

BIOFIZYKA RADIACYJNA

wykład #4

Krzysztof Wojciech Fornalski

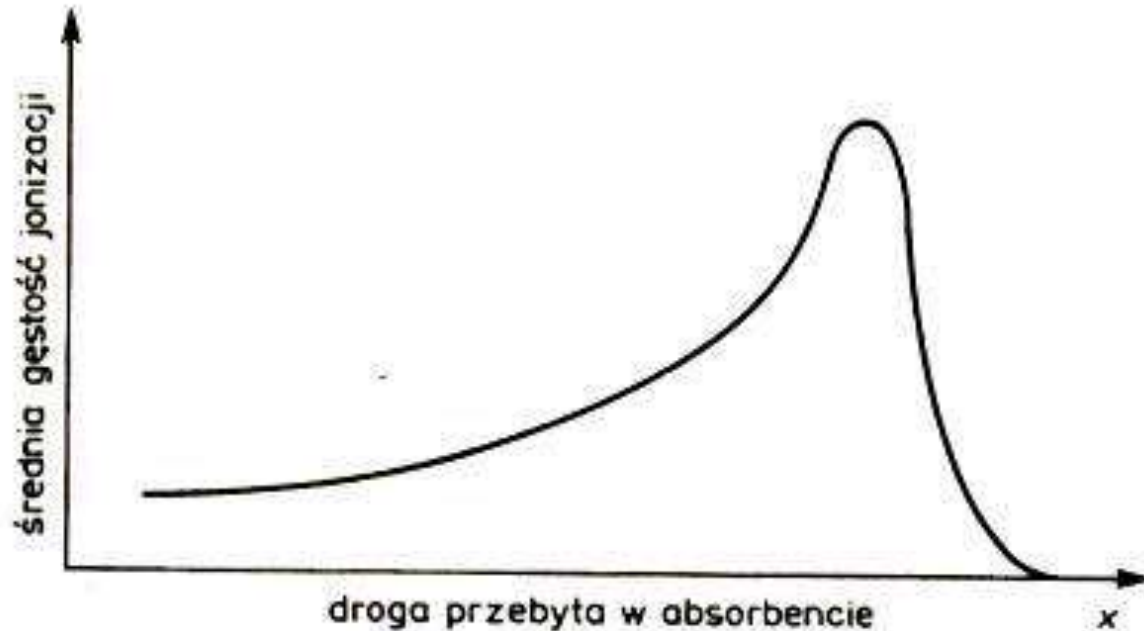
Narodowe Centrum Badań Jądrowych
Wydział Fizyki, Politechnika Warszawska



PRZYPOMNIENIE Z POPZEDNIEGO WYKŁADU

Krzywa Bragga

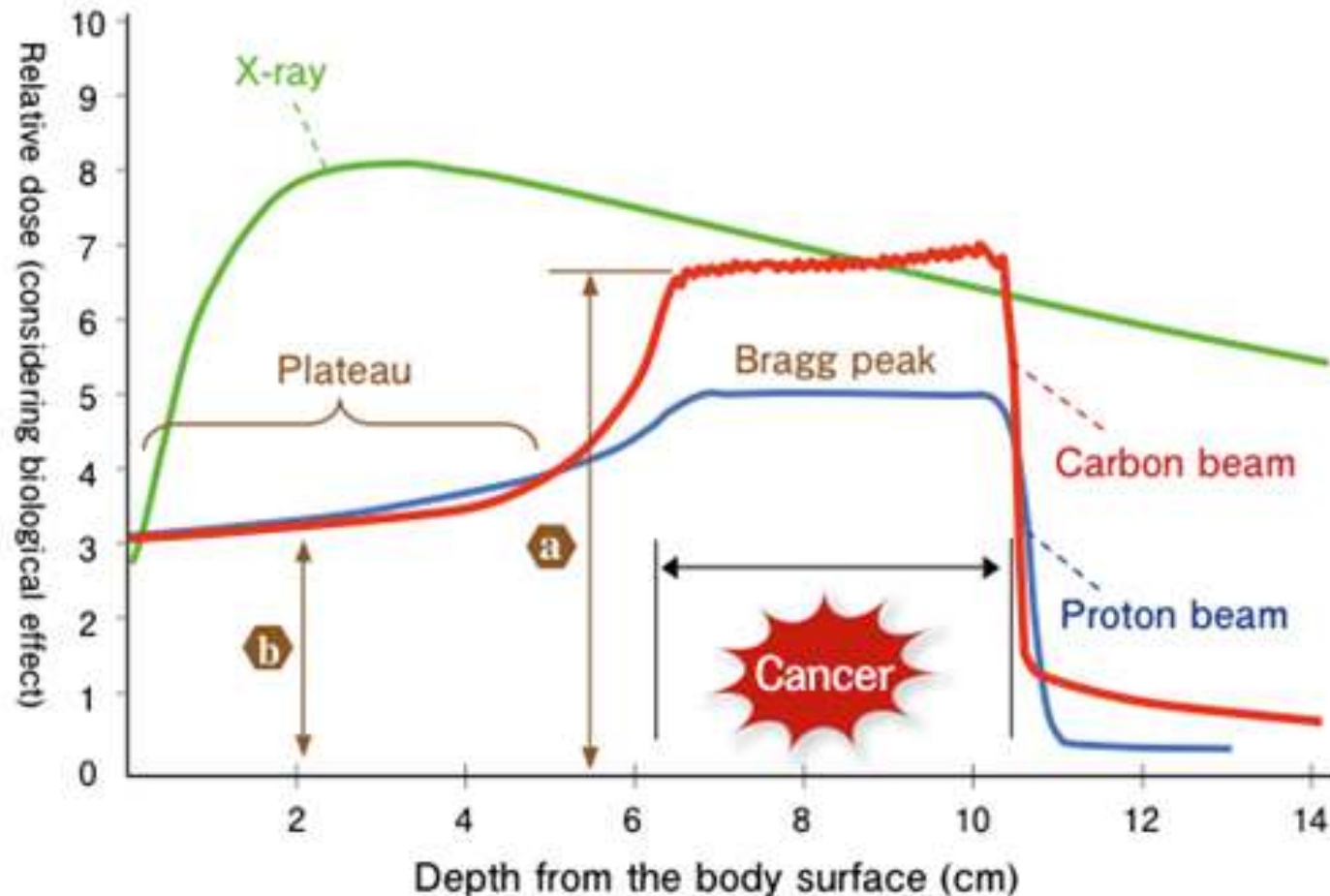
Rys. 2.5. Gęstość jonizacji wywołanej przez cząstkę naładowaną w zależności od jej drogi w absorbencie (krzywa Bragga)



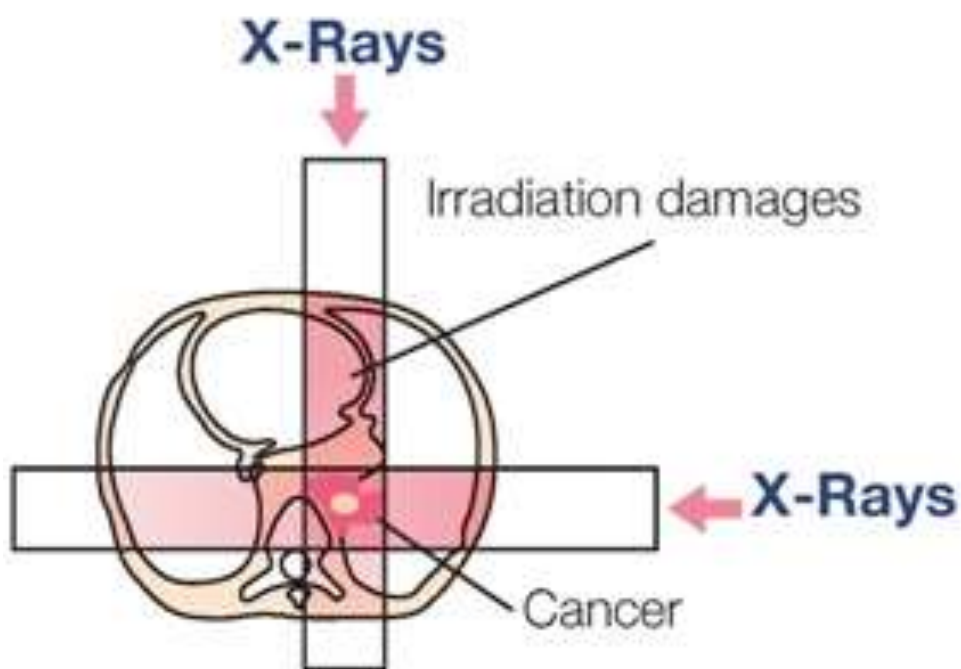
Na początkowym odcinku toru straty są stosunkowo niewielkie, następnie rosną w pobliżu końca toru cząstki w materii. Natychmiast nasuwa się możliwość zastosowania tej zależności dla celów radioterapii.

Protony vs. jony węgla

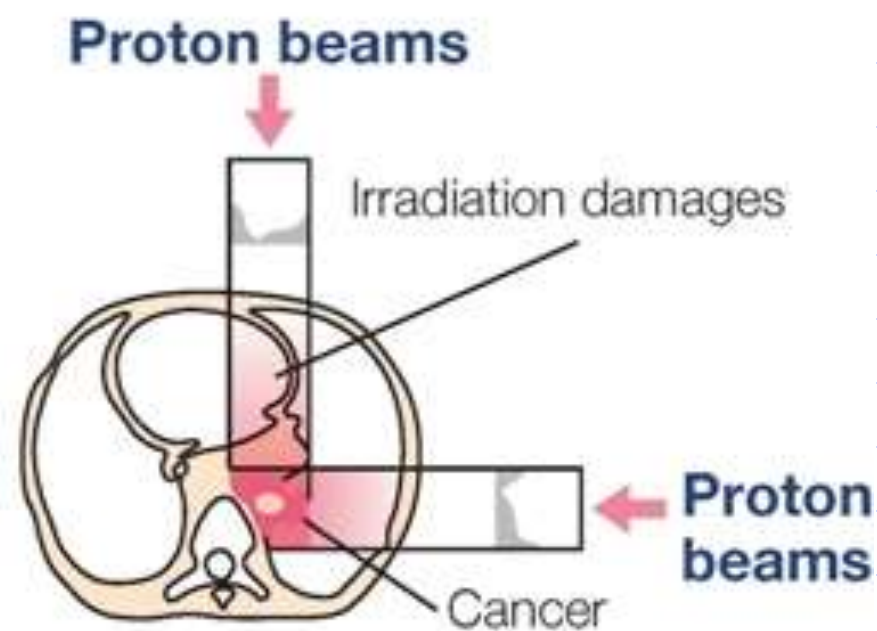
When the ratios of peak to plateau (a/b) are compared while considering biological effect, the carbon beam has the largest value.



