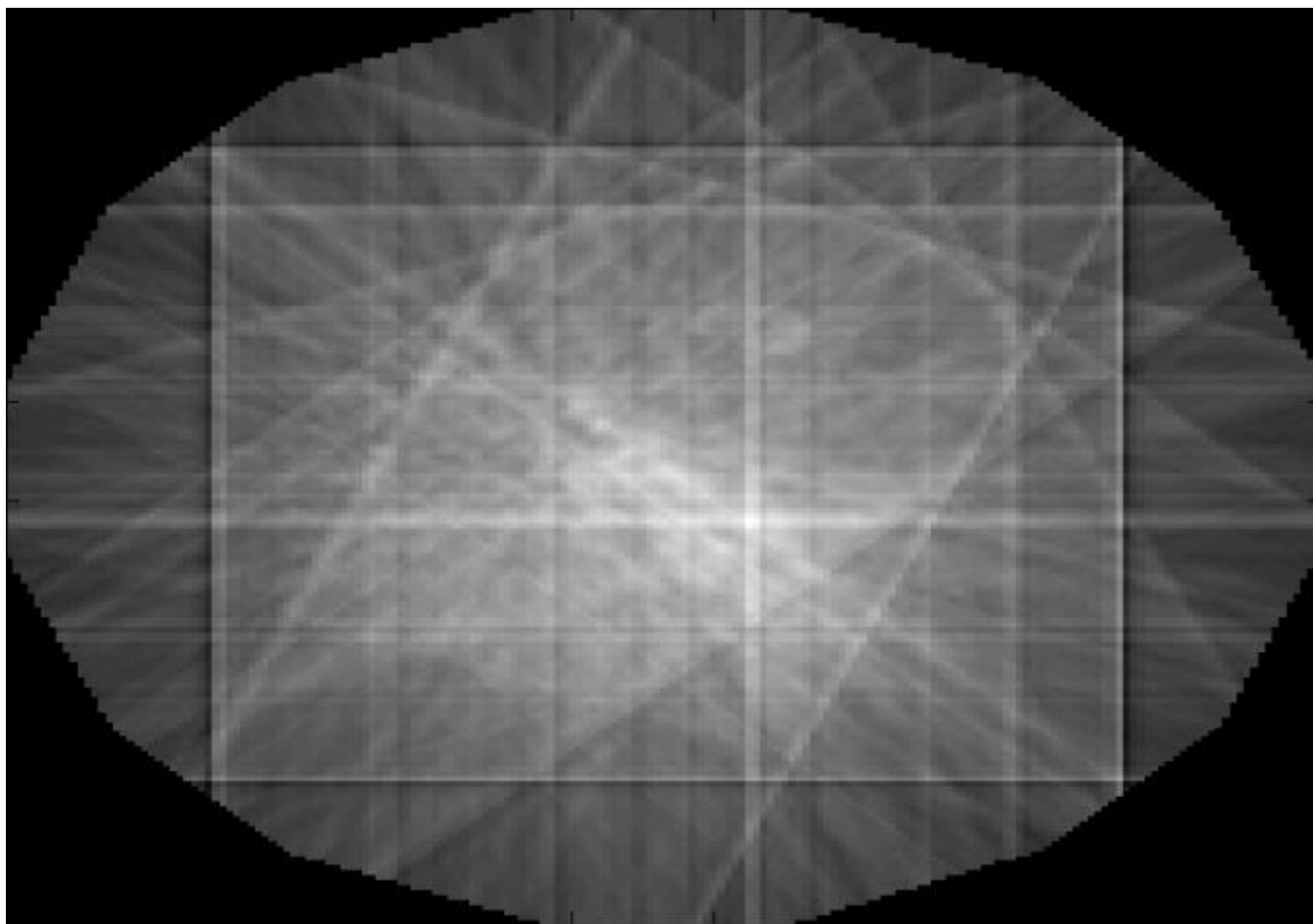
rekonstrukcja 4 kąty



1.III.2023

LTO

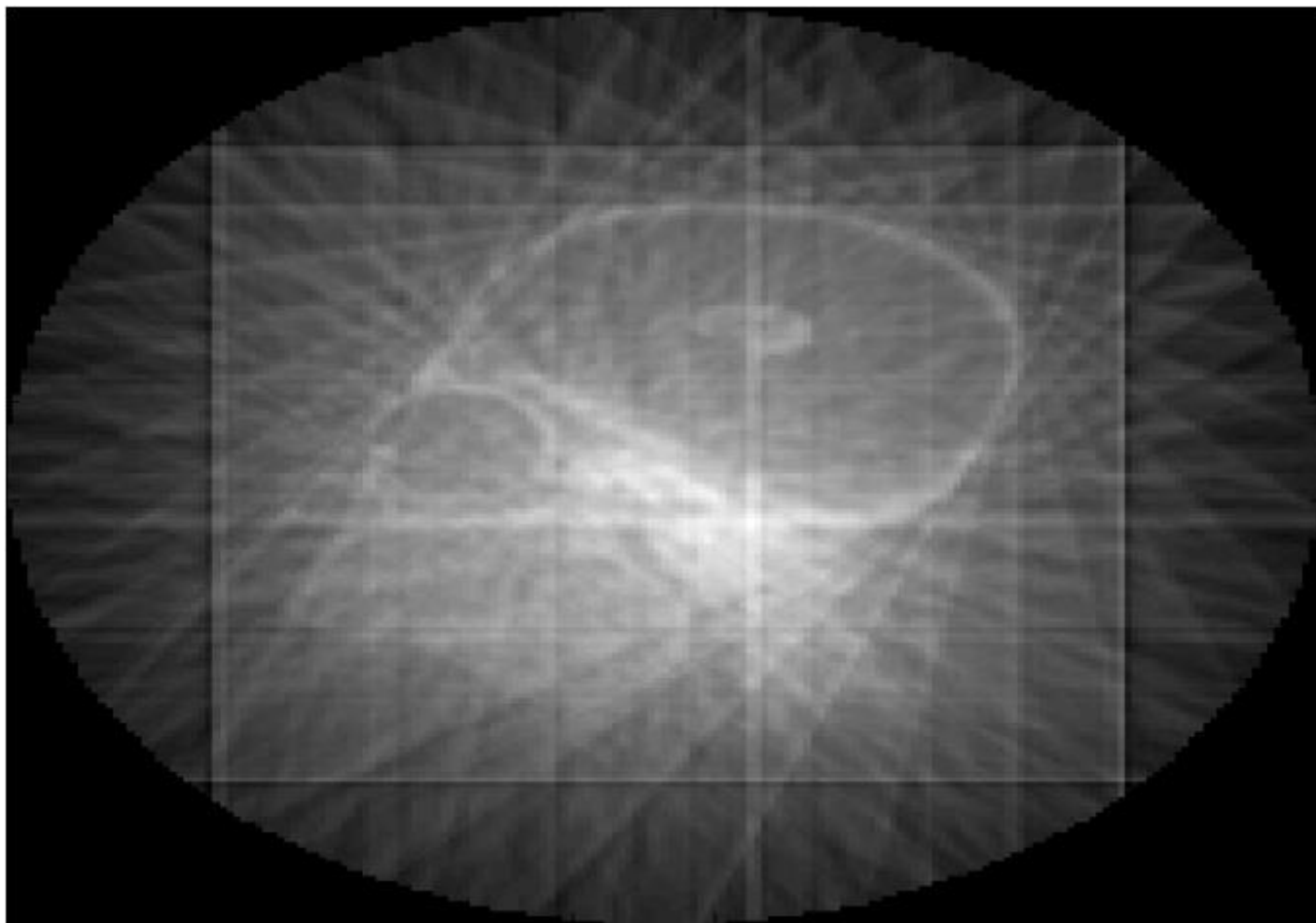
rekonstrukcja 8 kątów



1.III.2023

LTO

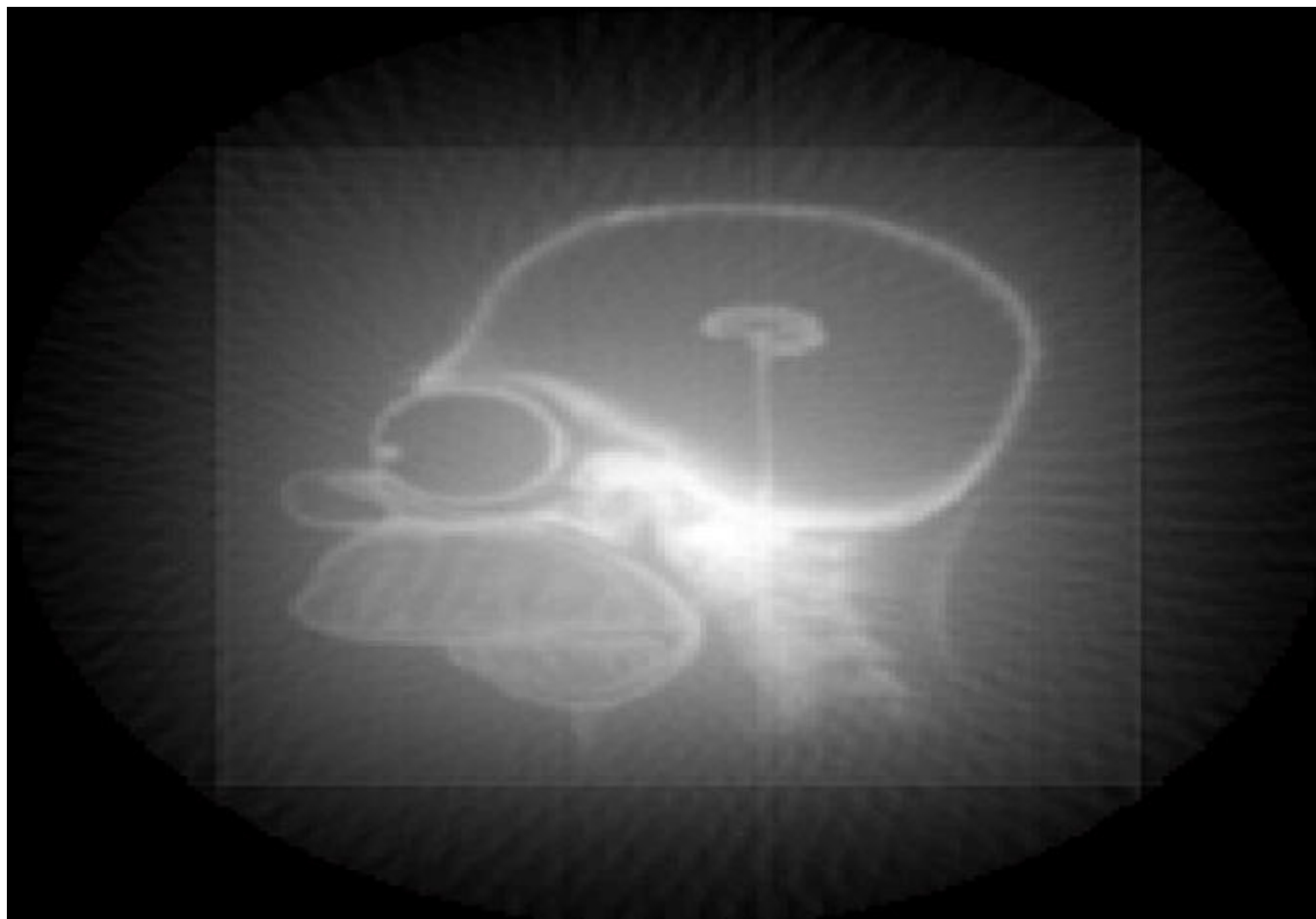
rekonstrukcja 16 kątów



1.III.2023

LTO

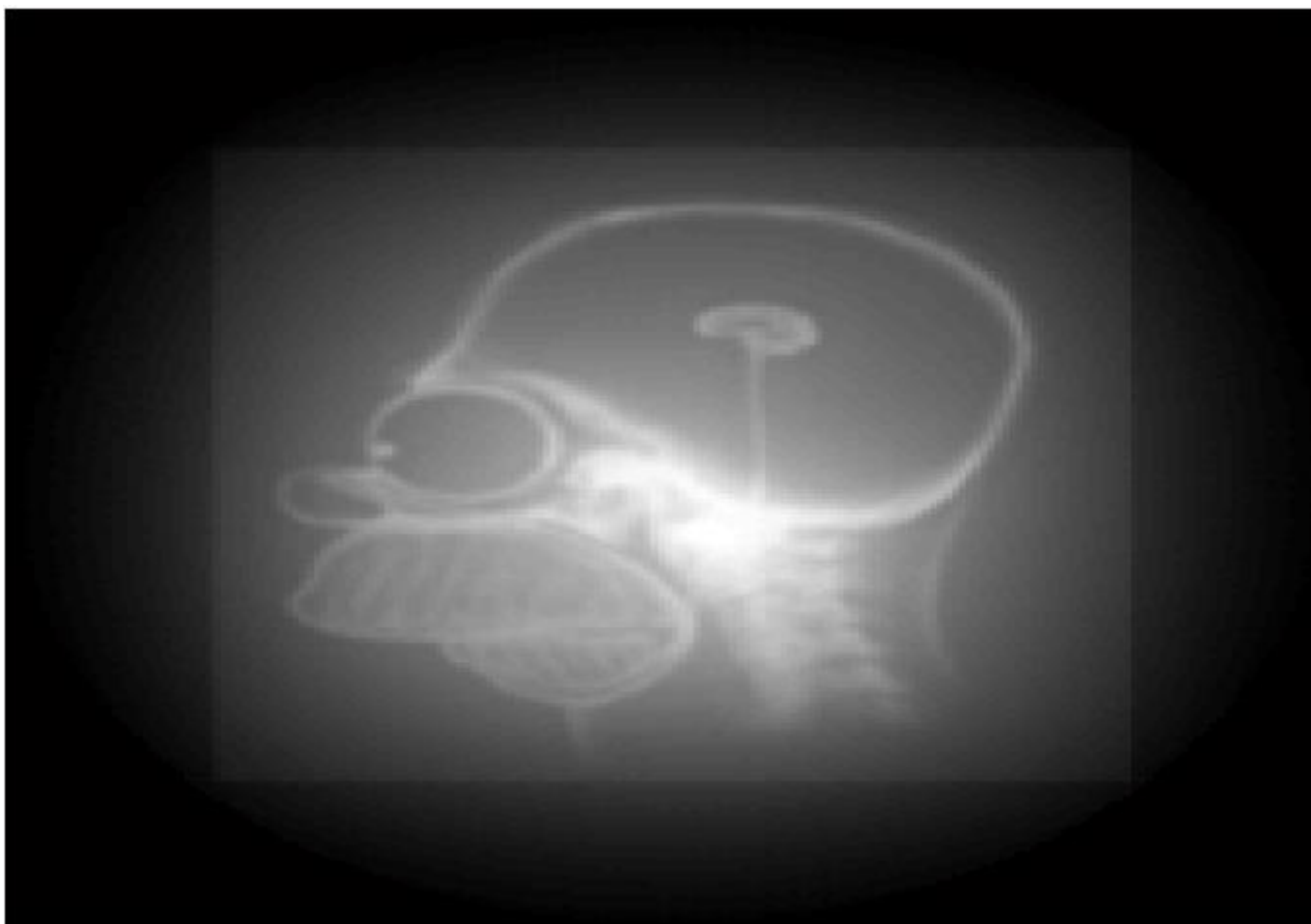
rekonstrukcja 60 kątów



1.III.2023

LTO

rekonstrukcja 180 kątów

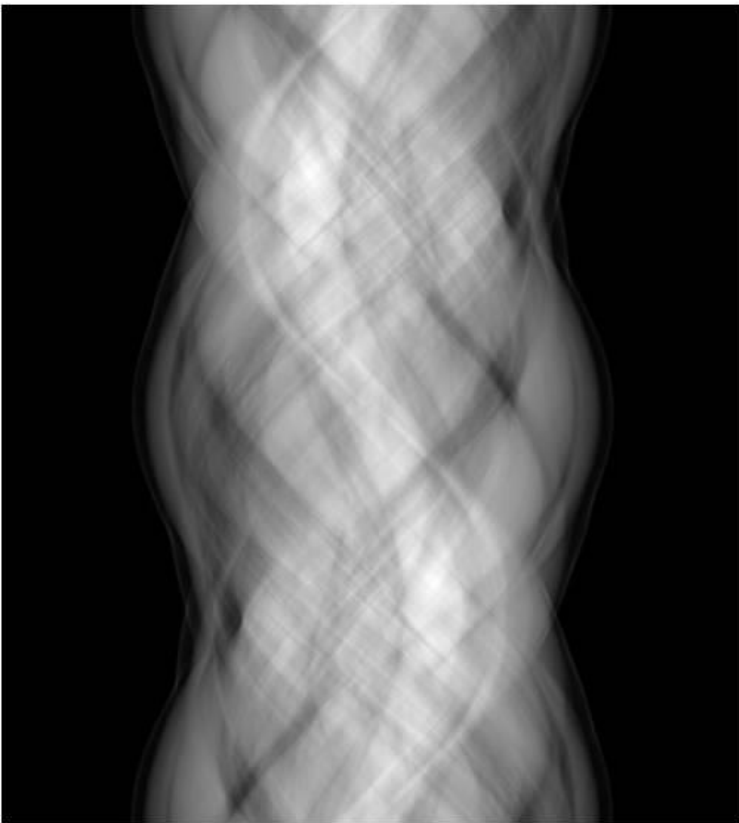


1.III.2023

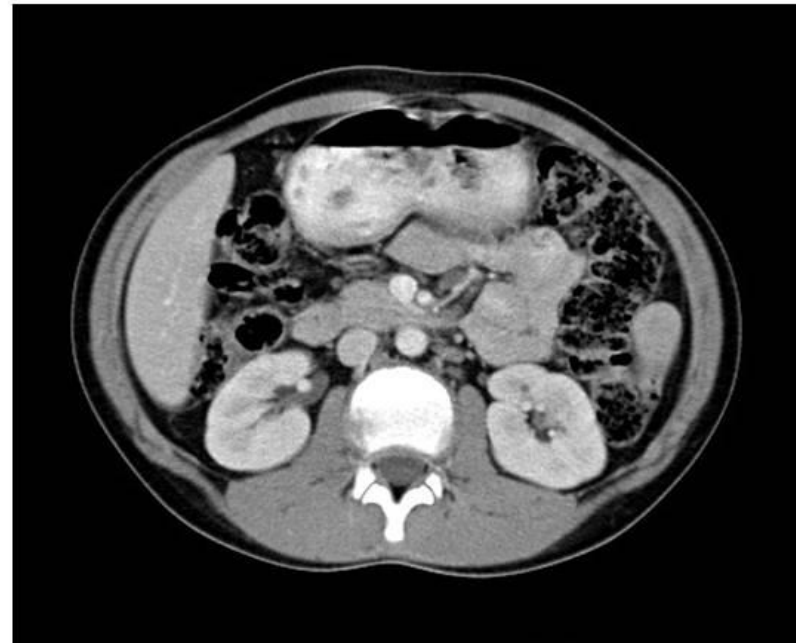
LTO

REKONSTRUKCJA

Sinogram



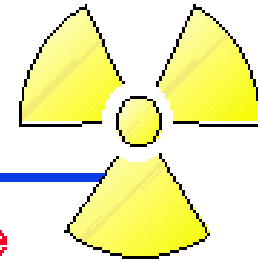
Reconstruct



Narzędzia medycyny nuklearnej

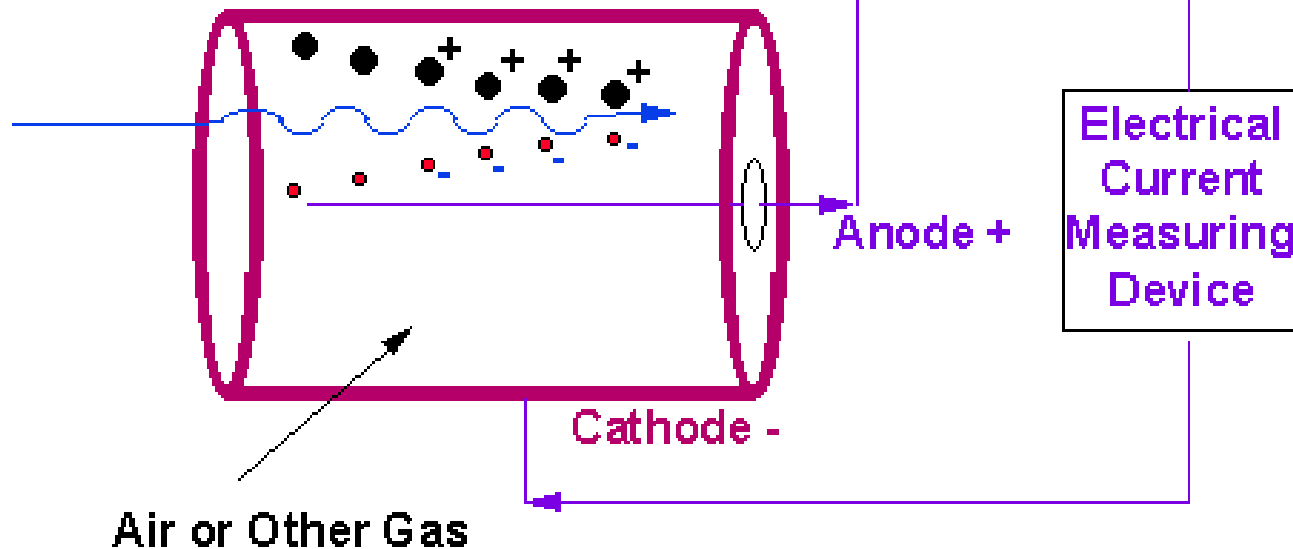
Detektor Geigera-Müllera

Radiation Detection
Gas Filled Detectors



Voltage Source

Incident Ionizing Radiation



Scyntylatory (historia)

