

Fizyczne metody i aparatura do pomiaru obiektów biomedycznych

13.05.2020 r

Nieinwazyjne metody obrazowania

dr inż. Elżbieta Szul-Pietrzak

Podstawy fizyczne

Skala w m

10^{-10} m

atom

10^{-14} m

jądro

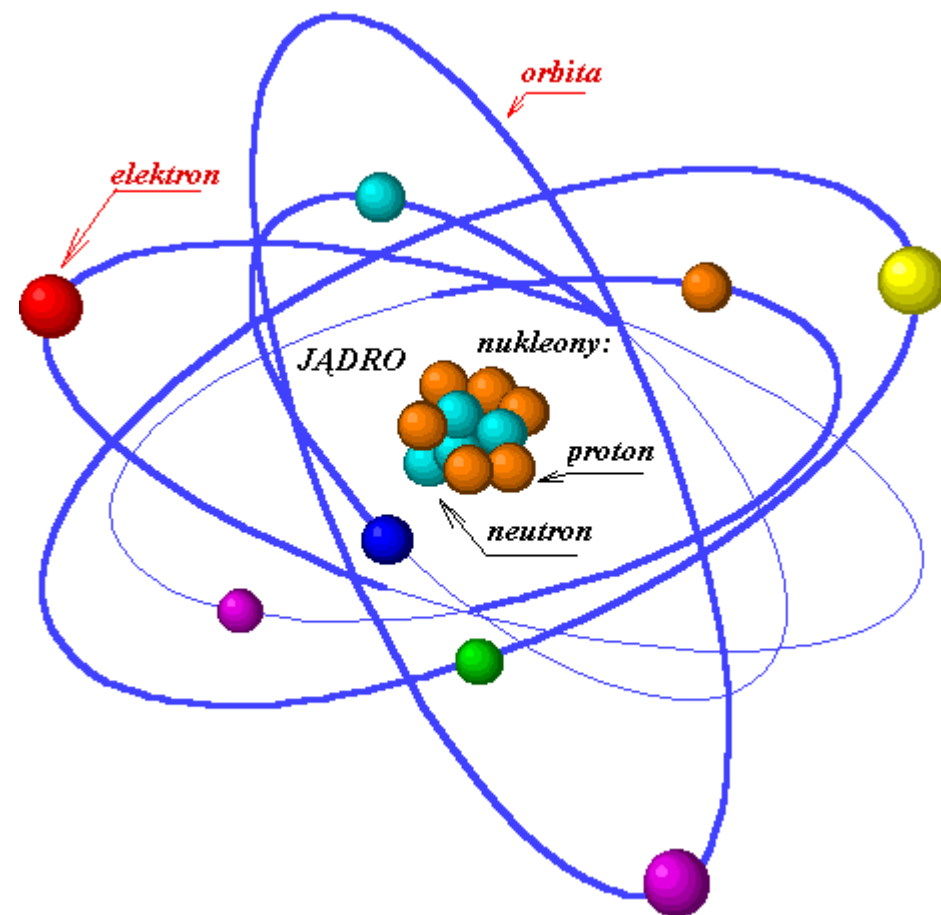
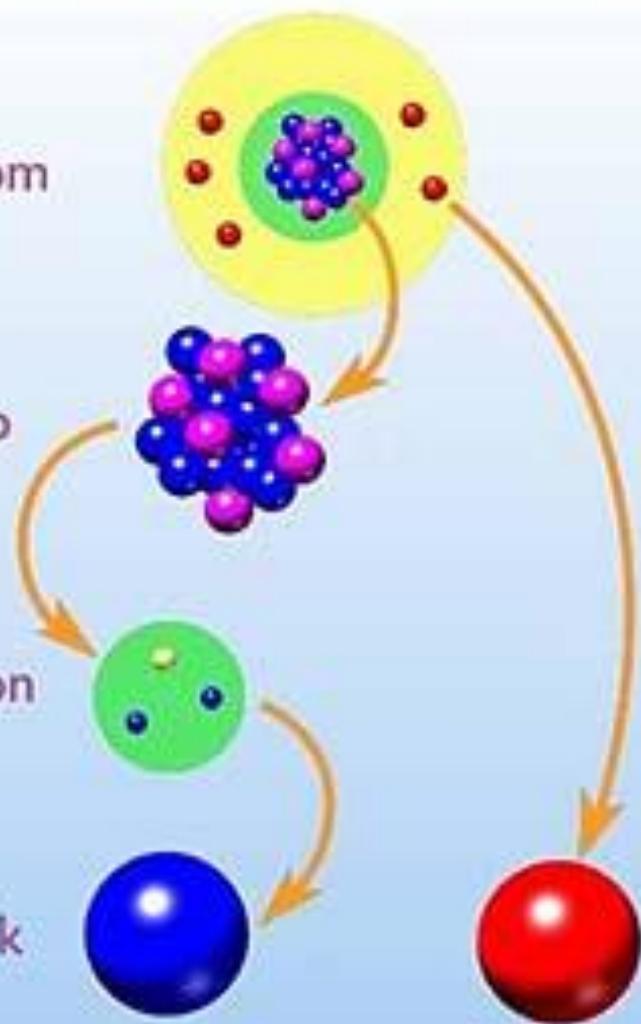
10^{-15} m

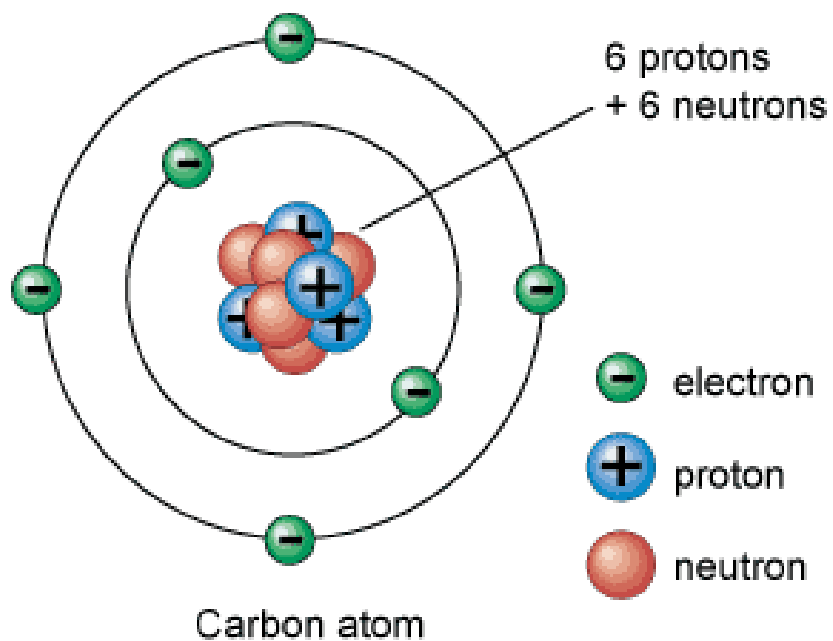
proton

$\approx 10^{-18}$ m

kwark

elektron





Liczba masowa
(protony + neutrony)

A

Liczba atomowa
(protony)

Z

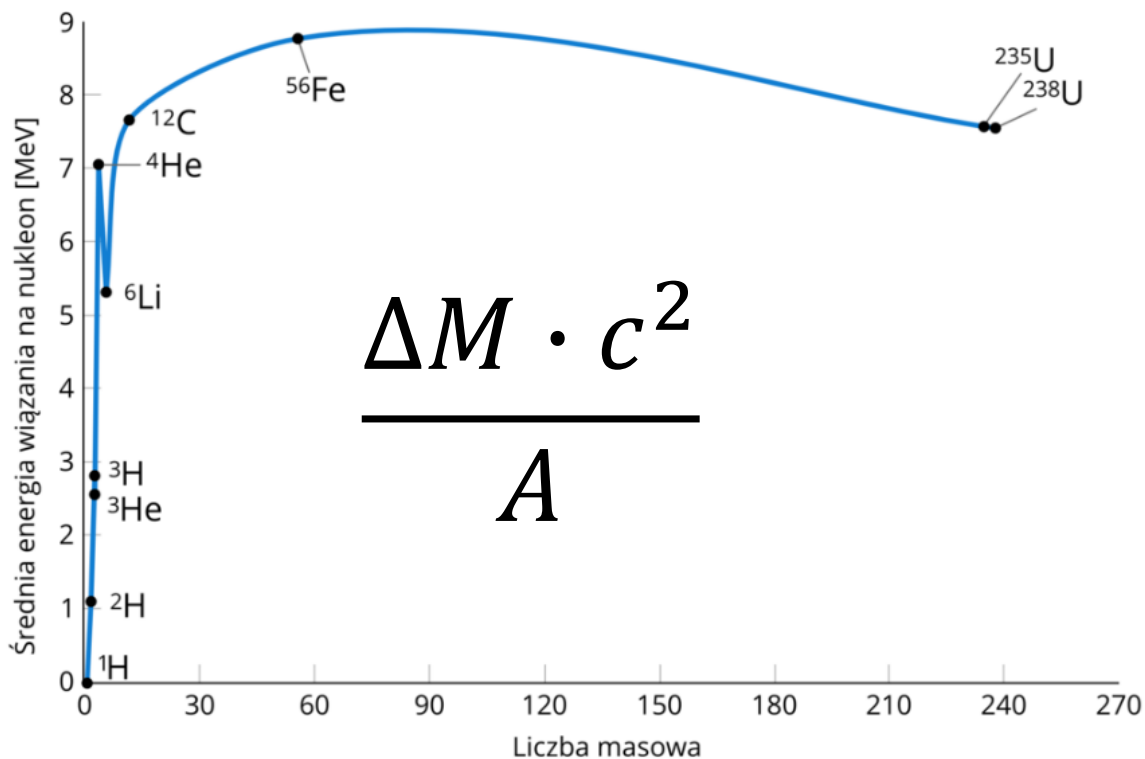
X

Defekt masy

$$M(Z, A) < [Z \cdot m_p + (A - Z) \cdot m_n]$$

$$\Delta M = [Z \cdot m_p + (A - Z) \cdot m_n] - M(Z, A)$$

Średnia energia wiązania na nukleon



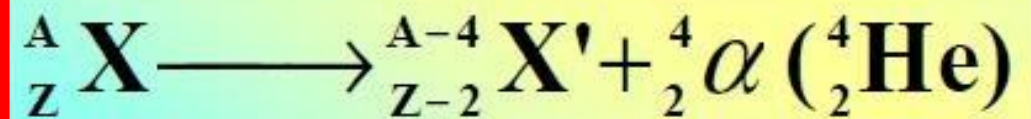
Trwałość jąder atomowych

zależy od:

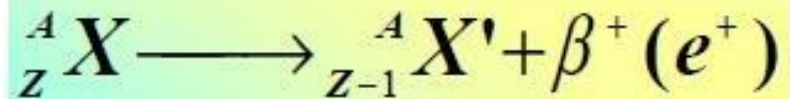
- jądrowych siły przyciągania pomiędzy nukleonami (oddziaływanie bezpośrednie z sąsiadem)
- ilości nukleonów w jądrze (A)
 - najtrwalsze: $25 \leq A \leq 150$
 - jądra ciężkie $A \geq 210$ - rozpad
- stosunku N/Z
- parzysto – parzyste (N i Z) trwalsze od nieparzystych

Promieniotwórczość – rozpad jąder

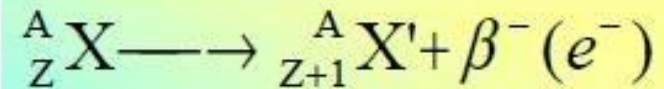
Rozpad Alfa



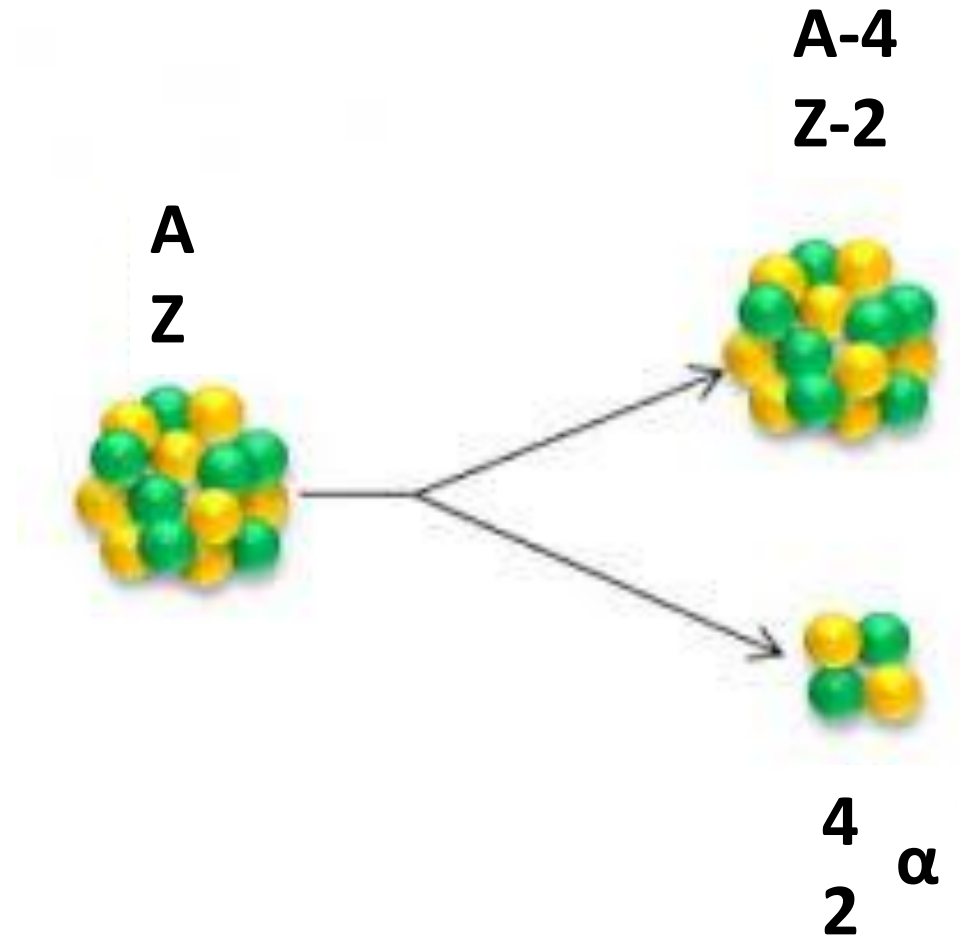
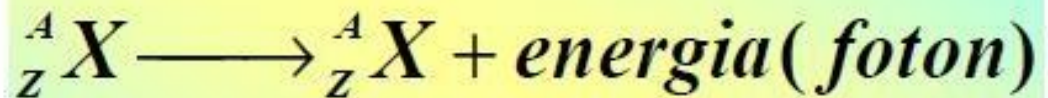
Rozpad Beta (+)



Rozpad Beta (-)

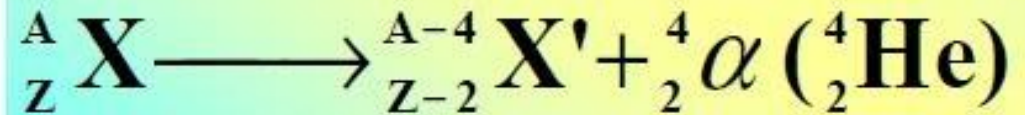


Rozpad Gamma

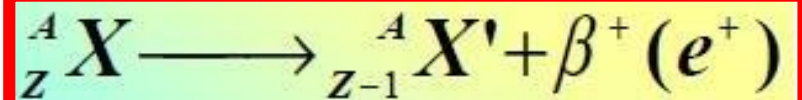


Promieniotwórczość – rozpad jąder

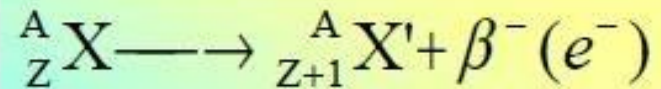
Rozpad Alfa



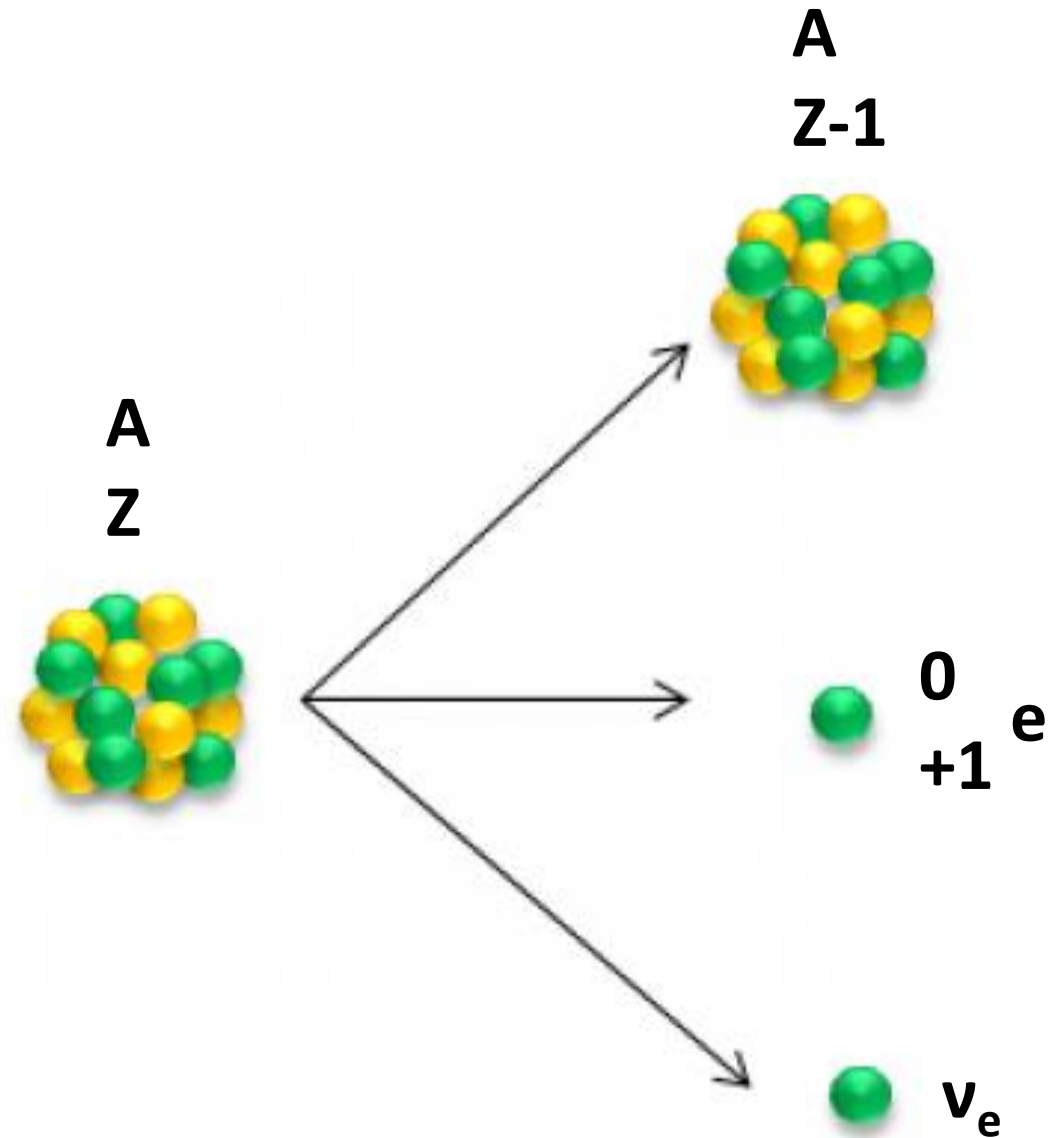
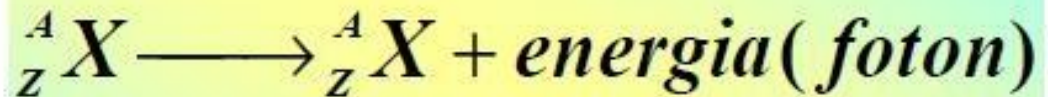
Rozpad Beta (+)



Rozpad Beta (-)

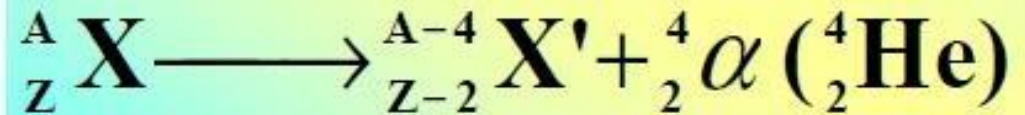


Rozpad Gamma

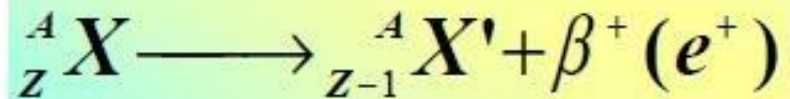


Promieniotwórczość – rozpad jąder

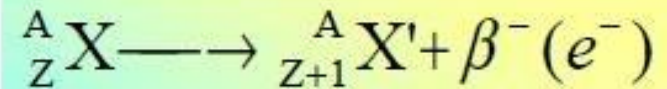
Rozpad Alfa



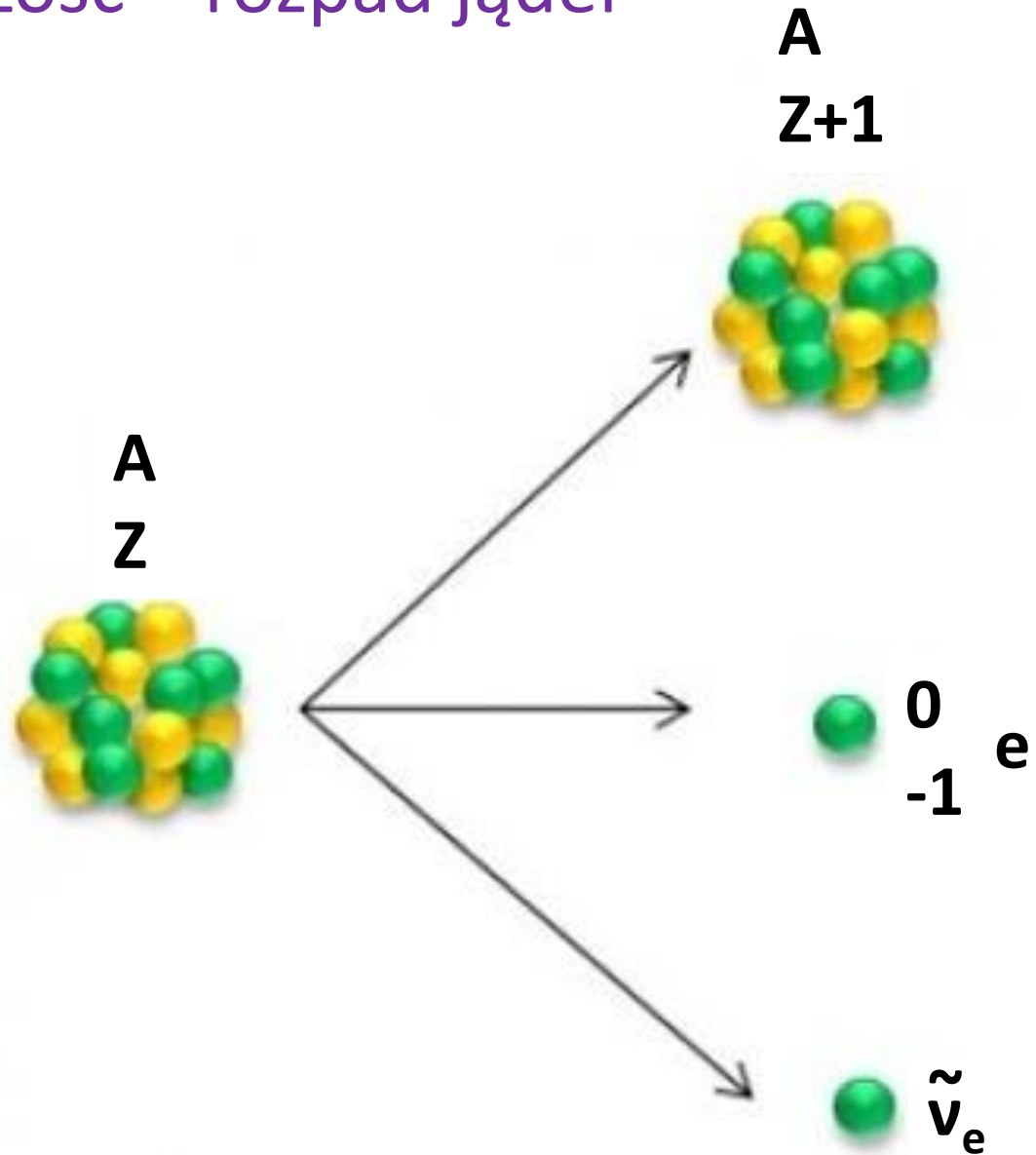
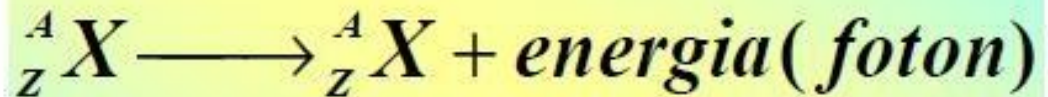
Rozpad Beta (+)



Rozpad Beta (-)