Dwie wiązki



X-rays go through the nidus.



Proton beams stop at the nidus.



ODDZIAŁYWANIE NEUTRONÓW Z MATERIAŁ

- CIĄG DALSZY

Oddziaływania neutronów

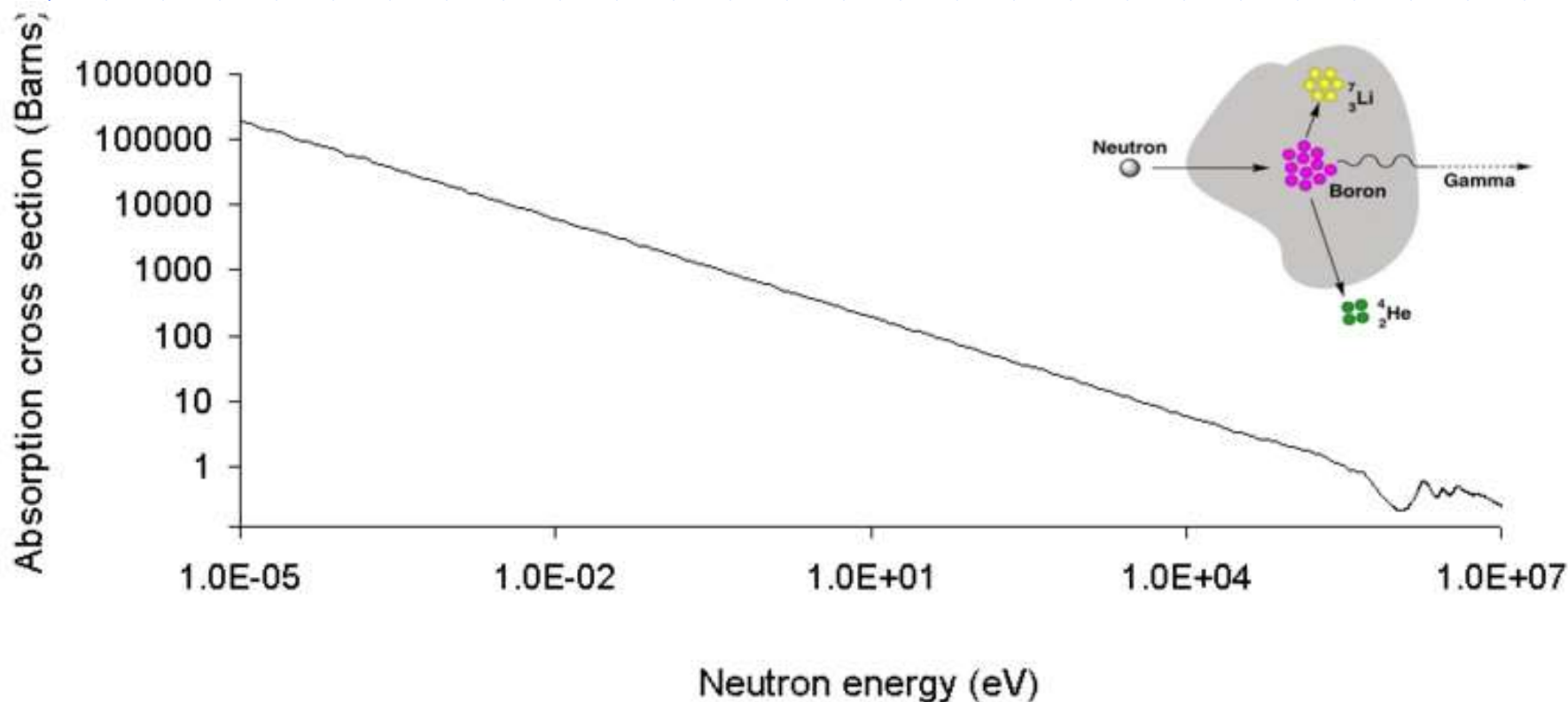
- ◆ Promieniowanie neutronowe jest silnie przenikliwe
- ◆ Oddziaływania zależą od energii neutronów
- ◆ Mówimy wówczas np. o neutronach termicznych (powolnych), neutronach rezonansowych, średnich energii czy też o neutronach prędkich (wysokich energii)
- ◆ Nie będziemy omawiać poszczególnych procesów; do promieniowania neutronowego wrócimy przy okazji dozymetrii

Zastosowania

- ◆ Radiografia neutronowa (lepsze parametry od prom. X)
- ◆ (B)NCT (boron neutron capture therapy) – pacjent otrzymuje izotop boru-10 posiadającego bardzo duży przekrój czynny na wychwyt neutronów. Następnie pacjent naświetlany jest neutronami epitermicznymi (powolnymi), które wychwytywane są przez bor-10 (w miejscu nowotworu), a powstałe promieniowanie jonizujące ($\text{bor-10} + n^0 \rightarrow \text{lit-7} + \alpha$) niszczy komórki nowotworowe

Przekrój czynny na reakcję $^{10}\text{B}(n,\alpha)^7\text{Li}$

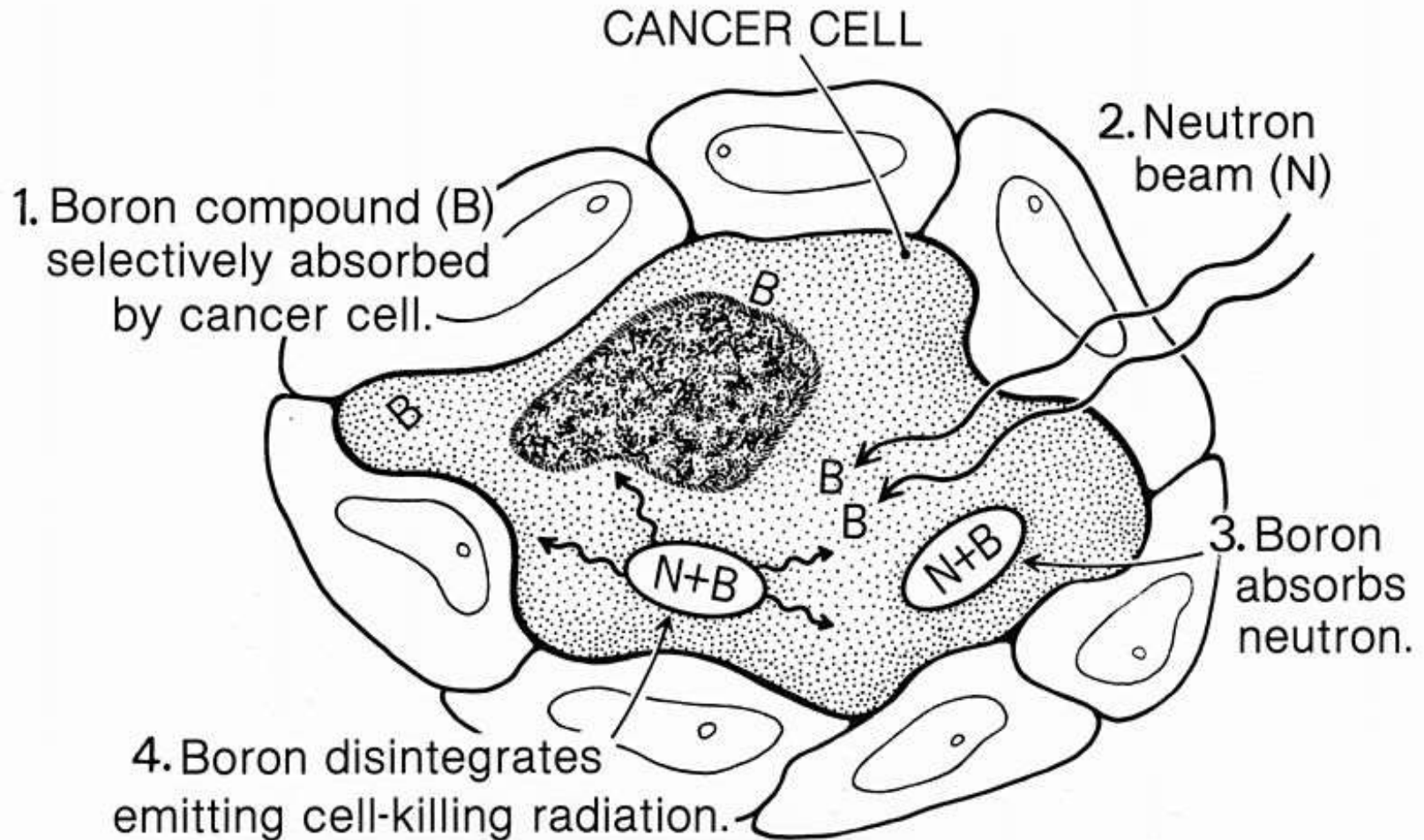
* Przypomnienie: notacja $A(b,c)D$ oznacza: $A+b \rightarrow c+D$



Przekroje czynne na wychwyt neutronów termicznych

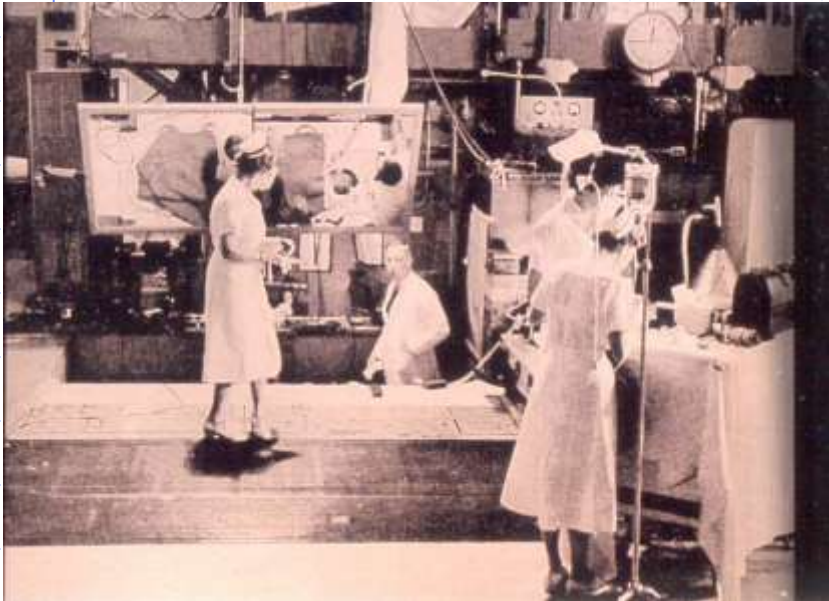
<i>Nuclide</i>	<i>Cross section (barns)</i>
^{10}B	3837
^{11}B	0.005
^{12}C	0.0035
^1H	0.33
^{14}N	1.70
^{35}Cl	43.6
^{23}Na	0.534
^{157}Gd	254,000
^{153}Gd	0.02

Boron Neutron Capture Therapy (BNCT)



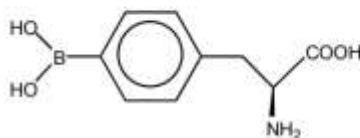
Zastosowanie terapeutyczne

- ◆ Pierwsze testy kliniczne w latach `50 w USA (Brookhaven) zakończyły się niepowodzeniem: duże nagromadzenie boru w naczyniach krwionośnych powodowało zbyt duże dawki w tkankach zdrowych



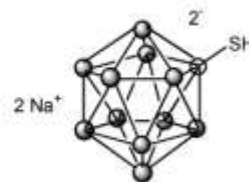
Co należało poprawić?