-NaI(Tl) (Hofstadter, 1948)

(+) silna emisja światła, tani

(-) niskie Z, niska gęstość, powolny, higroskopijny

-BGO (1977)

(+) wysokie Z, wysoka gęstość,

(-) niska emisja światła, powolny

-LSO (Melcher, 1990)

(+) wysokie Z, wysoka gęstość, silna emisja światła, szybki,

(-) wewnętrzna radioaktywność

-GSO (~1995)

(+) wysokie Z, wysoka gęstość, szybki,

(-) niska emisja światła

Własności scyntylatorów

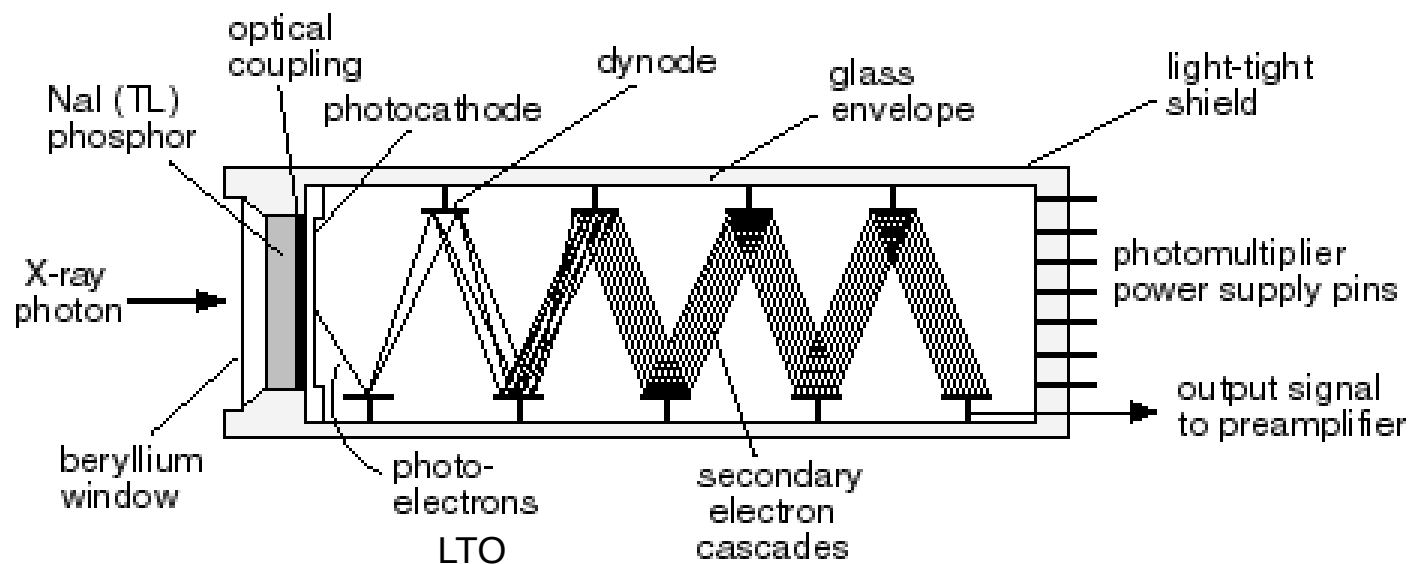
Scyntlator	Liniowy współczynnik osłabienia	ε^2 (Wydajność) ²	Czas zaniku świecenia [ns]	Względne natężenie scyntylacji
NaI(Tl)	0,34	0,06	230	100
BGO	0,95	0,18	300	15
LSO	0,88	0,17	40-43	75
GSO	0,70	0,14	30-60	25
BaF ₂	0,44	0,09	0.6, 620	6, 20

P.Zanzonico, Sem. in Nucl. Med. 34 (2004) 242

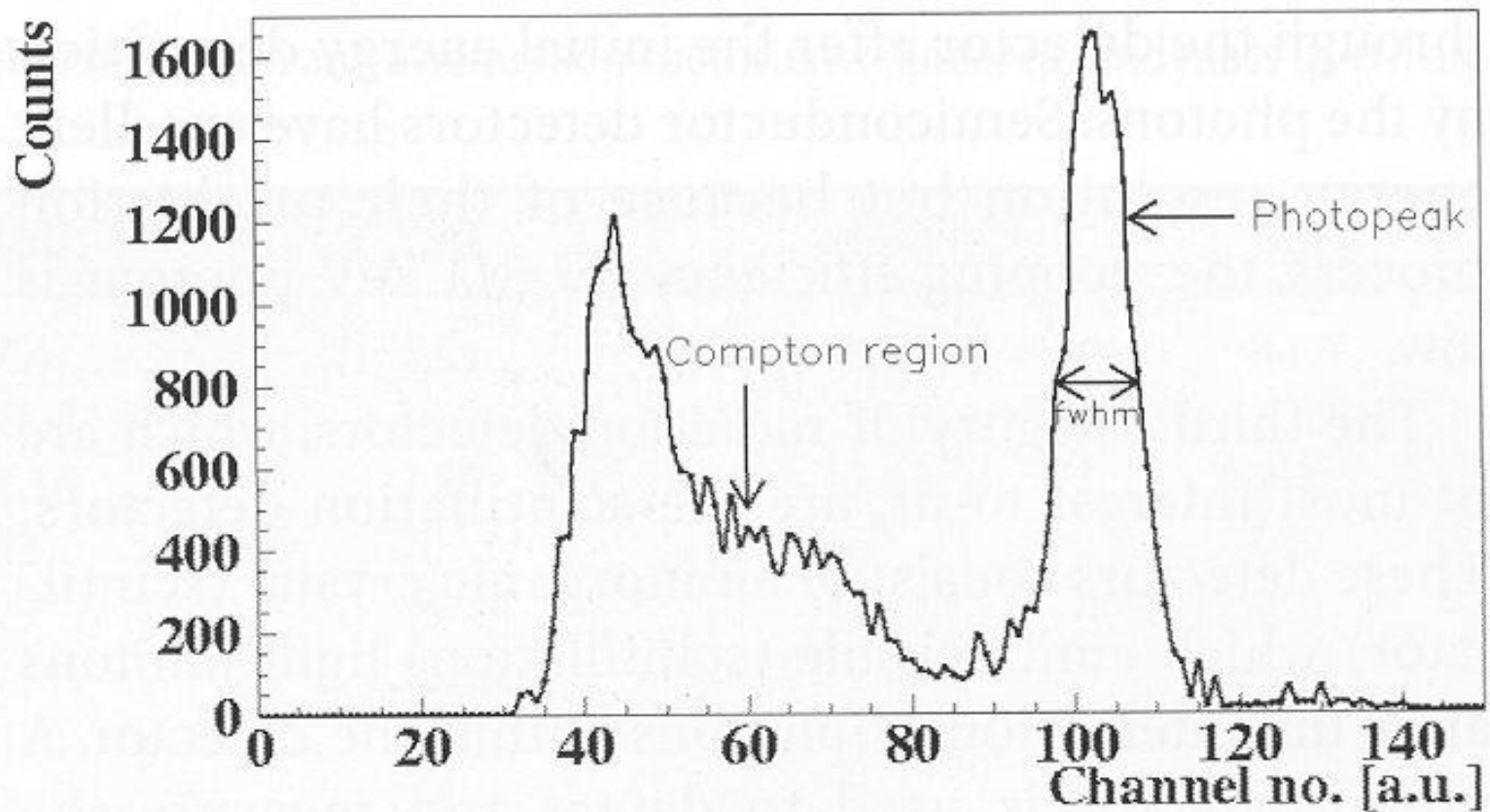
L. Ericson et al. Nucl. Instr. Meth. in Phys. Research A525 (2004) 242

Detekcja fotonów

Scyntylatory i fotopowielacze

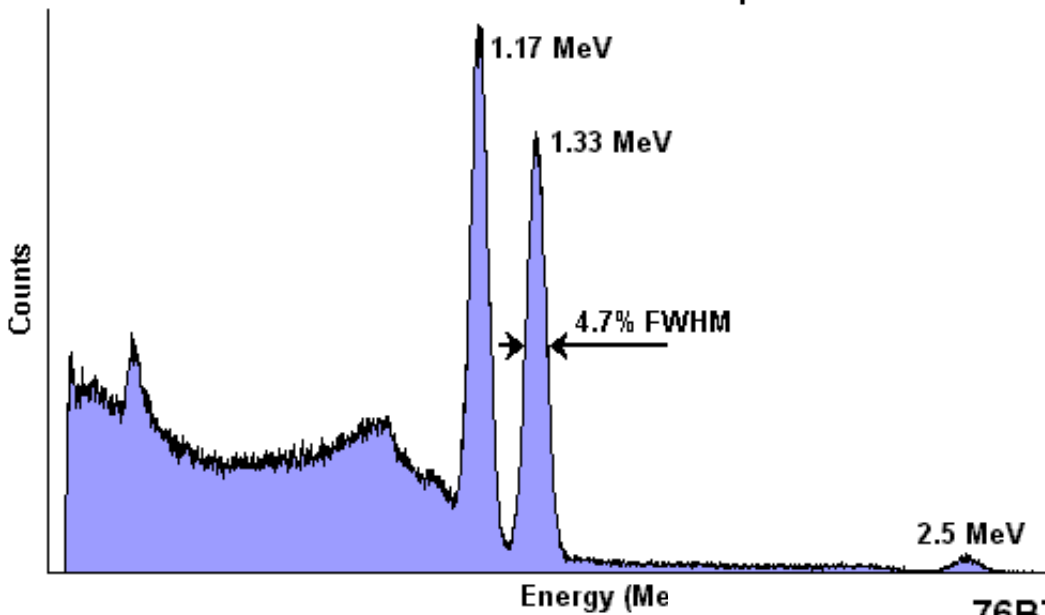


Detekcja fotonów

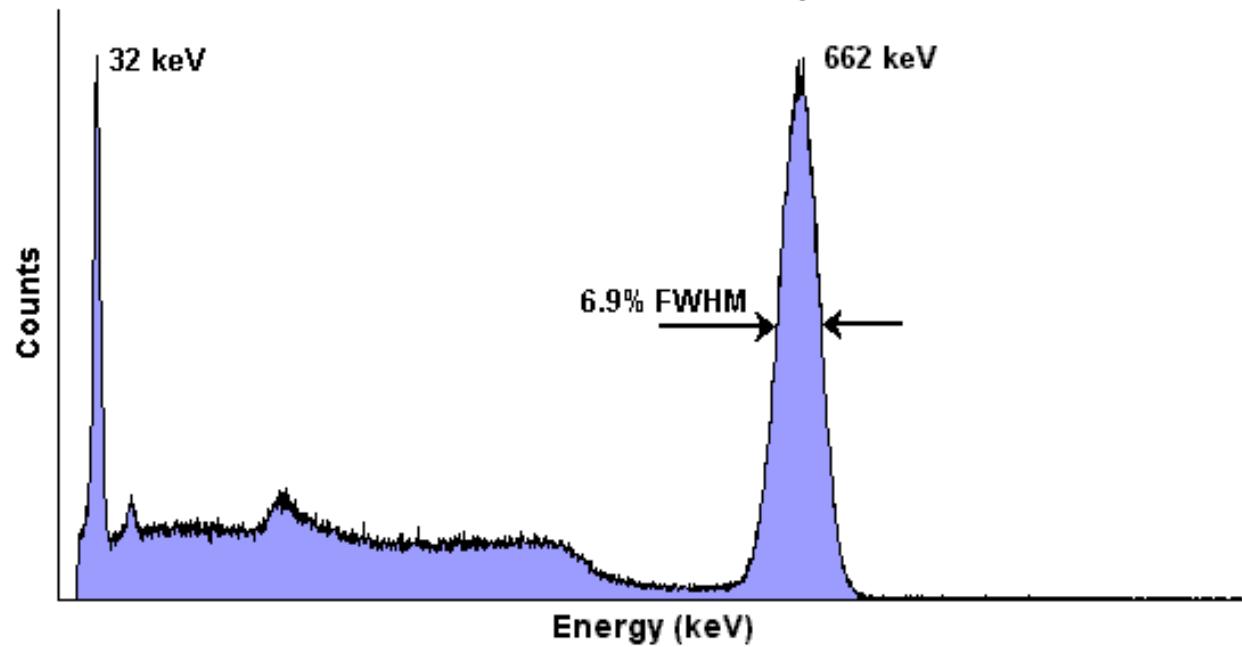


Widma γ

76B76 NaI Detector: ^{60}Co Spectrum



76B76 NaI Detector: ^{137}Cs Spectrum



1.III.2023

LTO

Rozpady sekwencyjne



$$\frac{dN_1}{dt} = -\lambda_1 N_1$$

$$\frac{dN_2}{dt} = \lambda_1 N_1 - \lambda_2 N_2$$

$$\frac{dN_3}{dt} = \lambda_2 N_2$$

Rozwiązania:

$$N_1 = N_{01} e^{-\lambda_1 t}$$

$$N_2 = \frac{\lambda_1}{\lambda_2 - \lambda_1} N_{01} (e^{-\lambda_1 t} - e^{-\lambda_2 t}) + N_{02} e^{-\lambda_2 t}$$

$$N_3 = N_{01} \left(1 + \frac{\lambda_1}{\lambda_2 - \lambda_1} e^{-\lambda_2 t} - \frac{\lambda_2}{\lambda_2 - \lambda_1} e^{-\lambda_1 t} \right) + N_{02} (1 - e^{-\lambda_2 t}) + N_{03}$$

Rozpady sekwencyjne

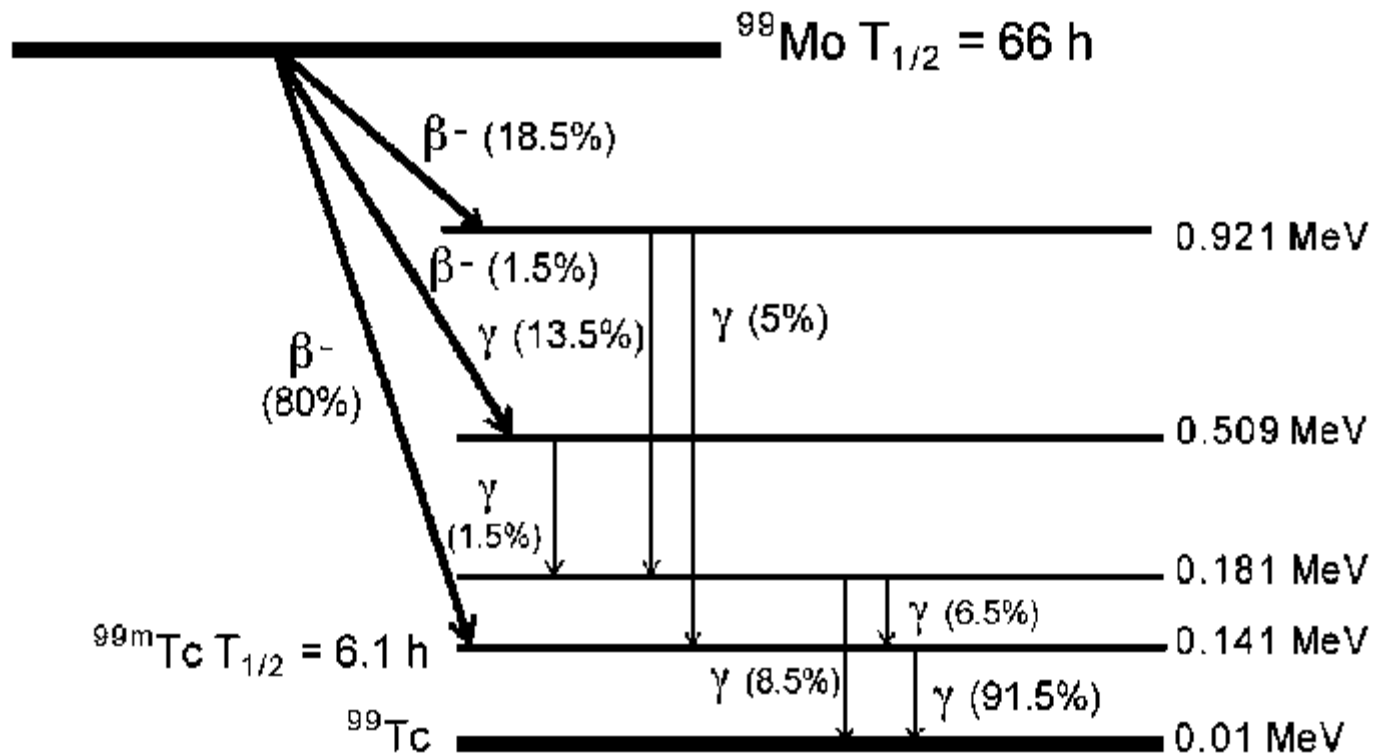
Bardzo często mamy do czynienia z przypadkiem, gdy na początku mamy tylko jądra N_1 . Wtedy $N_{02} = 0$ i $N_{03} = 0$, a rozwiązania opisujące liczby jąder 2 i 3 w rozpadzie sekwencyjnym są znacznie prostsze:

$$N_2 = \frac{\lambda_1}{\lambda_2 - \lambda_1} N_{01} (e^{-\lambda_1 t} - e^{-\lambda_2 t}), \lambda_1 \ll \lambda_2 \Rightarrow N_2 \cong \frac{\lambda_1}{\lambda_2 - \lambda_1} N_{01} (1 - e^{-\lambda_2 t})$$

$$N_3 = N_{01} \left(1 + \frac{\lambda_1}{\lambda_2 - \lambda_1} e^{-\lambda_2 t} - \frac{\lambda_2}{\lambda_2 - \lambda_1} e^{-\lambda_1 t} \right)$$