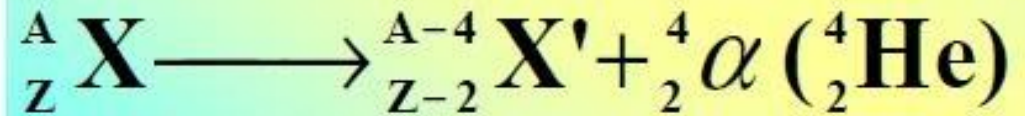


Rozpad Gamma

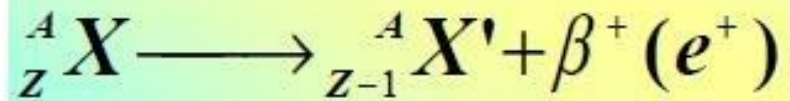


Promieniotwórczość – rozpad jąder

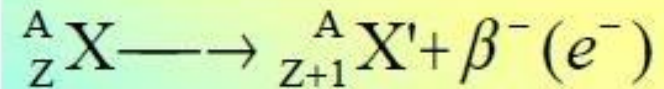
Rozpad Alfa



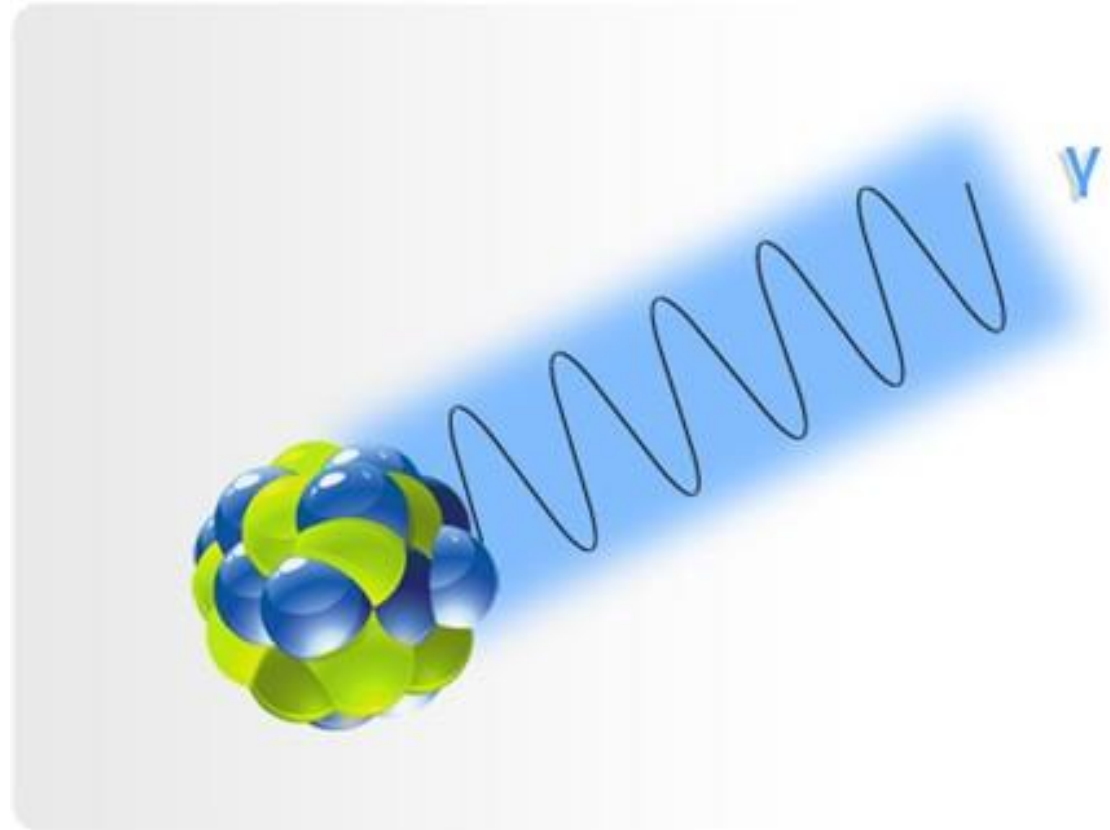
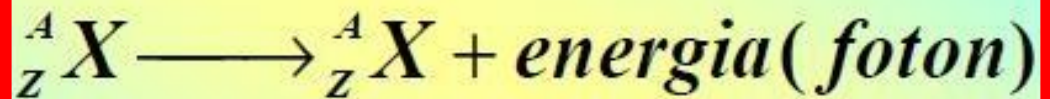
Rozpad Beta (+)



Rozpad Beta (-)

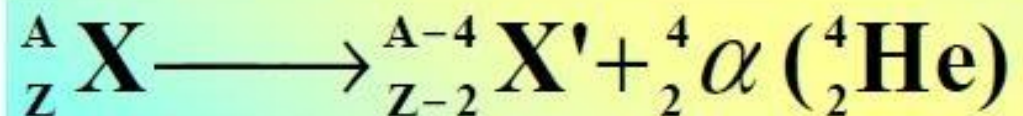


Rozpad Gamma

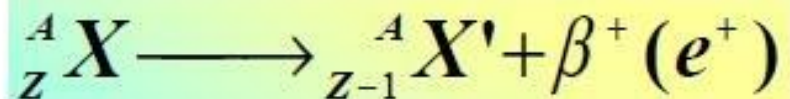


Promieniotwórczość – rozpad jąder

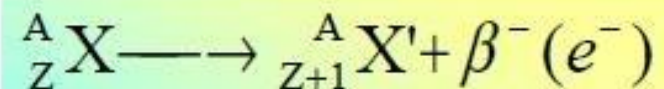
Rozpad Alfa



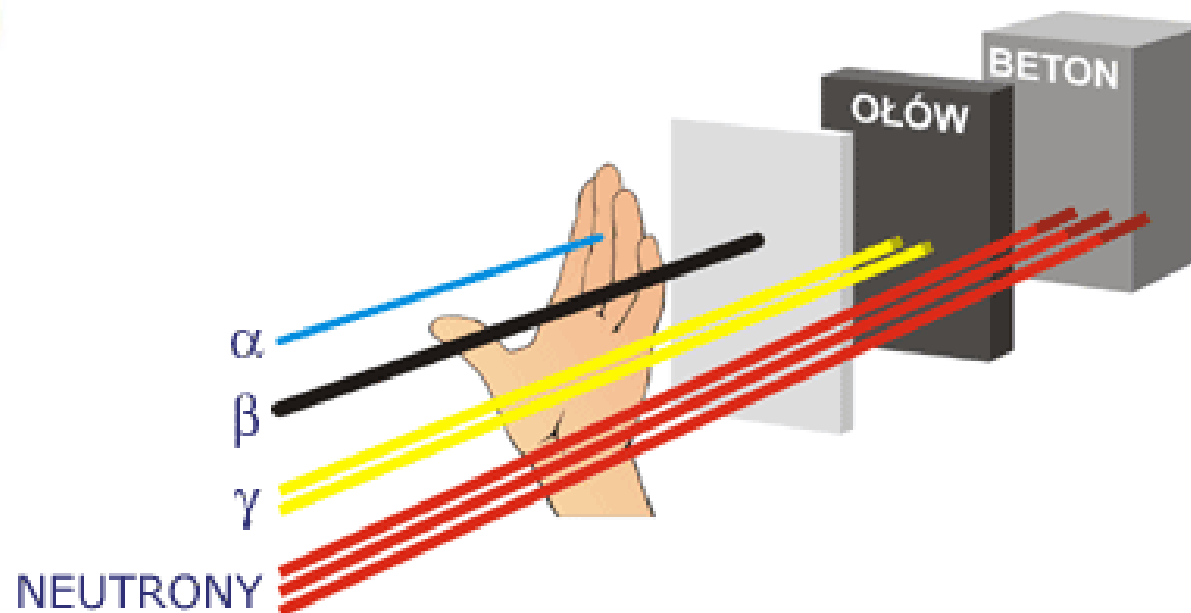
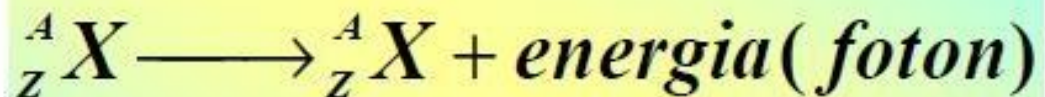
Rozpad Beta (+)



Rozpad Beta (-)



Rozpad Gamma



Postulat Plancka

Postulat Plancka (1900) – prawo opisujące emisję światła przez ciało doskonale czarne znajdujące się w danej temperaturze. Zgodnie z nim emisja (i absorpcja) światła odbywa się w porcjach (kwantach) o energii

$$E = fh = \frac{hc}{\lambda}$$

gdzie f – częstotliwość drgań oscylatorów

h – stała Plancka, $h=6,6253 \cdot 10^{-34} \text{Js}$

Energia cząstek elementarnych

Teoria względności Einsteina – związek między energią i masą

$$E = mc^2 \quad \text{lub} \quad m = \frac{E}{c^2}$$

masa kwantu

$$m = \frac{hf}{c^2}$$

pęd

$$p = mc = \frac{hf}{c} = \frac{h}{\lambda}$$

Fale de Broglie'a

Natura falowa materii – ruch cząstki o pędzie p można opisać ruchem fali o długości

$$\lambda = \frac{h}{mv} = \frac{h}{p}$$

Fale de Broglie'a

Np.: ruch elektronu w polu elektrycznym (ΔV)

$$e\Delta V = \frac{1}{2}mv^2$$

$$\lambda = \frac{h}{\sqrt{2em\Delta V}}$$

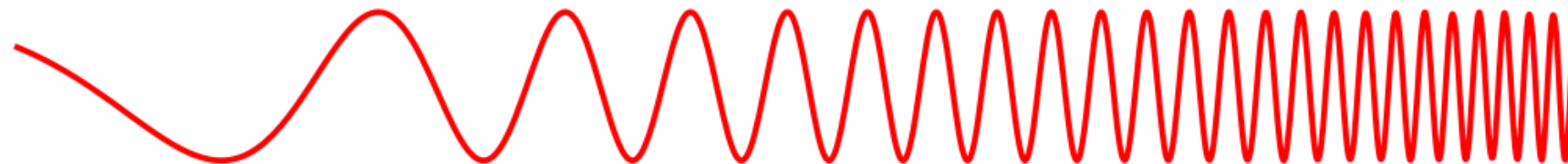
po podstawieniu $e = 1,6 \cdot 10^{-19} \text{C}$ i $m = 9,1 \cdot 10^{-31} \text{ kg}$

$$\lambda = \frac{1,224 \text{ nm}}{\sqrt{\Delta V}}$$

dla $\Delta V = 10^4 \text{ V}$ $\lambda = 0,012 \text{ nm}$ – **promieniowanie X**

Przenika atmosferę ziemską?

tak nie tak nie



Typ promieniowania
Długość fali (m)

radiowe

10^3



budynki

mikrofale

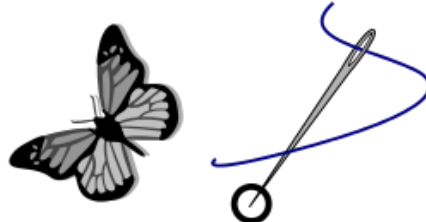
10^{-2}



człowiek

podczerwień

10^{-5}



ostrze igły

światło
widzialne

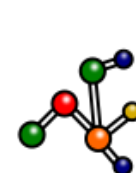
0.5×10^{-6}



pierwotniaki

ultrafiolet

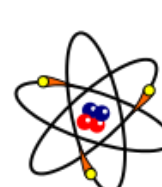
10^{-8}



molekuły

rentgenowskie

10^{-10}



atomy

gamma

10^{-12}

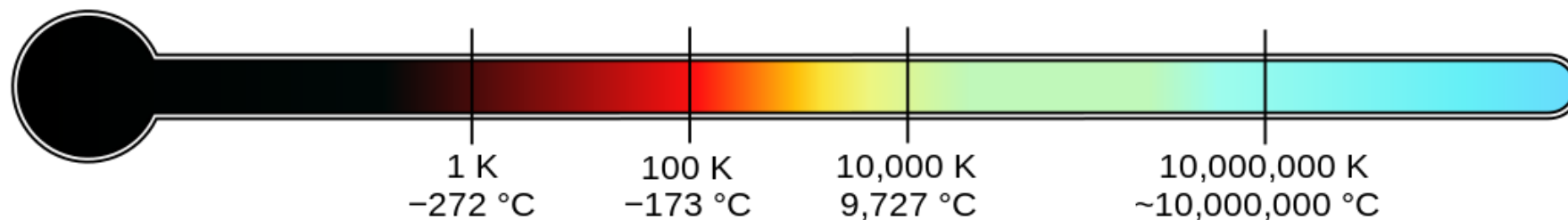


jądra atomowe

Częstotliwość (Hz)



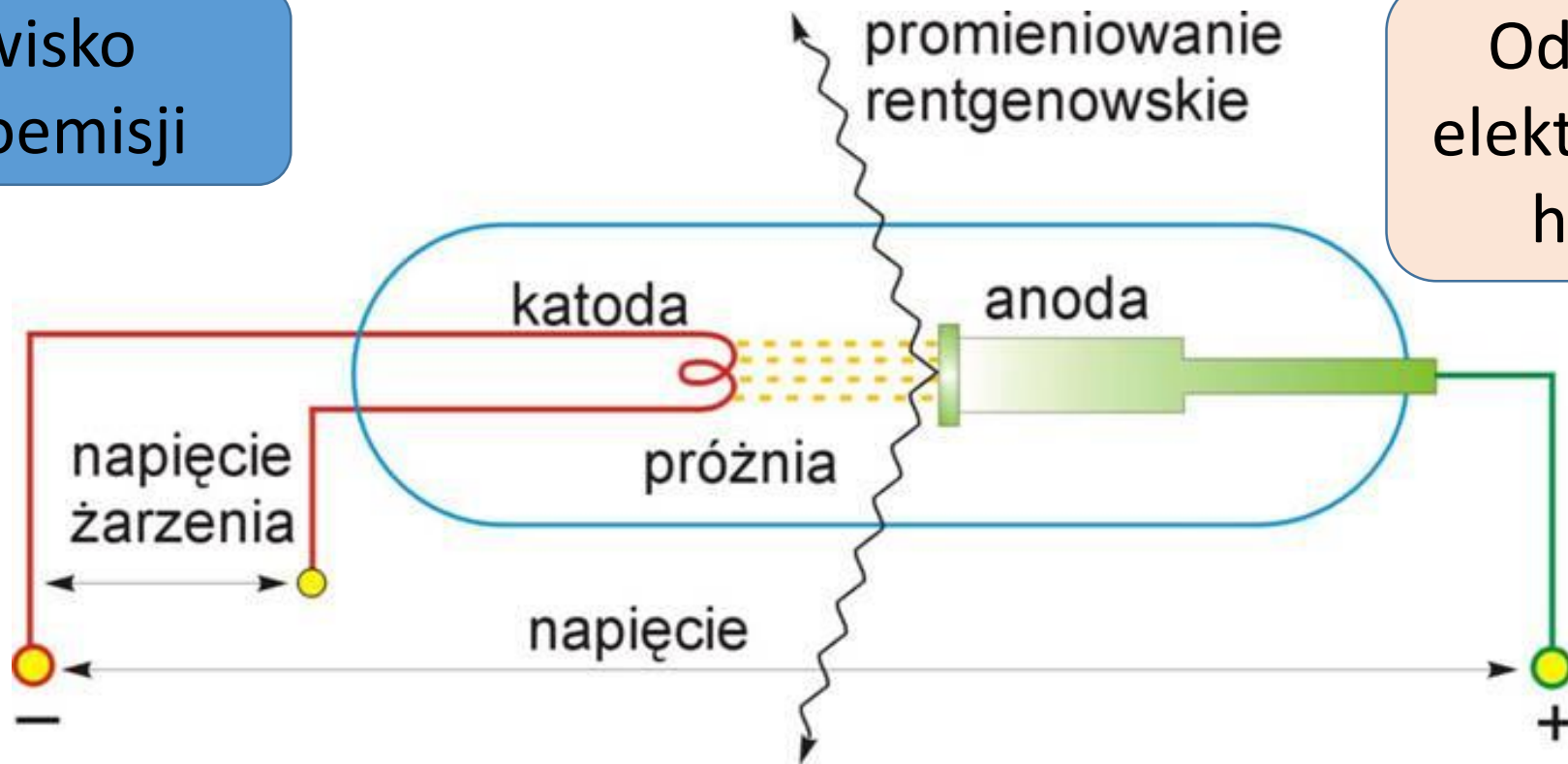
Temperatura ciała, którego maksimum promieniowania jest w danej długości fali



Źródła promieniowania jonizującego

Źródło promieniowania X

Zjawisko
termoemisji



Oddziaływanie
elektron – materia
hamowanie

Uwolnienie energii w postaci
promieniowania

Mechanizm hamowania

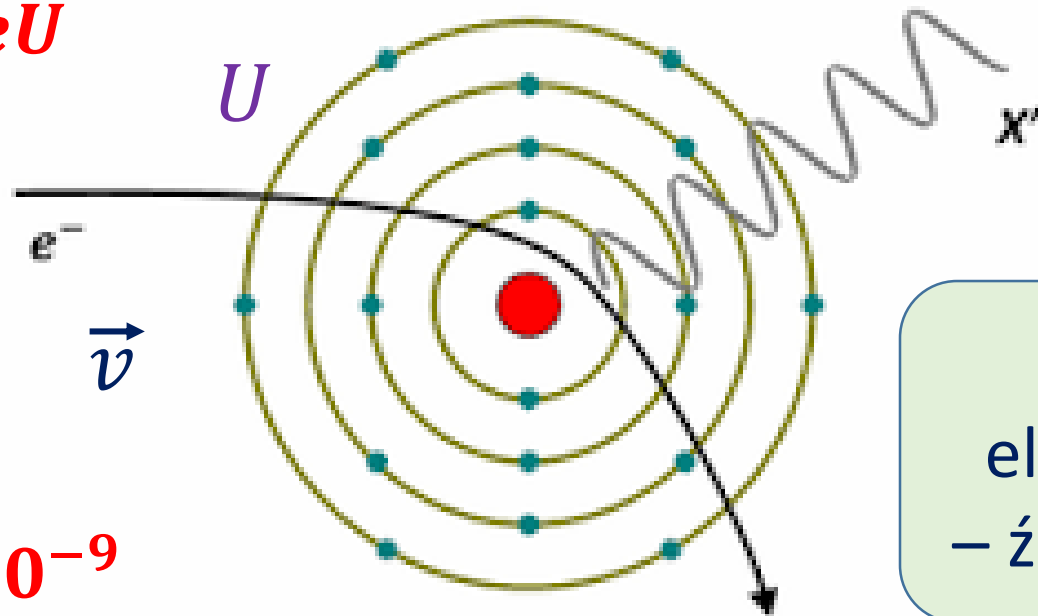
oddziaływanie elektrony i jądro atomu
– pole elektryczne

pole elektromagnetyczne
– ruch cząstki

$$E_k = \frac{mv^2}{2} = eU$$

$$\lambda_{min} = \frac{hc}{eU}$$

$$\lambda_{min}[m] = \frac{1,24}{U} \cdot 10^{-9}$$



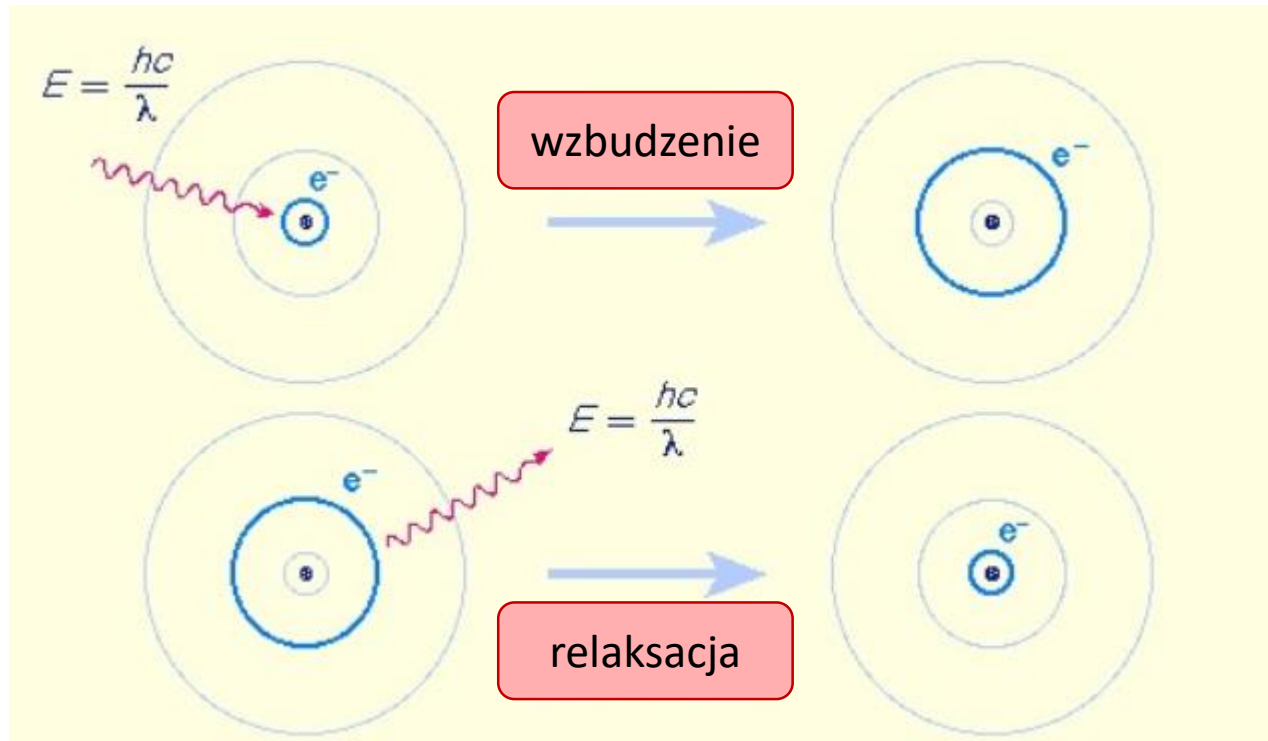
$$h\nu_{max} = eU$$
$$\nu_{max} = \frac{c}{\lambda_{min}}$$

zaburzenia pola
elektromagnetycznego
– źródło promieniowania

Mechanizm hamowania

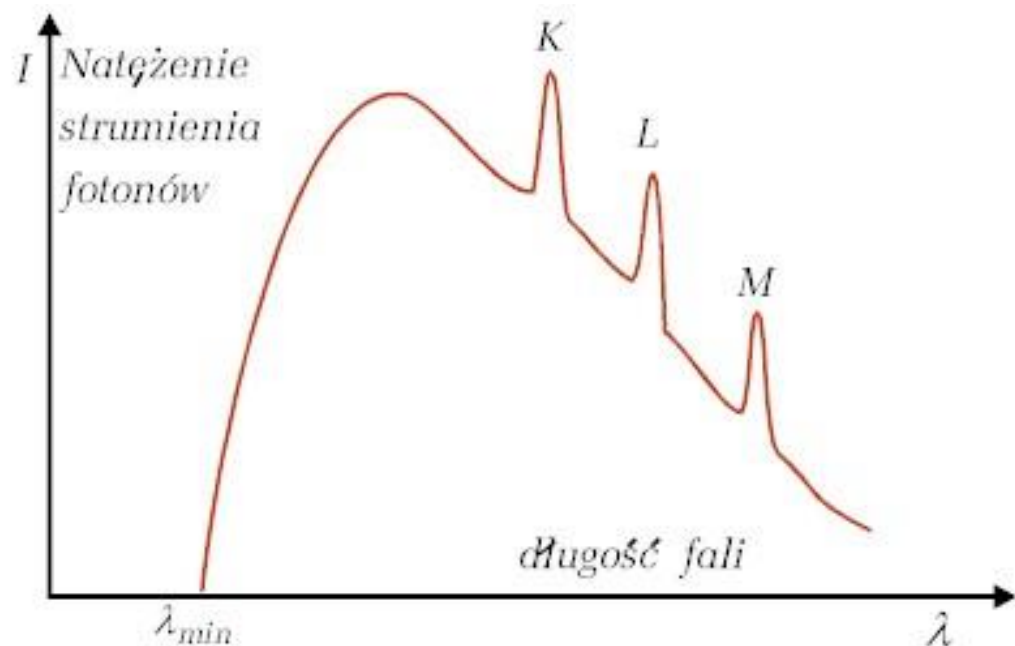
Elektron przekazuje część energii elektronom z wewnętrznych powłok

Elektron przeskakuje na wyższy poziom energetyczny



Powrót do stanu podstawowego emisja kwantu

Widmo promieniowania X



$$I = CZiU^2$$

C – stała charakterystyczna lampy

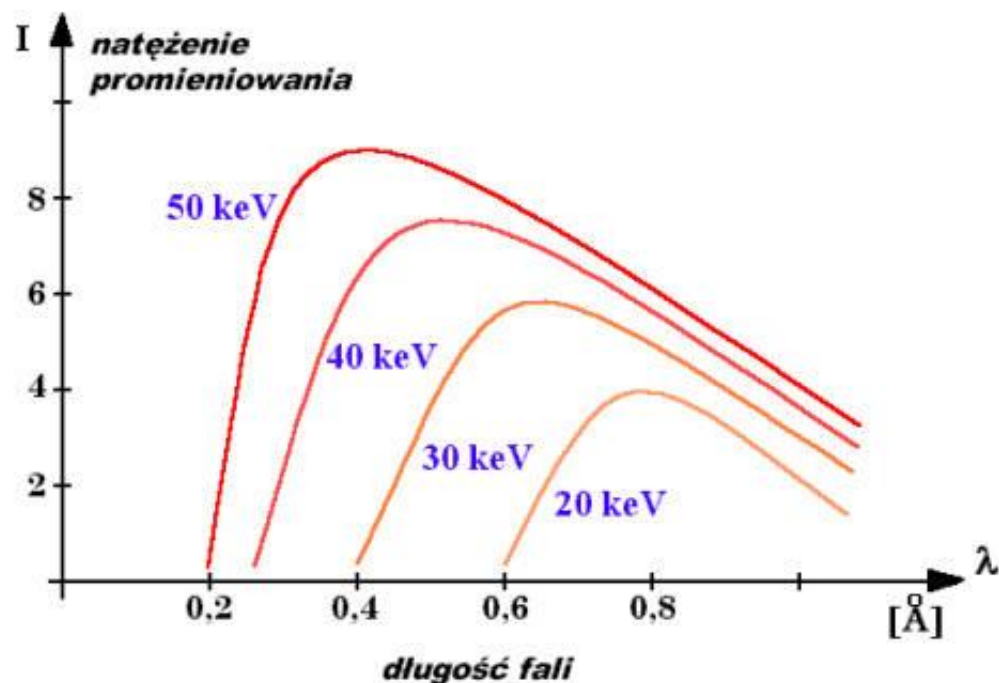
Z – liczba atomowa pierwiastka lampy

i – natężenie prądu anodowego

U – napięcie anodowe

- **Widmo ciągłe i widmo charakterystyczne**
- λ_{min} – krótkofalowa granica promieniowania zależy od U (wzrost U - zmniejszenie λ_{min} - gwałtowny wzrost I)
- λ_{max} – maksimum wypromieniowanej energii (zwiększenie U – przesunięcie w kierunku fal krótszych)
- Głębokość wnikanie – bardziej przenikliwe – fale krótsze