- ◆ Neutrony termiczne → neutrony epitermiczne
 - Większa penetracja neutronów w tkance
 - Przekroje czynne niewiele mniejsze
- ◆ Uwzględnienie dawek od innych efektów pojawiających się przy okazji
 - emisja gamma przy tworzeniu deuteru, promieniowanie protonowe (w wyniku oddziaływania elastycznego z jądrami wodoru), oddziaływania z innymi niż bor nuklidami
- ◆ Zastosowanie odpowiednich substancji zawierających bor



L-BPA

(p-borono-L-phenylalanine)

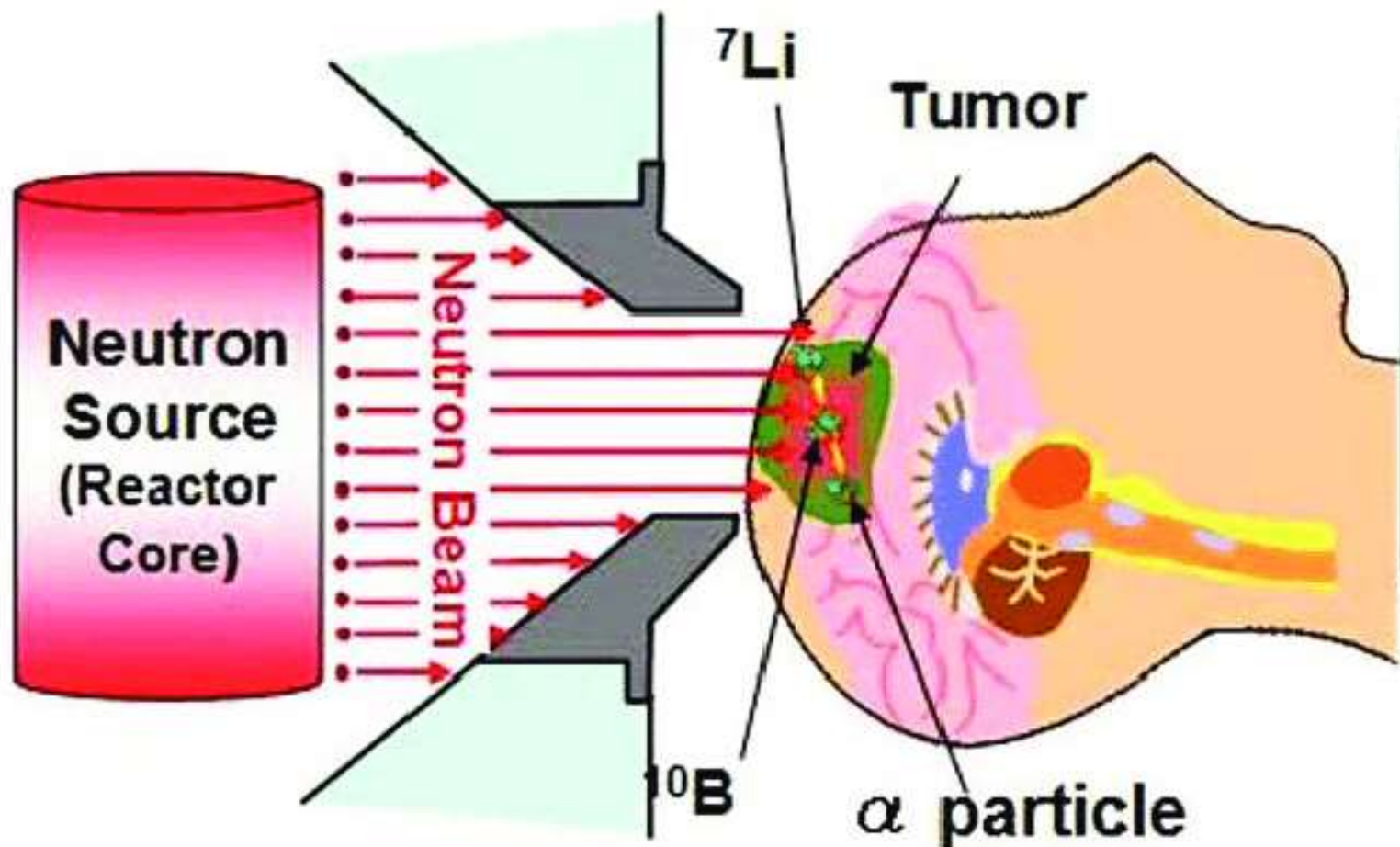


○ = B
● = BH

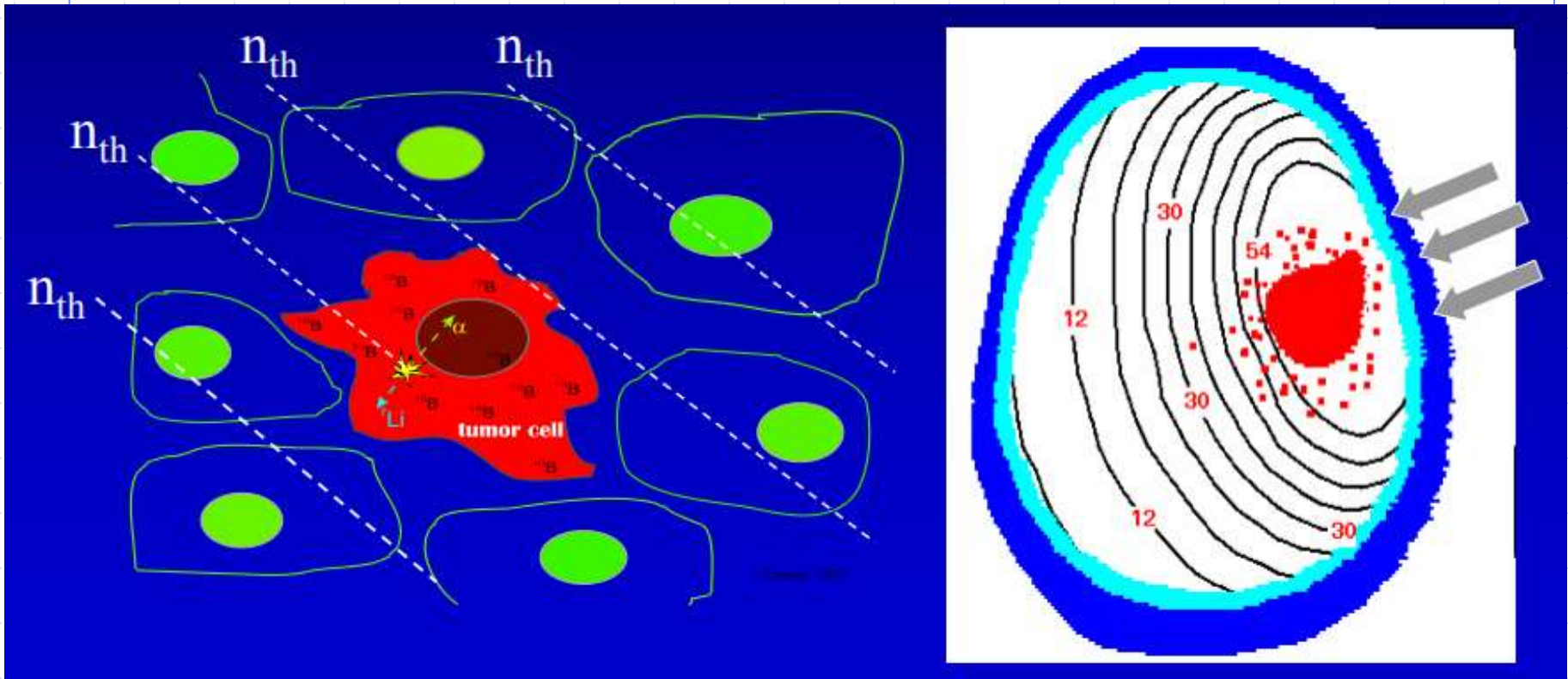
BSH

(Na₂B₁₂H₁₁SH)