W przemianach sekwencyjnych często przeplatają się rozpady różnych rodzajów

Schemat rozpadu ^{99}Mo



$$T_{1/2}(^{99}\text{Mo}) = 66\text{h}$$

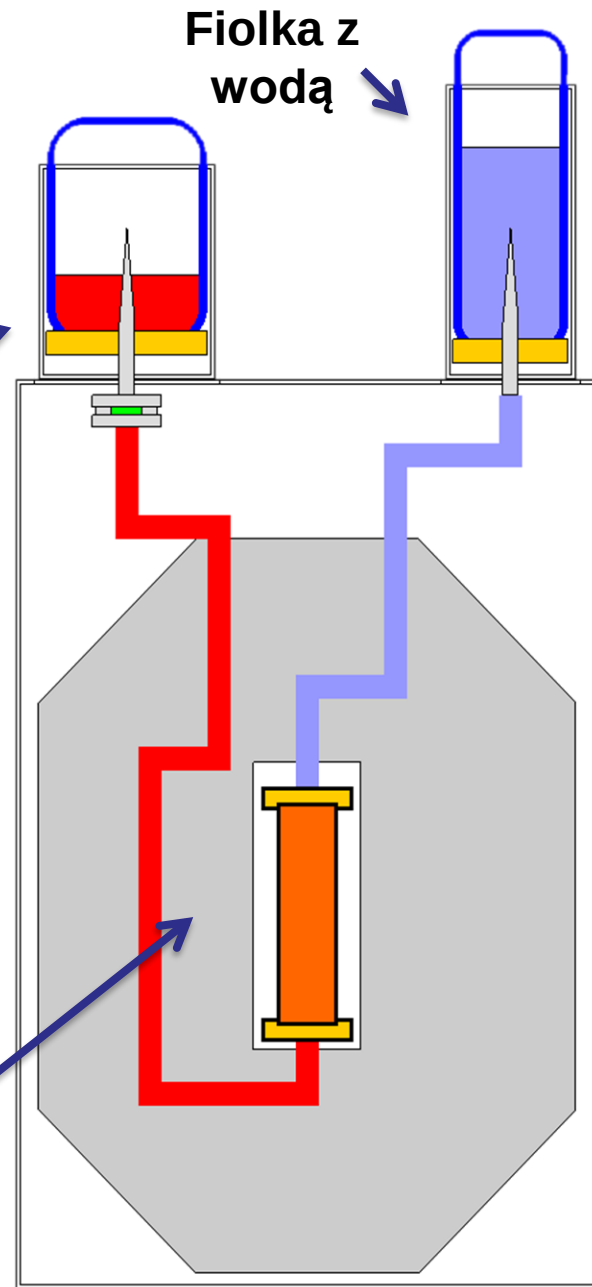
$$T_{1/2}(^{99\text{m}}\text{Tc}) = 6\text{h}$$

Generator molibdenowo - technetowy

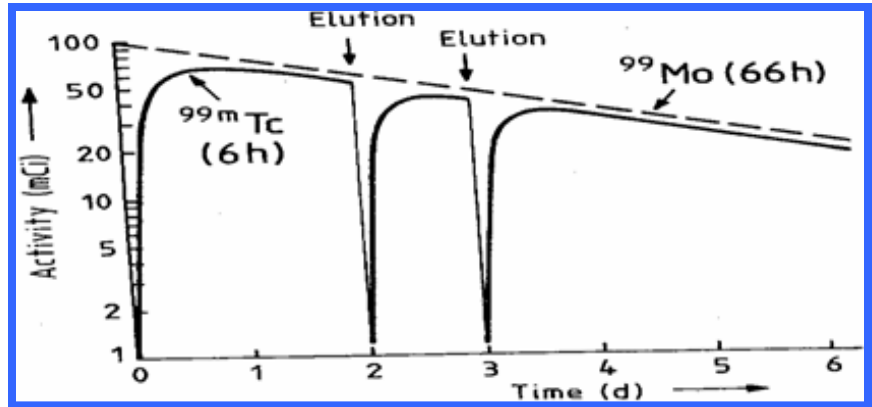
Fiolka z
podciśnieniem



Kolumna z
zaadsorbowanym na
trójtlenku glinu
(Al_2O_3)
molibdenianem sodu
($\text{Na}_2^{99}\text{MoO}_4$)



^{99m}Tc Generator

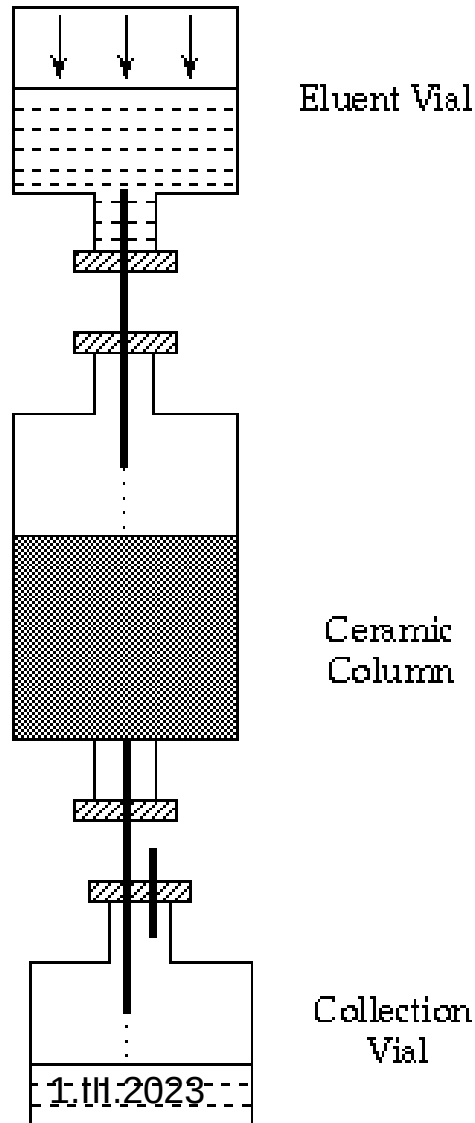


1.III.2023

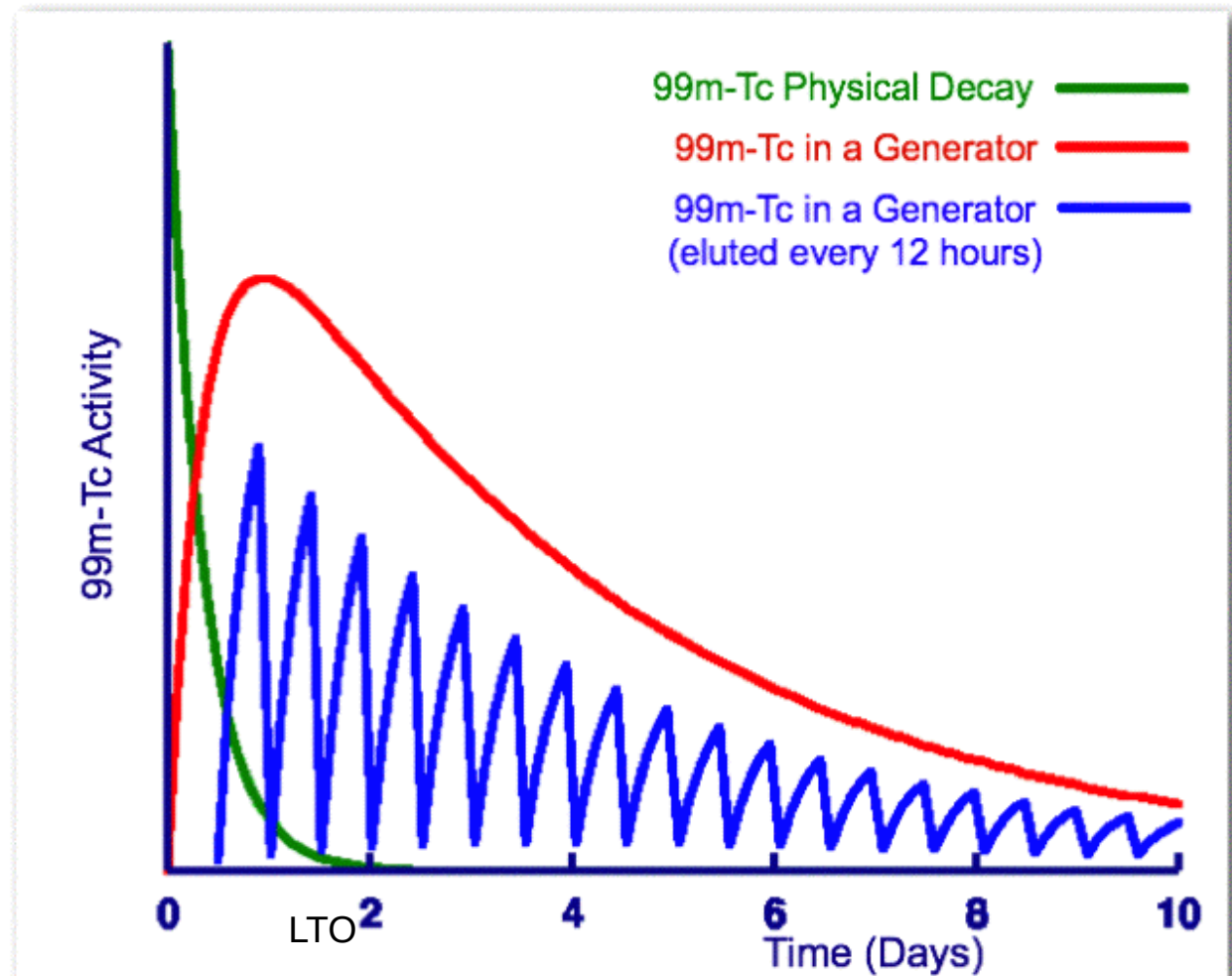


LTO

Radiofarmaceutyki



$$N_2 \cong \frac{\lambda_1}{\lambda_2 - \lambda_1} N_{01} (1 - e^{-\lambda_2 t})$$



Radiofarmaceutyki

Part of the Body	Example Radiotracer
Brain	^{99m}Tc -HMPAO
Thyroid (tarczyca)	$\text{Na}^{99m}\text{TcO}_4$
Lung (wentylacja)	^{133}Xe gas
Lung (uszkodzenie)	^{99m}Tc -MAA
Liver (wątroba)	^{99m}Tc -Tin Colloid
Spleen (śledziona)	^{99m}Tc -Damaged Red Blood Cells
Pancreas (trzustka)	^{75}Se -Selenomethionine
Kidneys (nerki)	^{99m}Tc -DMSA

Najszersze zastosowanie mają:

^{99m}Tc - okresie połowicznego rozpadu 6 h.

Najczęściej wykorzystywany.

^{201}Tl - półokres zaniku 73h - gromadzony w komórkach serca

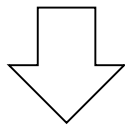
^{67}Ga - $T_{1/2}$ 3,3 dnia - zmiany zapalne

^{131}I - $T_{1/2}$ 8 dni - nowotwór,
niedoczynność tarczycy

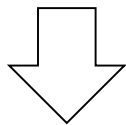
^{123}I - $T_{1/2}$ 13,1 h - niedoczynność tarczycy

Obrazowanie w medycynie nuklearnej

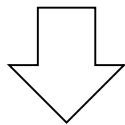
Znacznik- izotop radioaktywny, często ^{99m}Tc



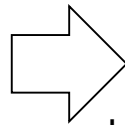
Ligand- nośnik (wektor)



Radiofarmaceutyk
Znacznik + ligand



Gamma Kamera



LTO



GAMMA KAMERA



1.III.2023

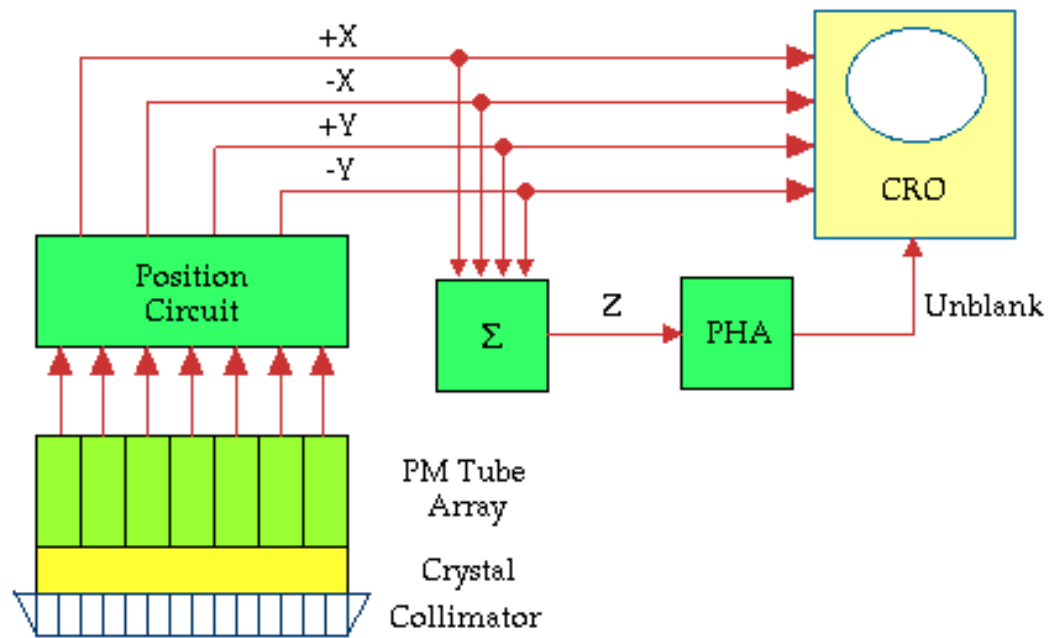
LTO



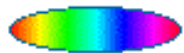
Kamera Gamma DST-XLi



Schemat blokowy Kamery Gamma

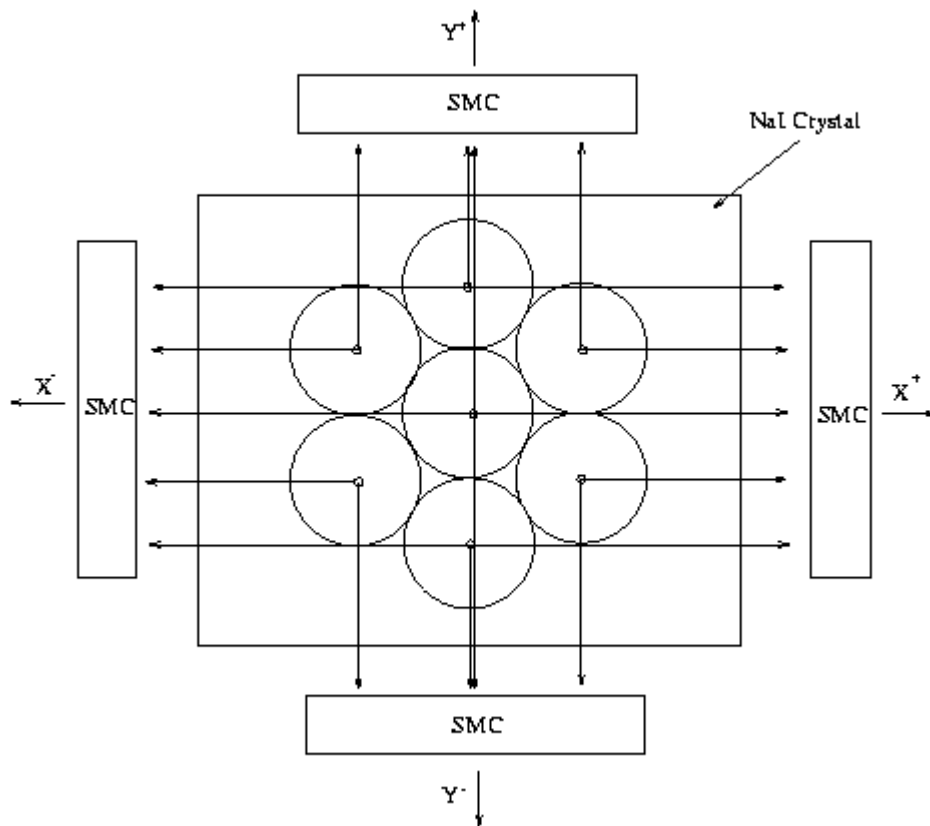


Kryształ + PM
(Głowica KG)