Widmo promieniowania X



$$I = CZiU^2$$

C – stała charakterystyczna lampy

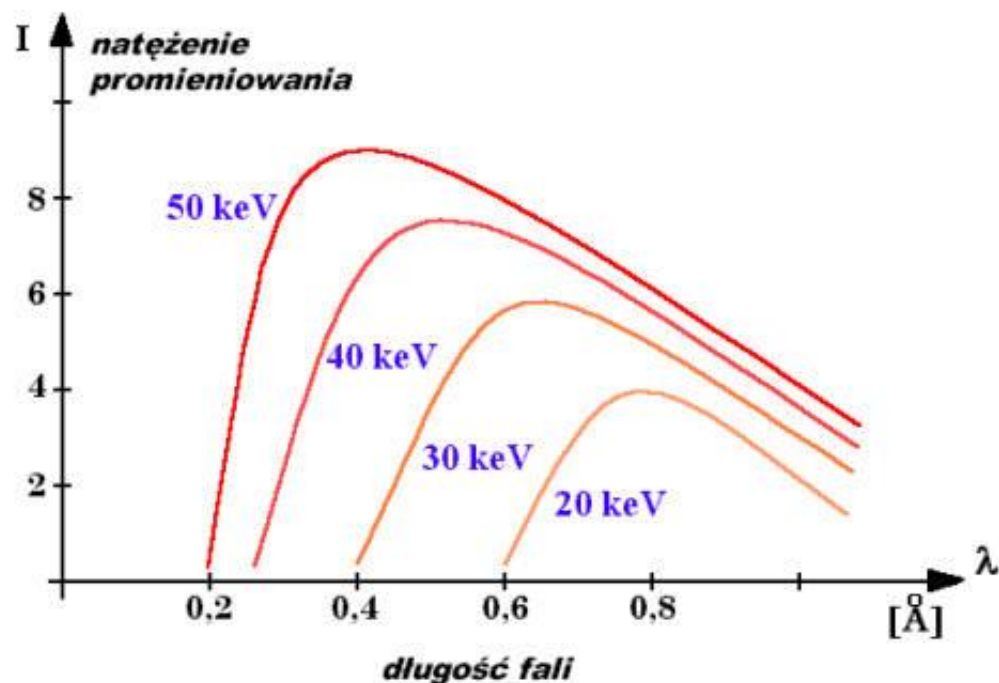
Z – liczba atomowa pierwiastka lampy

i – natężenie prądu anodowego

U – napięcie anodowe

- Widmo ciągłe i widmo charakterystyczne
- $\lambda_{\min}$ – krótkofalowa granica promieniowania zależy od U (wzrost U - zmniejszenie $\lambda_{\min}$ - gwałtowny wzrost I)
- $\lambda_{\max}$ – maksimum wypromieniowanej energii (zwiększenie U – przesunięcie w kierunku fal krótszych)
- Głębokość wnikanie – bardziej przenikliwe – fale krótsze

Widmo promieniowania X



$$I = CZiU^2$$

C – stała charakterystyczna lampy

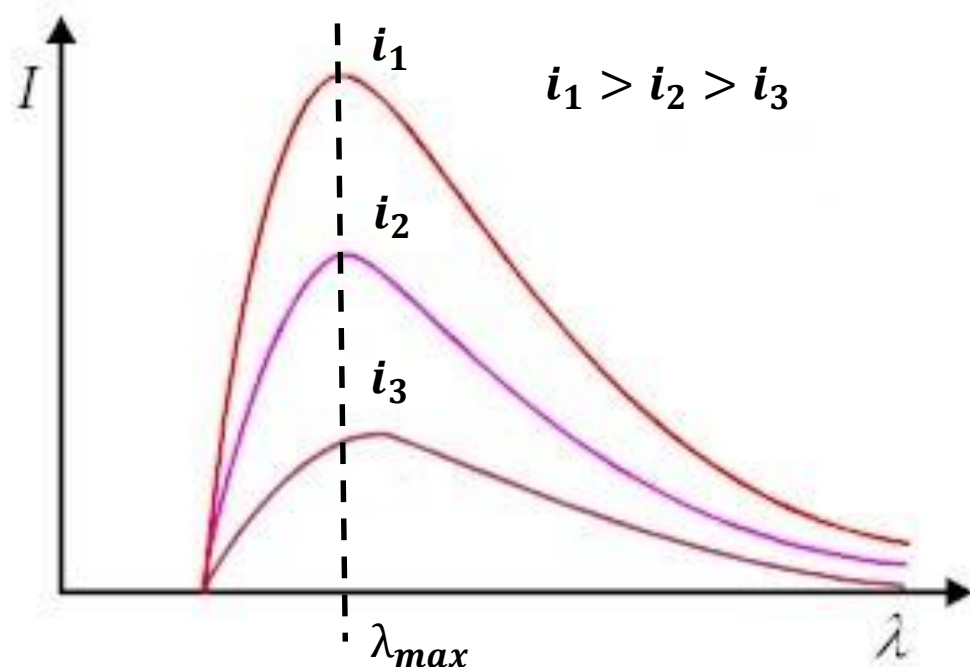
Z – liczba atomowa pierwiastka lampy

i – natężenie prądu anodowego

U – napięcie anodowe

- Widmo ciągłe i widmo charakterystyczne
- $\lambda_{\min}$ – krótkofalowa granica promieniowania zależy od U (wzrost U - zmniejszenie $\lambda_{\min}$ - gwałtowny wzrost I)
- $\lambda_{\max}$ – maksimum wypromieniowanej energii (zwiększenie U – przesunięcie w kierunku fal krótszych)
- Głębokość wnikiwania – bardziej przenikliwe – fale krótsze

Widmo promieniowania X



$$I = CZiU^2$$

C — stała charakterystyczna lampy

Z — liczba atomowa pierwiastka lampy

i — natężenie prądu anodowego

U — napięcie anodowe

- Widmo ciągłe i widmo charakterystyczne
- λ_{min} — krótkofalowa granica promieniowania zależy od U (wzrost U - zmniejszenie λ_{min} - gwałtowny wzrost I)
- λ_{max} — maksimum wypromieniowanej energii (zwiększenie U — przesunięcie w kierunku fal krótszych)
- **Głębokość wnikanie — bardziej przenikliwe — fale krótsze**

Źródła promieniowania α , β , γ

- Radiofarmaceutyki - wiązki znakowane izotopem promieniotwórczym gromadzące się w określonych organach

Izotop	Nośnik	Proces fizjologiczny lub funkcja	Zastosowanie
^{11}C	metionina	synteza protein	Onkologia
^{11}C	flumazenil	antagonista receptora benzodiazepiny	Epilepsja
^{11}C	raklopryd	agonista receptora D2	Zaburzenia ruchowe
^{13}N	amoniak	perfuzja krwi	Perfuzja mięśnia sercowego
^{15}O	dwutlenek węgla	perfuzja krwi	Badania aktywności mózgu
^{15}O	woda	perfuzja krwi	Badania aktywności mózgu
^{18}F	fluoro-de- oksy-glukoza	metabolizm glukozy	Onkologia, neurologia, kardiologia
^{18}F	jon fluorkowy	metabolizm kości	Onkologia
^{18}F	fluoro-mizoni- dazole	niedotlenienie	Onkologia - odpowiedź na radioterapię

Oddziaływanie promieniowania z materią

Oddziaływanie promieniowania fotonowego (X , γ) z materią

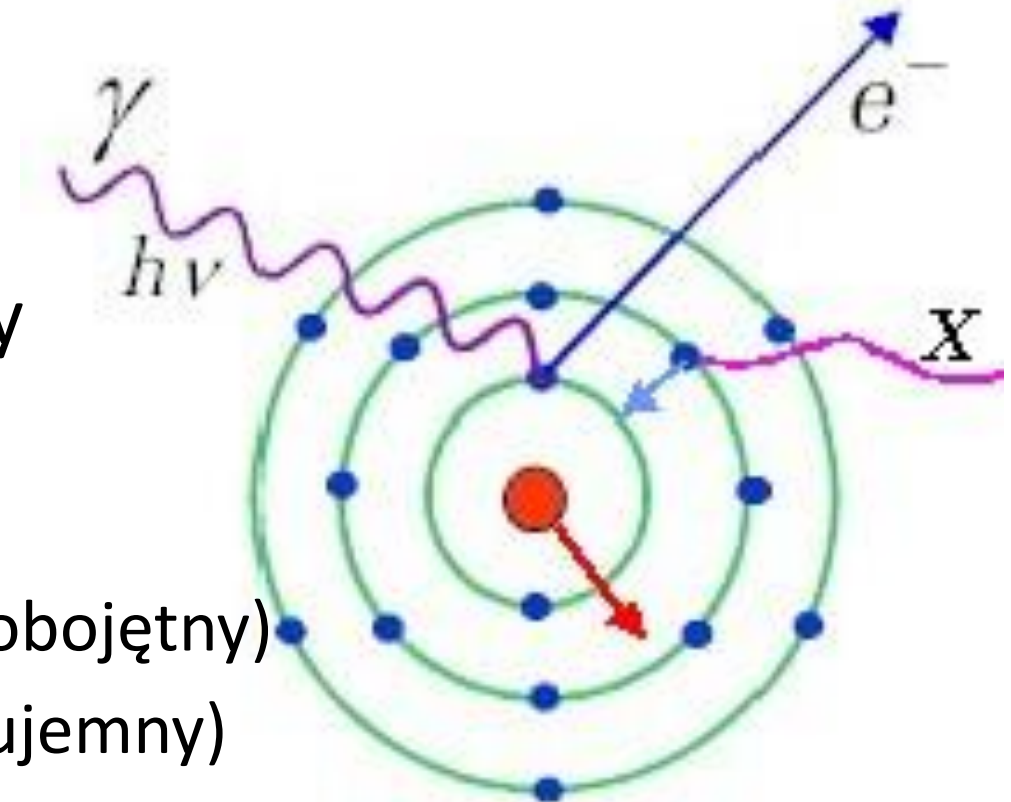
- Zjawisko fotoelektryczne
- Rozproszenie comptonowskie
- Tworzenie par elektron – pozyton

Zjawisko fotoelektryczne

pochłonięcie fotonu przez atom i emisja elektronu z powłoki leżącej w pobliżu jądra

$$h\nu = \frac{1}{2}mv^2 + W$$

- fotoelektron jonizuje sąsiednie atomy
- traci energie kinetyczną
- ulega rekombinacji
 - połączeniu z jonem dodatnim (atom obojętny)
 - połączeniu atomem obojętnym (jon ujemny)

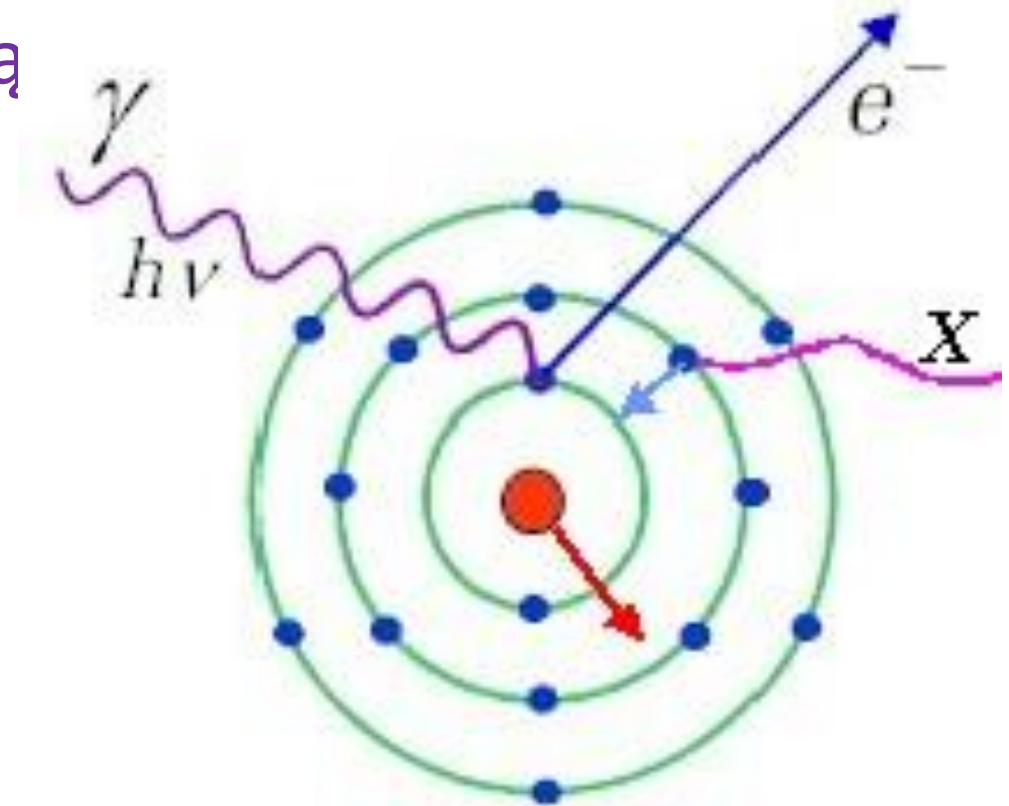


Zjawisko fotoelektryczne

pochłonięcie fotonu przez atom i emisja elektronu z powłoki leżącej w pobliżu ją

$$h\nu = \frac{1}{2}mv^2 + W$$

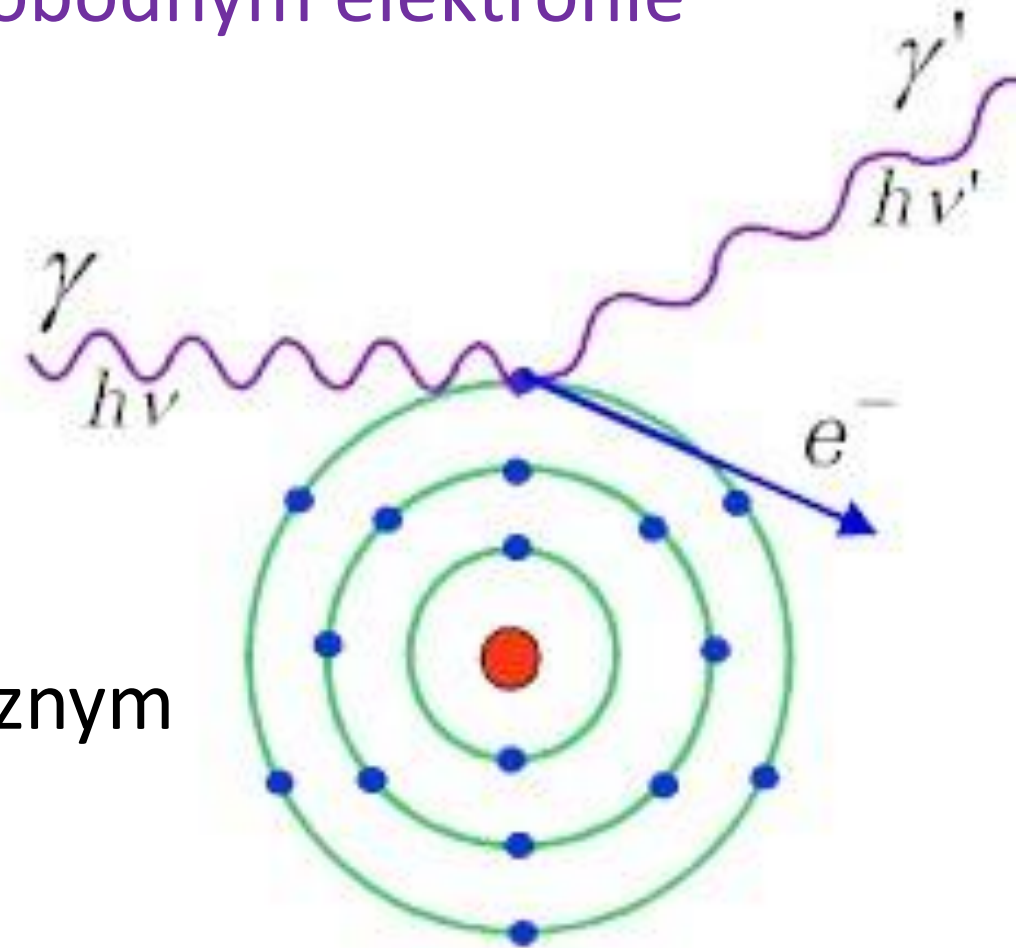
- Zasięg działania zależy od energii pochłoniętej
w zastosowaniach medycznych
energia (50-200 keV)
zasięg 0,02-4,5 mm



Rozproszenie comptonowskie

rozproszenie fotonu na quasi-swobodnym elektronie

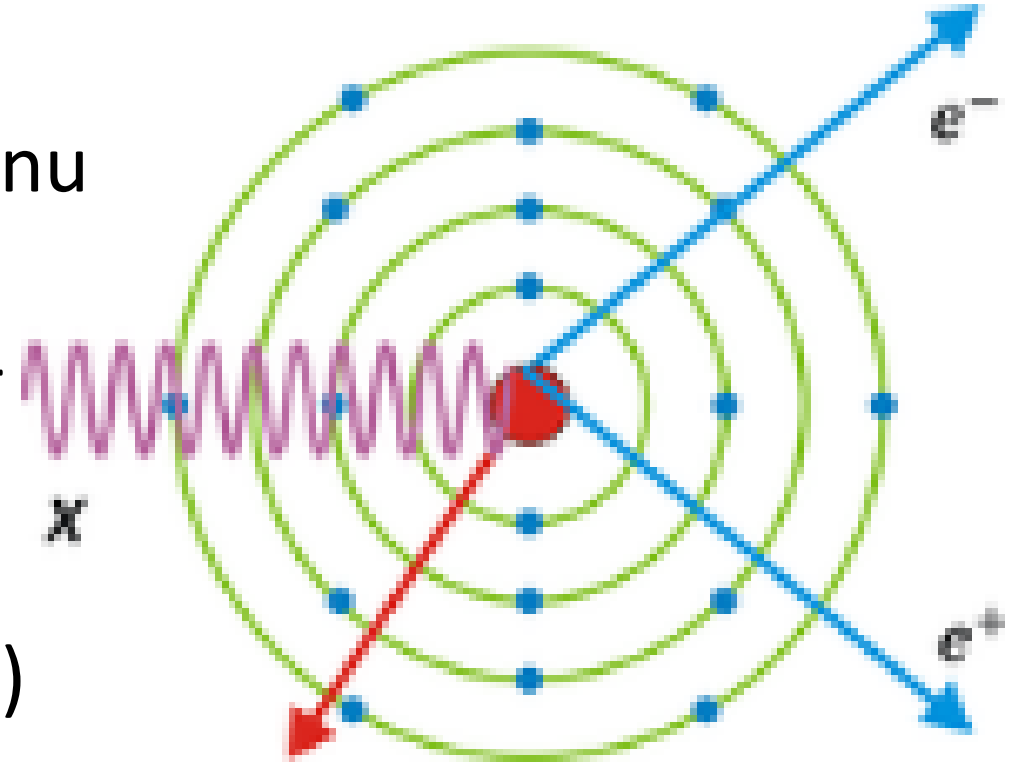
- zderzenie sprężyste z elektronem
duża energia fotonu - elektron
można traktować jako swobodny
- jonizacja środowiska
- kolejne zjawisko comptonowskie
lub absorbcja w zjawisku fotoelektrycznym



Tworzenie par elektron – pozyton

polega na zamianie (konwersji) fotonu w parę: pozyton i elektron

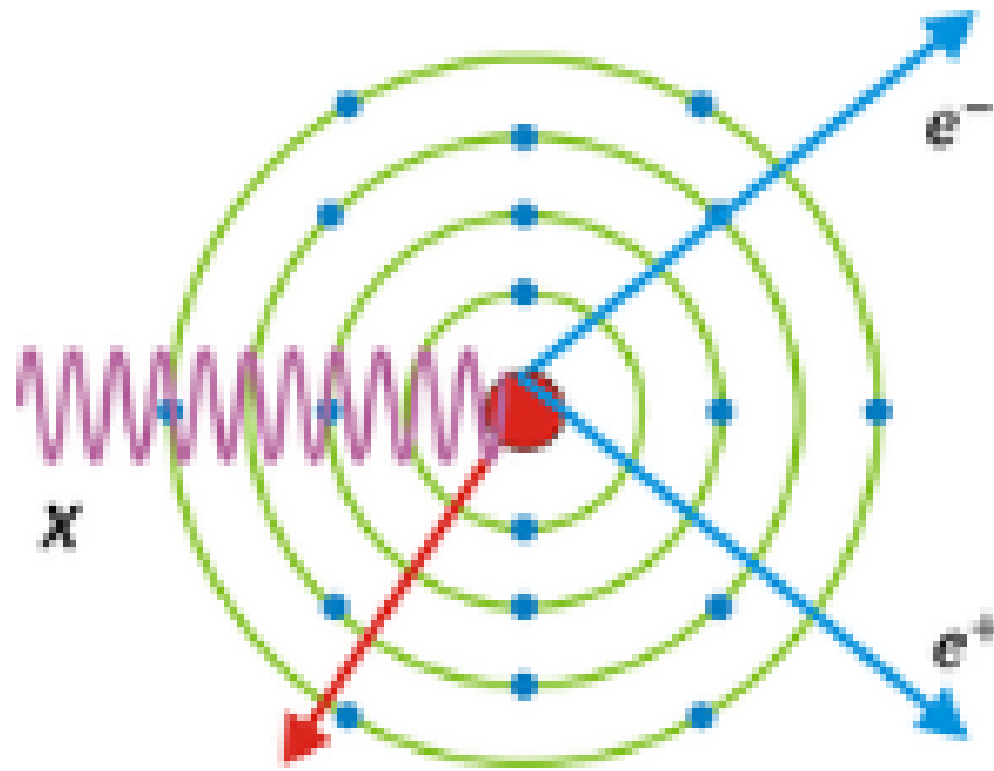
- energia równoważna masie elektronu
 $E = 0,511 \text{ MeV}$
- duża energia fotonu $> 1,022 \text{ MeV}$ –
- unicestwienie foton – uwolnienie negatonu i pozytonu (elektronów o przeciwnych ładunkach)



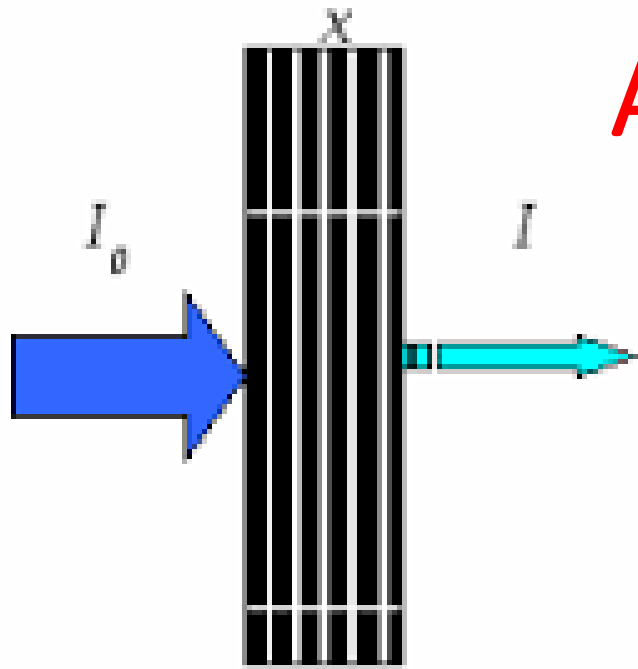
Tworzenie par elektron – pozyton

polega na zamianie (konwersji) fotonu w parę: pozyton i elektron

- jonizacja środowiska kosztem energii kinetycznej
- utrata energii, połączenie pozytonu z negatonem – emisja dwóch fotonów
- wyemitowane fotony – zjawisko fotoelektryczne i comptonowskie