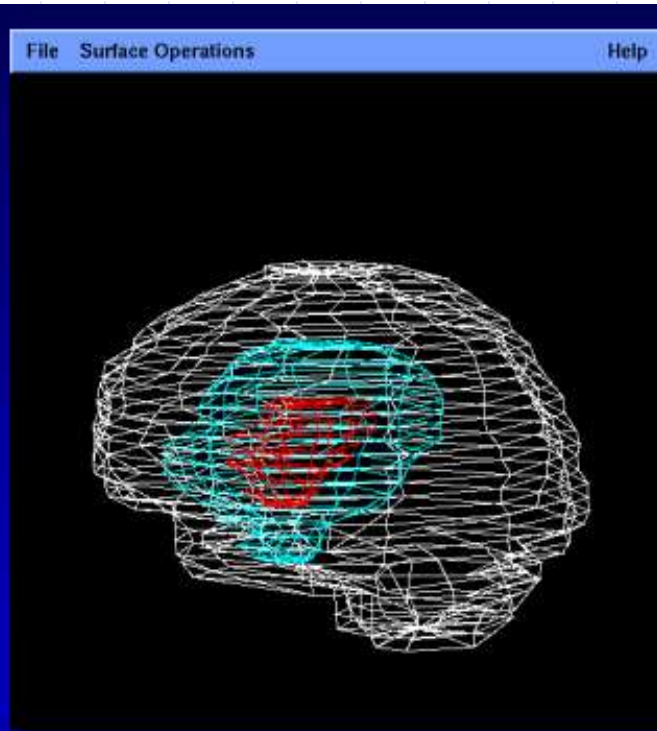
BNCT dla nowotworów mózgu



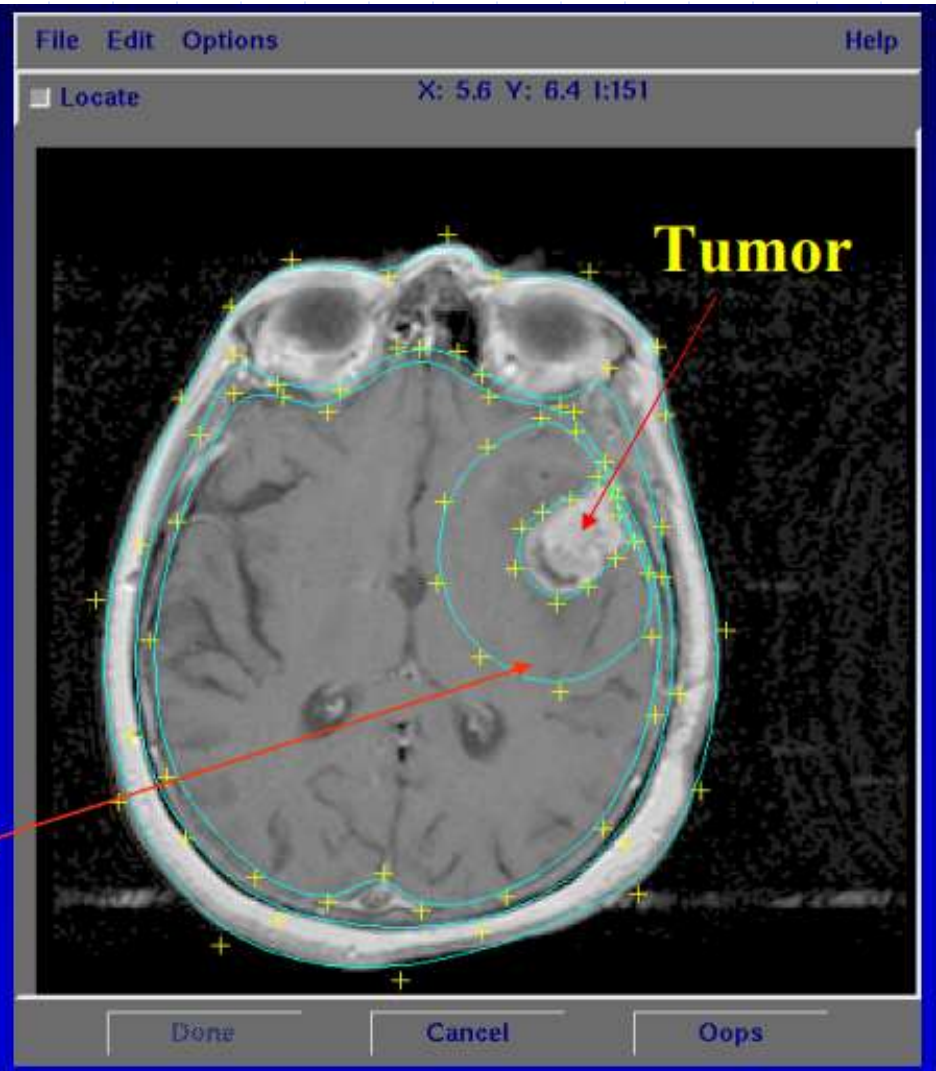
BNCT dla nowotworów mózgu



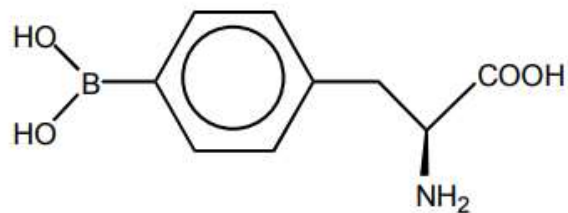
Planowanie terapii Monte Carlo



**Target volume
(tumor + 2 cm)**

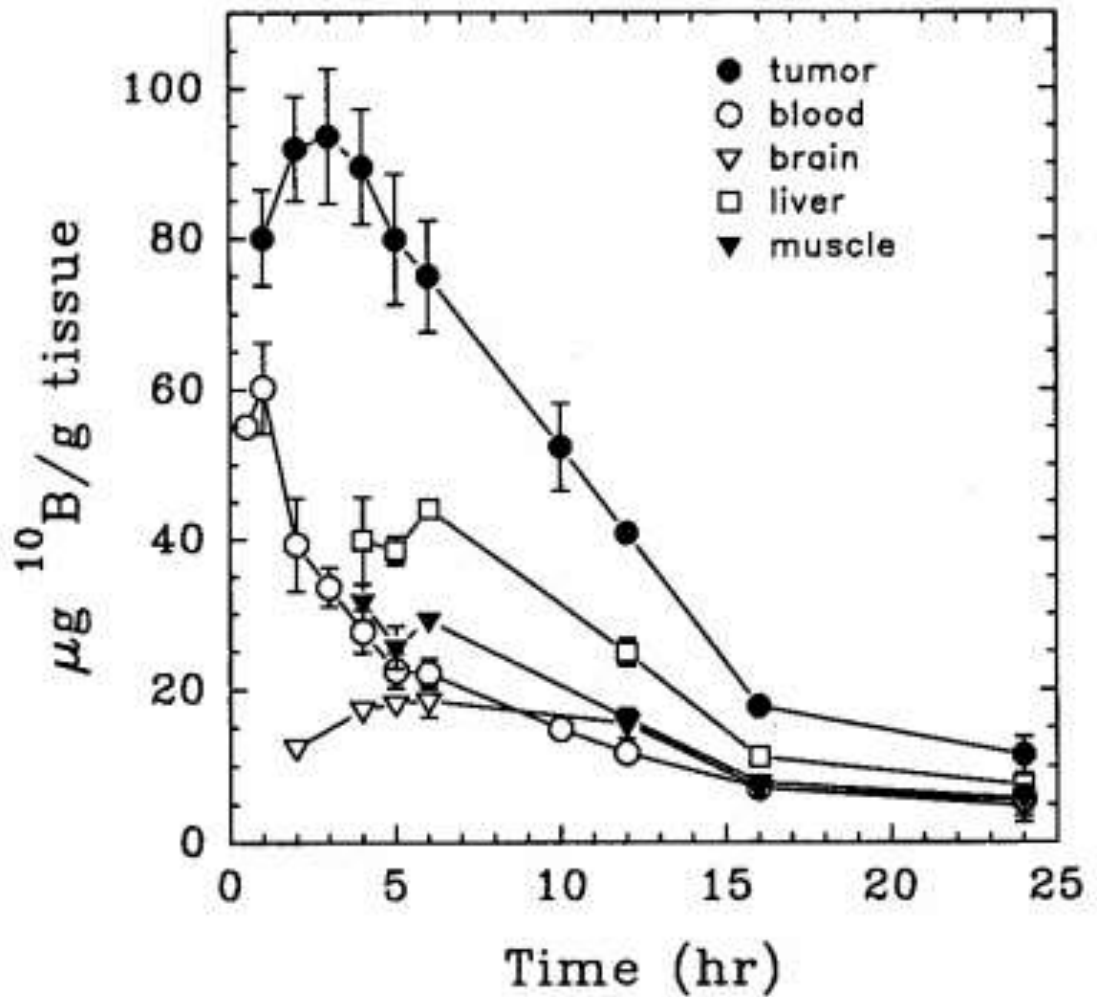


L-BPA jako *delivery agent*



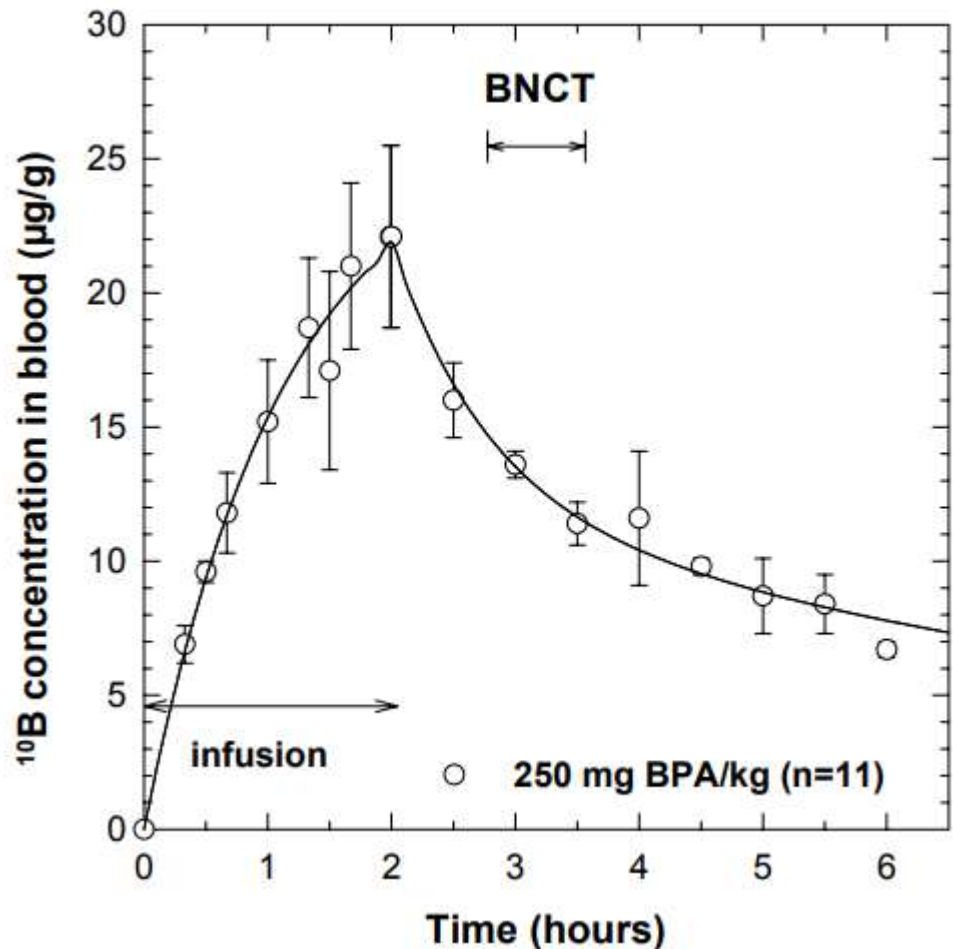
L-BPA

(*p*-borono-L-phenylalanine)