Organ containing
radiopharmaceutical

Jak określić współrzędne

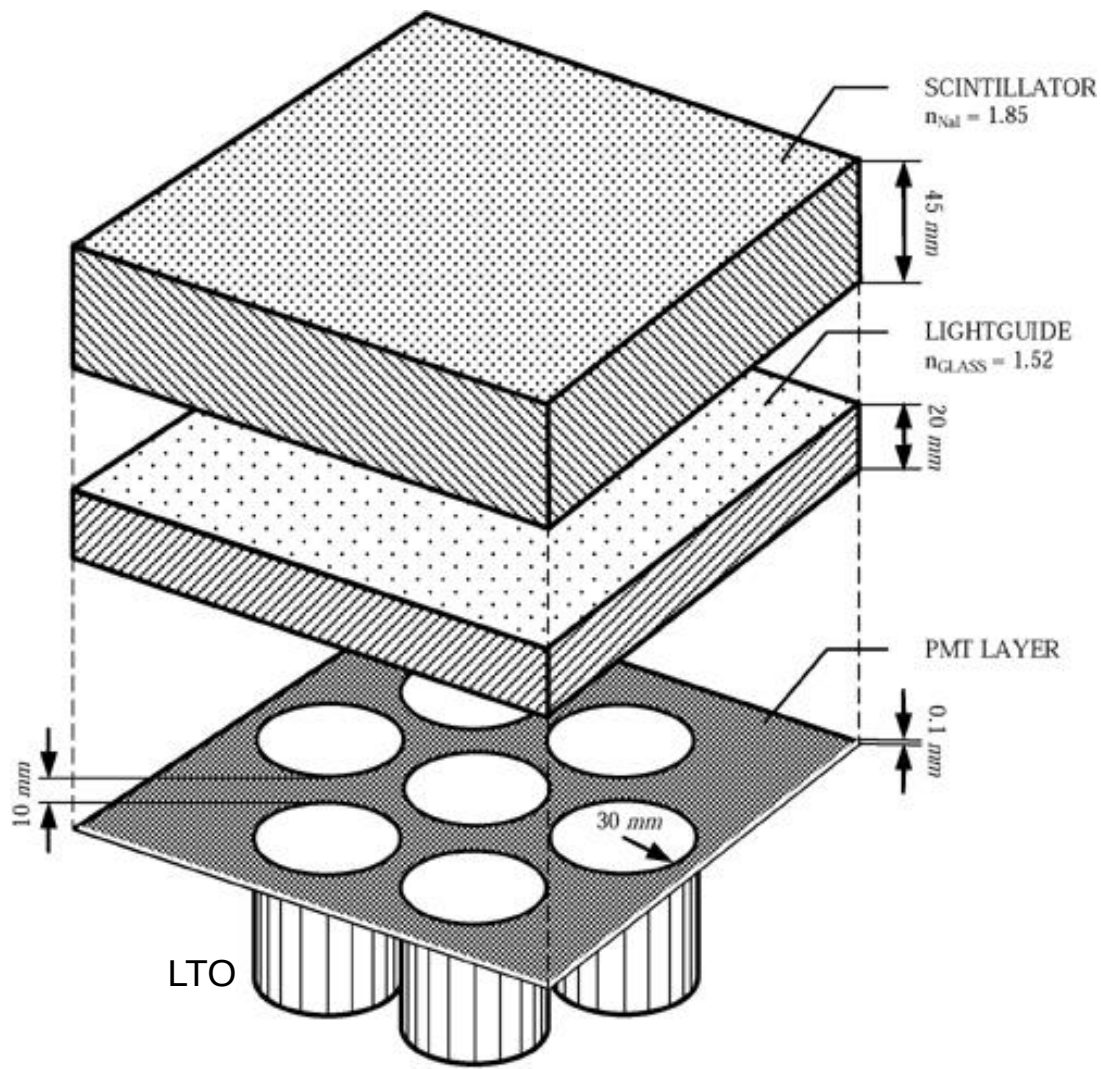


$$X = \frac{X^+ - X^-}{X^+ + X^- + Y^+ + Y^-}$$

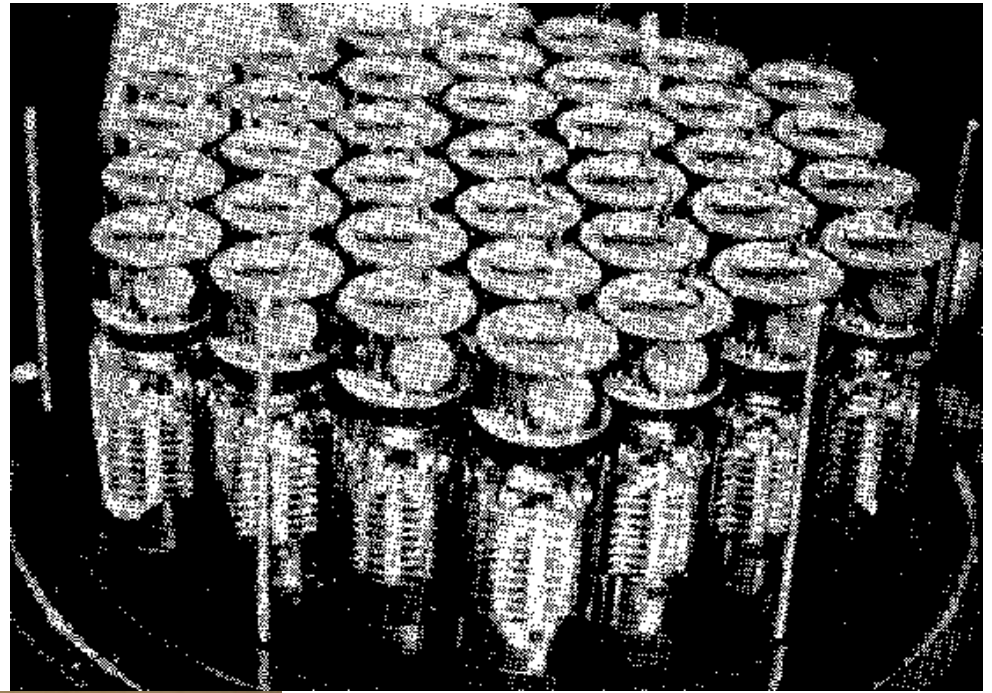
$$Y = \frac{Y^+ - Y^-}{X^+ + X^- + Y^+ + Y^-}$$

Budowa kamery Gamma

Układ rejestracji
promieniowania w
Kamerze Gamma



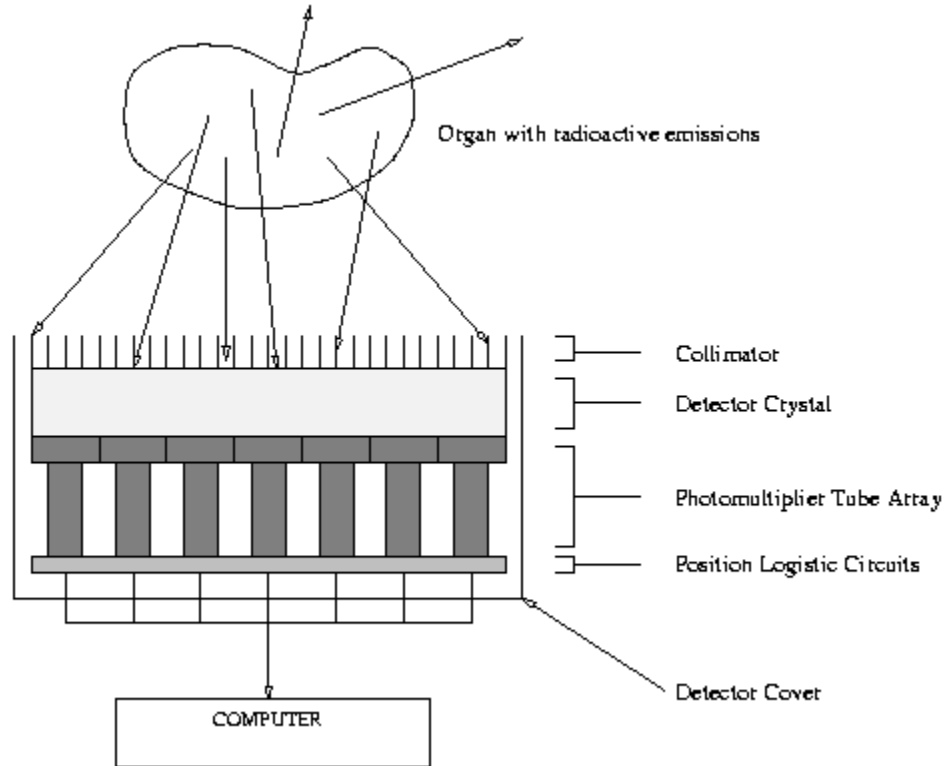
Fotopowielacze w Kamerze Gamma



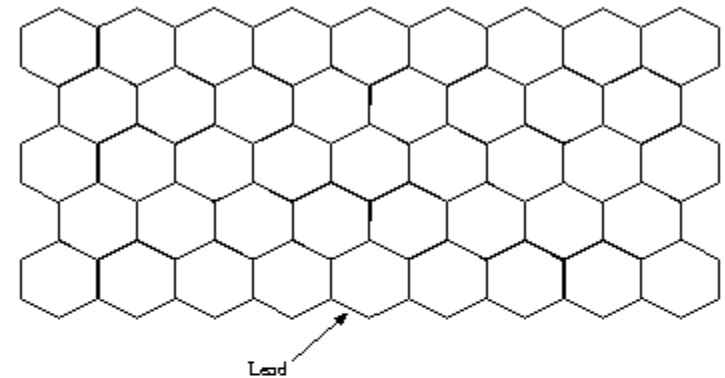
37-91 PMT



Rola kolimatora w Kamerze Gamma



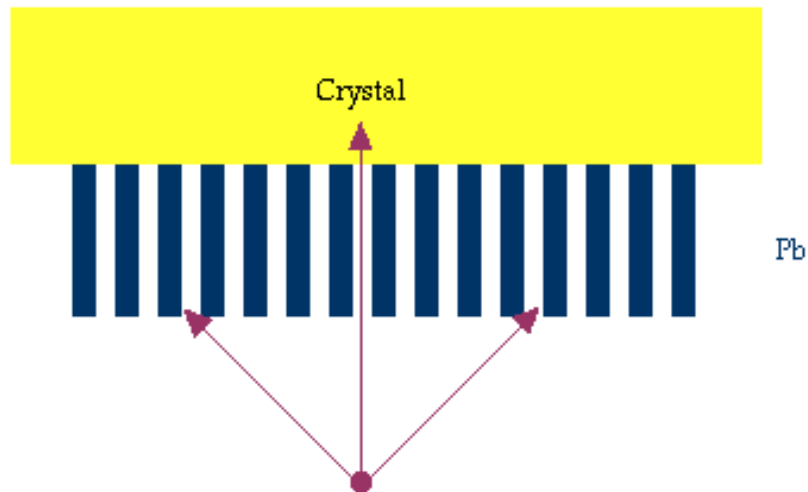
View of collimator from above:



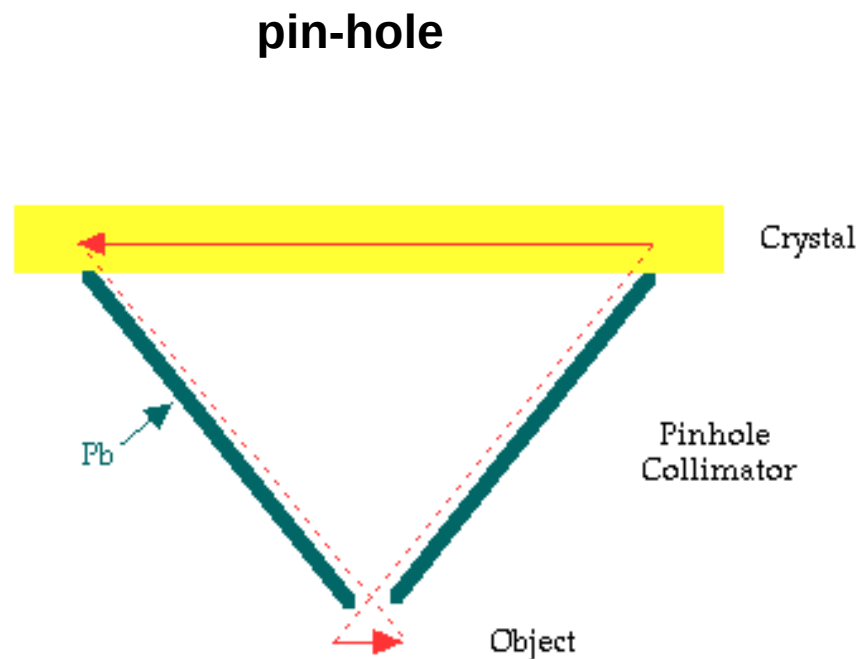
View of collimator from the side:



Typy kolimatorów

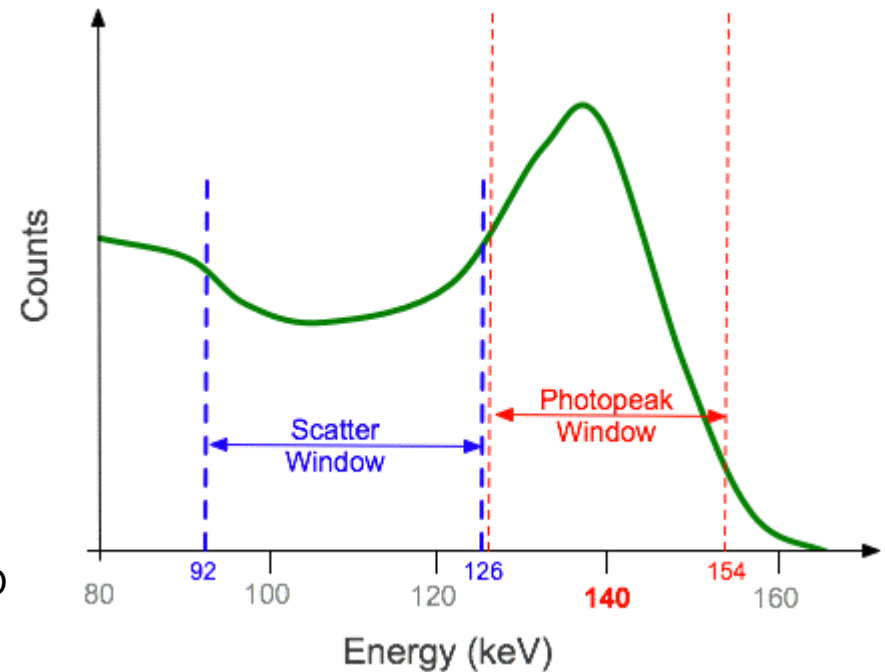
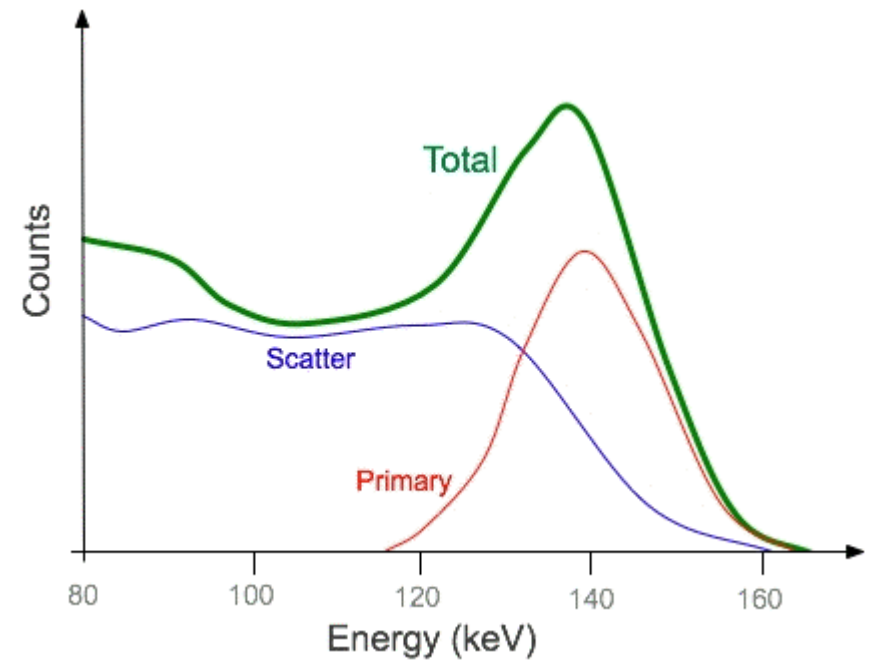
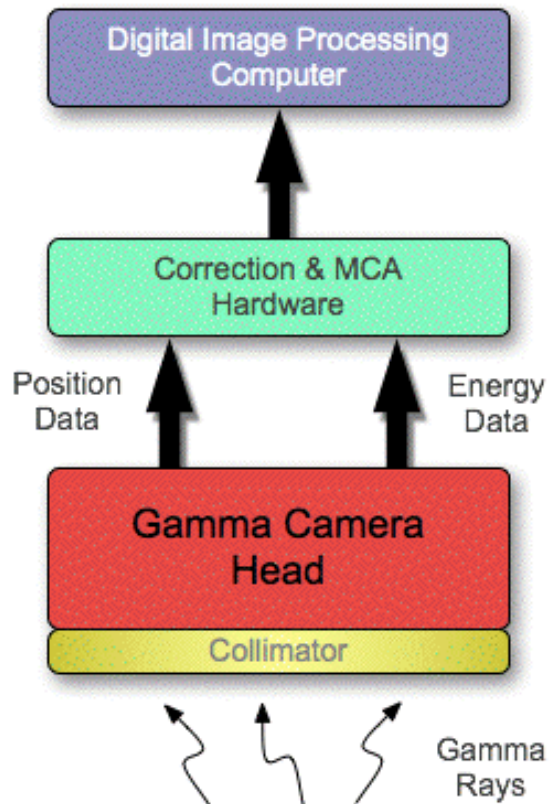


Parallel-hole



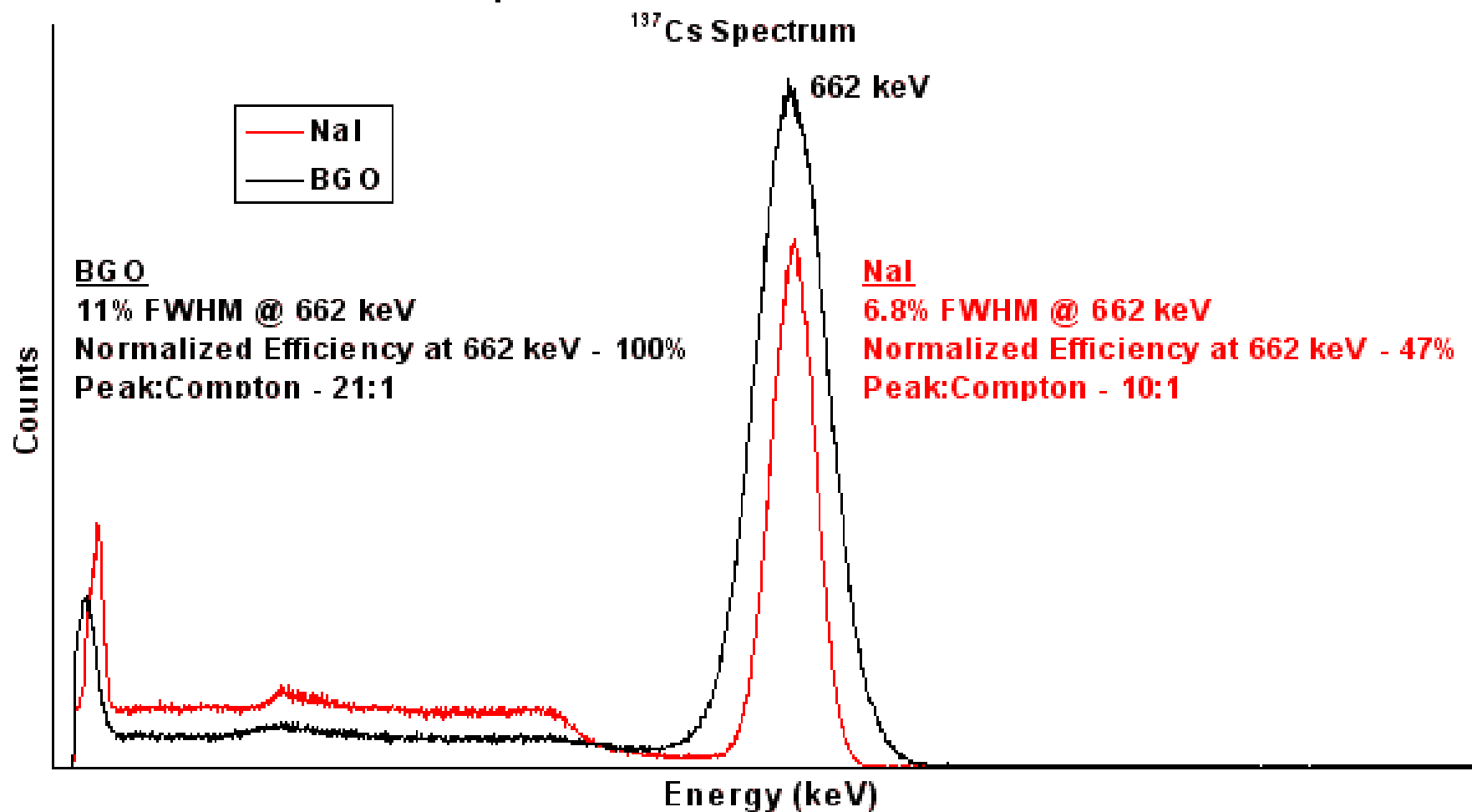
pin-hole

Widma

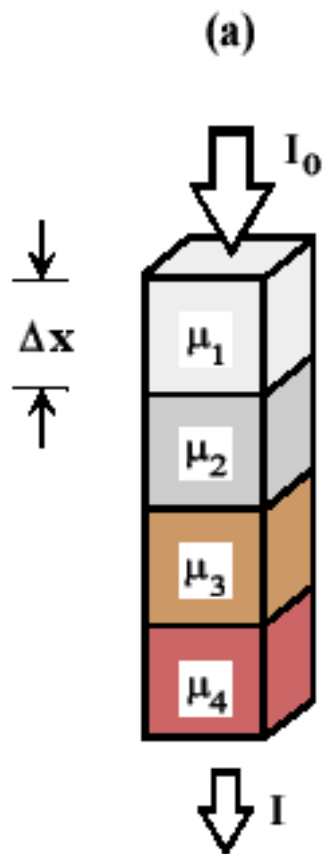


Rola detektora

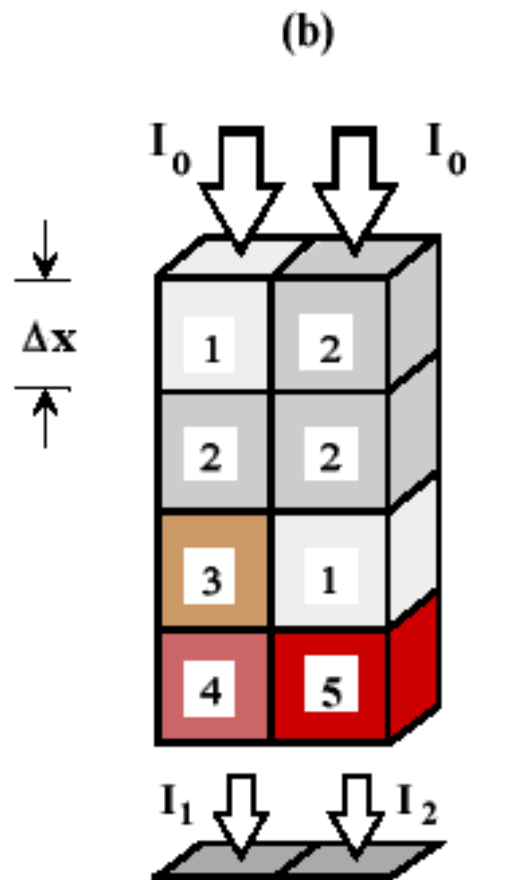
Comparison of 76B76 NaI and 76B76 BGO



Dodawanie pochłaniania/osłabienia



$$I = I_0 \exp(-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4) \Delta x)$$