Absorbpcja promieniowania



Prawo absorpcji

$$I = I_0 e^{-\mu x}$$

I_0, I – natężenie promieniowania przed i po przejściu przez badany obiekt

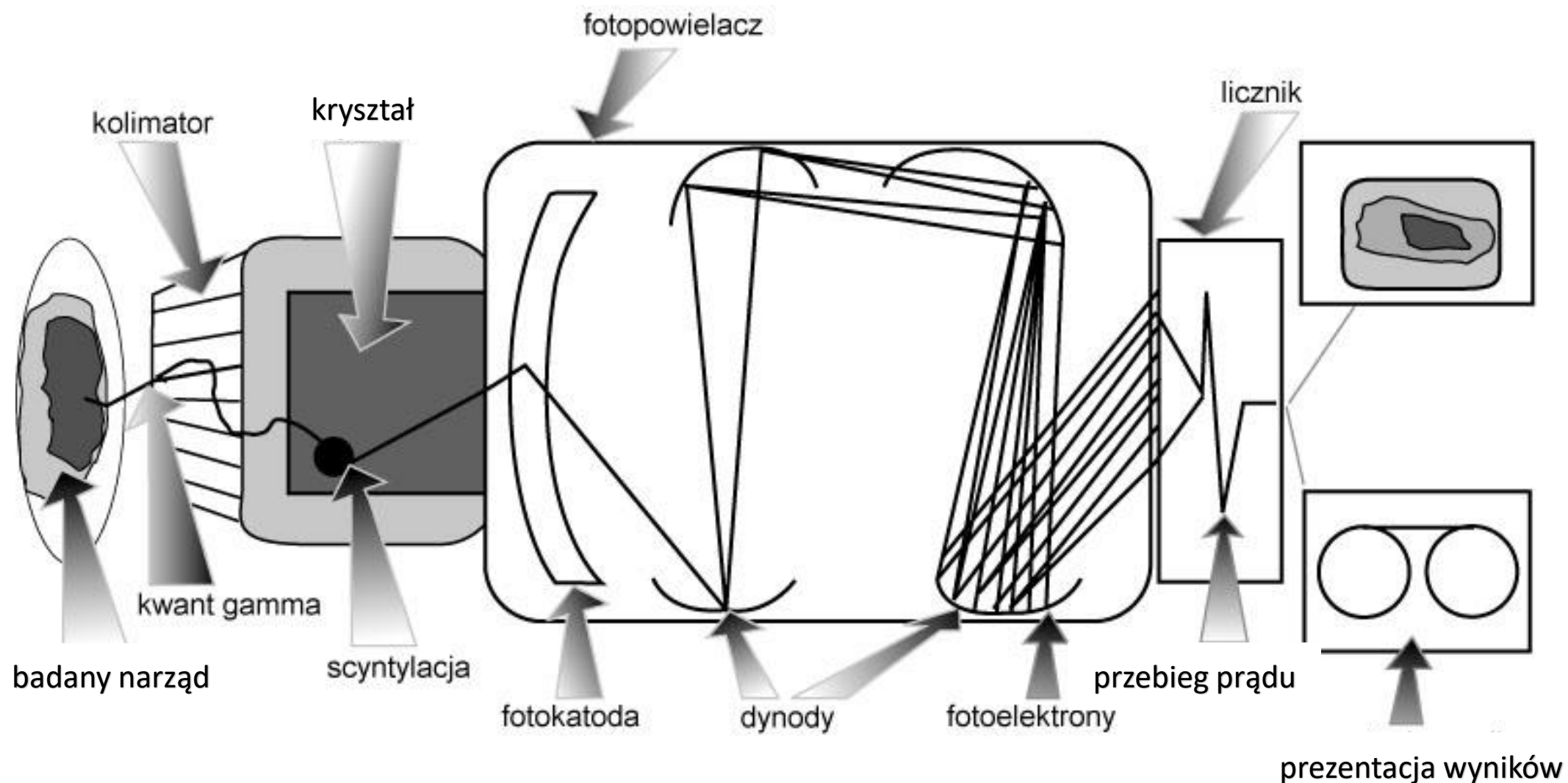
x – grubość obiektu

μ – liniowy współczynnik osłabienia

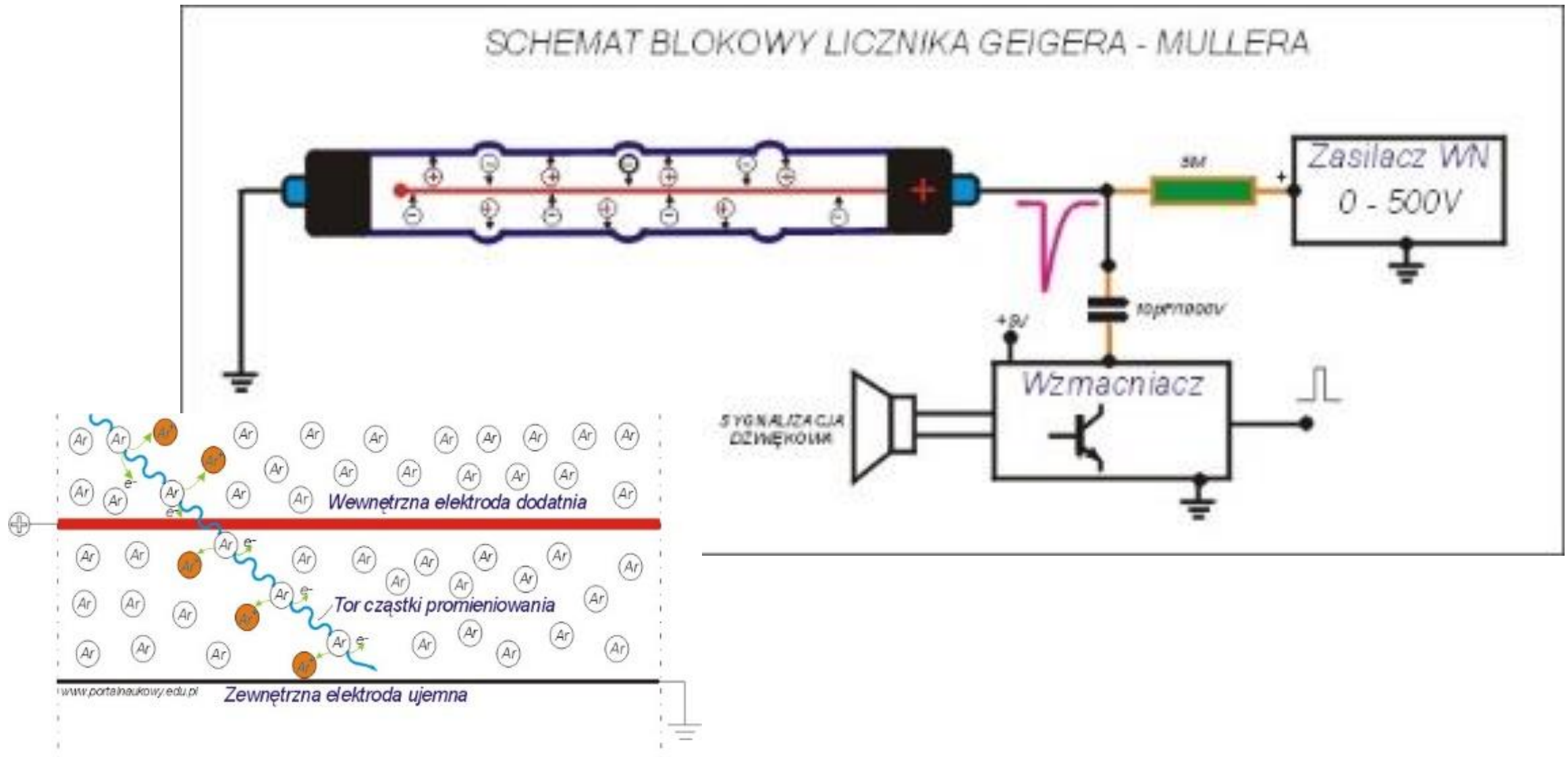
Detekcja promieniowania jonizującego

- *Detektory śladowe – skraplanie pary wodnej na elektronach i jonach dodatnich*
- *Detektory scyntylacyjne – zjawisko radioluminescencji,*
- *Detektory jonizacyjne – jonizacja gazu pod wpływem promieniowania α , β , γ ,*
- *Detektory półprzewodnikowe – uwalnianie nośników prądu pod wpływem promieniowania γ .*

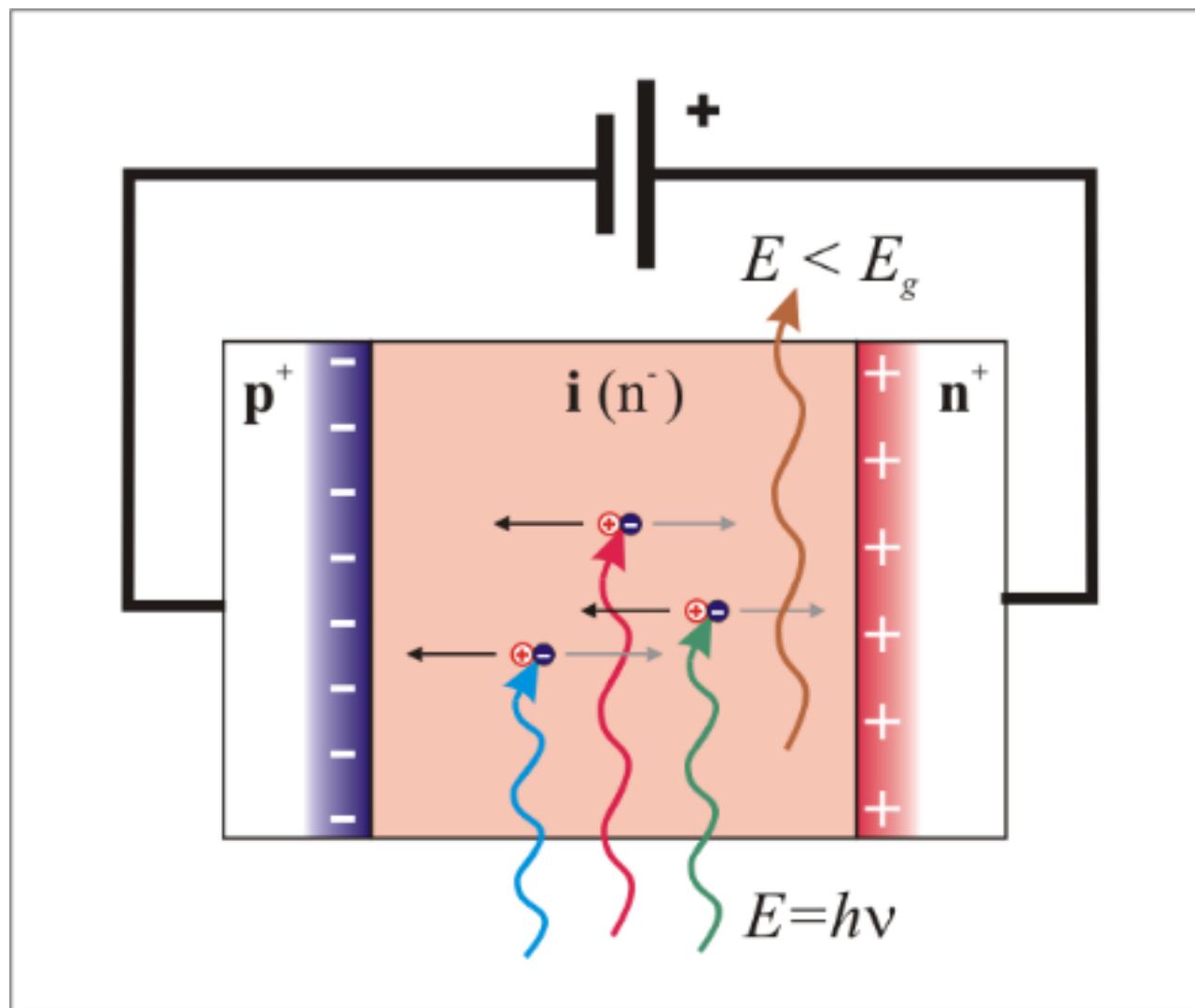
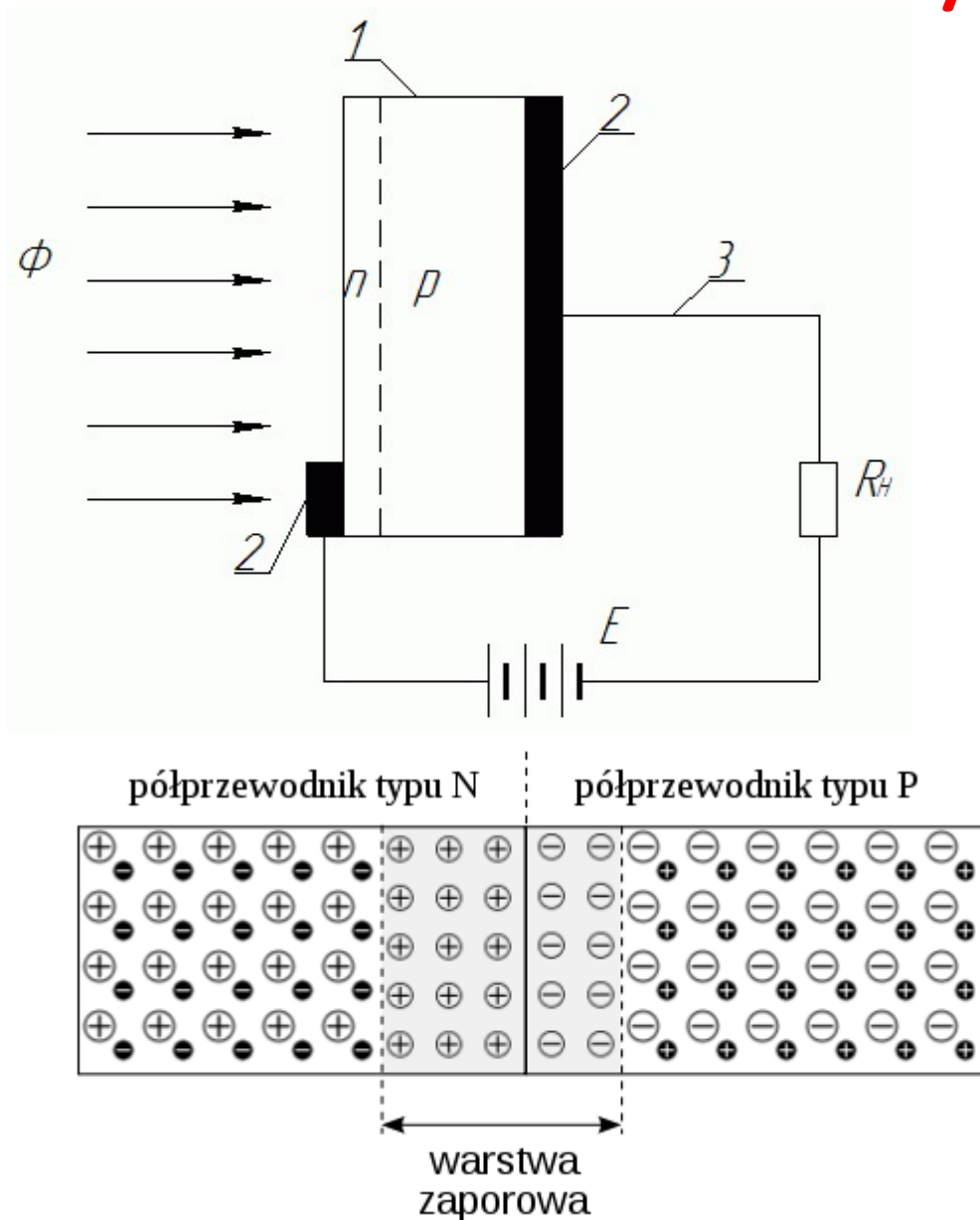
Schemat licznika scyntylacyjnego



Detektory jonizacyjne



Detektory półprzewodnikowe



Detektory półprzewodnikowe

Charakterystyka:

- Bardzo małe prądy ciemne nA, które można zmniejszyć chłodząc do temperatury ciekłego azotu
- Bardzo dobra czasowa zdolność rozdzielcza $< 1\text{ns}$
- Małe wymiary obszaru czynnego – możliwość budowy złożonych układów
- Rozdzielczość pozycyjna rzędu mikrometrów

Rodzaje tomografii

Tomografia promieniowania X - **TK** lub **CT**
(**Computed Tomography**)

Emisyjna tomografia komputerowa pojedynczych fotonów - **SPECT**
(**Single Photon Emission Computed Tomography**)

Pozytonowa tomografia emisyjna - **PET**
(**Positron Emission Tomography**)

Nośnik informacji

TK – wartość współczynnika osłabienia promieniowania X

SPECT - rozkład aktywności izotopu γ -promieniotwórczego

PET - rozkład aktywności izotopu β^+ -promieniotwórczego

Tomografia komputerowa TK (CT)

TK – podstawy fizyczne

Efect Comptona – osłabienie μ

$$\mu_c = \sigma_c \frac{N_A}{A} \rho Z$$

A – liczba masowa, Z – liczba atomowa,

N_A – liczba Avogadra, ρ – gęstość

TK – podstawy fizyczne

Dla pierwiastków lekkich (H, C, N, O, Na, Mg, P, S, Cl, K, Ca)

$$A = 2Z$$

$$\mu_C = \sigma_C \frac{N_A}{2} \rho = \text{const } \rho$$

$$\mu_C^T = \sum_i k_i \mu_C^i$$

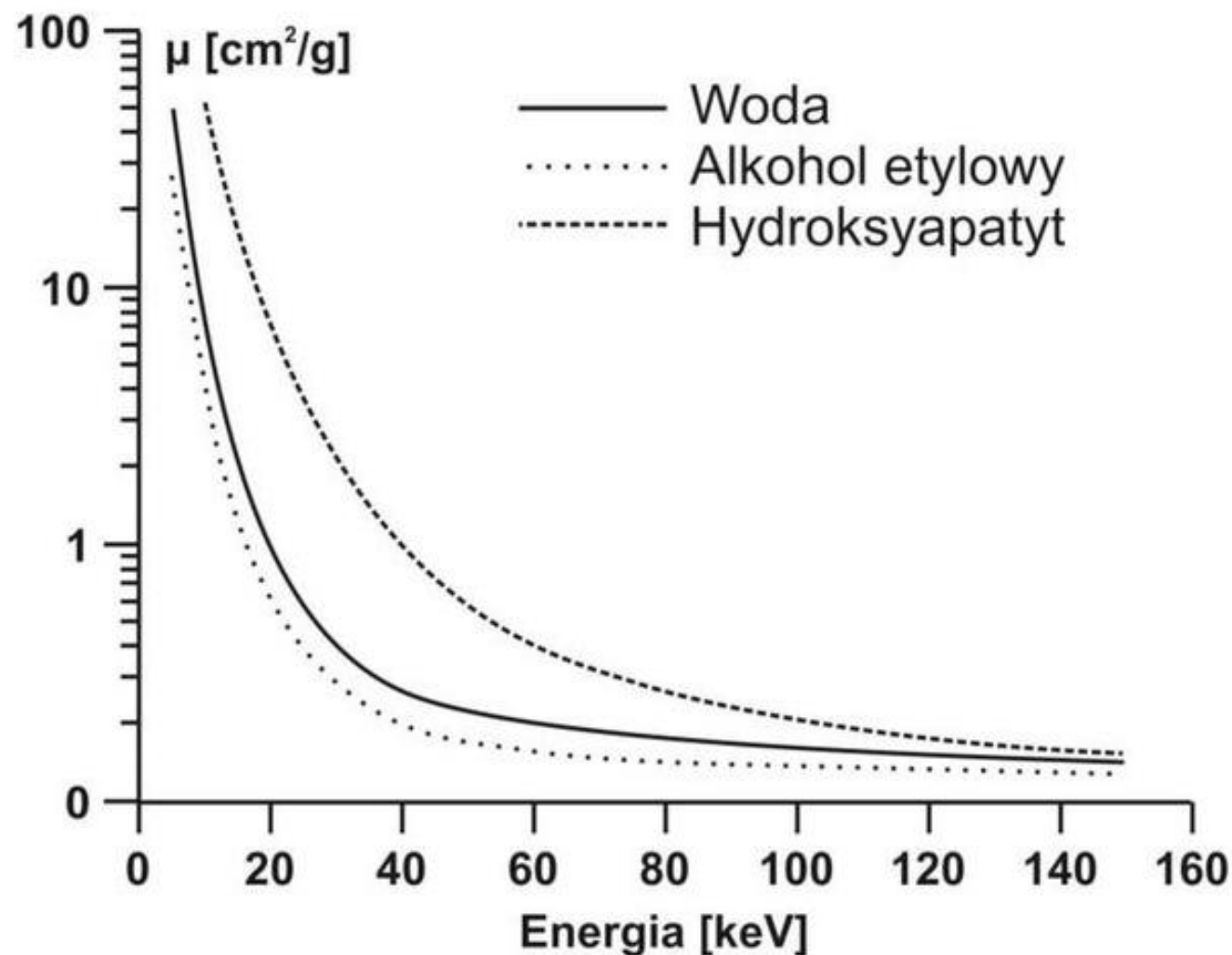
k_i – stężenie masowe i-tego pierwiastka

Współczynnik osłabienia promieniowania

woda – tkanka miękka

alkohol – tkanka tłuszczowa

hydroksyapatyt – tkanka kostna

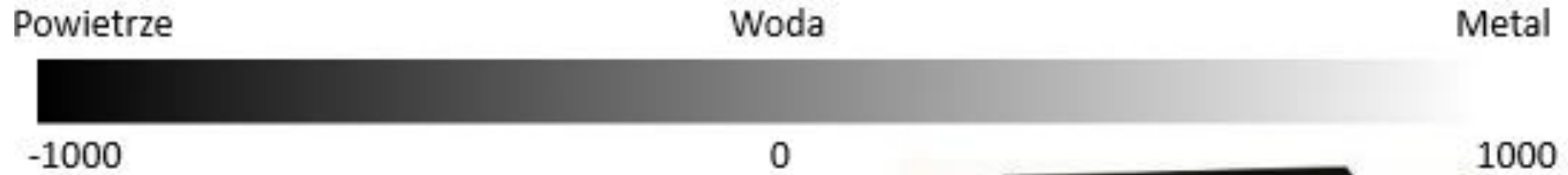


TK – jednostki Hounsfielda

$$HU = 1000 \frac{\mu_{tkanki} - \mu_{wody}}{\mu_{wody}}$$

pomiary względne - uproszczenie

Skala Hounsfielda



Graficzna prezentacja skali Hounsfielda

Przykładowe wartości:

Thuszcz: od - 100 HU do - 150 HU

Krew: od + 30 HU do + 45 HU

Mięśnie: + 40 Hu

Kości: powyżej + 400 HU

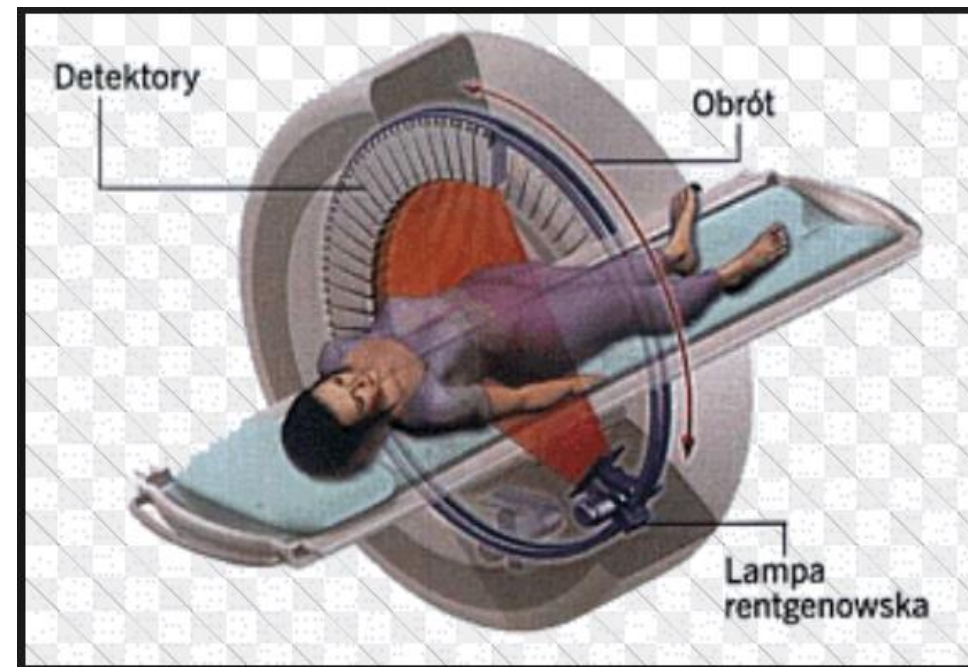
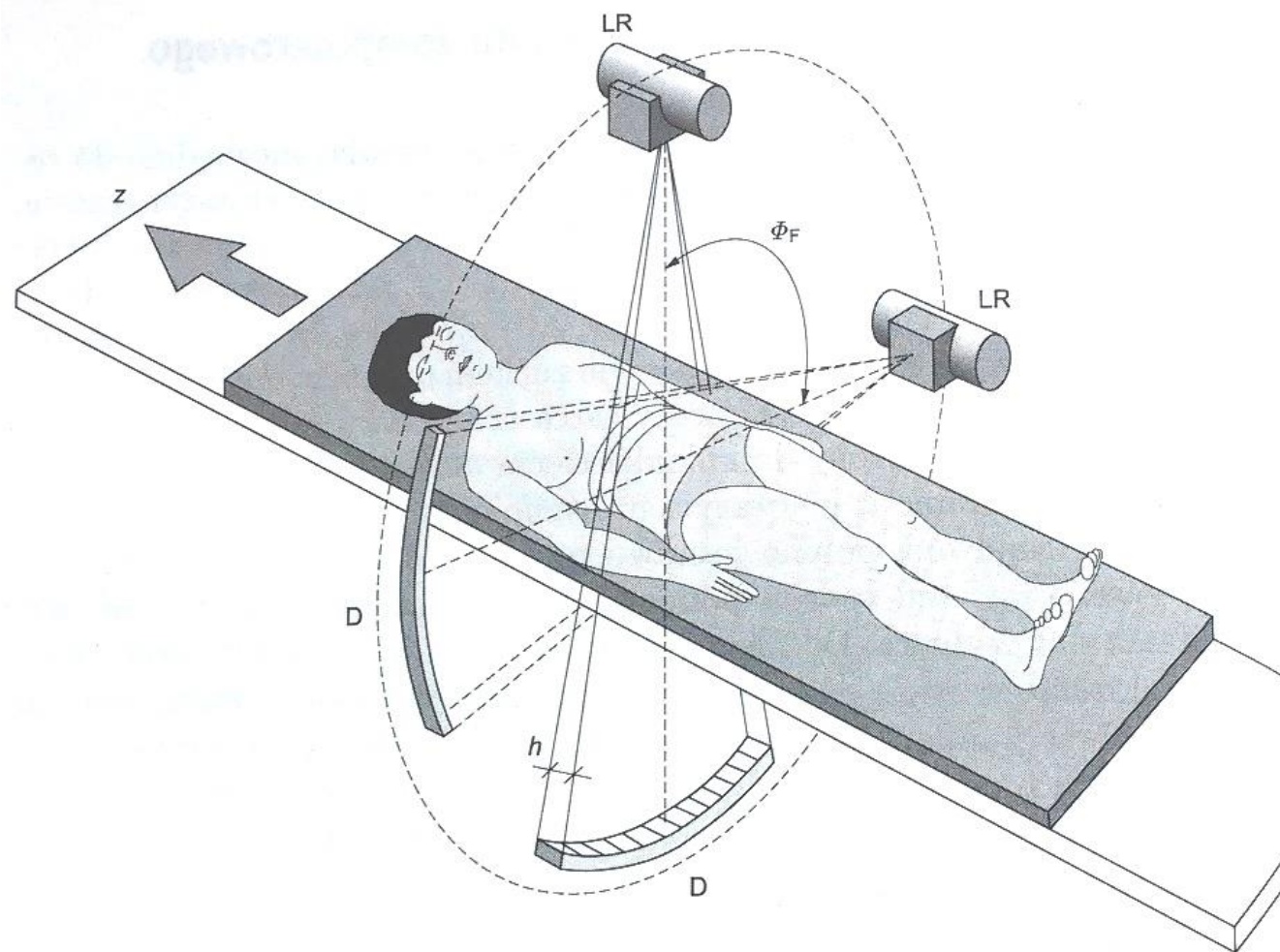


Współczynniki osłabienia (120kV)