Przykładowa procedura kliniczna (USA)

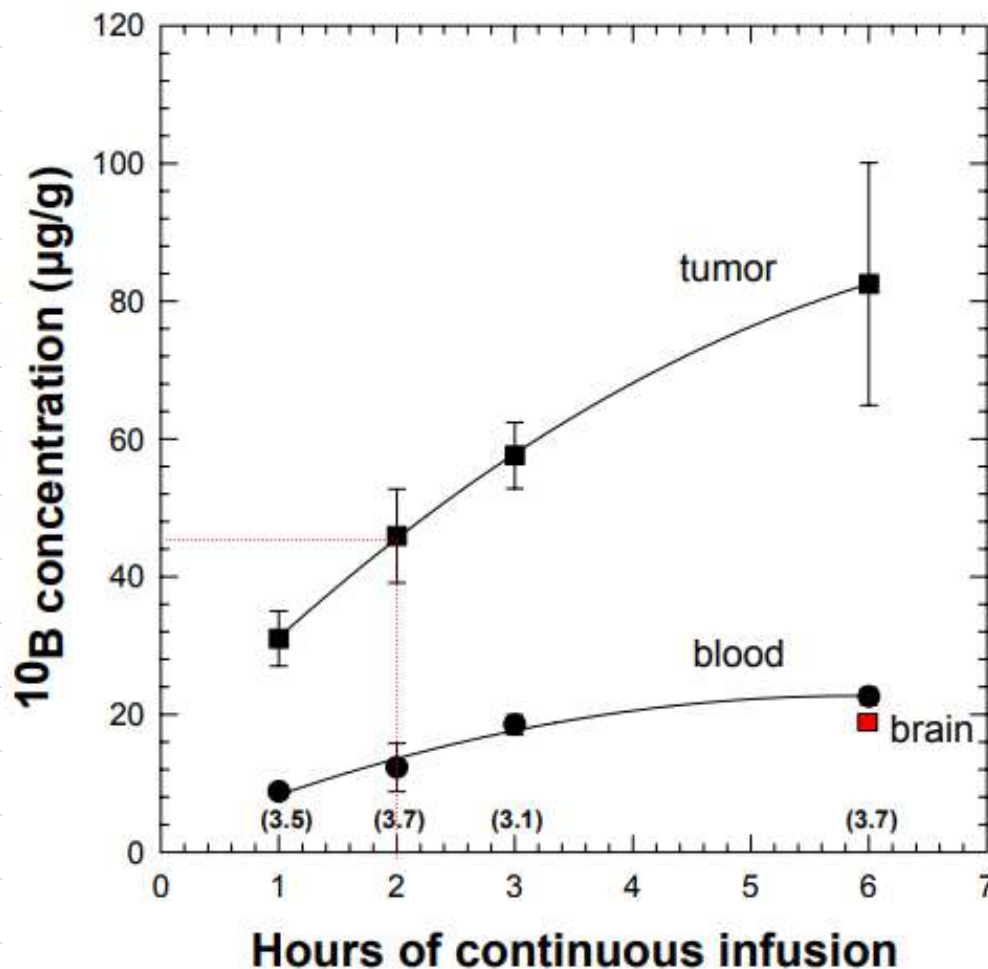
- ◆ Operacyjne usunięcie głównej treści guza ok. 2-3 tygodnie przed naświetlaniem
- ◆ 2 h podawanie boru w BPA
- ◆ 45 minut po zakończeniu aplikacji BPA rozpoczyna się BNCT, które trwa 1 h



Stężenie boru-10 wraz z czasem w trakcie podawania BPA

na czerwono – 2 h
- standardowy
moment
zaprzestania
wstrzykiwania BPA

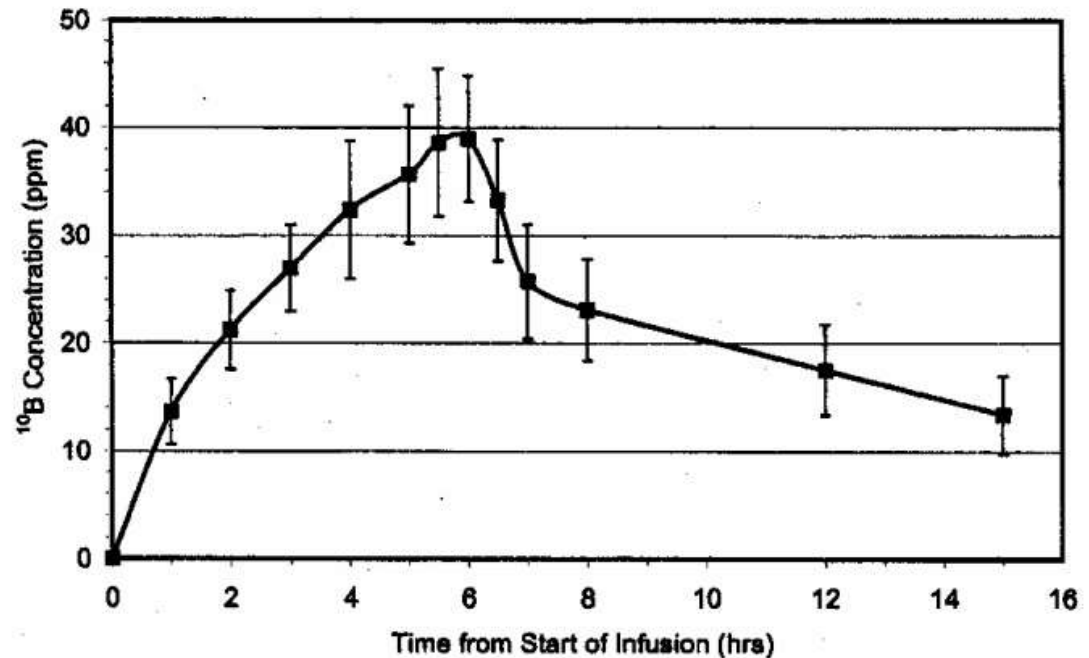
W przypadku zbyt
długiego
wstrzykiwania – za
dużo boru-10 w
zdrowych
komórkach mózgu!



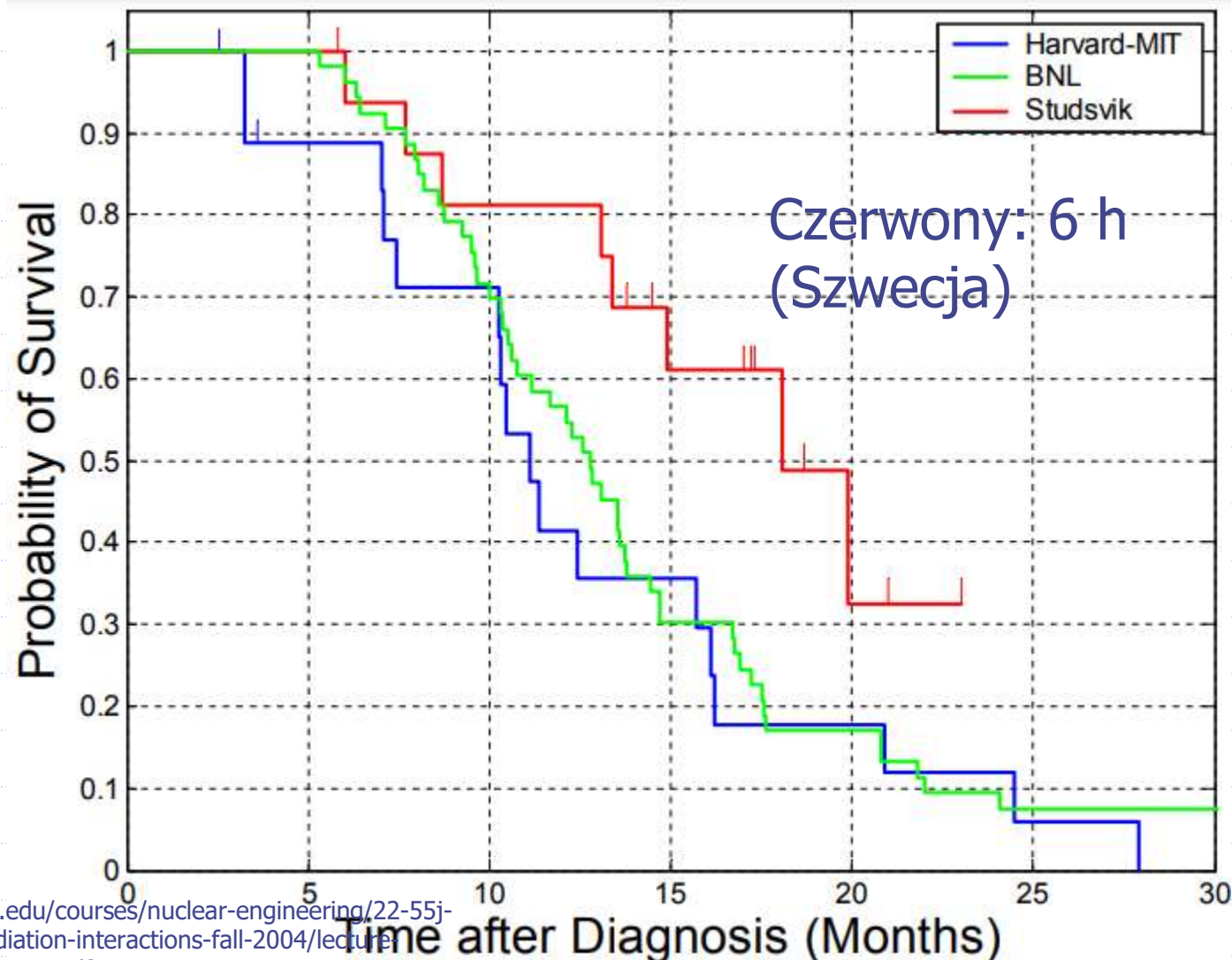
Stężenie boru-10 wraz z czasem w trakcie podawania BPA

Ale są też procedury (Szwecja), gdzie przeprowadza się 6-cio godzinne wstrzykiwanie BPA

Powyżej 6 h stężenie BPA zaczyna spadać



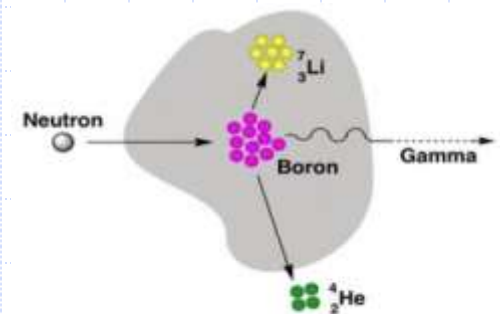
Przeżywalność pacjentów w różnych schematach