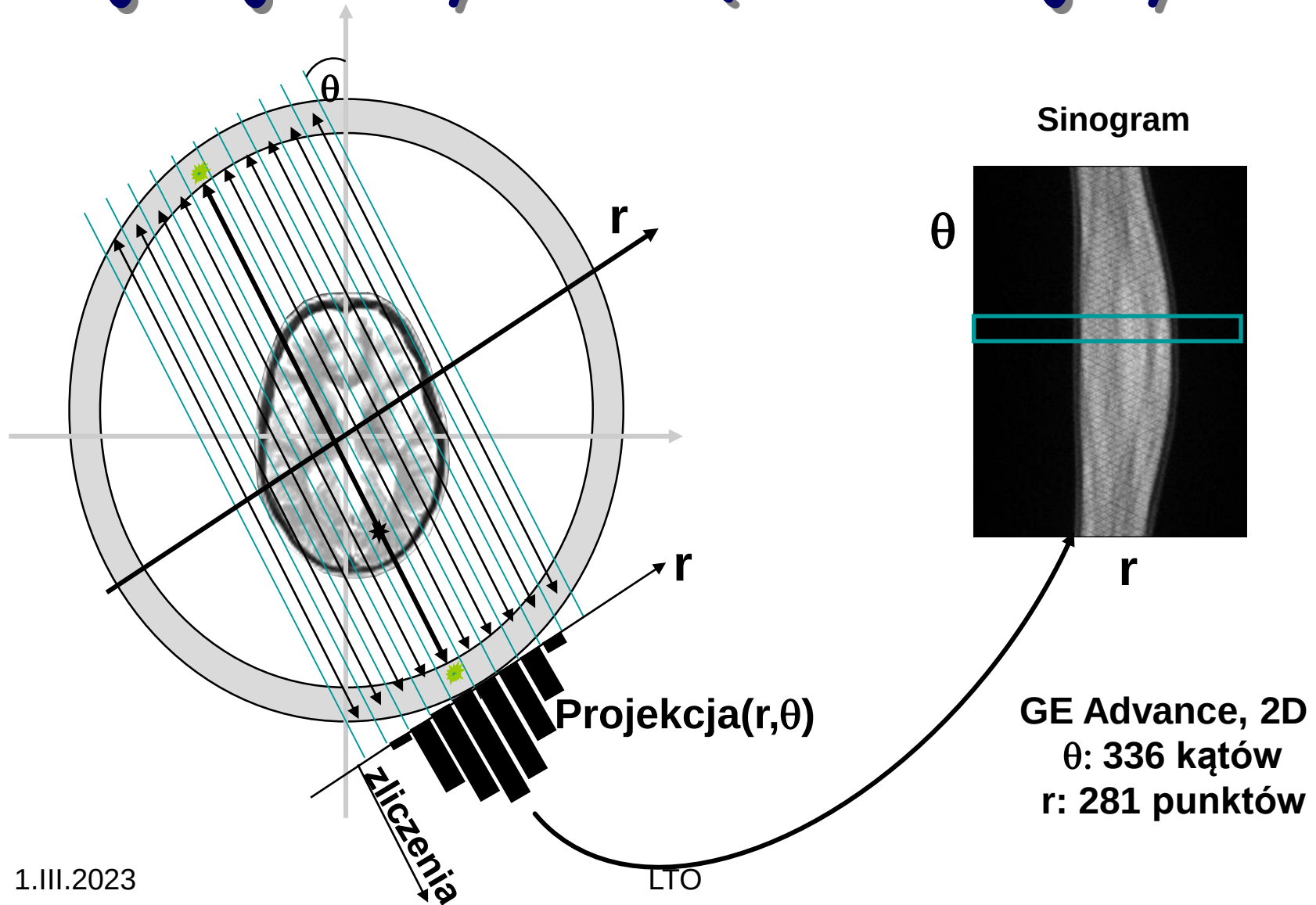


Equal Image Density

$$I_1 = I_2 = I_0 \exp(-10\Delta x)$$

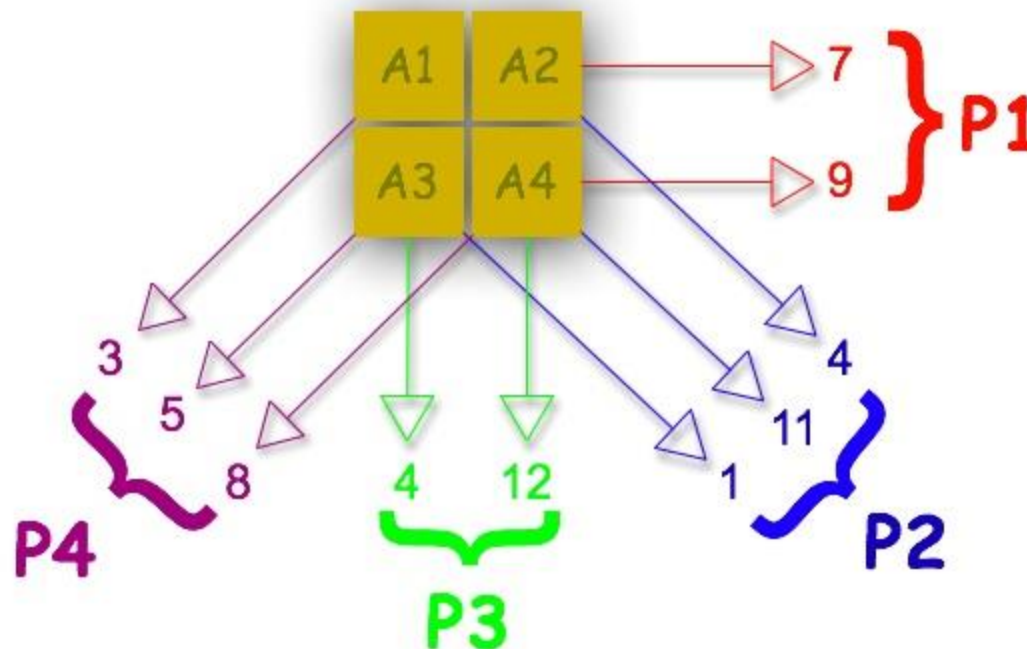
Dane emisyjne:

Projekcje aktywności (dr Mikołajczyk PW)



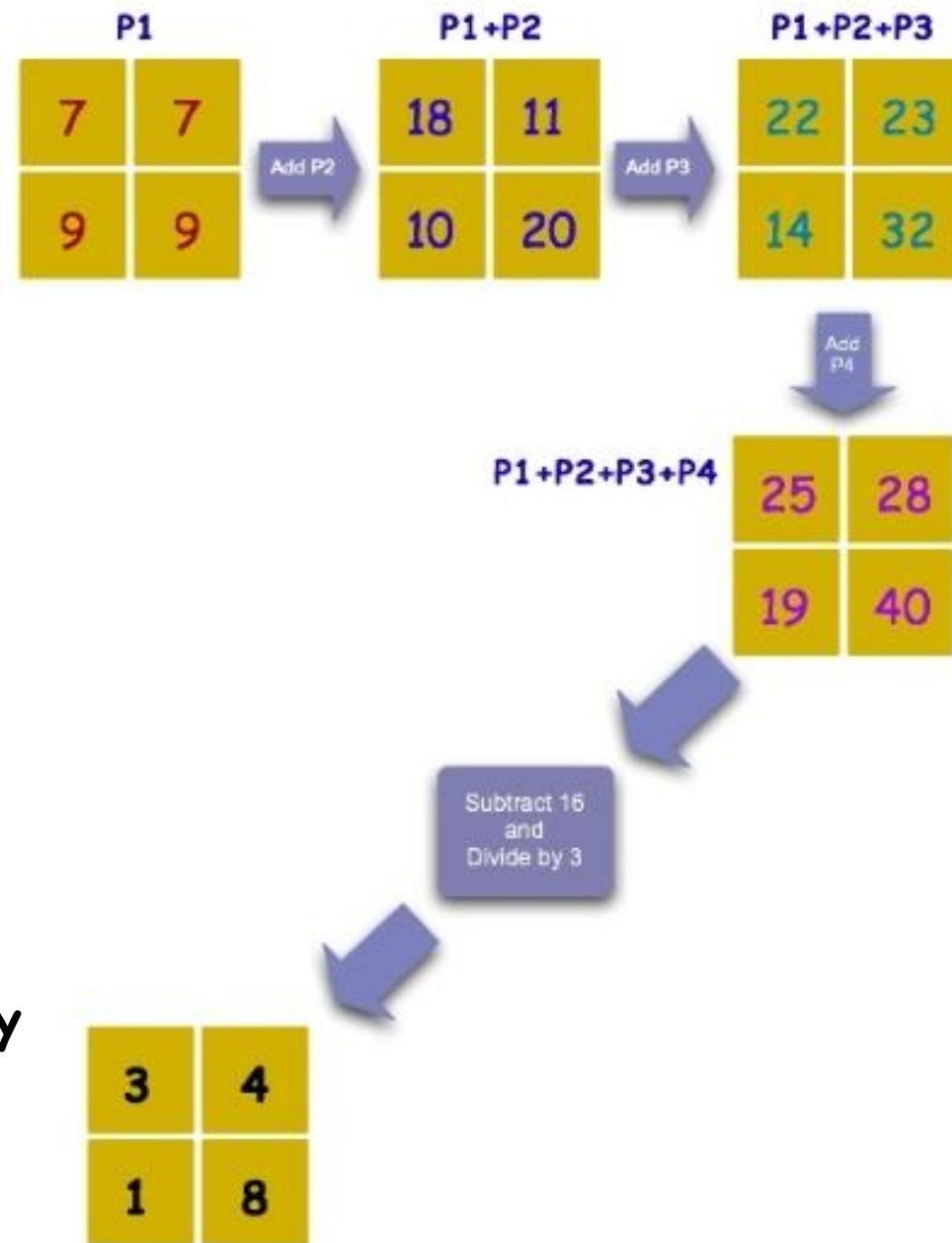
Rekonstrukcja obrazów SPECT

Założmy dla prostoty, że rejestrujemy promieniowanie z czterech voxelów o radioaktywnościach odpowiednio A1, A2, A3 i A4.
PI - to odpowiednie projekcje natężeń.



Filtered Back Projection (Projekcja wsteczna)

1. Generujemy pusty zbiór (macierz)
2. Dodajemy kolejne projekcje (n - projekcji)
3. Odejmujemy sumę z pojedynczej projekcji od każdego elementu
4. Dzielimy poszczególne elementy przez n-1
5. Uzyskujemy macierz aktywności



Rekonstrukcja iteracyjna

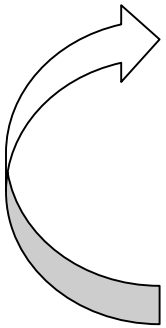
**Analytic and iterative reconstruction algorithms in
SPECT**

Philippe P. Bruyant

The Journal of Nuclear Medicine; 43(2002) 1343

Metoda iteracyjna

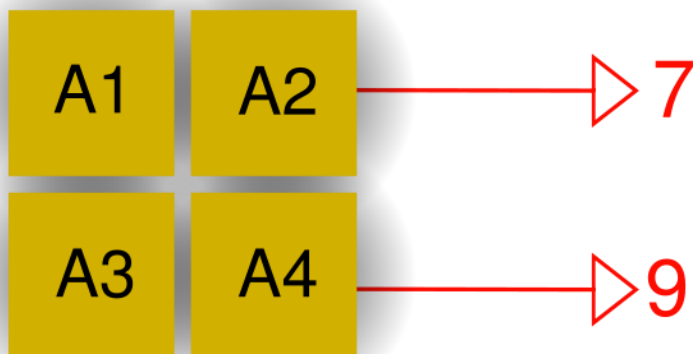
1. Zaczynamy od pustej macierzy
2. Z projekcji P1 dzielimy wartości pomiędzy voxele dające przyczynek do projekcji
3. Znajdujemy przybliżenie R1
4. Porównujemy projekcję P2 z $P2(R1)$ i znajdujemy różnice
5. Dodajemy różnice do R1 uzyskując R2
6. Wracamy do punktu 4 z rozwiązaniem R2 i projekcją P3
7. Pętlę 4-6 wykonujemy dla kolejnych rozwiązań i projekcji.



Projekcje P1

3	4
1	8

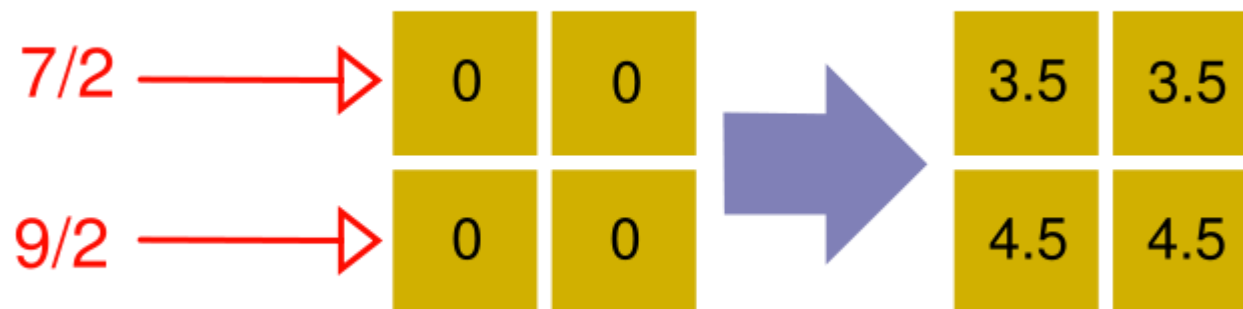
Projekcja P1



Rekonstrukcja iteracyjna!

Pierwsze przybliżenie macierzy

Rozw. R1

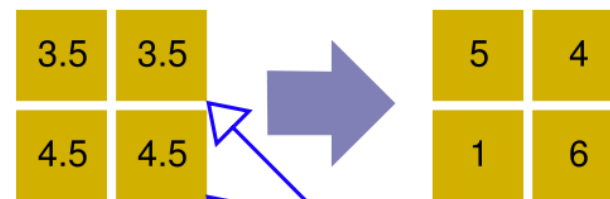
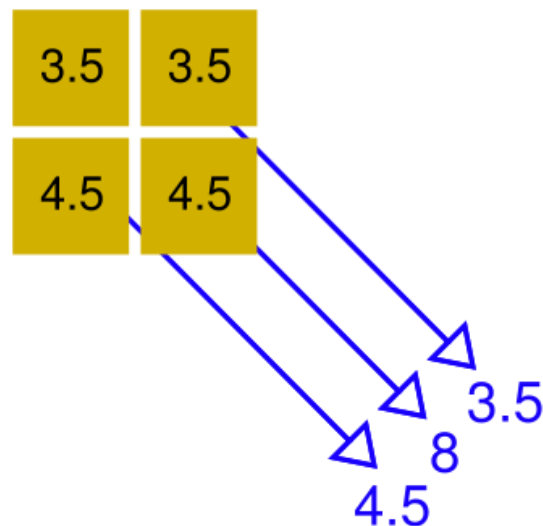
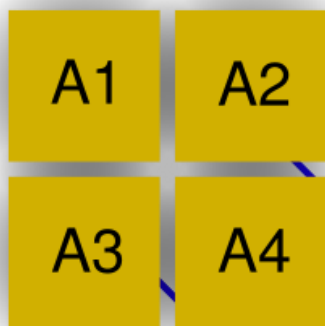


Projekcja P2

3	4
1	8

Projekcja P2

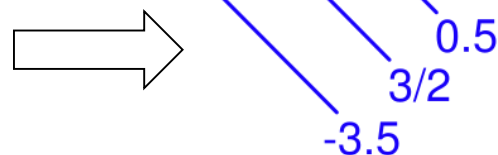
Co wynika z projekcji R1



Rozw. R2

Różnice

LTO



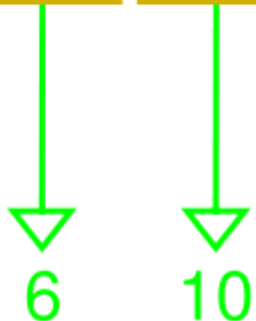
1.III.2023

Projekcja P3

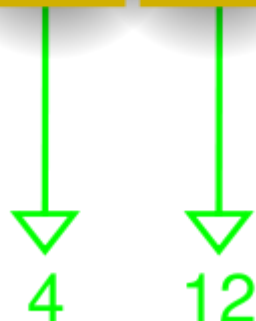
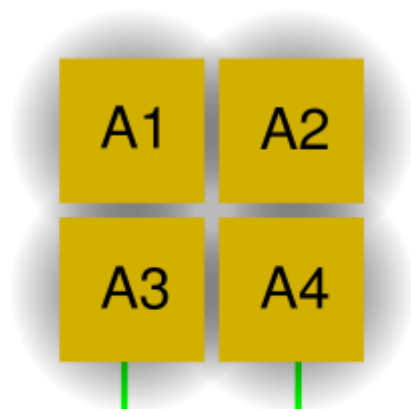
Co wynika z projekcji P3(R2)