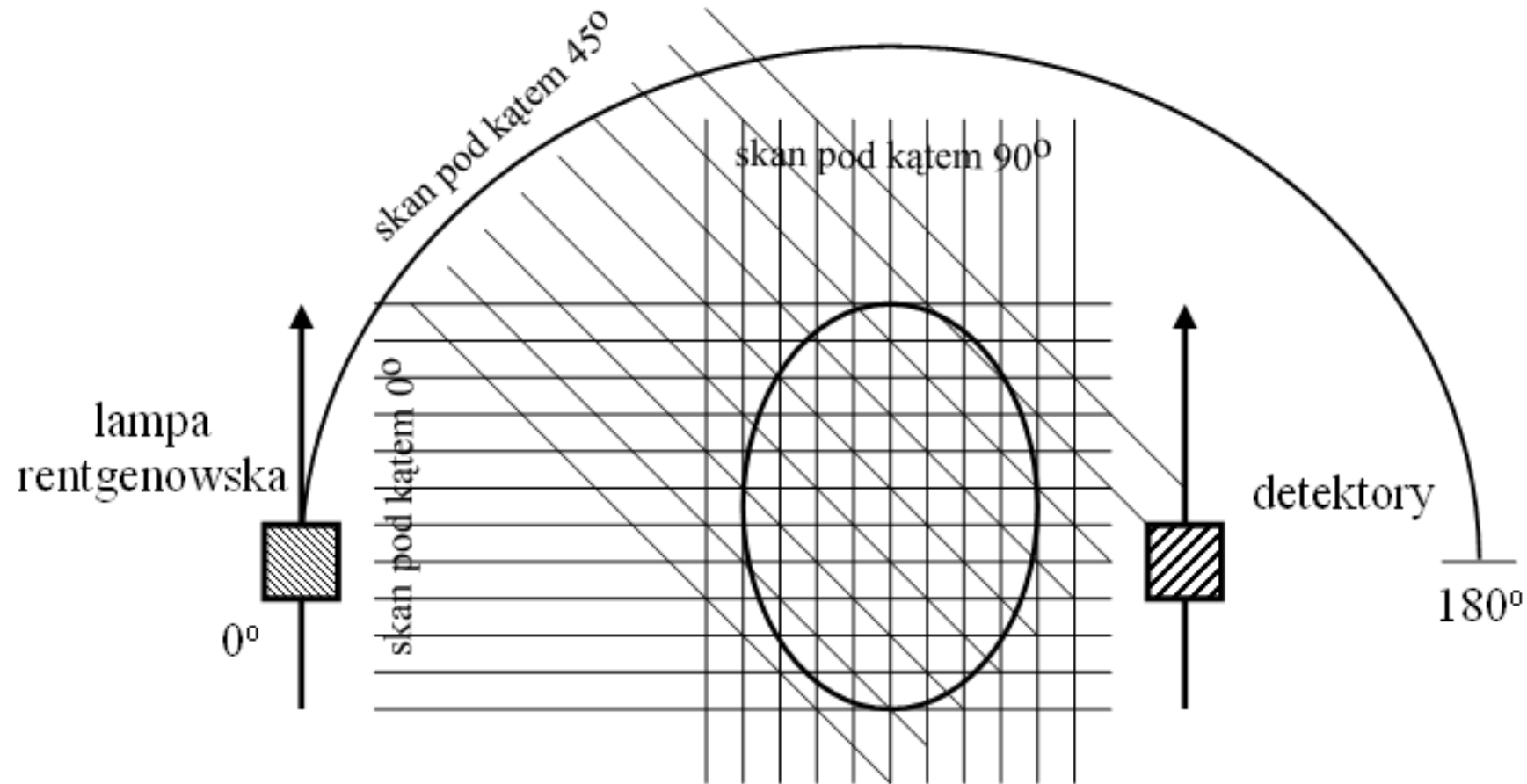
Struktura ustrojowa	HU
Plazma krwi	22
Erytrocyty	93
Skrzep	74
Obrzęk	19
Tkanka tłuszczowa	-84
Tkanka mięśniowa	67
Wątroba	71
Trzustka	64
Kora mózgowa	36
Tkanka kostna	Ok. 1000
Tkanka zmieniona nowotworowo	26-90

Zasada działania

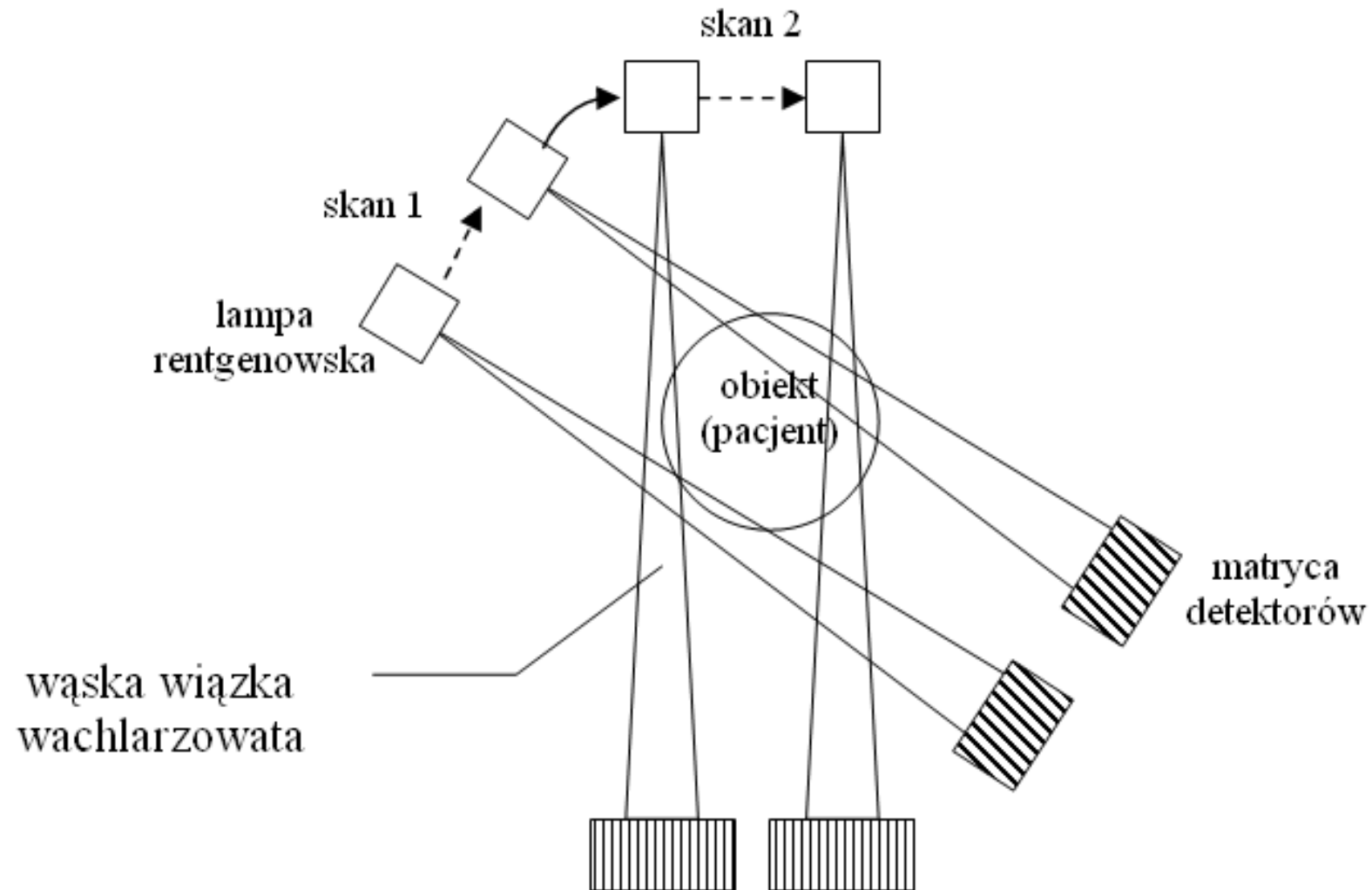
TK – zasada działania



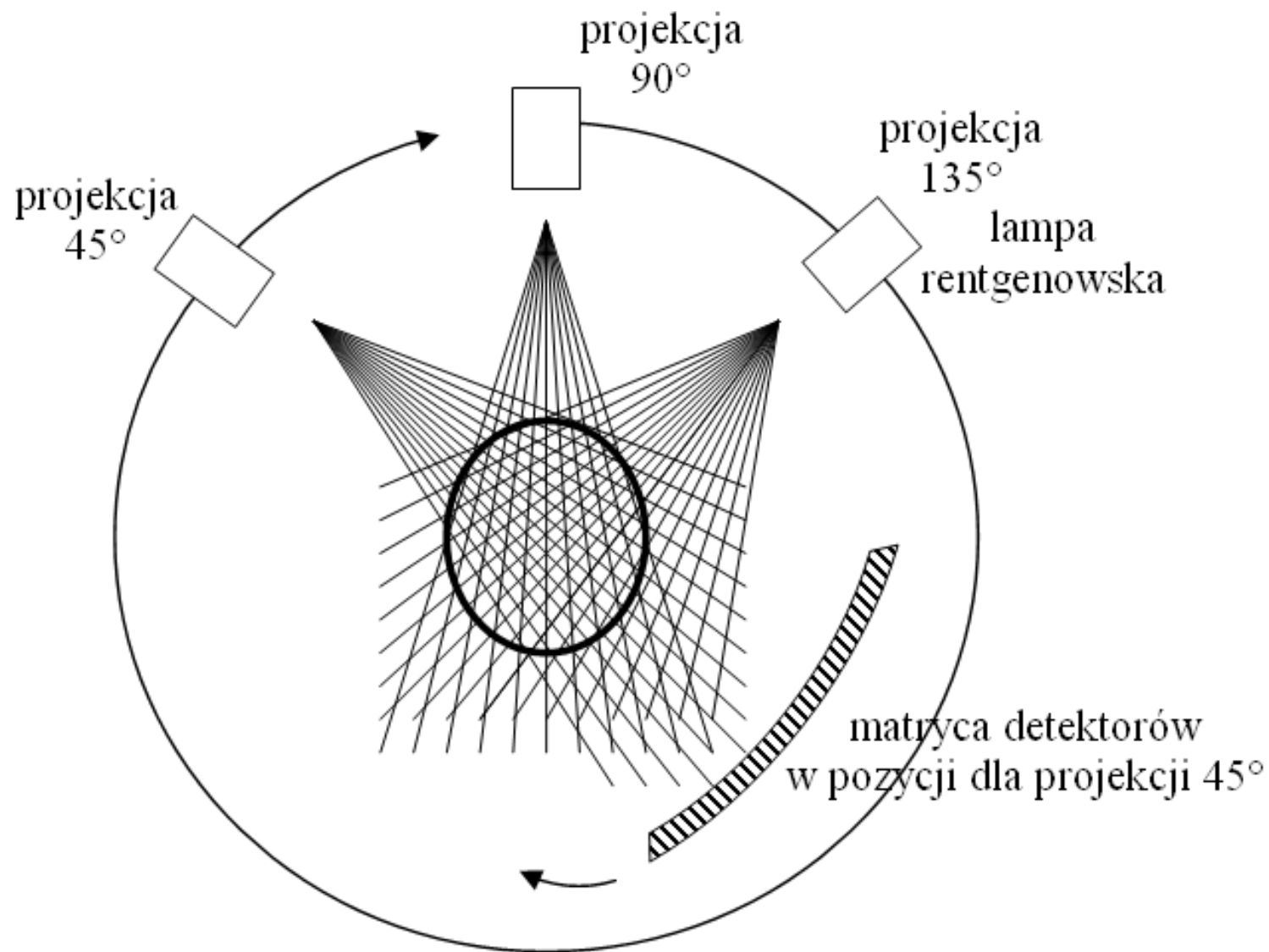
Schemat działania tomografów I generacji



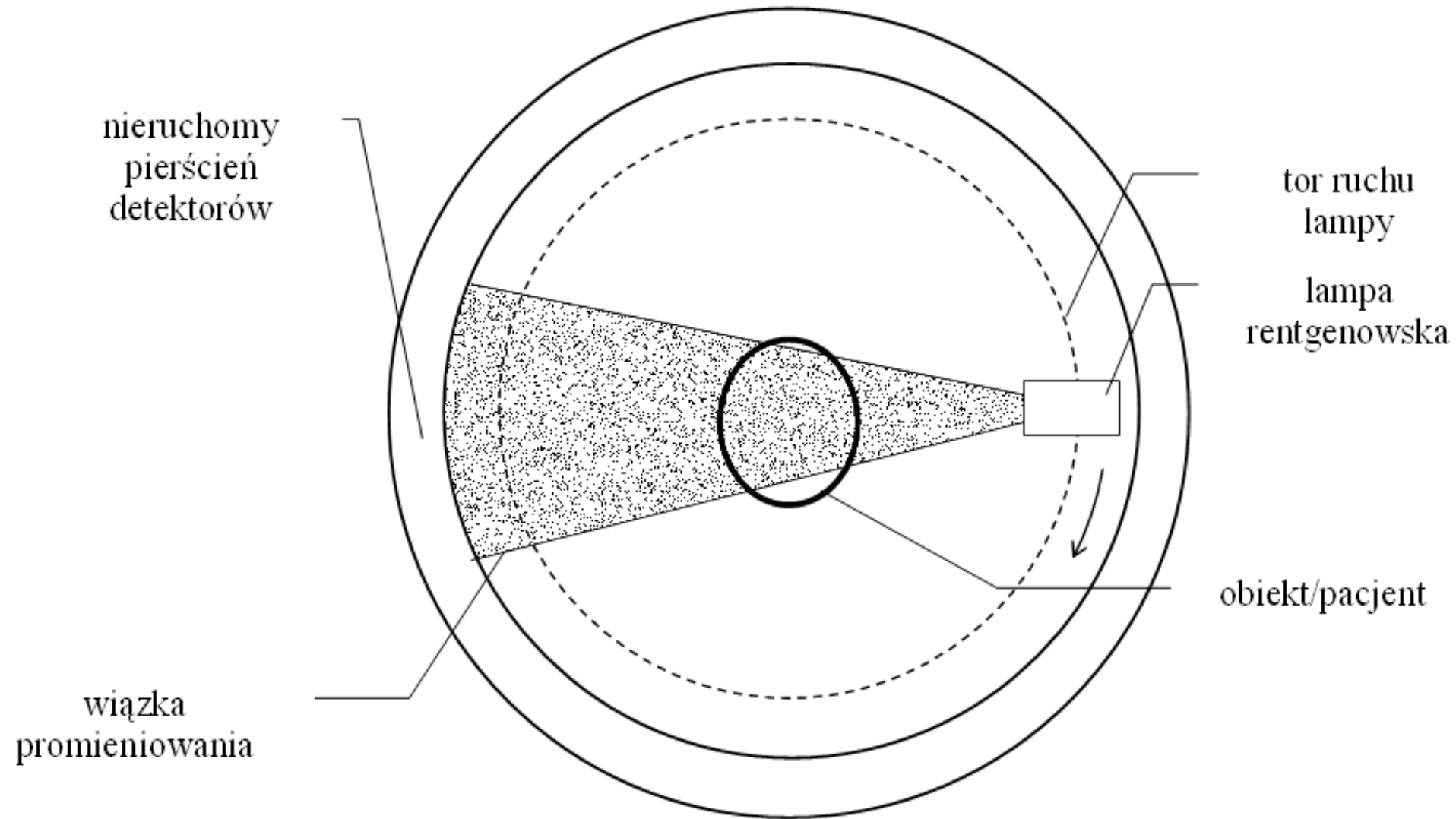
Schemat działania tomografów II generacji



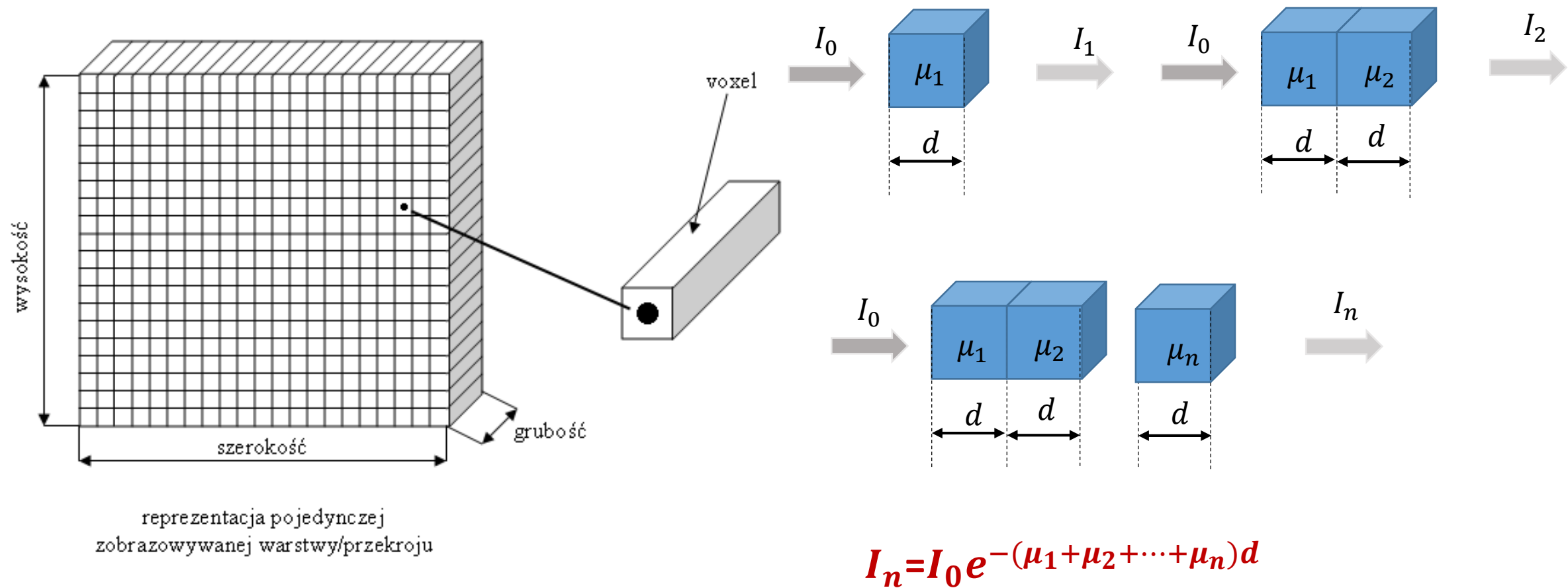
Schemat działania tomografów III generacji



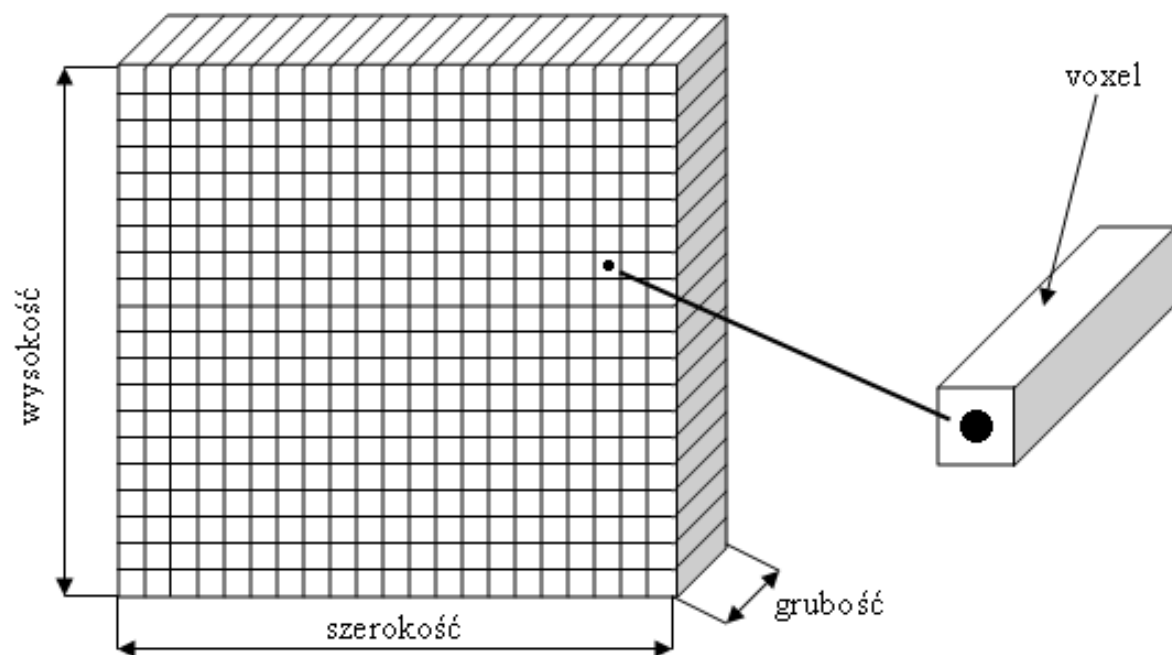
Schemat działania tomografów IV generacji