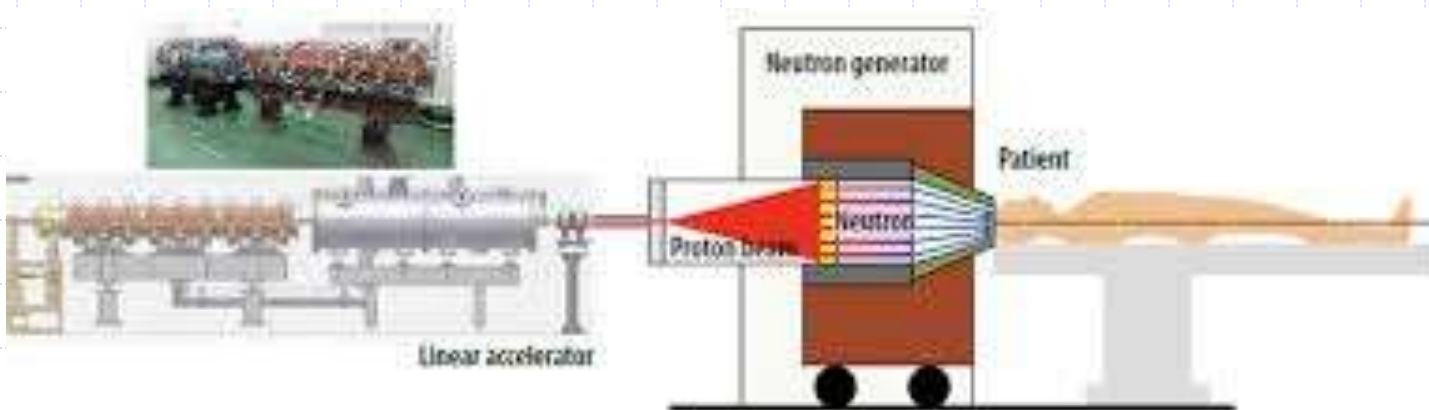
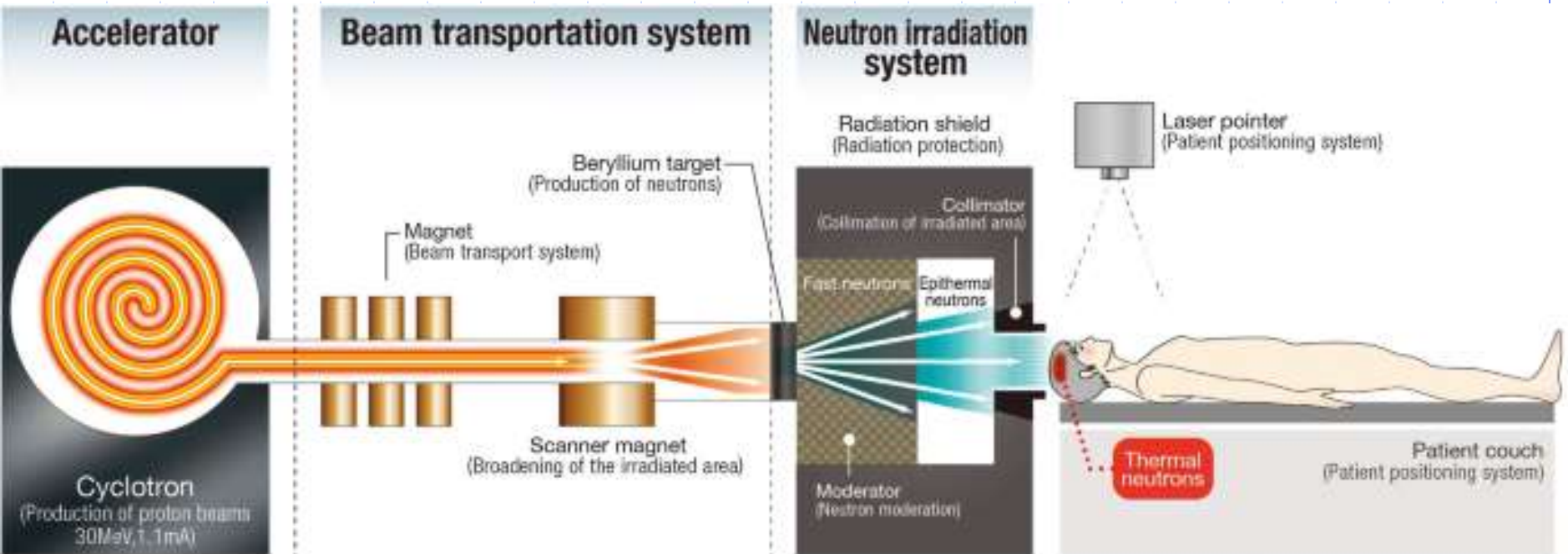
Narodowe Centrum Badań Jądrowych – przyszłe stanowisko BNCT



Reaktor Maria



BNCT przy akceleratorach



Accelerated proton beams from the linear accelerator react with beryllium in the neutron generator and emit neutrons. The low-energy neutrons are irradiated at the malignancy.



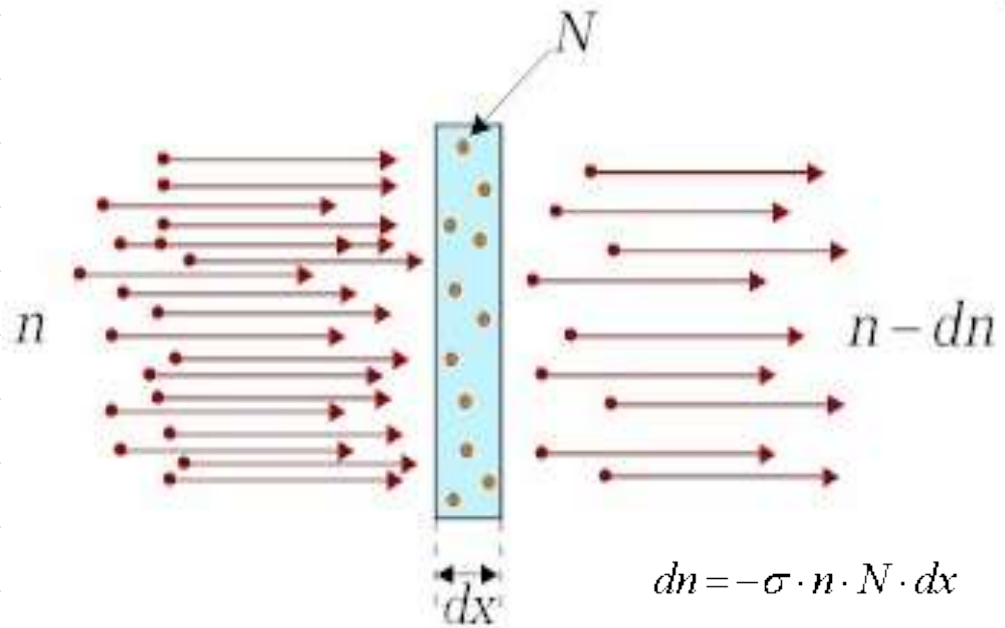
**OSŁABIENIE
PROMIENIOWANIA**

**OSŁONY PRZED
PROMIENIOWANIEM**

Prawo osłabienia wiązki

$$n = n_0 \cdot e^{-\mu_x \cdot X}$$

gdzie n_0 oznacza liczbę cząstek przed absorbentem, n liczbę cząstek po przejściu przez absorbent o grubości x z liniowym współczynnikiem osłabienia wiązki μ ($\mu = \sigma N$)



$$dn = -\sigma \cdot n \cdot N \cdot dx$$

$$\frac{dn}{n} = -\sigma \cdot N \cdot dx$$

$$n(x) = n_0 \cdot \exp(-\sigma \cdot N \cdot x) = n_0 \cdot \exp(-\mu_x \cdot x) = n_0 \cdot \exp(-\mu_d \cdot d)$$

d [g/cm²]- gęstość powierzchniowa absorbentu $d = \rho \cdot x$

Współczynnik osłabienia promieniowania - przypomnienie

- ◆ Kluczowa wielkość przy problematyce osłon przeciwradiacyjnych

- ◆ Zależy od przekroju czynnego:

$$\mu = \sigma N$$

- gdzie N to liczba centrów oddziaływania w jednostce objętości
- A więc kształt wykresu $\mu(E)$ będzie taki sam jak kształt wykresu dla przekroju czynnego $\sigma(E)$

- ◆ Powyższa definicja odnosi się do liniowego współczynnika osłabienia

Masowy współczynnik osłabienia promieniowania

- ◆ Masowy współczynnik osłabienia otrzymujemy dzieląc liniowy współczynnik osłabienia przez gęstość ośrodka:

$$\mu_d = \mu / \rho \quad d = \rho \cdot x$$

- ◆ W odniesieniu do całkowitego przekroju czynnego:

$$\mu_d = \sigma_{\text{total}} / (u A)$$

gdzie „u” to jednostka masy atomowej
($=1.6605402 \times 10^{-24}$ g), zaś „A” to masa atomowa
absorbentu; σ_{total} w [b/atom] lub [cm²/atom]

Współczynnik osłabienia promieniowania

◆ Jest wielkością addytywną (zarówno masowy jak i liniowy)

W przypadku substancji złożonej z różnych atomów lub mieszaniny różnych substancji, masowy współczynnik osłabienia jest w przybliżeniu równy sumie ważonej wartości odpowiednich współczynników dla poszczególnych składowych.