3	4
1	8

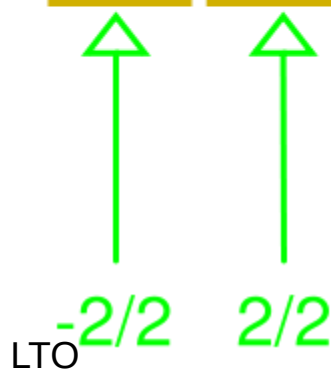
5	4
1	6



Projekcja P3



5	4
1	6



Rozw. R3

4	5
0	7



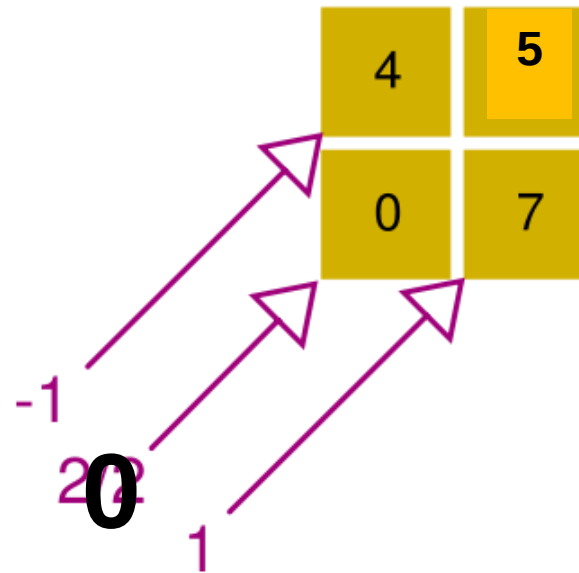
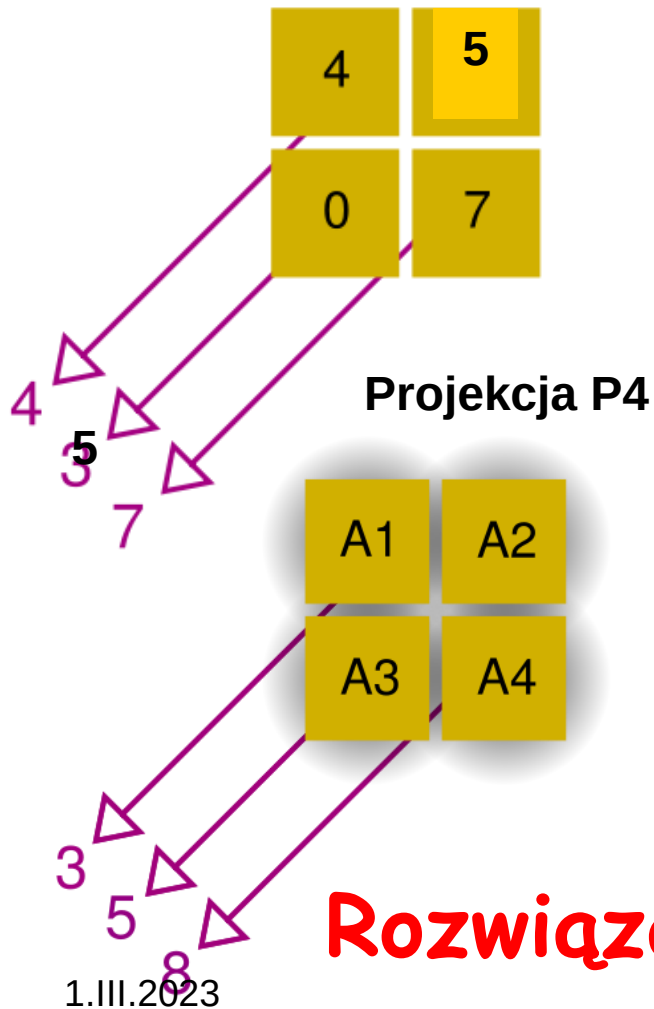
Różnice

Projekcja P4

Co wynika z projekcji P4(R3)

Co było?

3	4
1	8



Rozw. R4

3	5
0	8

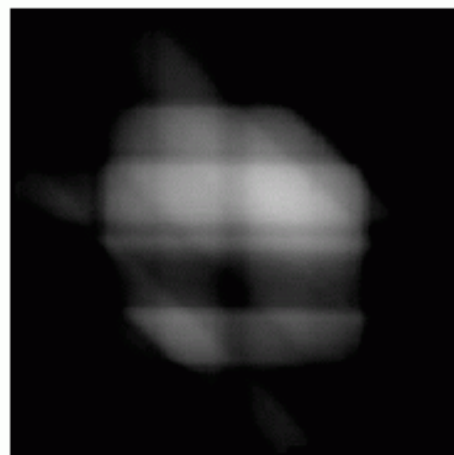
Różnice

Rozwiązanie R4 jest już nieźłe !

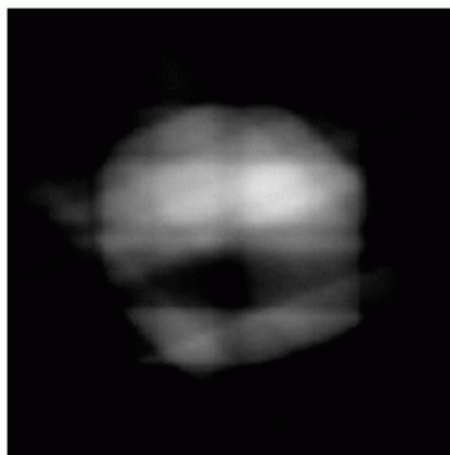
LTO

Rekonstrukcja iteracyjna

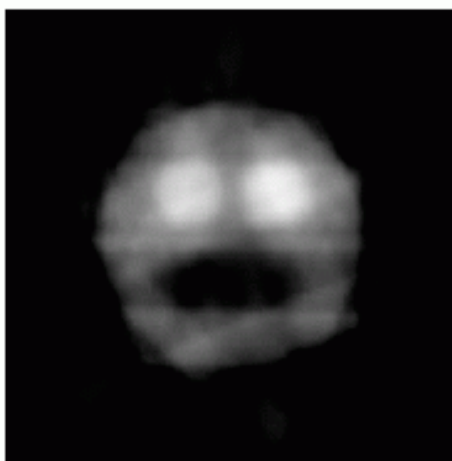
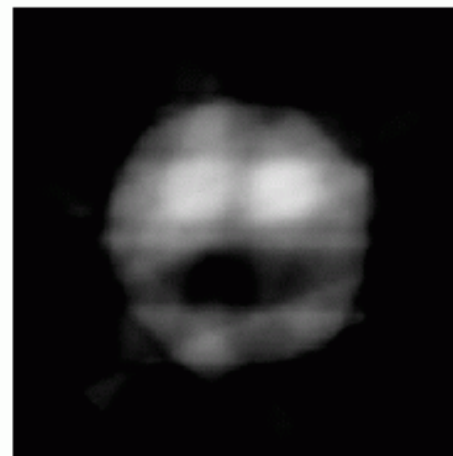
3



4

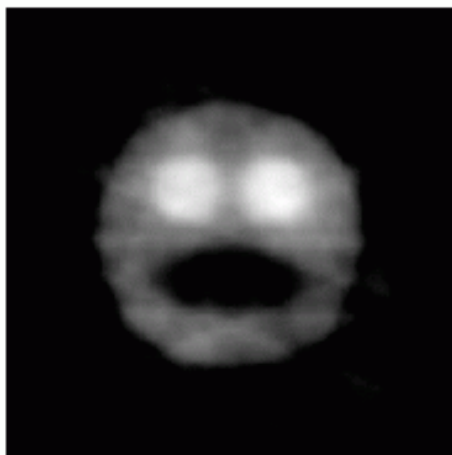


5

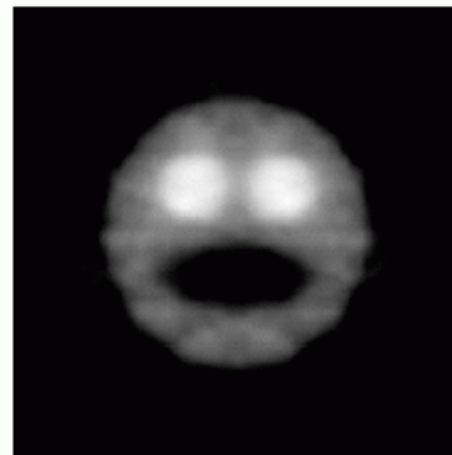


1.III.2023

6



LTO
7



8



Obrazy z Kamery Gamma

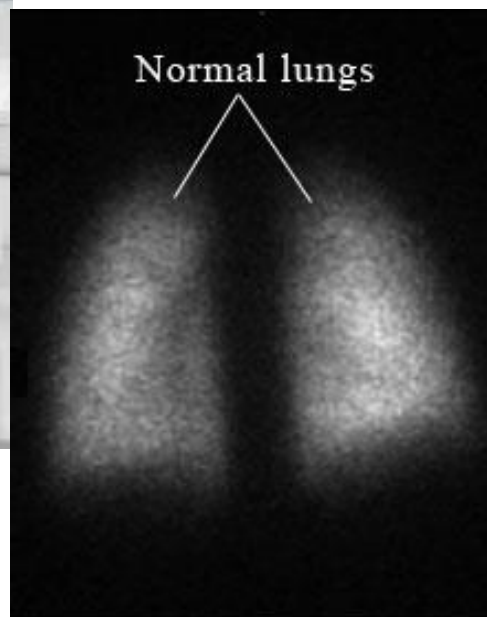


Figure 1
LTO

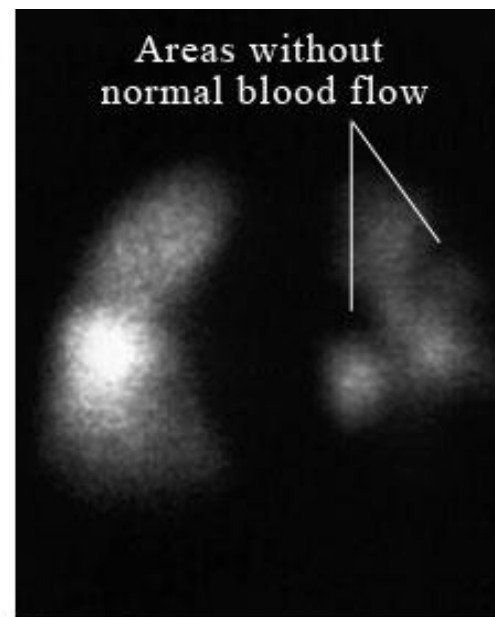
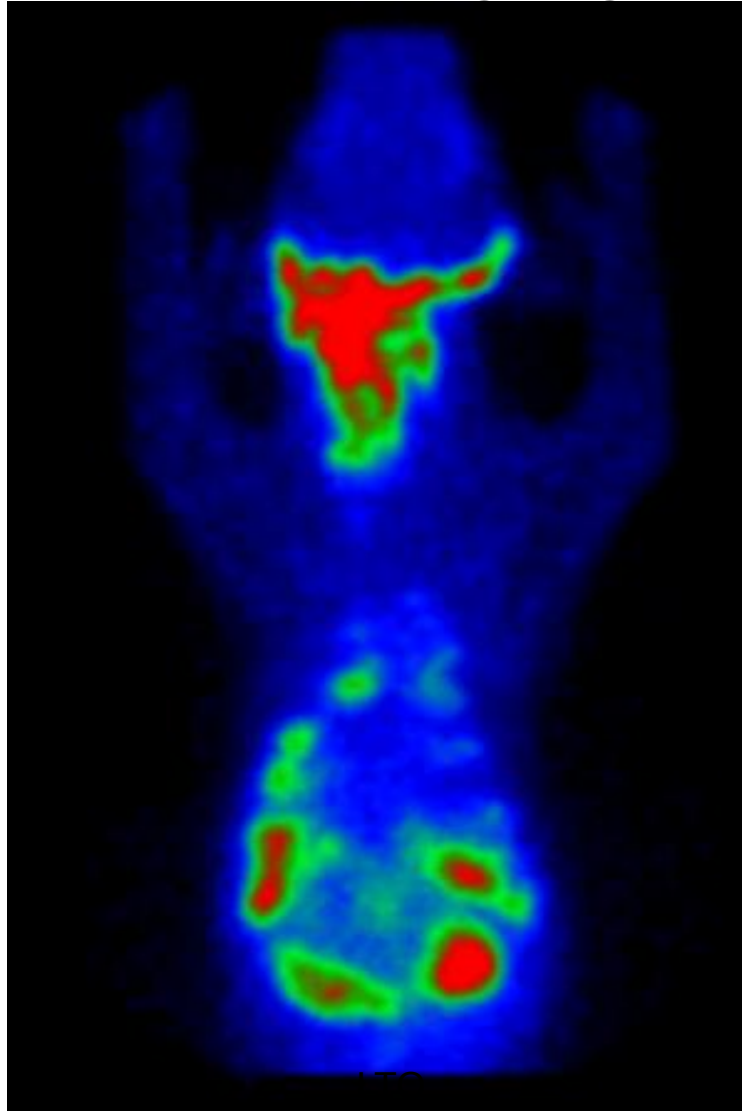


Figure 2

Nowotwór tarczycy (GK-scan)



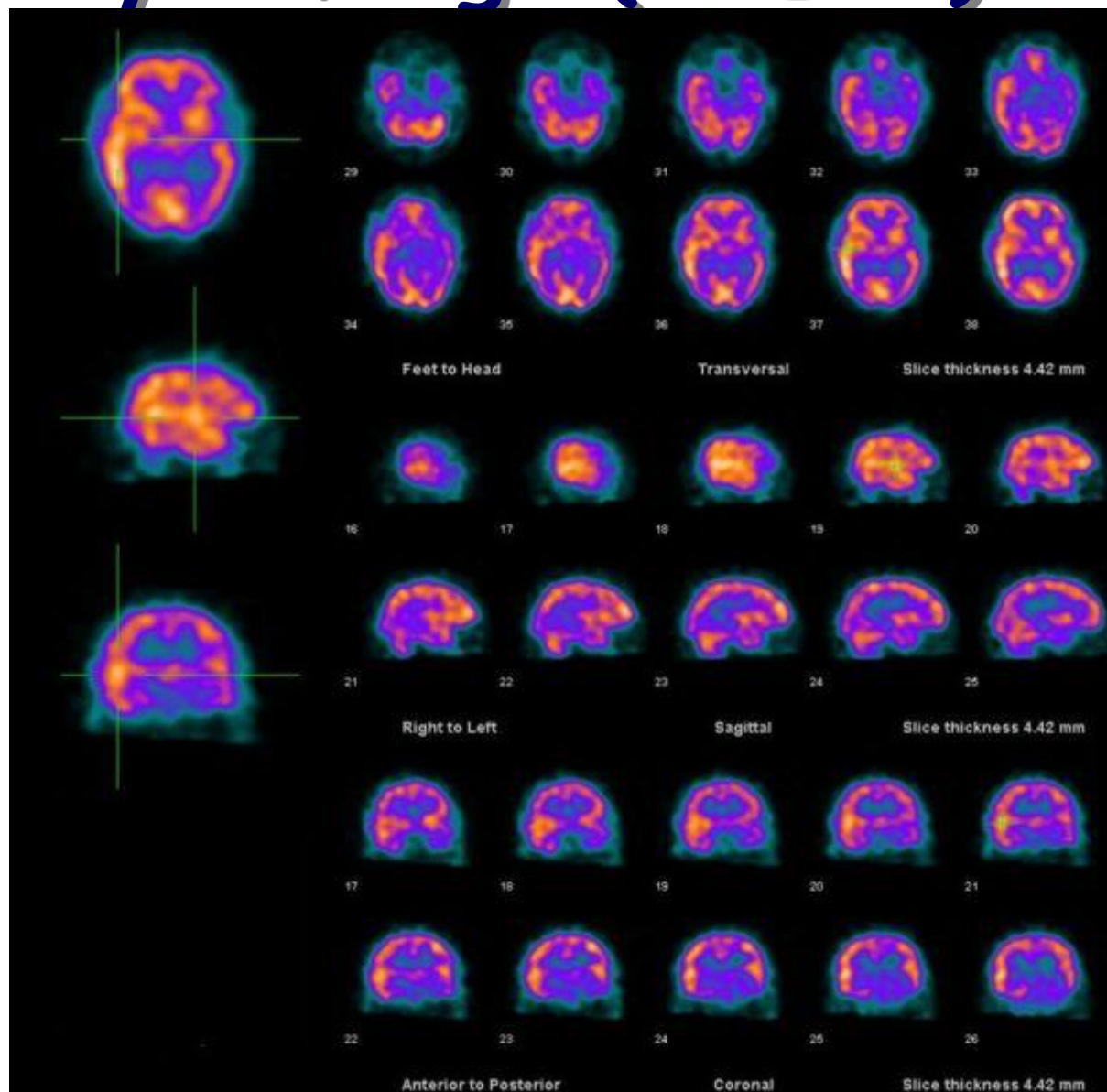
1.III.2023

Skan układu kostnego (SPECT)



1.III.2023

Skany wątroby i mózgu (SPECT)