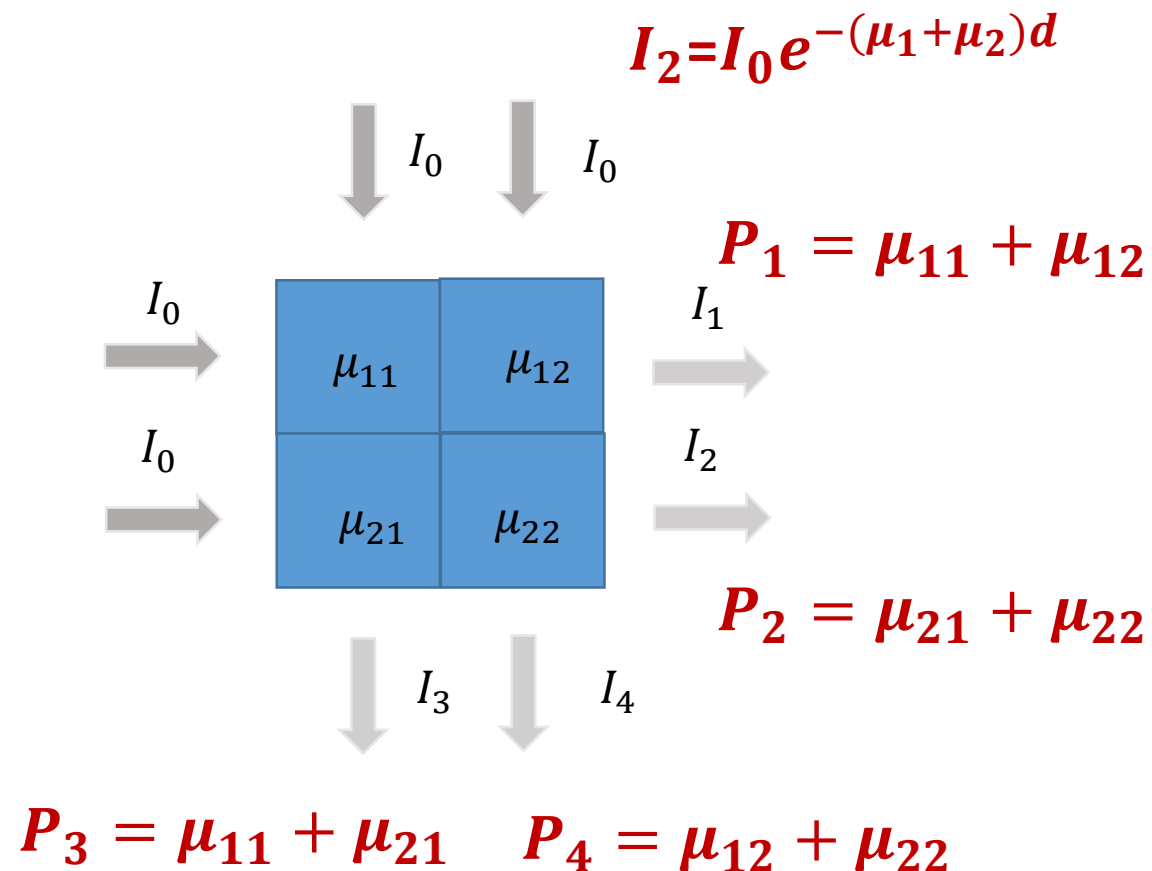
Rekonstrukcja obrazu



Rekonstrukcja obrazu

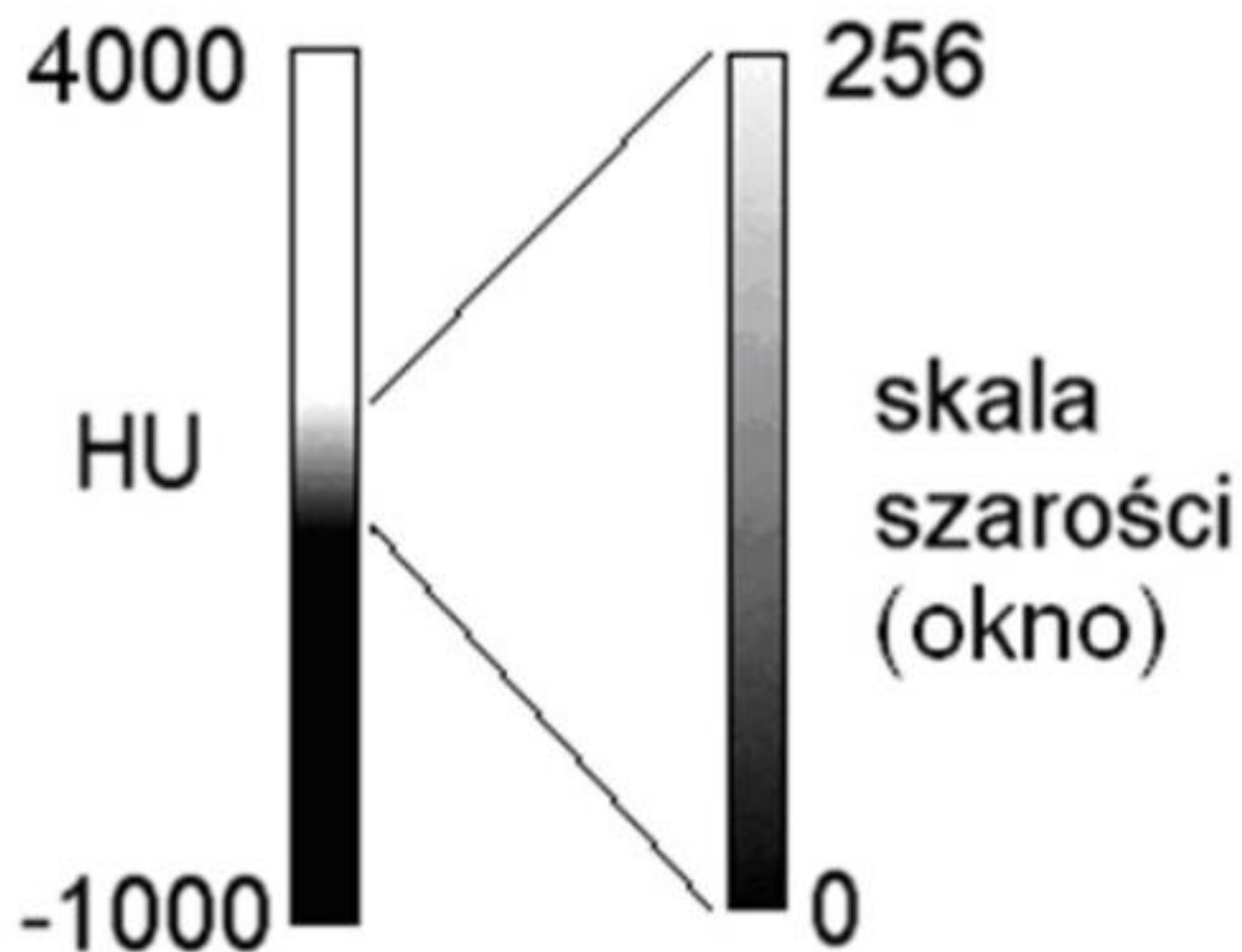


reprezentacja pojedynczej
zobrazowywanej warstwy/przekroju

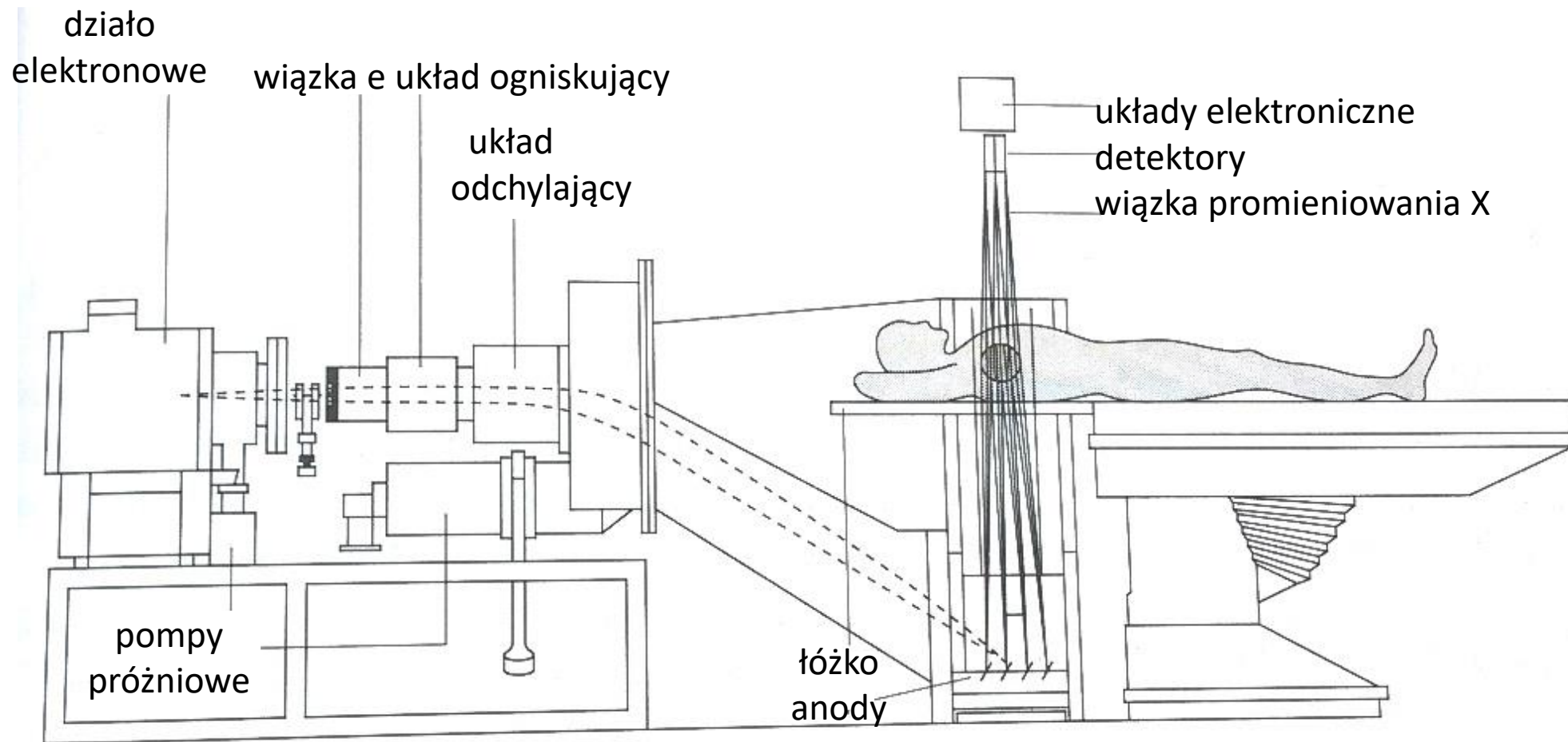


Matryce 256x256 do 1024x1024
 $d = (1 - 0,1) \text{ mm}$

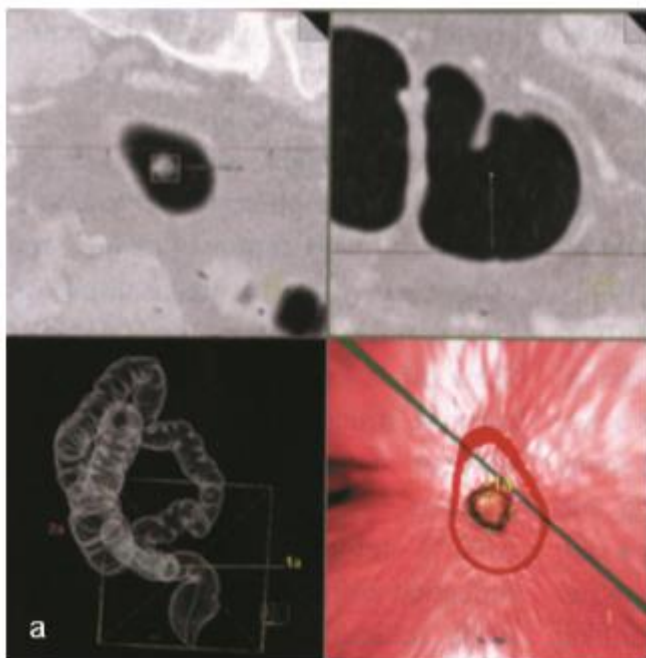
Rekonstrukcja obrazu – poziom okna



TK (typu działo elektronowe) – zasada działania



wirtualna endoskopia
jelita grubego

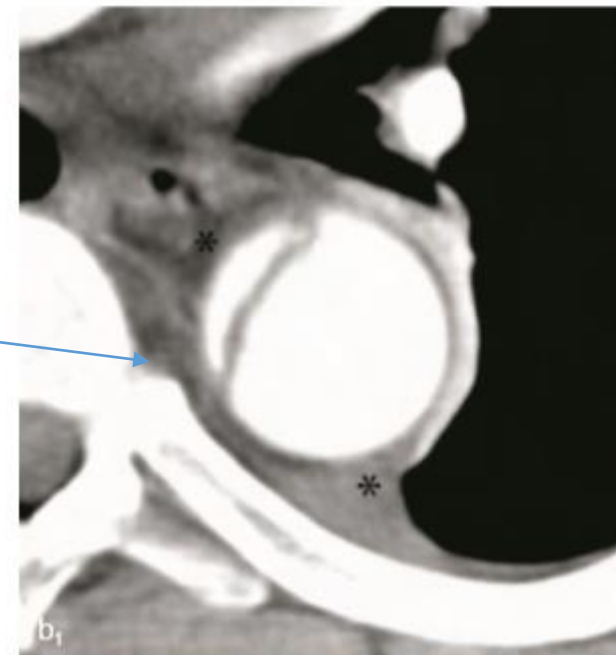


wielopłaszczyznowa
rekonstrukcja serca i naczyń
wieńcowych

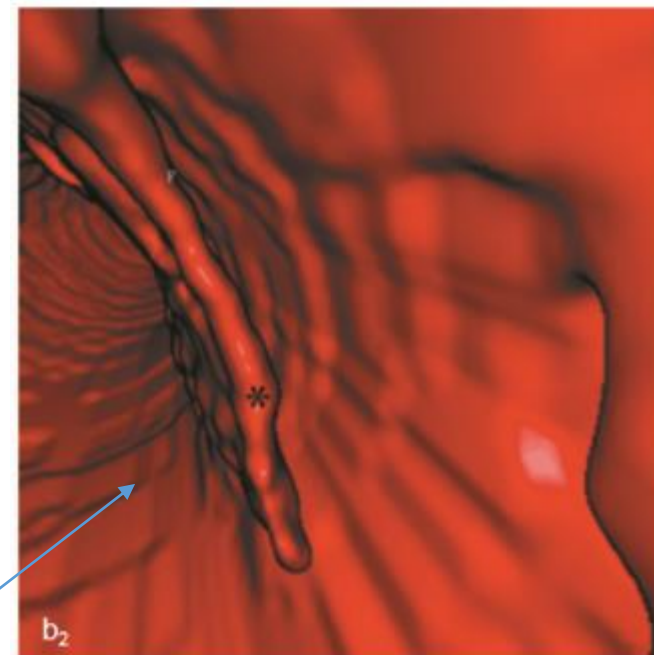


TK zastosowania

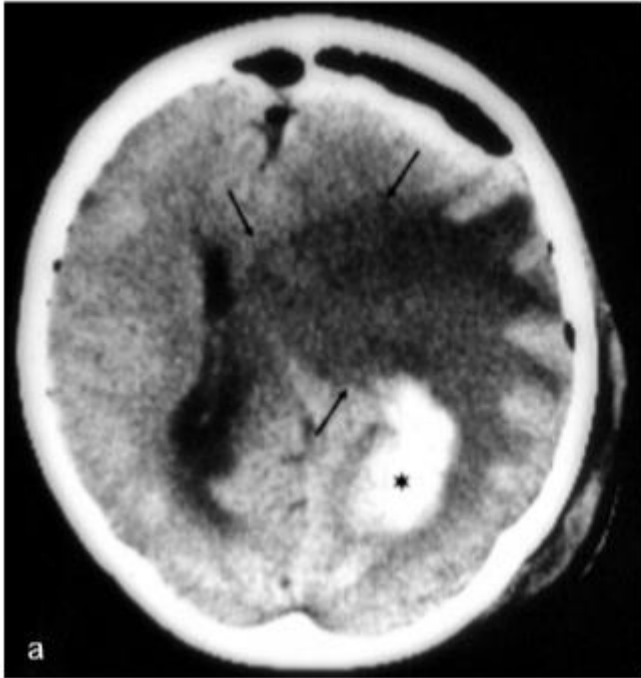
przekrój poprzeczny (krwiak
okołoaoortalny – gwiazdki)



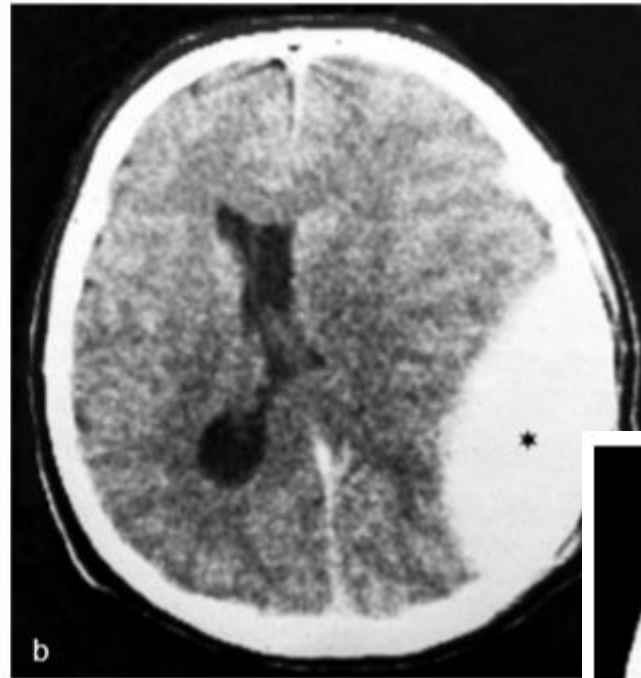
endoskopia wirtualna (odwarstwiona
błona wewnętrzna – gwiazdka)



TK zastosowania

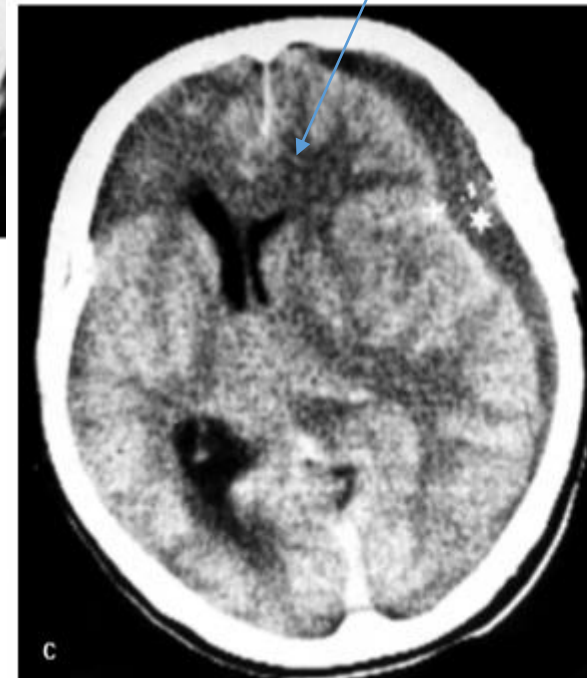


Krwiak śródmózgowy (gwiazdka) otoczony rozległym obrzękiem lewej półkuli mózgu (strzałki)

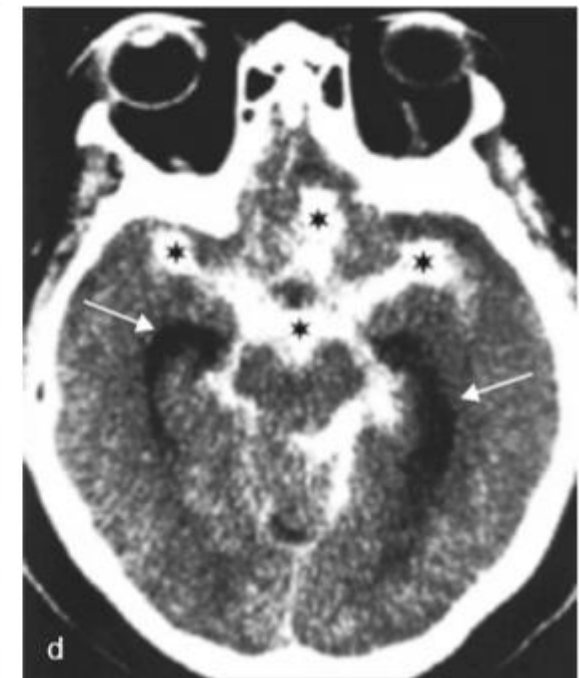


Krwiak nadwardówkowy (gwiazdka). Przemieszczenie struktur wewnątrzczaszkowych na prawą stronę i ucisk lewej komory bocznej

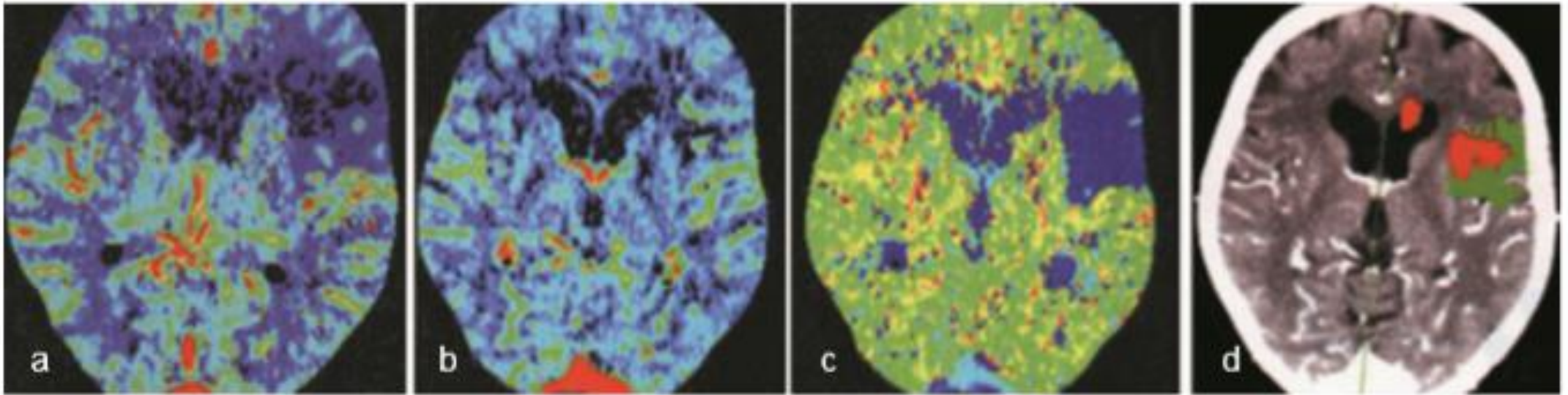
stan po pęknięciu tętniaka mózgu.



postrzał okolicy czołowej.
Krew w komorach bocznych mózgu (gwiazdki)

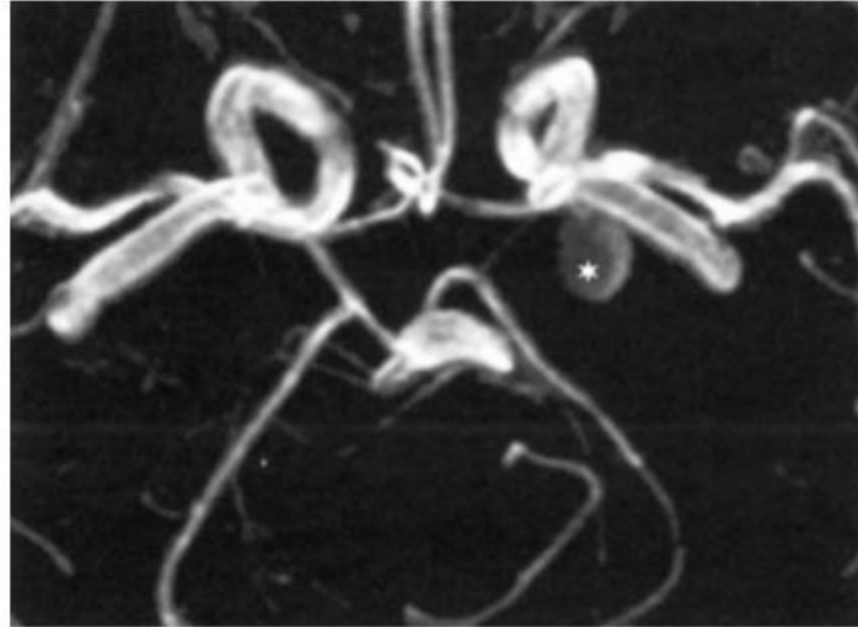


TK zastosowania



Kolorowe mapy odzwierciedlające ukrwienie mózgu (a–c). Mapa przepływu krwi (CBF) umożliwiającą różnicowanie obrazu martwicy (kolor czerwony) i penumbry, czyli obszaru upośledzonego przepływu zagrożonego martwicą (d)

TK zastosowania



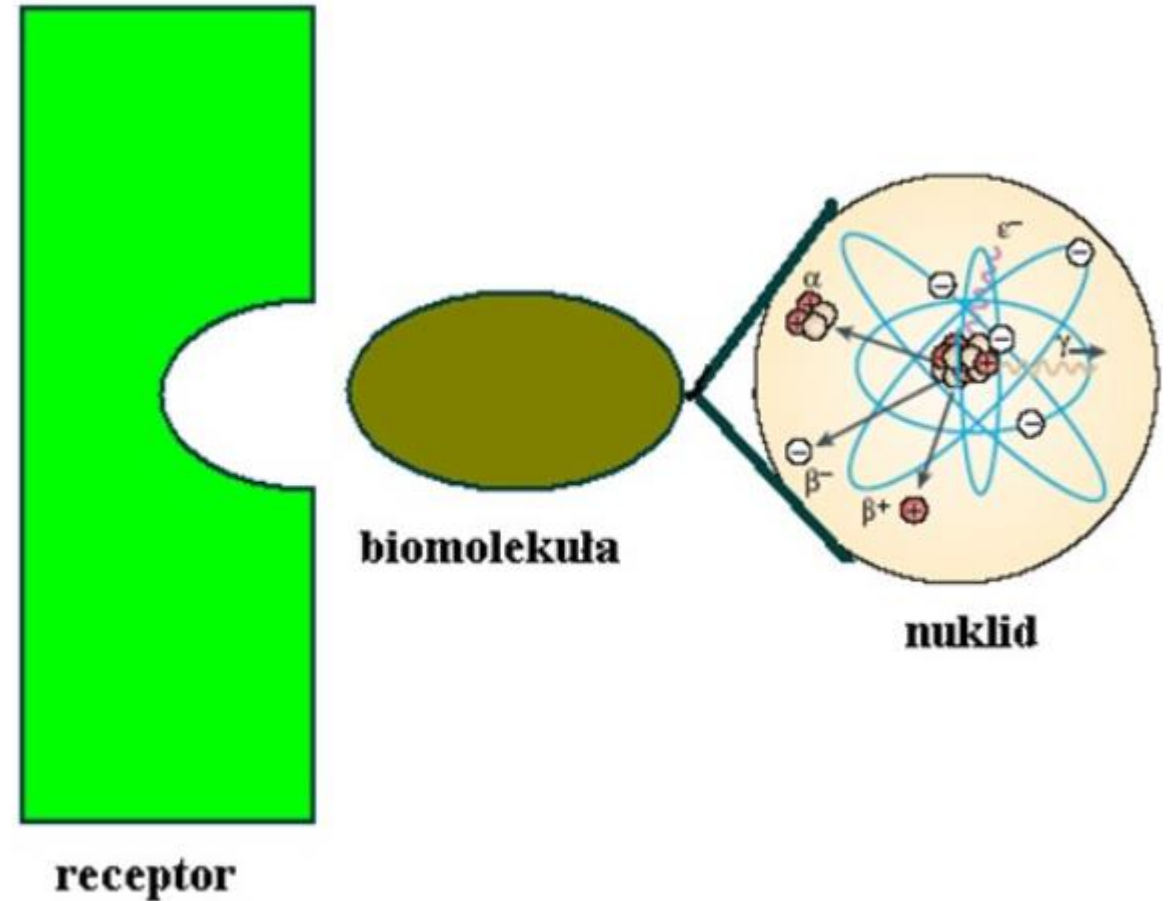
Arteriografia TK tętnic mózgowych po dożylnym podaniu środka cieniującego. Tętniak częściowo wypełniony skrzepliną (gwiazdka).