$$\frac{\mu}{\rho} = \sum_i w_i \frac{\mu_i}{\rho}$$

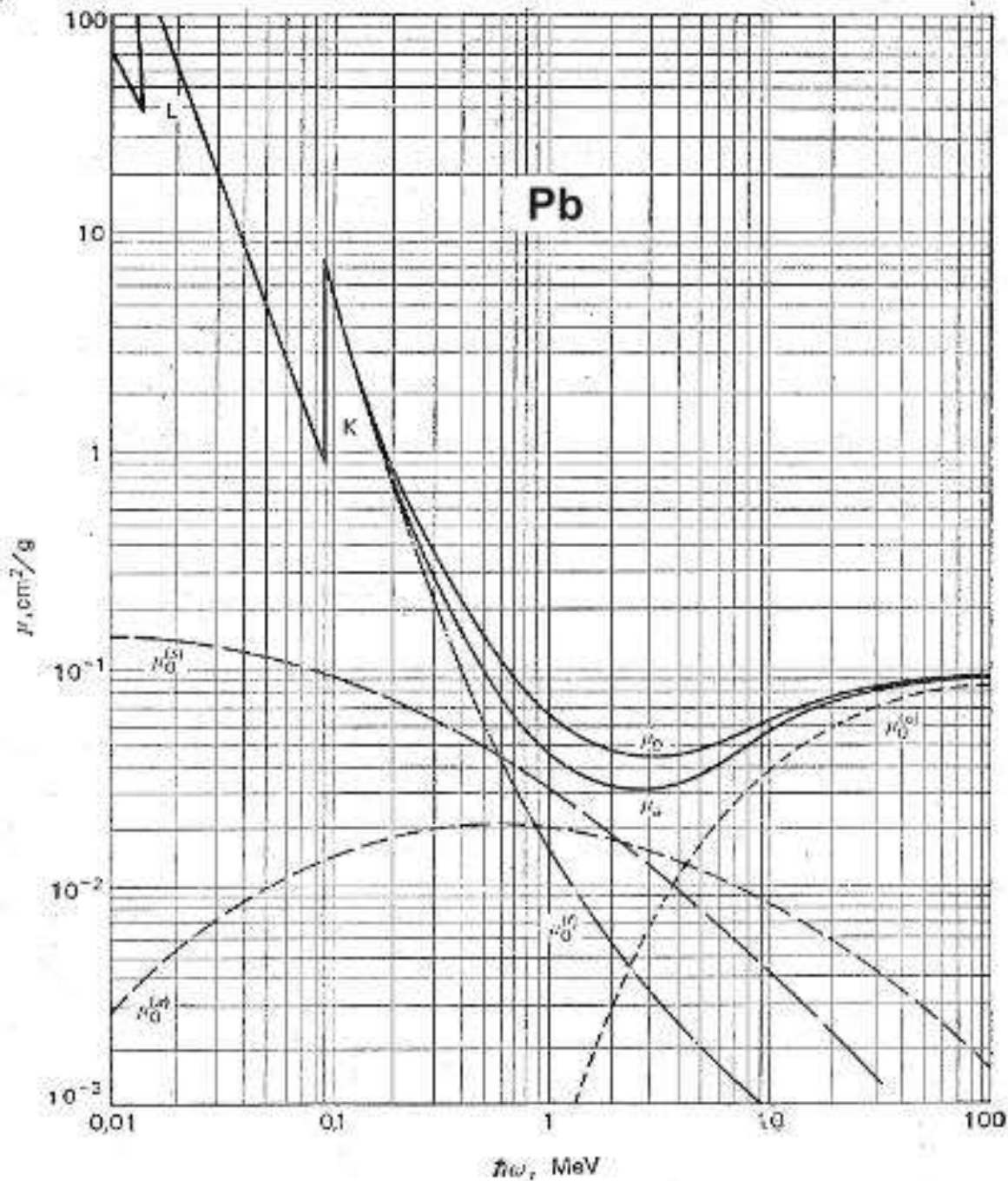
w_i – wagowy udział danego pierwiastka w składzie rozpatrywanej substancji,

μ_i/ρ – masowy współczynnik osłabienia dla tego pierwiastka.

Linijowe współczynniki osłabienia [wyrażone w cm^{-1}] dla wody, betonu i ołowiu w przedziale energii promieniowania gamma od 0,1 do 10 MeV

Energia promieniowania [MeV]	Ołów ($11,34 \text{ g/cm}^3$)	Beton ($2,3 \text{ g/cm}^3$)	Woda ($1,0 \text{ g/cm}^3$)
0,1	60,0	0,378	0,171
0,2	11,8	0,275	0,137
0,3	4,76	0,236	0,119
0,5	1,72	0,194	0,097
0,7	1,12	0,167	0,0885
1,0	0,79	0,141	0,0706
2,0	0,51	0,100	0,0493
3,0	0,46	0,080	0,0396
5,0	0,49	0,064	0,0302
7,0	0,53	0,060	0,0256
10,0	0,60	0,053	0,0221

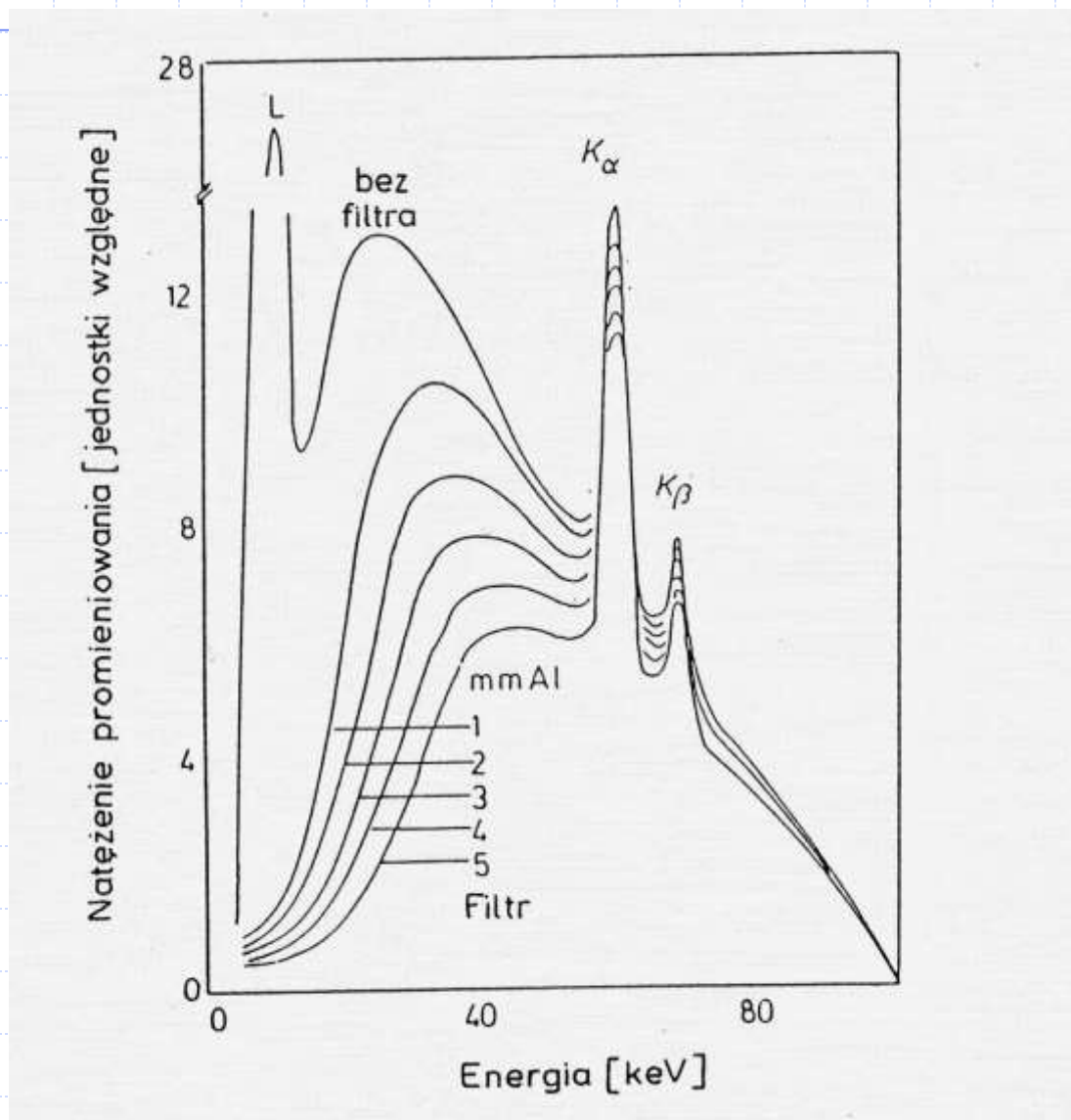
Masowy
współczynnik
osłabienia
promieniowania dla
ołowiu
(wykres analogiczny
do przekroju
czynnego!)