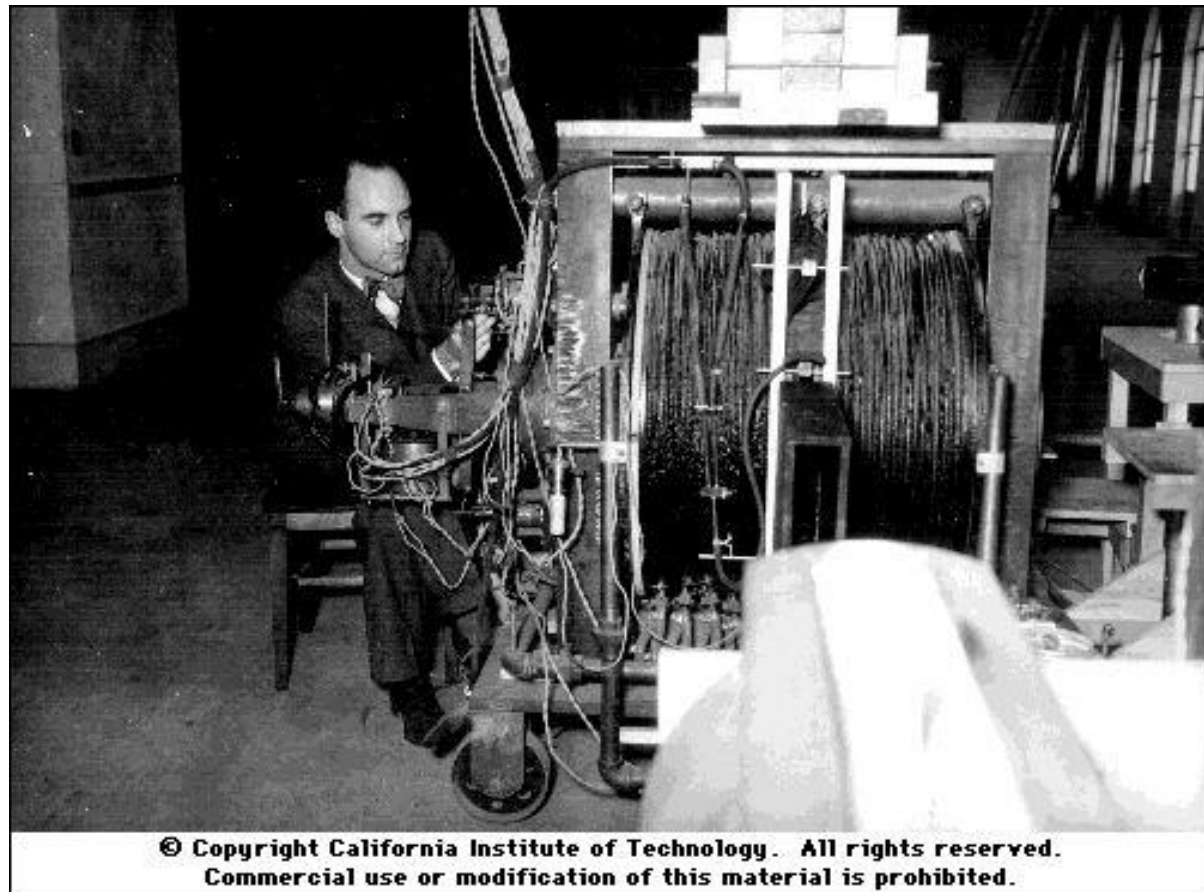
1.III.2023

PET

Tomografia Emisyjna

Pozytonowa

Pozyton - odkrycie



1928 Dirac postuluje istnienie czastki o
masie elektronu i diodatnim ładunku.

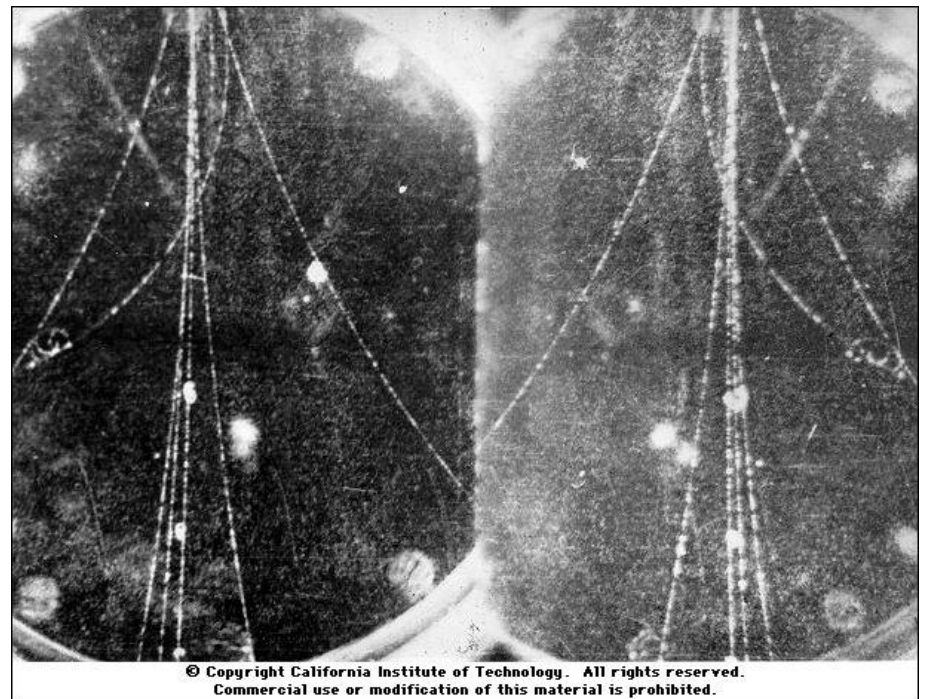
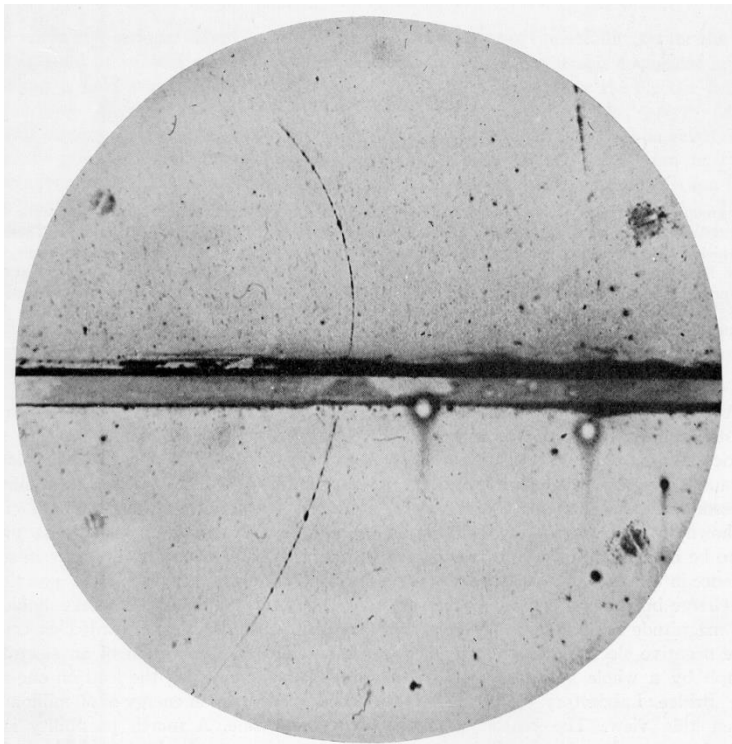
1.III.2023

LTO

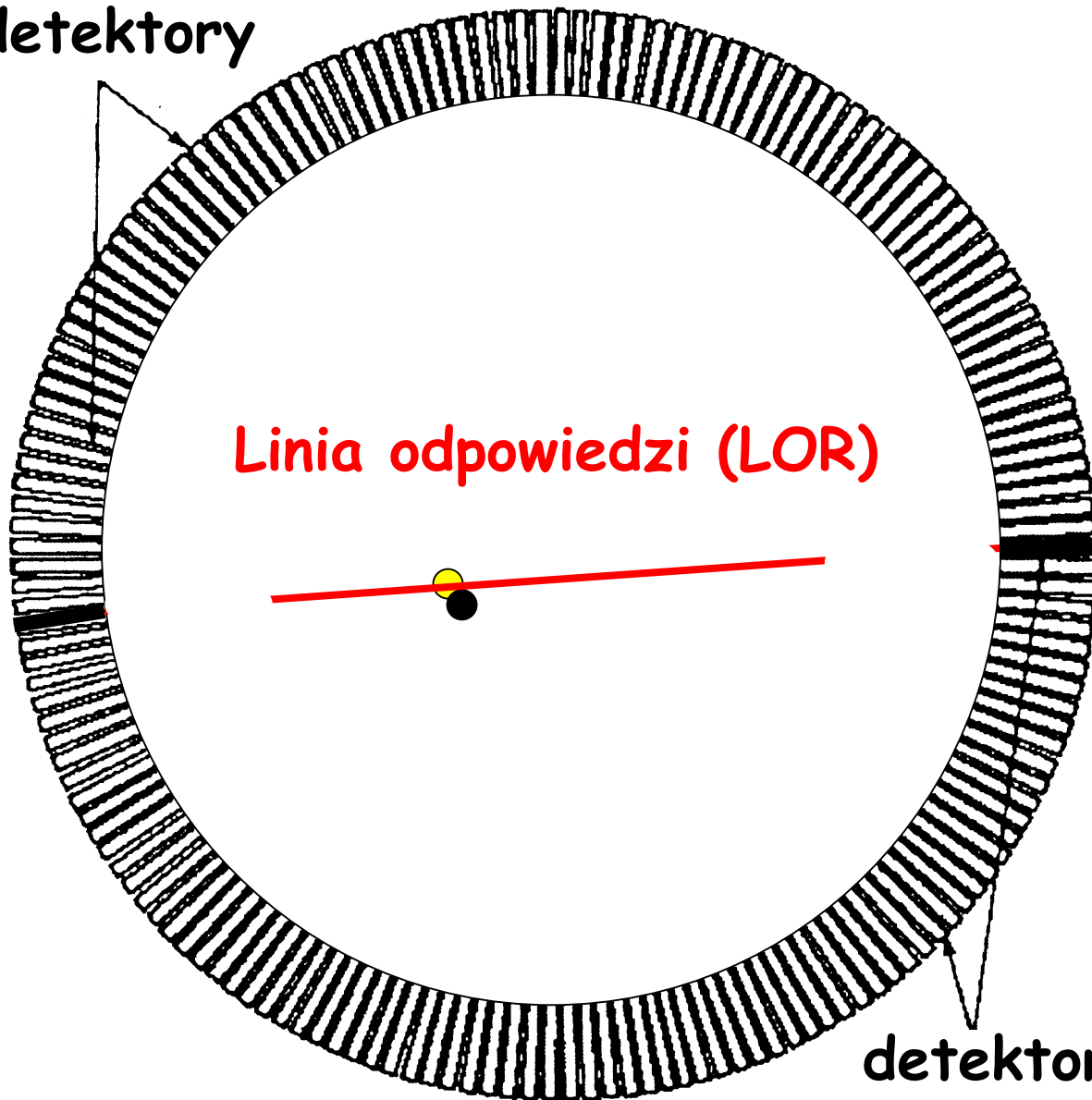
1932 Anderson odkrywa
pozyton

Anderson 1932

Pierwsza fotografia toru pozytonu w komorze Wilsona zarejestrowana przez Andersona 2 sierpnia 1932 roku



detektory

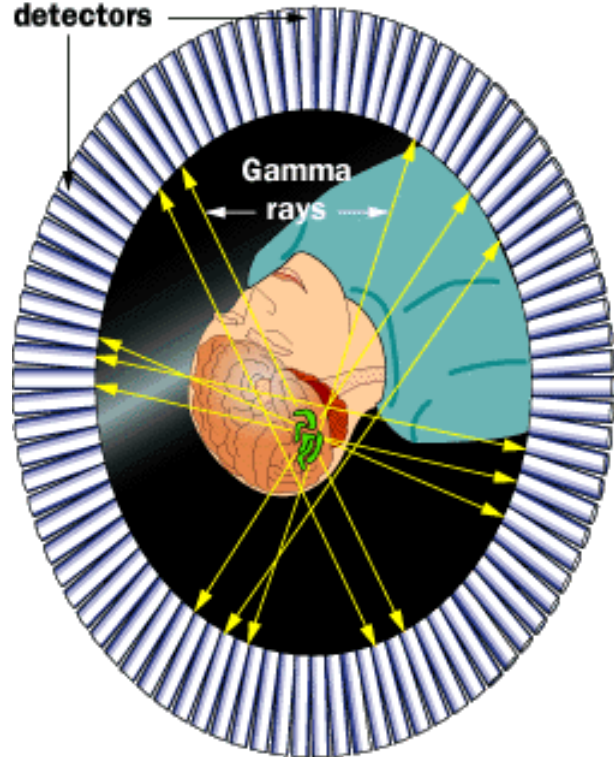


detektory

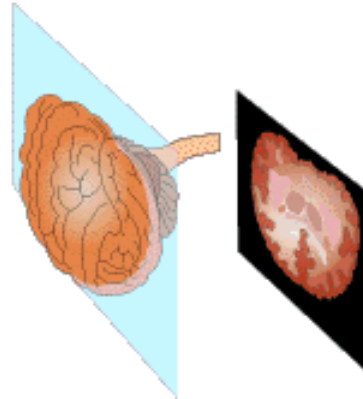
1.III.2023

LTO

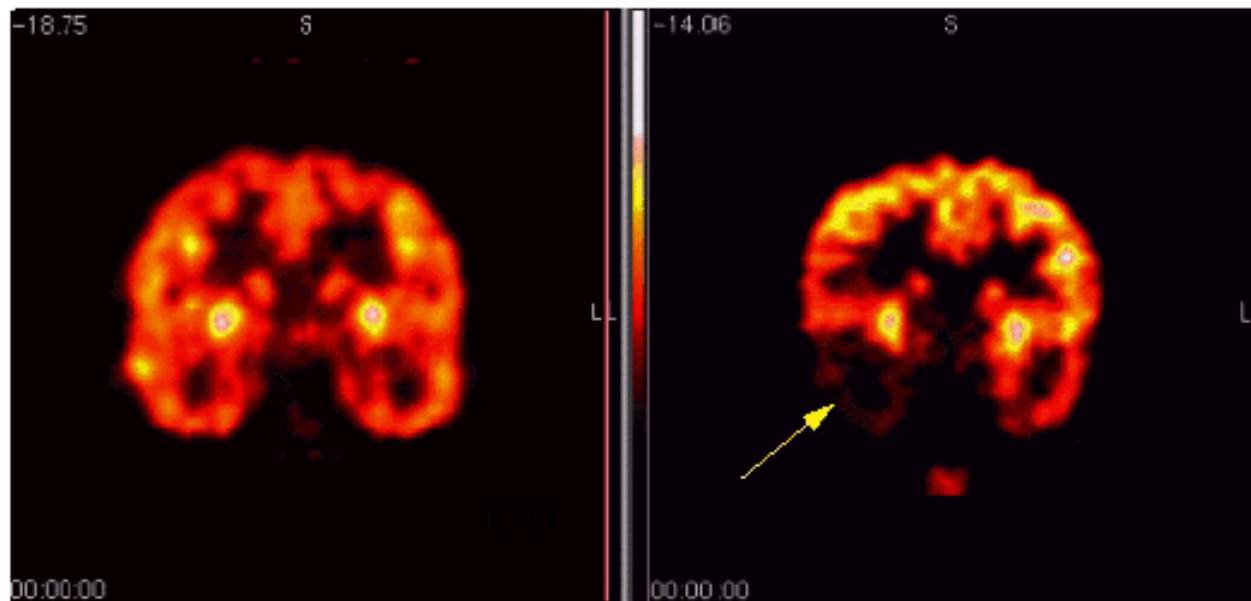
Gamma ray
detectors



Jak powstaje obraz PET



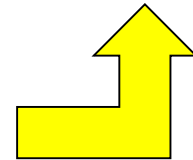
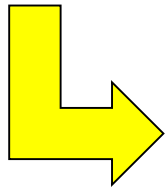
©2000 How Stuff Works



1.III.2023



(^{18}F)



$(\text{C}_6\text{O}_5\text{FH}_{11})$

1.III.2023

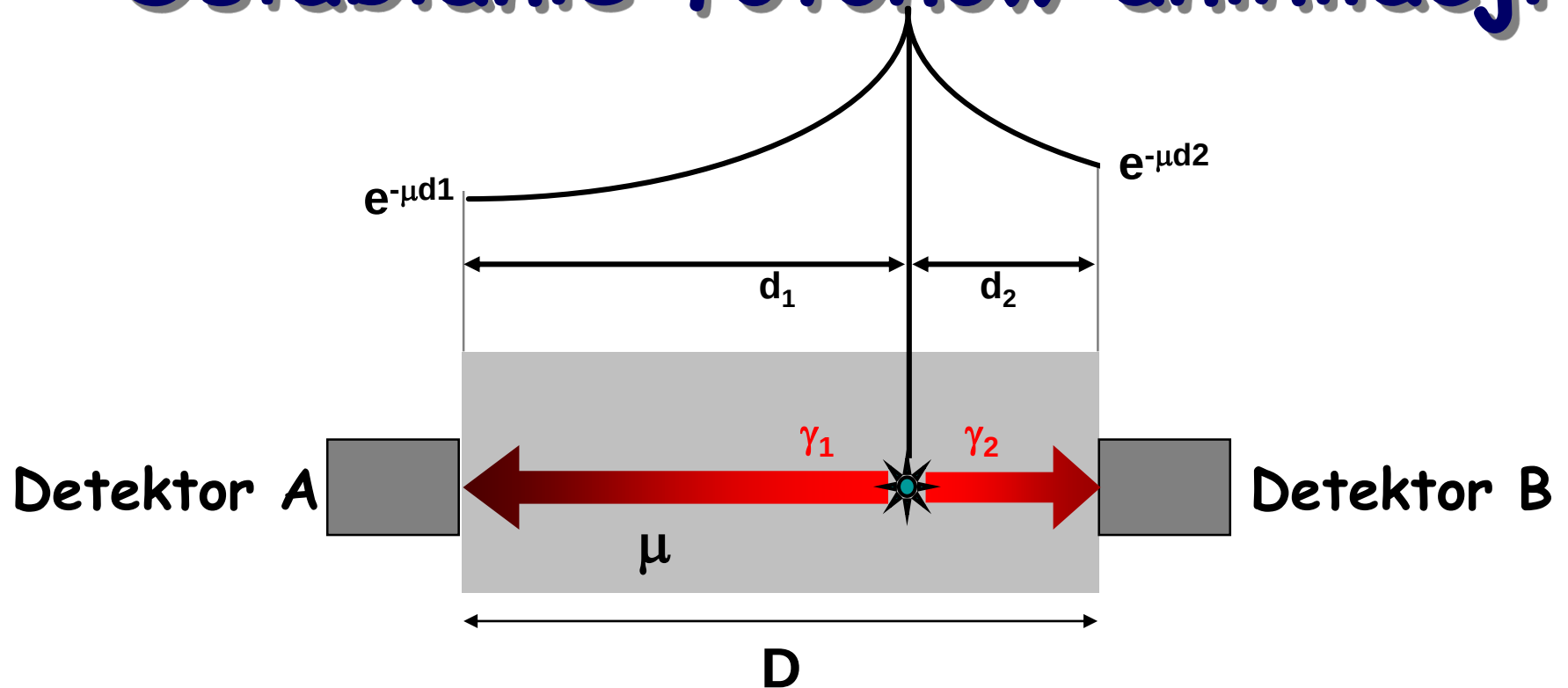


Izotopy dla PET

Nuklid	$T_{1/2}$ (min)	$E_{\max}$ (MeV)	Zasięg Efektywny (mm)	Target	Reakcja jądrowa
^{18}F	109,7	0,635	1,4	^{18}O woda Ne gaz	$^{18}\text{O}(\text{p},\text{n})^{18}\text{F}$ $^{20}\text{Ne}(\text{d}, \alpha)^{18}\text{F}$
^{11}C	20,4	0,96	2,06	N_2 – gaz	$^{14}\text{N}(\text{p},\alpha)^{11}\text{C}$
^{13}N	9,96	1,72	4,5	^{16}O woda	$^{16}\text{O}(\text{p},\alpha)^{13}\text{N}$ $^{13}\text{C}(\text{p},\text{n})^{13}\text{N}$ $^{12}\text{C}(\text{d},\text{n})^{13}\text{N}$
^{15}O	2,07	1,19	3,0	N_2 – gaz	$^{14}\text{N}(\text{d},\text{n})^{15}\text{O}$ $^{15}\text{N}(\text{p},\text{n})^{15}\text{O}$

^{18}F podstawiane w miejsce grupy hydroksylowej związku

Oslabianie fotonów anihilacji



Prawdopodobieństwo detekcji fotonów $e^{-\mu d_1}$, $e^{-\mu d_2}$

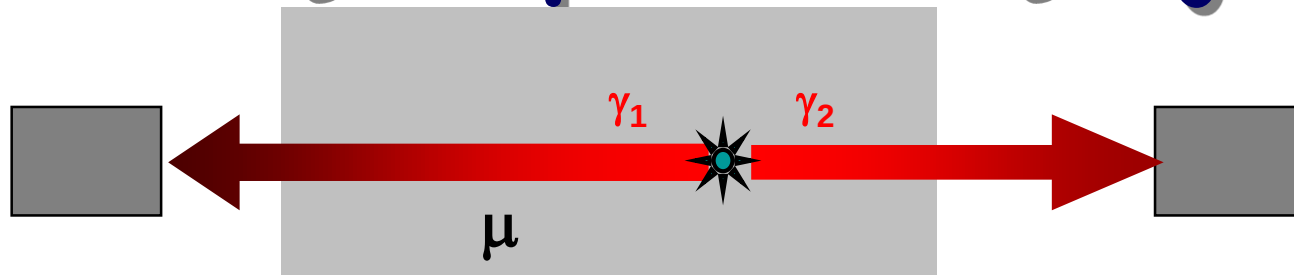
Prawdopodobieństwo detekcji koincydencji

$$e^{-\mu d_1} * e^{-\mu d_2} = e^{-\mu(d_1+d_2)} = e^{-\mu D} \text{ (Dla głowy: } \approx 0.2 \text{)}$$

(Niezależnie od położenia punktu anihilacji na promieniu)