Tomografia SPECT i PET

Zasada pomiaru PET i SPECT

Wykorzystanie nuklidów promieniotwórczych

- *Wprowadzenie do organizmu radiofarmaceutyka – tzw. kontrastu*
- *Detekcja promieniowania gamma*



Radionuklidy w medycynie

H																	He														
Li	Be																	B	C	N	O	F	Ne								
Na	Mg																	Al	Si	P	S	Cl	Ar								
K	Ca	Sc	Ti	V	Cr	Mn	Fe	Co	Ni	Cu	Zn	Ga	Ge	As	Se	Br	Kr														
Rb	Sr	Y	Zr	Nb	Mo	Tc	Ru	Rh	Pd	Ag	Cd	In	Sn	Sb	Te	I	Xe														
Cs	Ba	La	Hf	Ta	W	Re	Os	Ir	Pt	Au	Hg	Tl	Pb	Bi	Po	At	Rn														
Fr	Ra	Ac																													
																		Ce	Pr	Nd	Pm	Sm	Eu	Gd	Tb	Dy	Ho	Er	Tm	Yb	Lu
																		Th	Pa	U	Np	Pu	Am	Cm	Bk	Cf	Es	Fm	Md	No	Lr

γ^- emitter

β^- emitter

α^- emitter

β^+ emitter

elektrony Augera

	γ -emiter		β^+ -emiter
	β^- -emiter		elektrony Augera
	α -emiter		

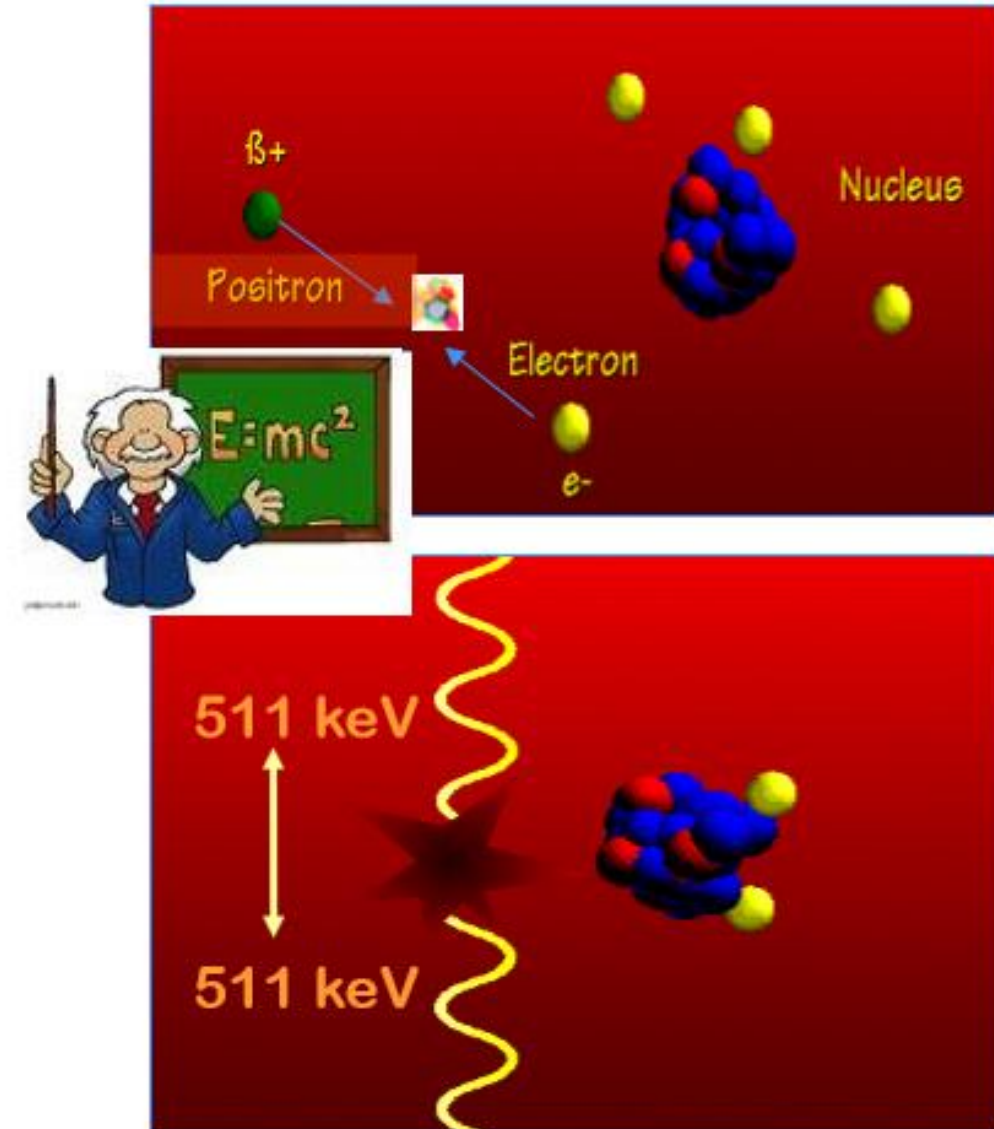
Pierwiastki emitery β^+

Nuklid	Okres połowicznego rozpadu	$E_{\max}$ [keV]
^{11}C	20,4 min	961
^{13}N	10,0 min	1190
^{15}O	2,4 min	1730
^{18}F	1,83 h	635
^{38}K	7,64 min	2680
^{62}Zn	2,3 h	660
^{68}Ga	1,14 h	1900
^{82}Rb	1,27 min	3400
^{122}I	3,60 min	3210

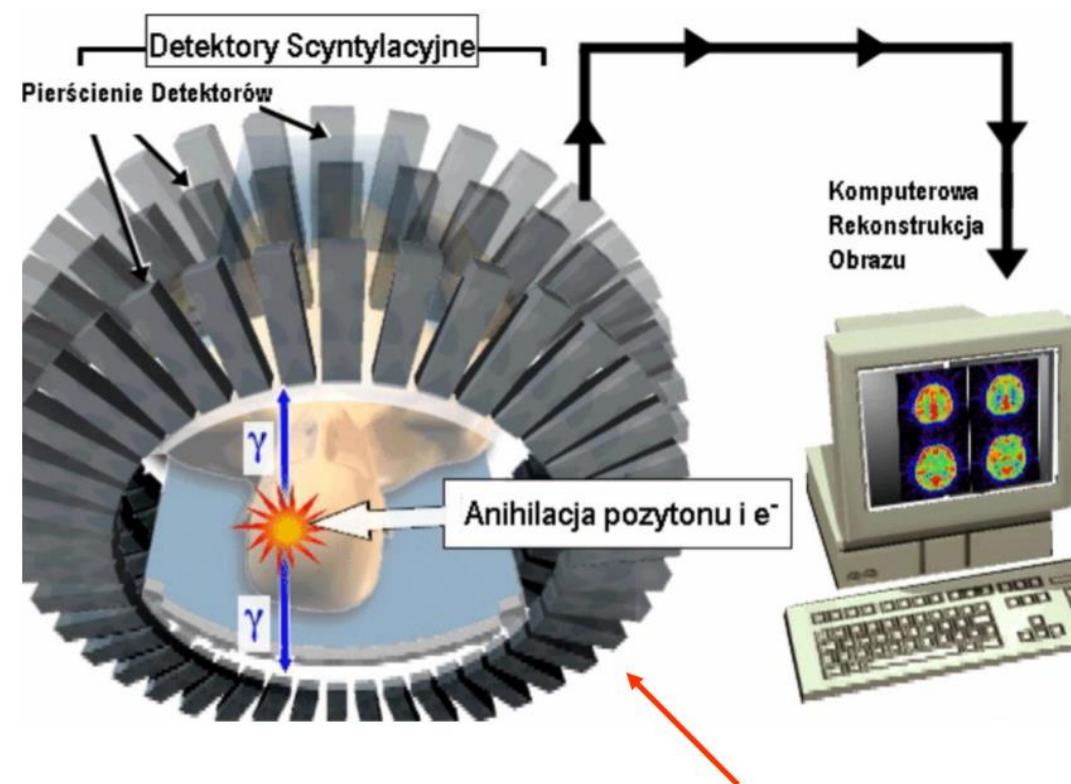
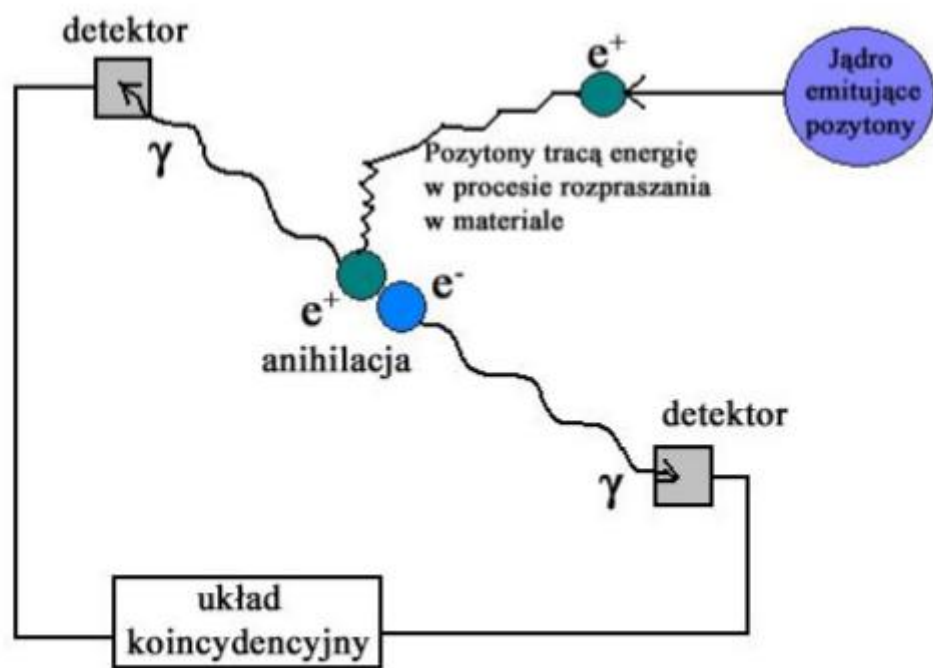
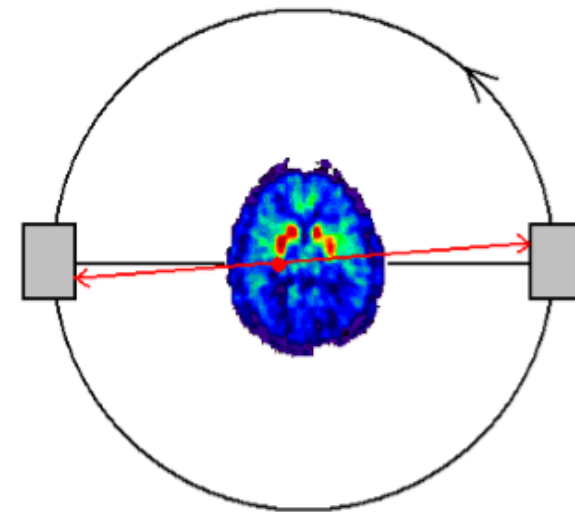
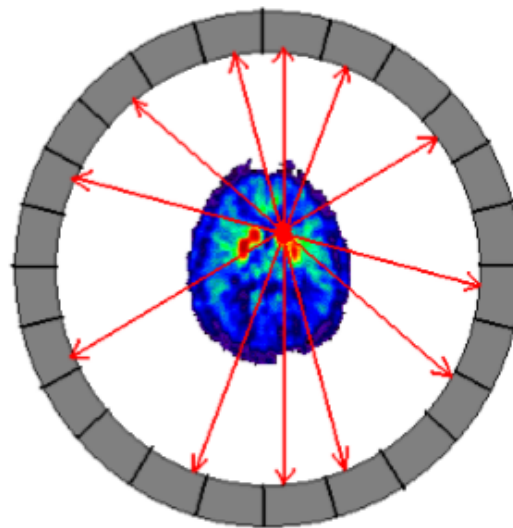
Zasada pomiaru PET

Anihilacja

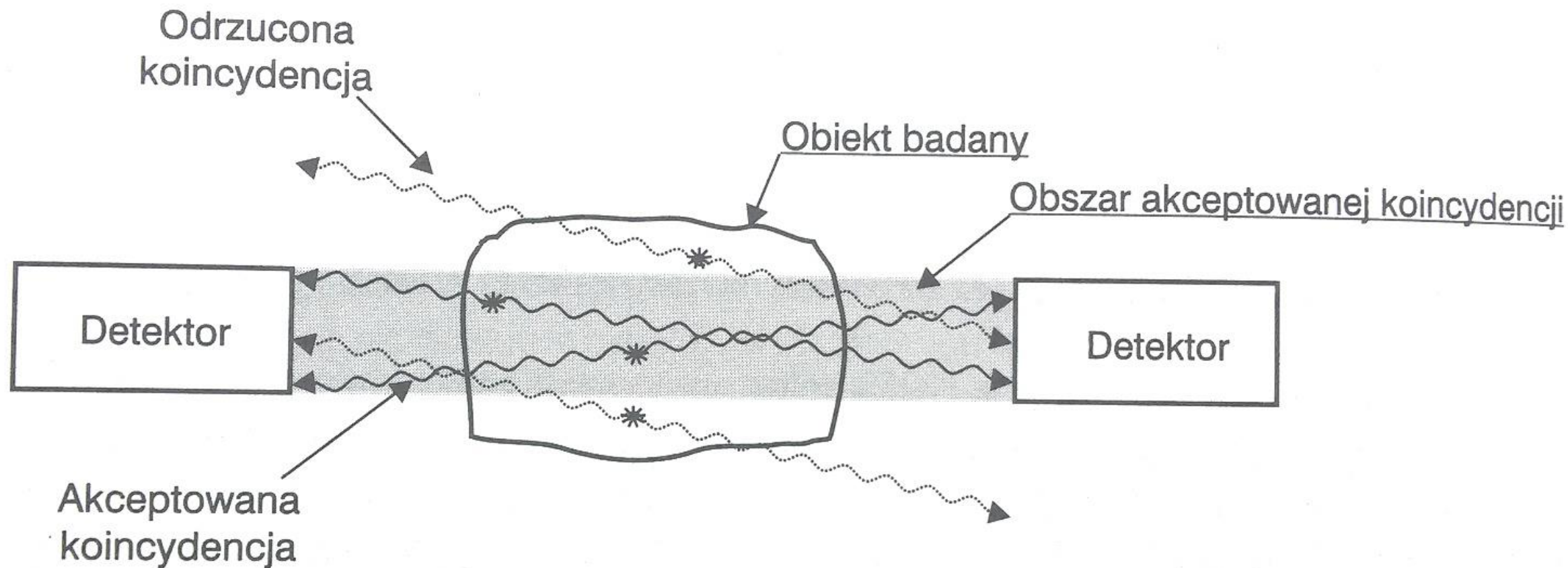
- wyemitowany z jądra pozyton napotyka znajdujący się w pobliżu elektron i obie cząstki „**anihilują**” - następuje zamiana masy na energię
- energia emitowana jest w postaci dwóch kwantów promieniowania gamma - każdy o energii **511 keV**, które rozchodzą się wzdłuż linii prostej w przeciwnych kierunkach