Pomiar części pochłoniętej

Skan
emisyjny



Skan
transmisyjny



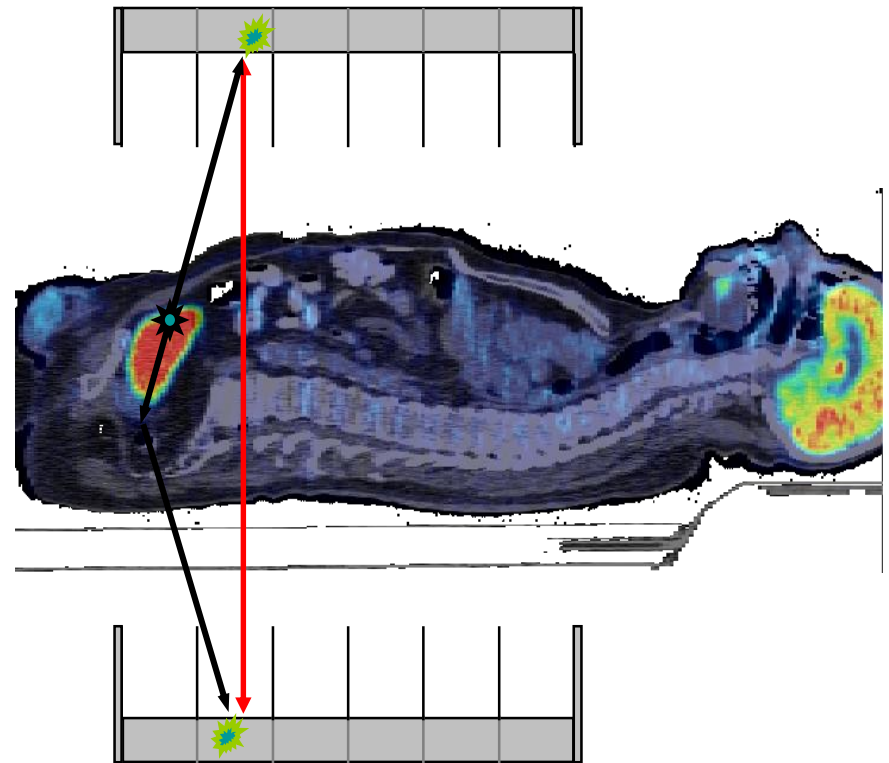
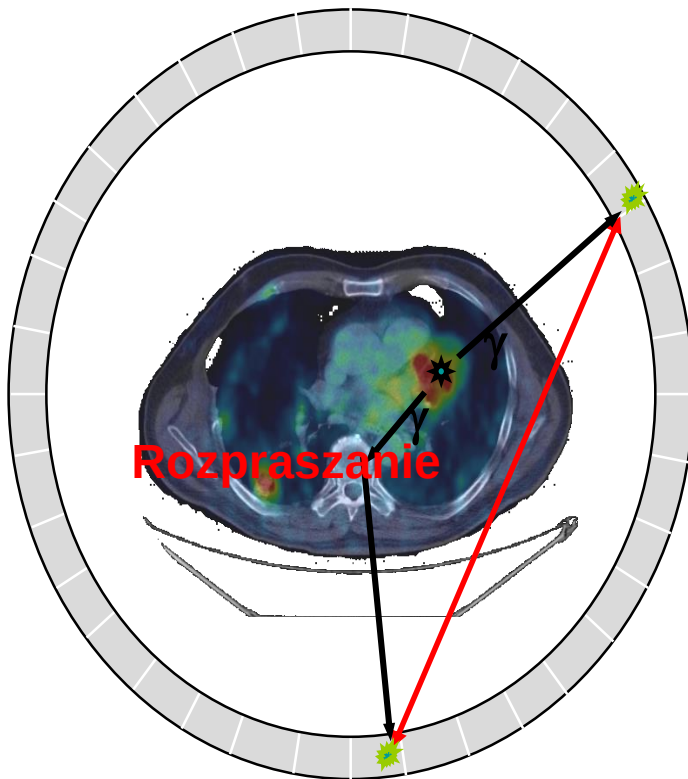
Skan
pusty



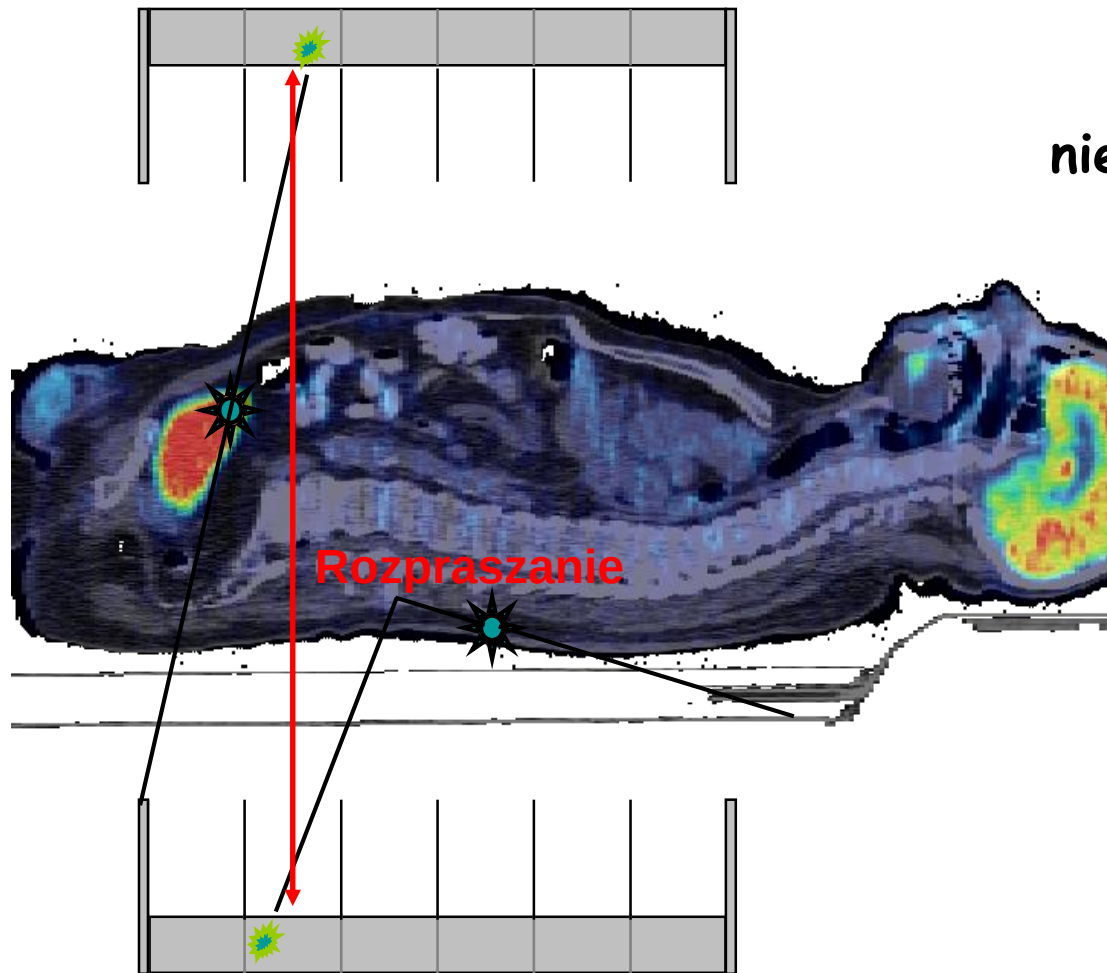
Współczynnik korekcyjny: $I_0/I = e^{\mu D}$

Powody zniekształcenia obrazu: fotony rozproszone

Przesunięte koincydencje

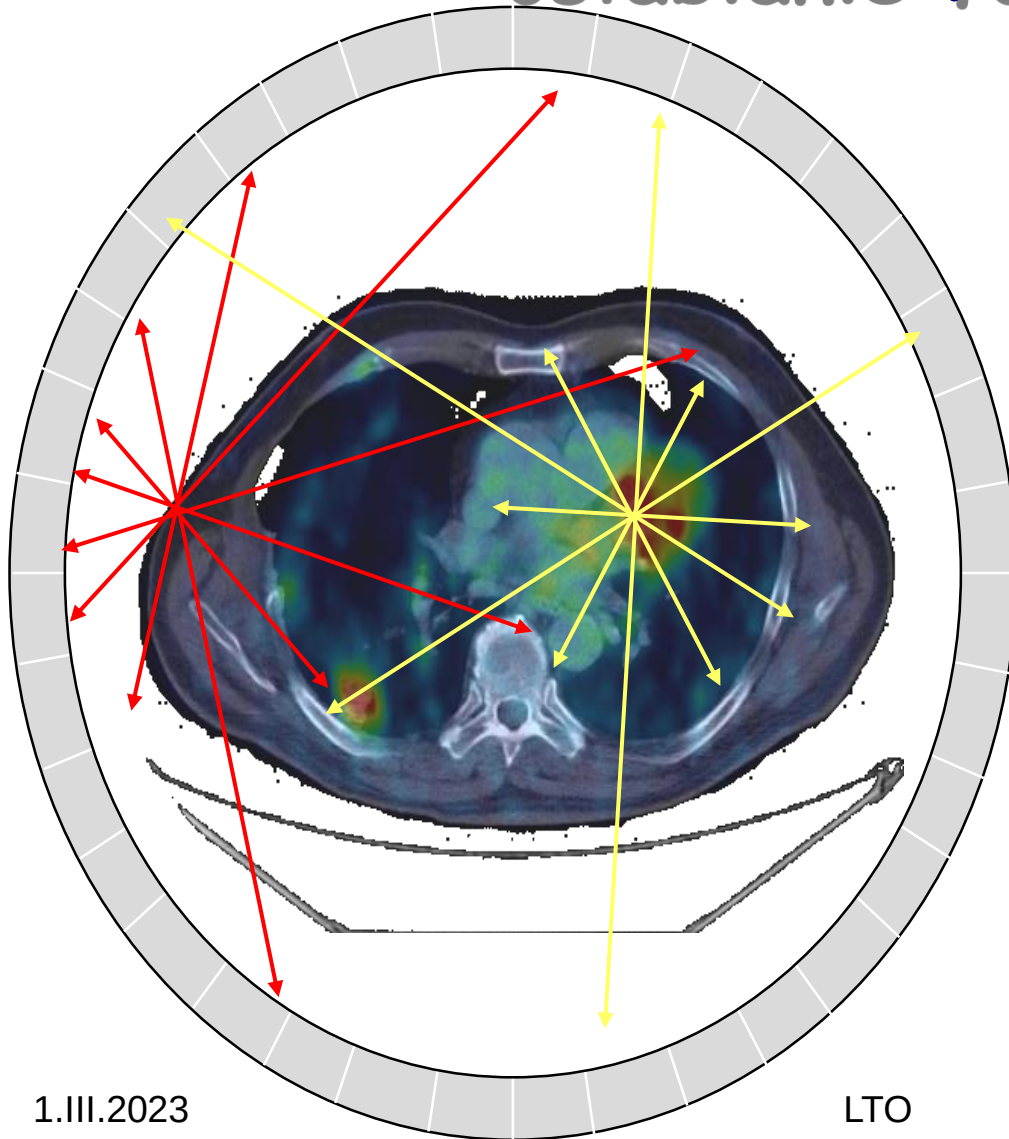


Powody zniekształcenia obrazu: koincydencje losowe



Koincydencja dwu
niepowiązanych fotonów

Powody zniekształcenia obrazu: osłabianie fotonów

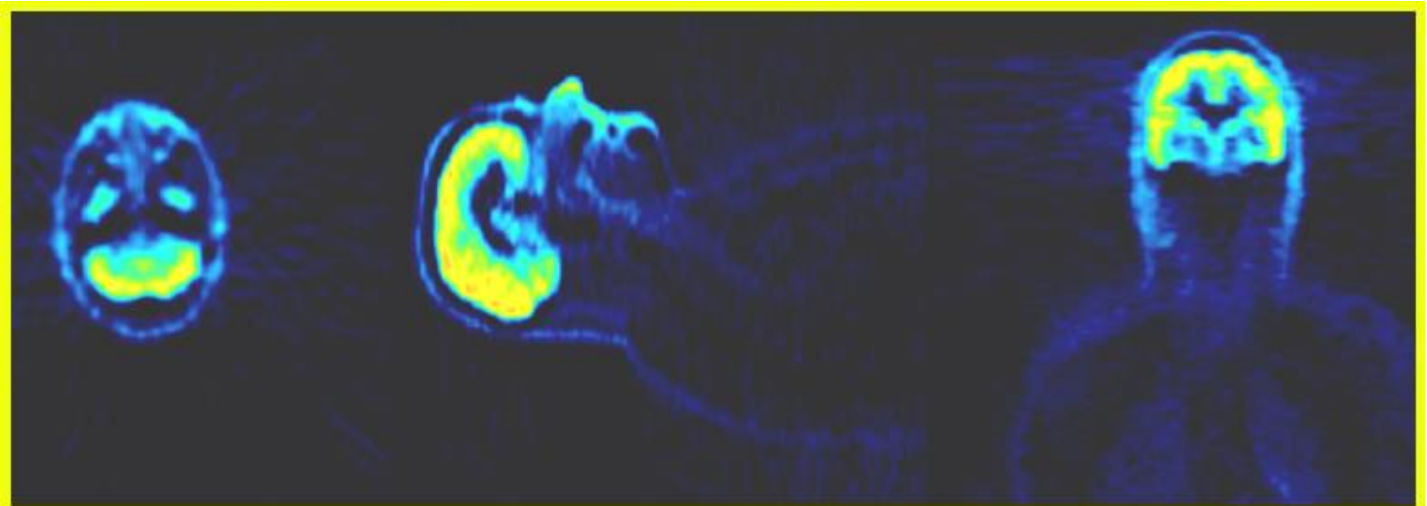


Część fotonów jest
osłabiana w tkankach

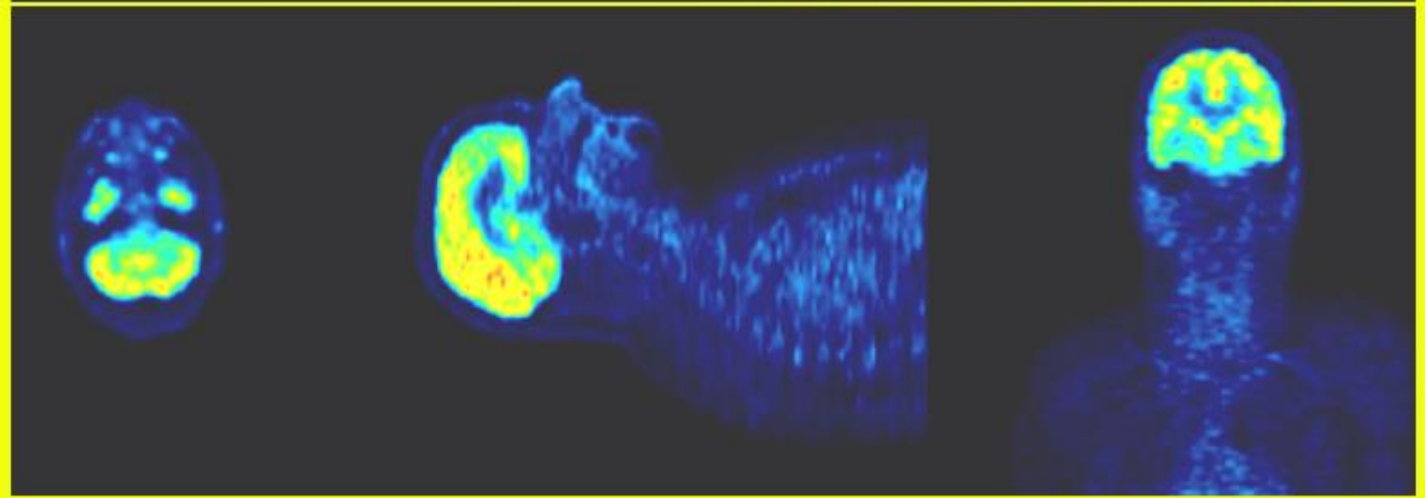
Efekt zależy od
miejsca emisji

PET korekcja osłabiania - AC (Attenuation Correction)

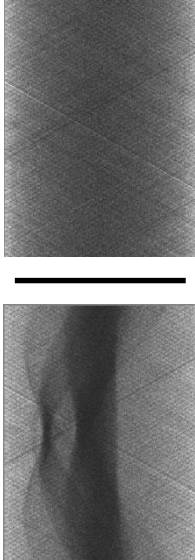
PET bez
AC



PET z AC



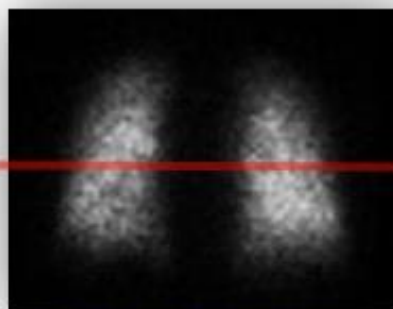
Współczynniki osłabienia dla PET (ACF)

$$\frac{\text{Sinogram pusty } (I_0)}{\text{Sinogram transmisyjny } (I_0 e^{-mD})} = \frac{\text{Sinogram ACF } (e^{mD})}{\text{Sinogram pusty } (I_0)}$$


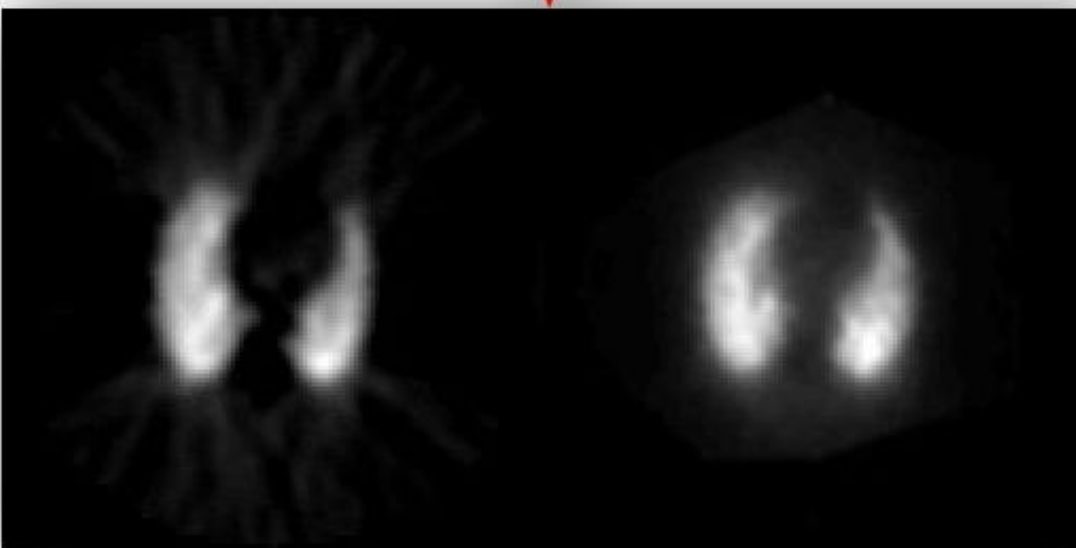
Korekcja:

$$\text{Sino. emisyjny} * \text{Sino. ACF} = \text{Sino. Skorygowany}$$

Efekty rekonstrukcji



Posterior Planar View



Slice reconstructed using
Filtered Back Projection

Slice reconstructed using
Iterative Reconstruction