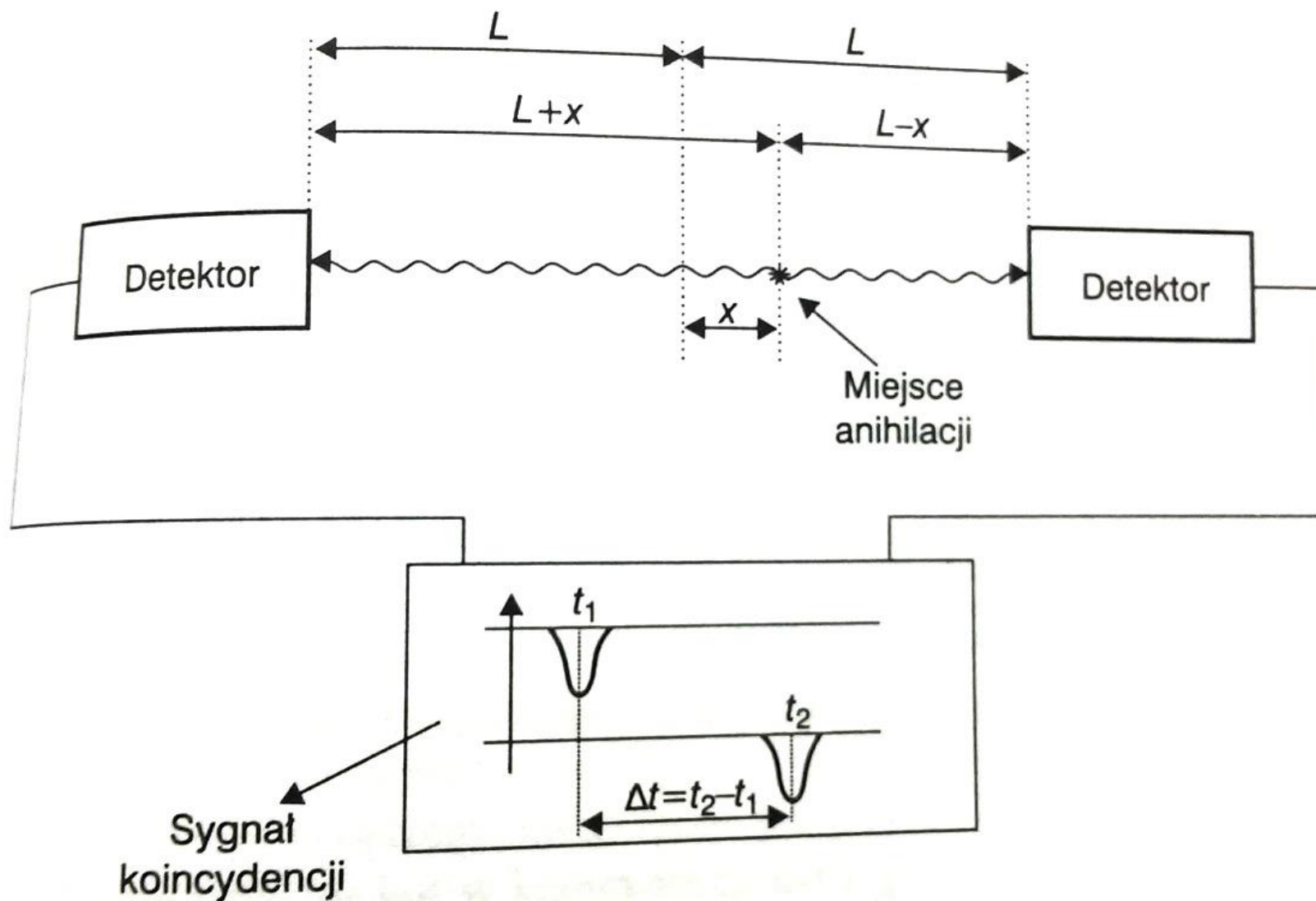
PET – zasada pomiaru β^+



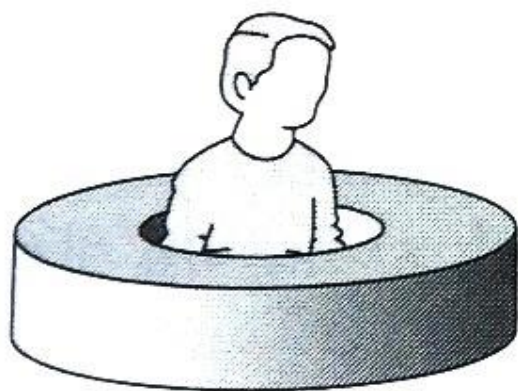
PET – zasada pomiaru promieniowania γ



Lokalizacja położenia miejsca anihilacji



PET – schemat tomografu



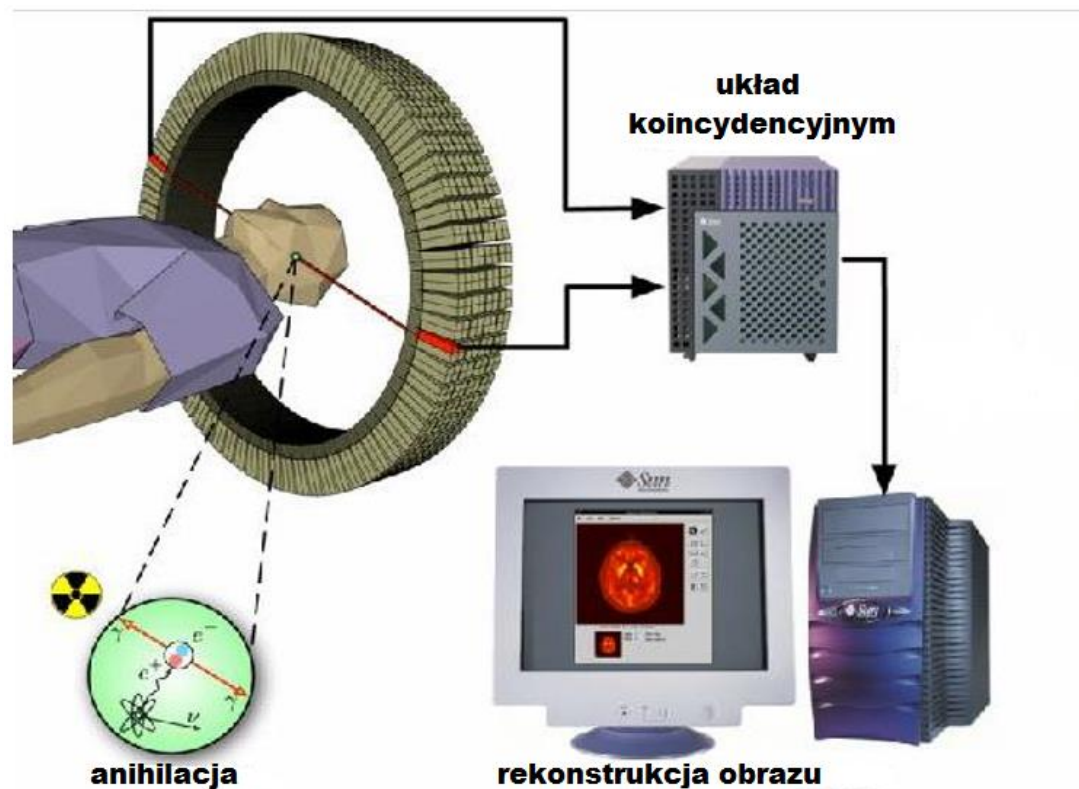
wielowarstwowa
komora PET

impulsy z
detektorów

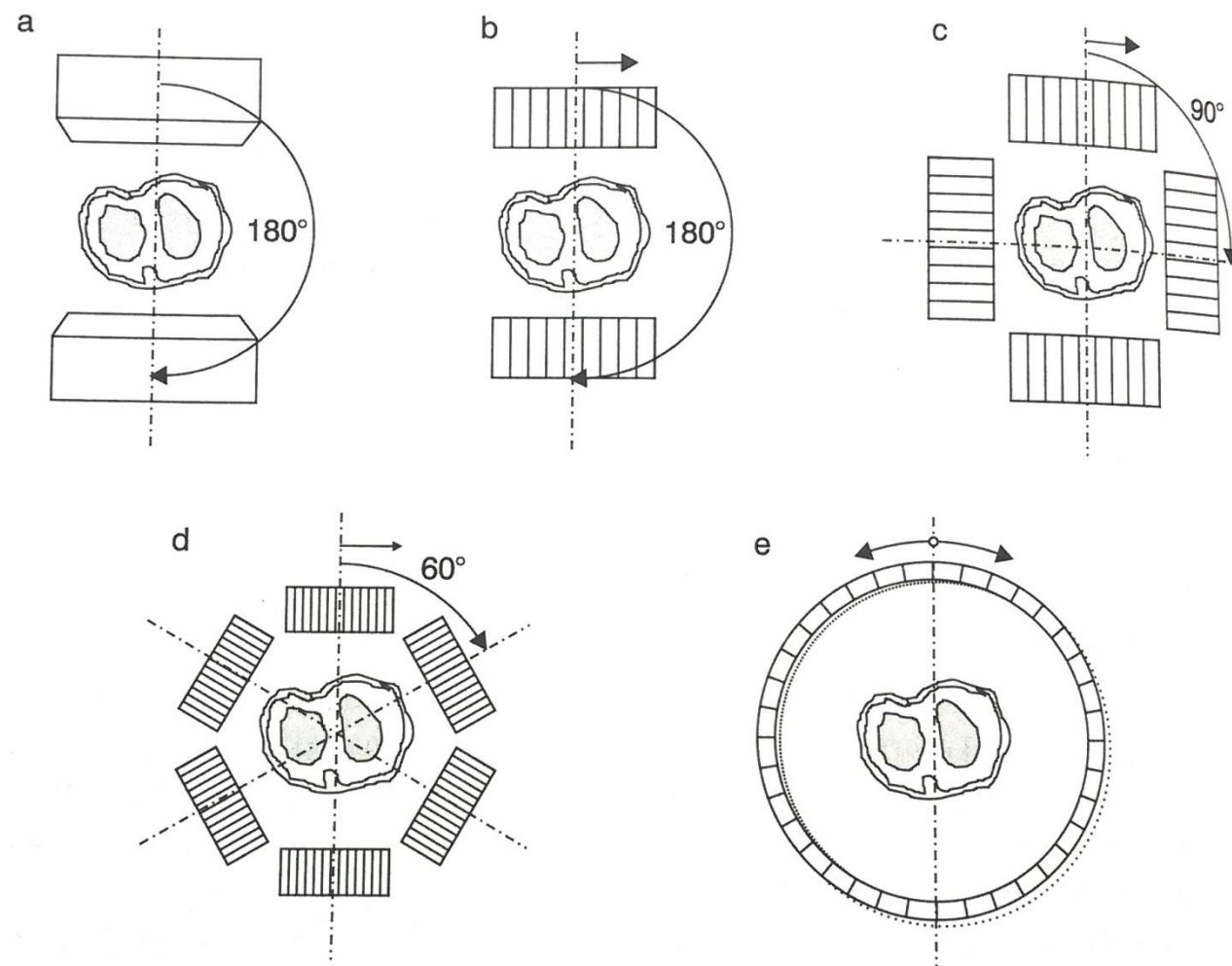
selekcja
koincydencji

zastosowanie metod
tomografii komputerowej

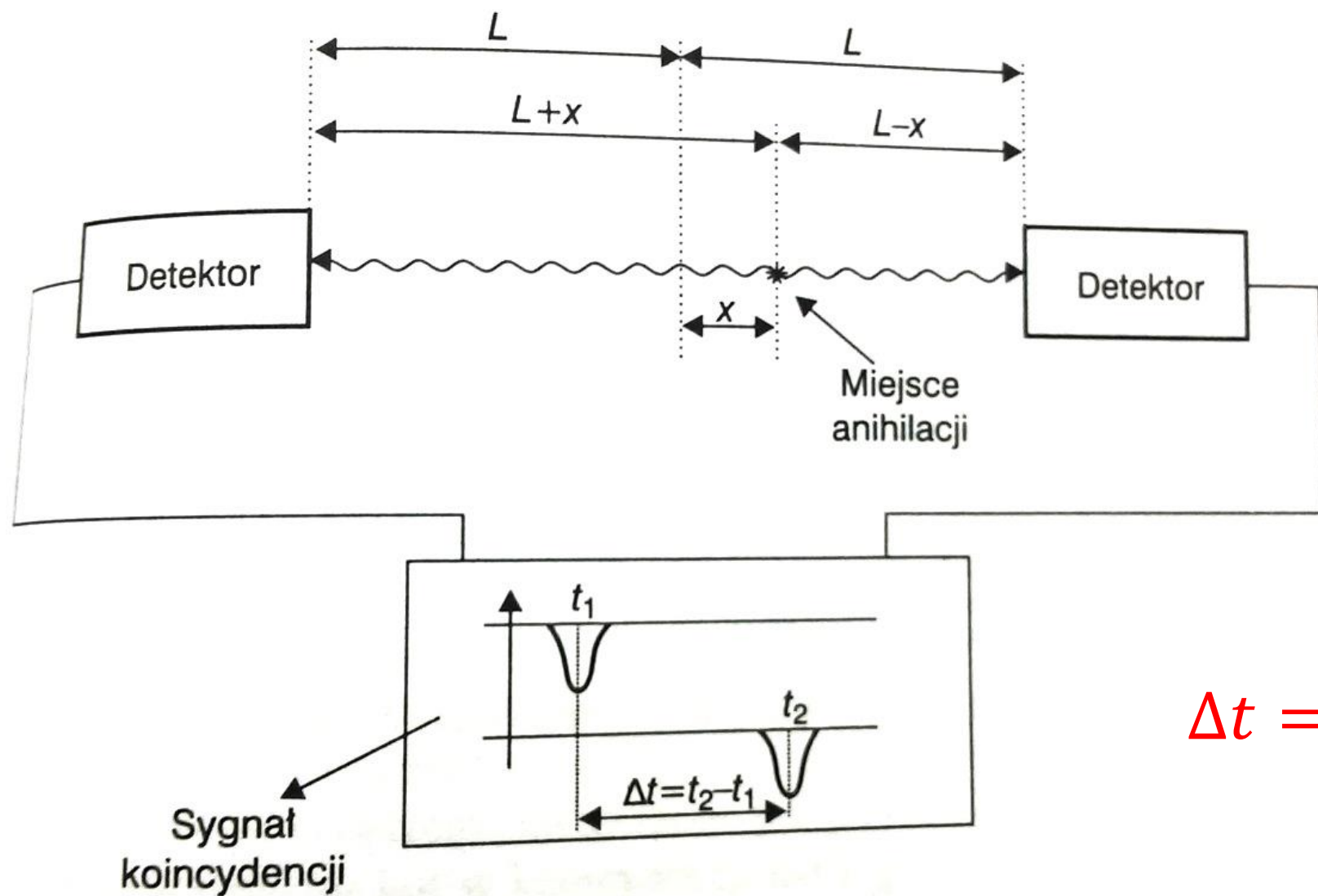
obraz
dwu- lub
trójwy-
miarowy



PET – różne układy pomiarowe



PET – zasada pomiaru β^+



$$\Delta t = \frac{2x}{c}$$

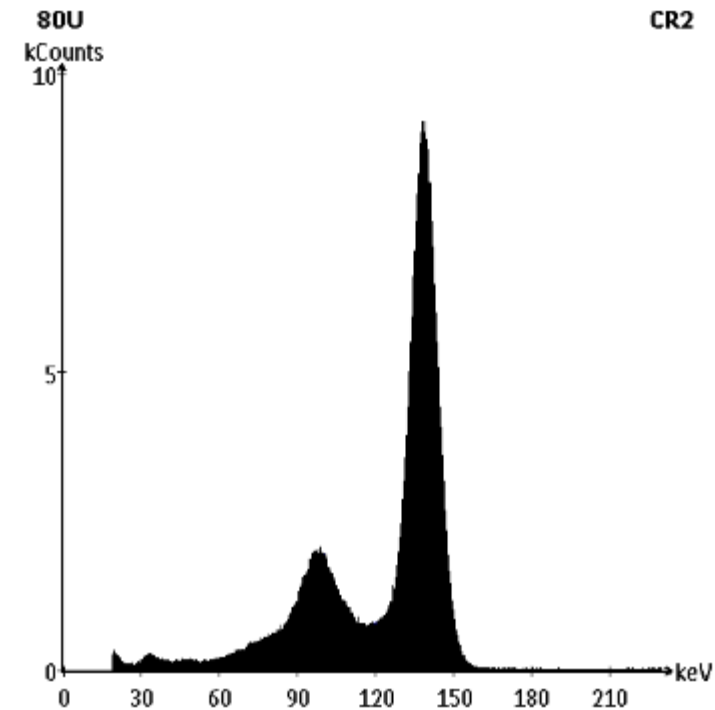
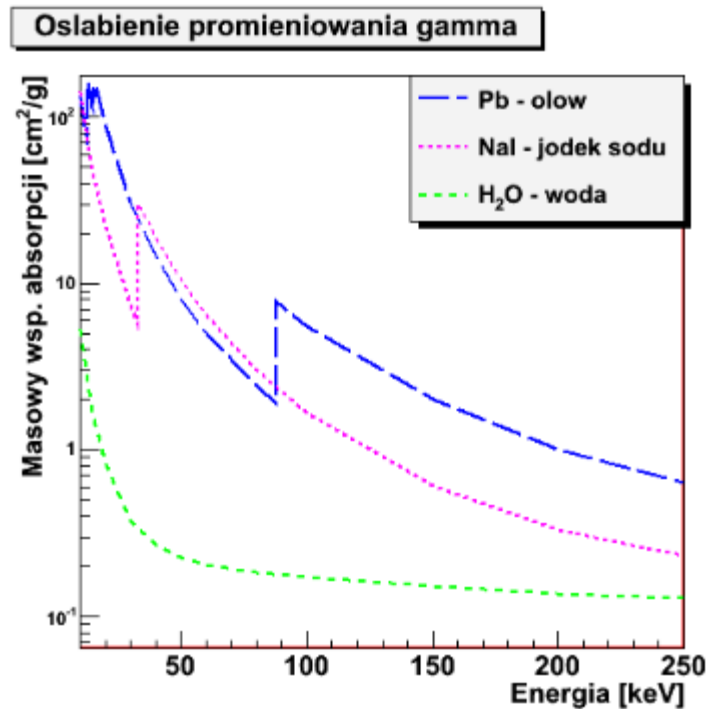
SPECT – podstawy fizyczne

Rozpad promieniotwórczy γ

- Przejście ze stanu wzbudzonego do stanu o niższej energii
- **Emisja fotonu γ** – kwantu promieniowania elektromagnetycznego o dużej energii
(od 1 MeV do 4 MeV)
- Często towarzyszy rozpadom α i β
(powstałego jądra - stan wzbudzony)

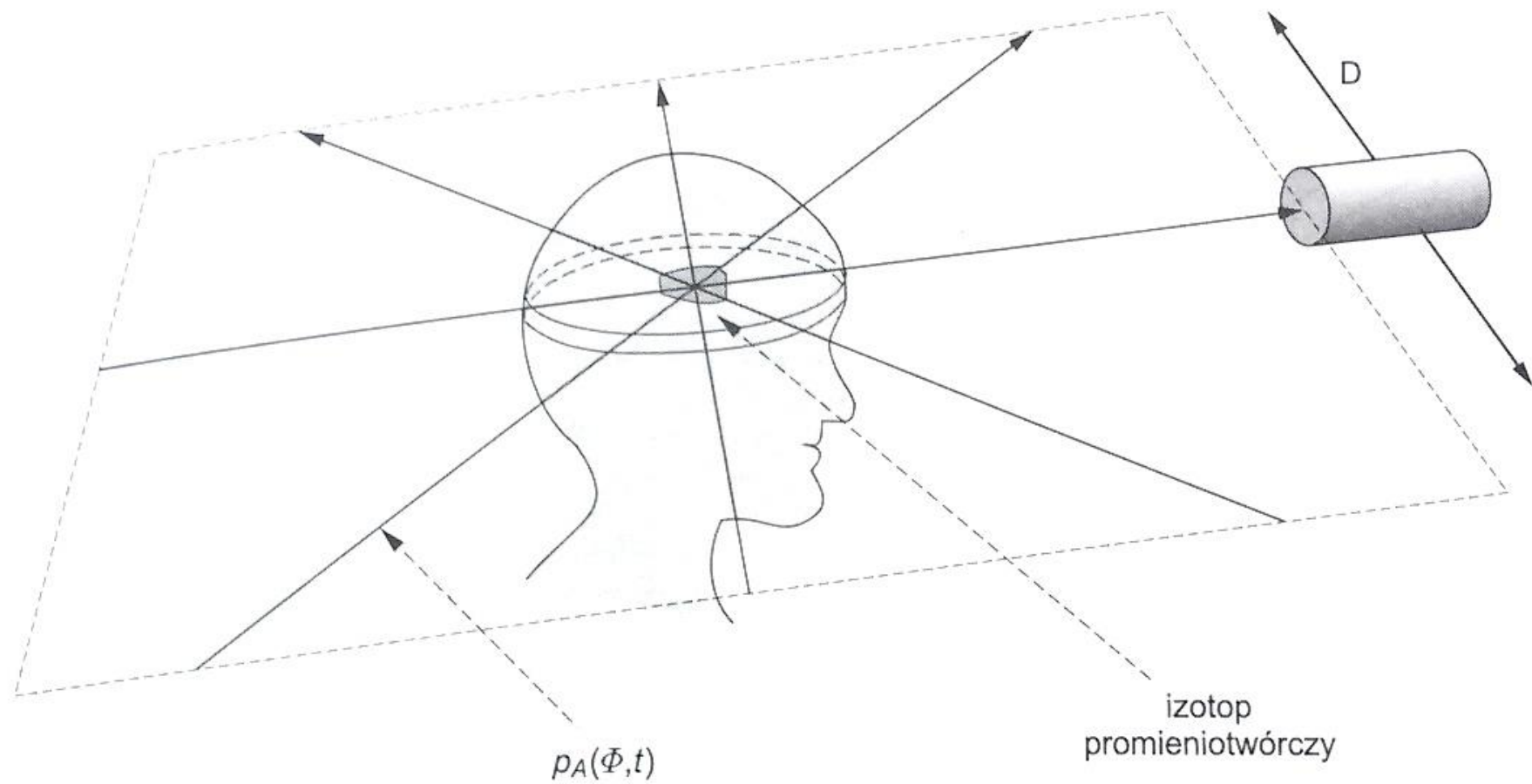
SPEC – izotopy promieniotwórcze

technet - Tc^{99m} , tal - Tl^{201} , jod - I^{123} , I^{131}

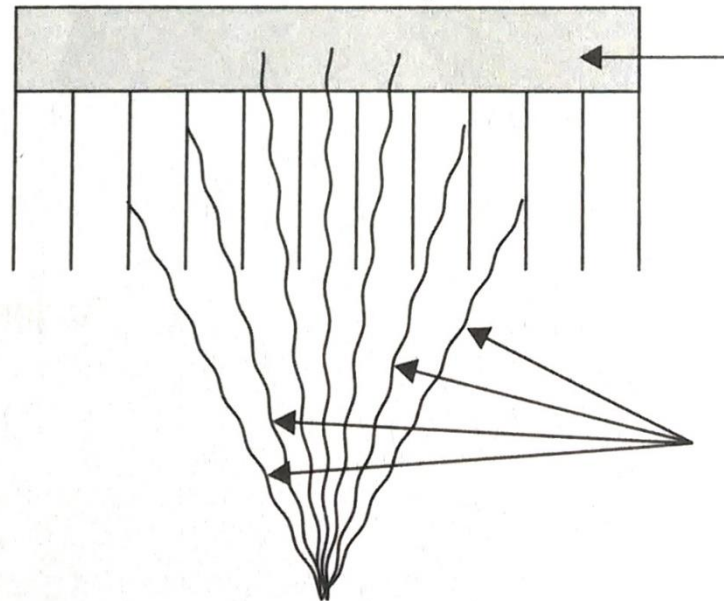
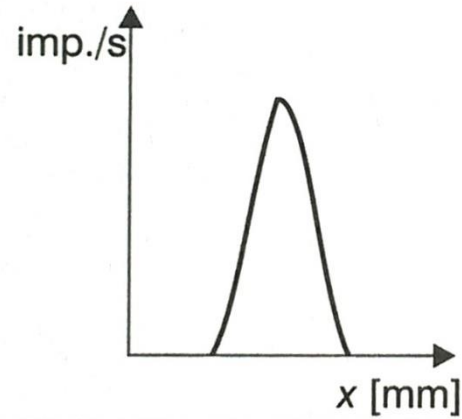


Przykładowe widmo technetu

SPECT – zasada pomiaru promieniowania γ



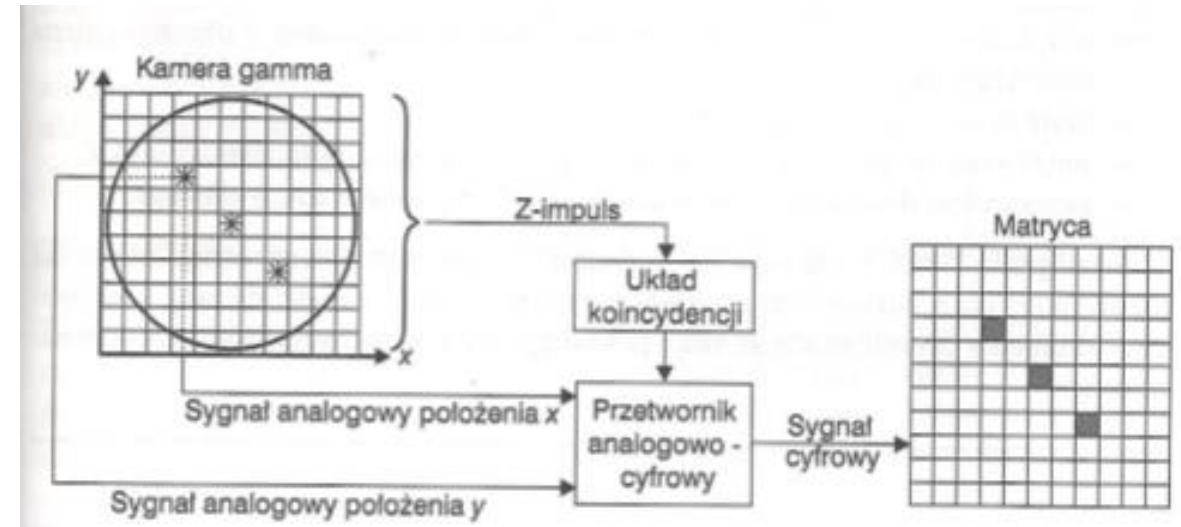
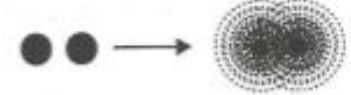
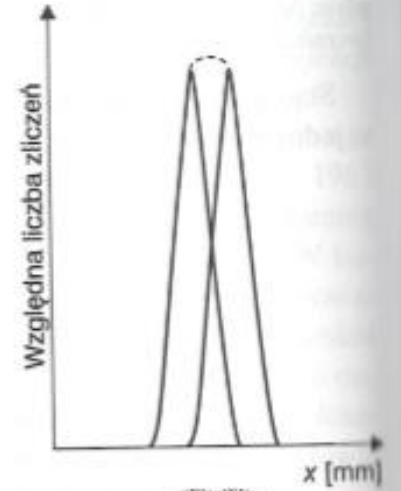
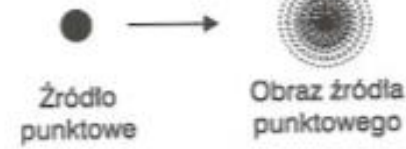
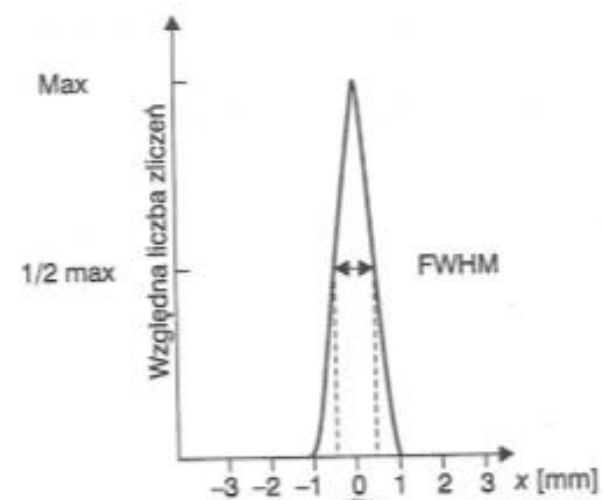
$$\operatorname{tg}(\Delta\Theta) \leq \frac{\Delta x}{R_{\max}}$$



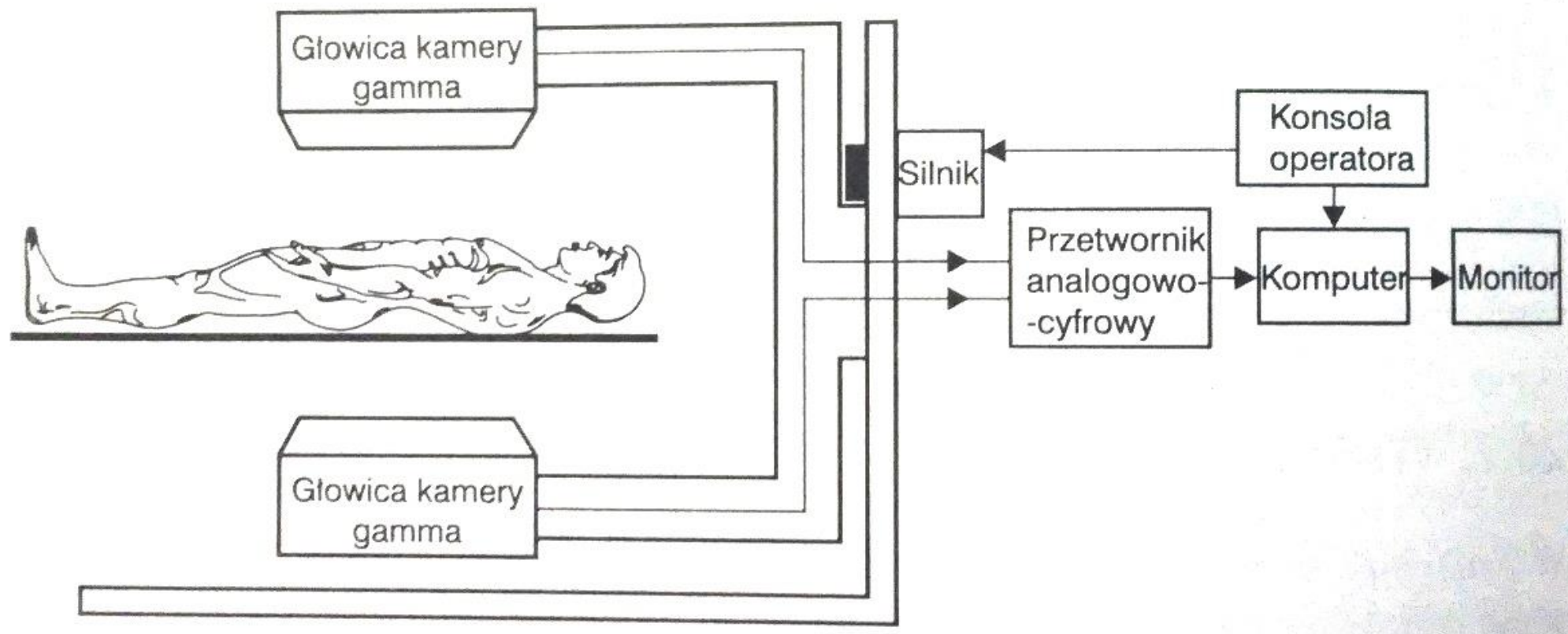
Kryształ
scyntylicyjny

Promienie γ
absorbowane
w kolimatorze

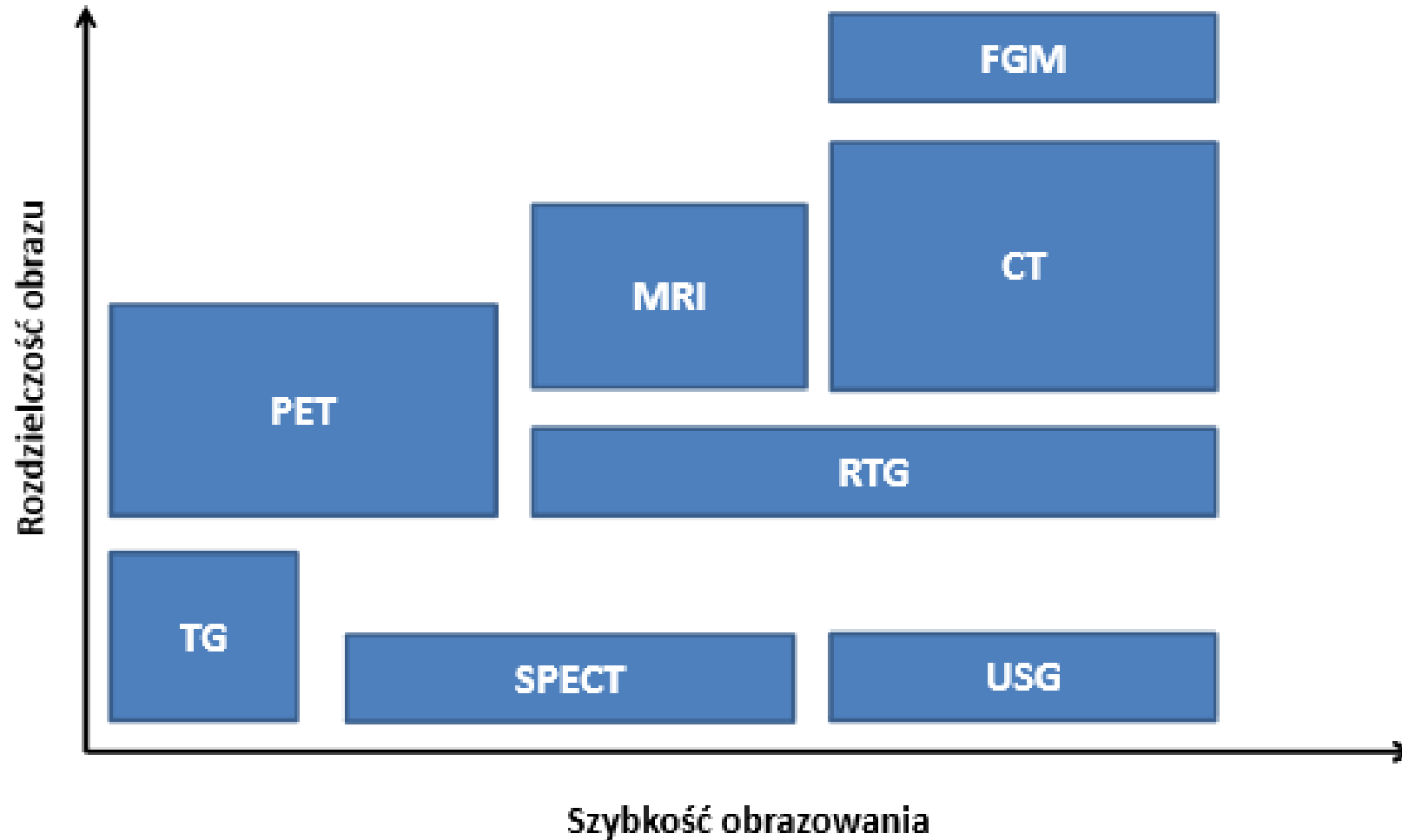
Punktowe źródło
promieniotwórcze



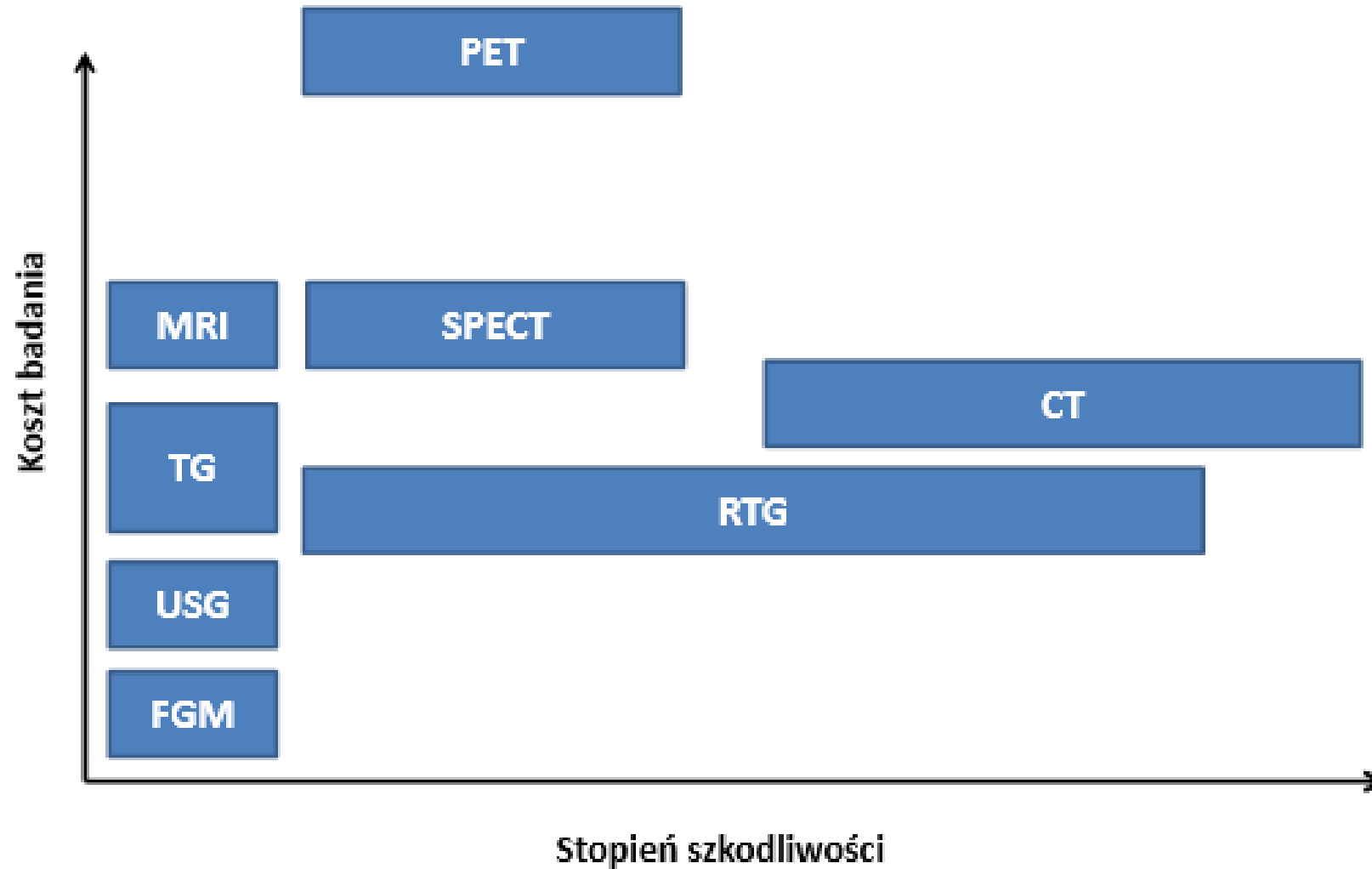
SPECT – schemat układu pomiarowego



Charakterystyka różnych metod obrazowania



Charakterystyka różnych metod obrazowania



Przykłady urządzeń

PET – urządzenie





PET/CT Gemini Philips

Współczesne skanery to urządzenia PET- CT; składające się zarówno ze skanera PET jak i nowoczesnego tomografu komputerowego. Oba badania wykonywane są bezpośrednio po sobie (w ramach jednej procedury) a konstrukcja urządzenia oraz nowoczesne oprogramowanie umożliwiają **nałożenie obrazów**. **Uzyskujemy więc obraz funkcji narządów z możliwością dokładnej lokalizacji anatomicznej.**



Literatura

- Moore J, Zouridakis G (ed.), **Biomedical technology and devices handbook**. CRC Press Boca Raton, London, New York 2004.
- Hryniewicz A, Rokita E (red), **Fizyczne metody diagnostyki medycznej i terapii**. PWN, Warszawa 2000.
- Jaroszyk F, **Biofizyka Podręcznik dla studentów**, PZWL, Warszawa 2002.
- Cierniak R, Tomografia komputerowa. EXIT, Warszawa 2005