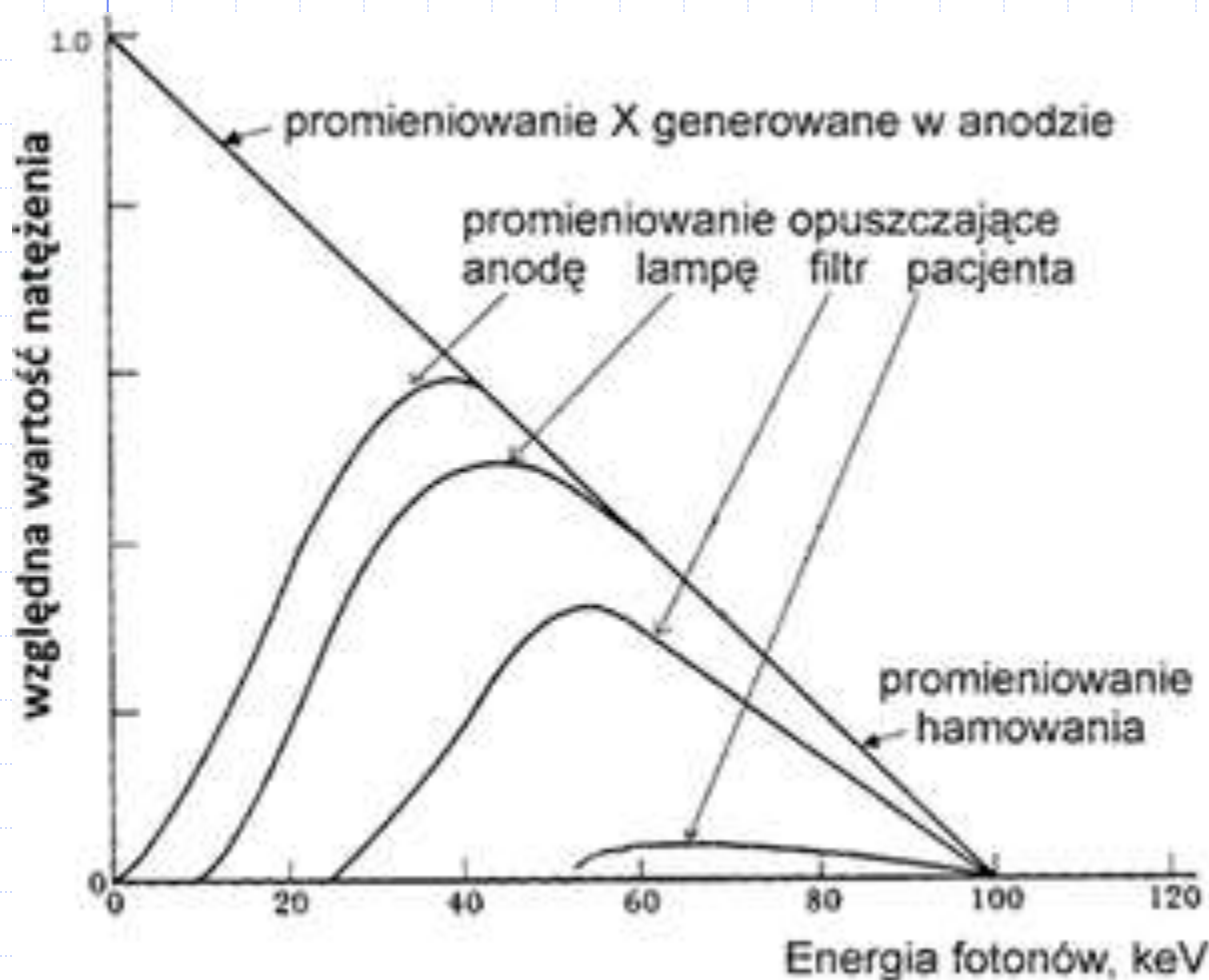
Fotony - przypomnienie

- ◆ Fotony nie ulegają spowolnieniu (zawsze poruszają się z prędkością światła w danym materiale)
- ◆ Fotony po przejściu przez ośrodek mają jednakową energię jak fotony padające (nie licząc fotonów rozproszonych)
- ◆ Współczynnik osłabienia maleje wraz ze wzrostem energii promieniowania, ale dla większych rośnie i się stabilizuje (jak przekrój czynny!)
- ◆ **Promieniowanie gamma o wyższej energii jest bardziej przenikliwe**
- ◆ Jeśli wiązka zawiera fotony o różnych energiach, po przejściu warstwy materiału jej skład ulegnie zmianie – fotony o niższej energii zostaną silniej wycięte z wiązki i średnia energia promieniowania wzrośnie – potocznie mówi się, że promieniowanie stanie się bardziej twarde

Wycięcie promieniowania miękkiego dla niskich energii RTG



Ciekawostka – widmo promieniowania hamowania w lampie RTG

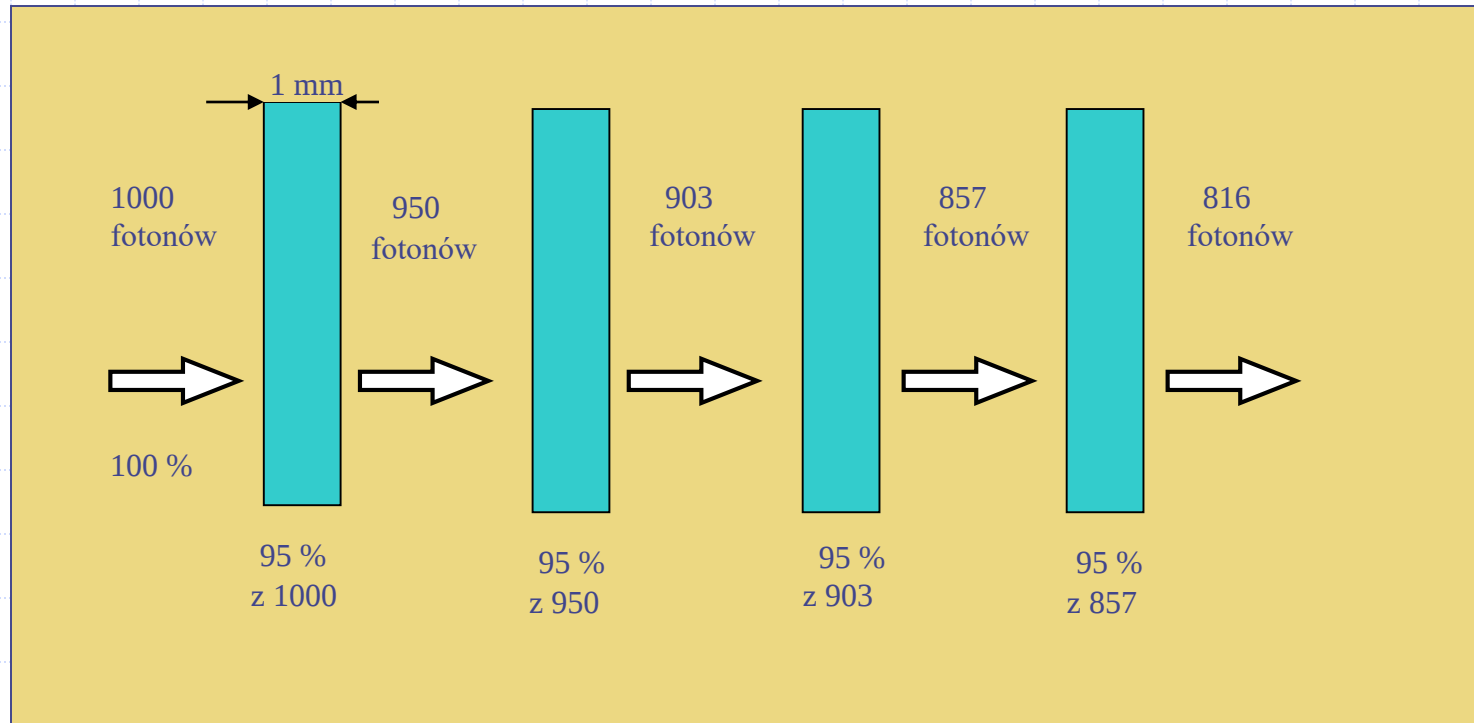


» Rzeczywiste widmo generowane w anodzie jest linią prostą

Filtracja własna (pierwotna)

- ◆ Promieniowanie X wychodzące z lampy rentgenowskiej jest osłabiane w wyniku oddziaływania z tzw. okienkiem wyjściowym (np. ze szkła)
- ◆ Dzięki temu osłabieniu ulegają fotony o najniższych energiach, które nie są przydatne (nie przechodzą przez ciało człowieka)

Dla fotonów **monoenergetycznych**



- ◆ W rzeczywistości, jak już pokazano, po każdym kolejnym przejściu widmo fotonów jest coraz bardziej „twarde” – pochłaniane są przede wszystkim fotony niskoenergetyczne



OSŁONY PRZECIWRADIACYJNE WARSTWA PÓŁCHŁONNA

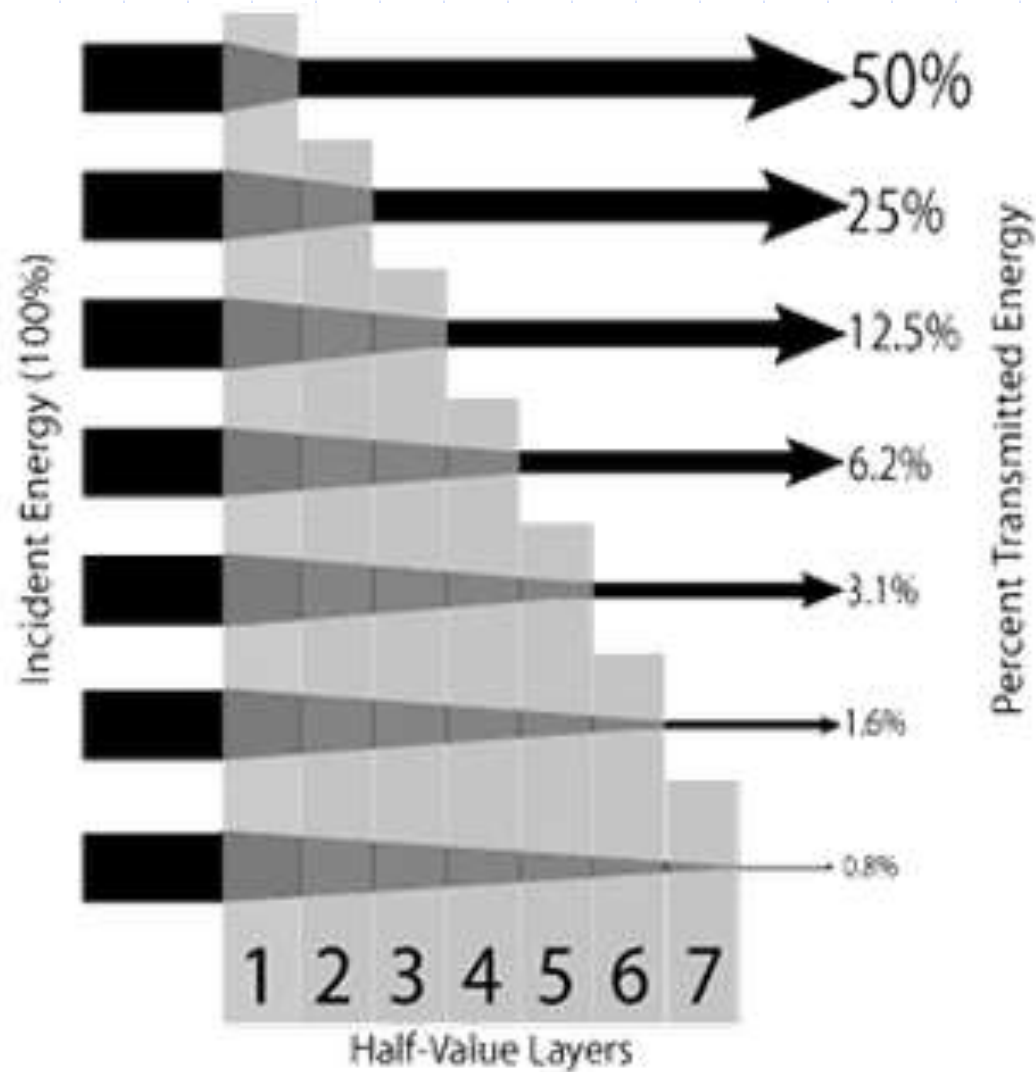
Warstwa półchłonna HVL

- ◆ Warstwa półchłonna (*half-value layer*, **HVL**), inaczej **grubość połówkowa** lub **warstwa połowiąca** – oznacza grubość danego materiału, który osłabia o połowę natężenie przechodzącego promieniowania
- ◆ Wartości HVL dla różnych materiałów i energii fotonów (napięć na lampie) są różne
- ◆ Ogólnie: $HVL = \ln 2 / \mu$; μ – współcz. osłabienia
- ◆ Analogicznie istnieje warstwa dziesięciochłonna (TVL) osłabiająca natężenie 10 razy

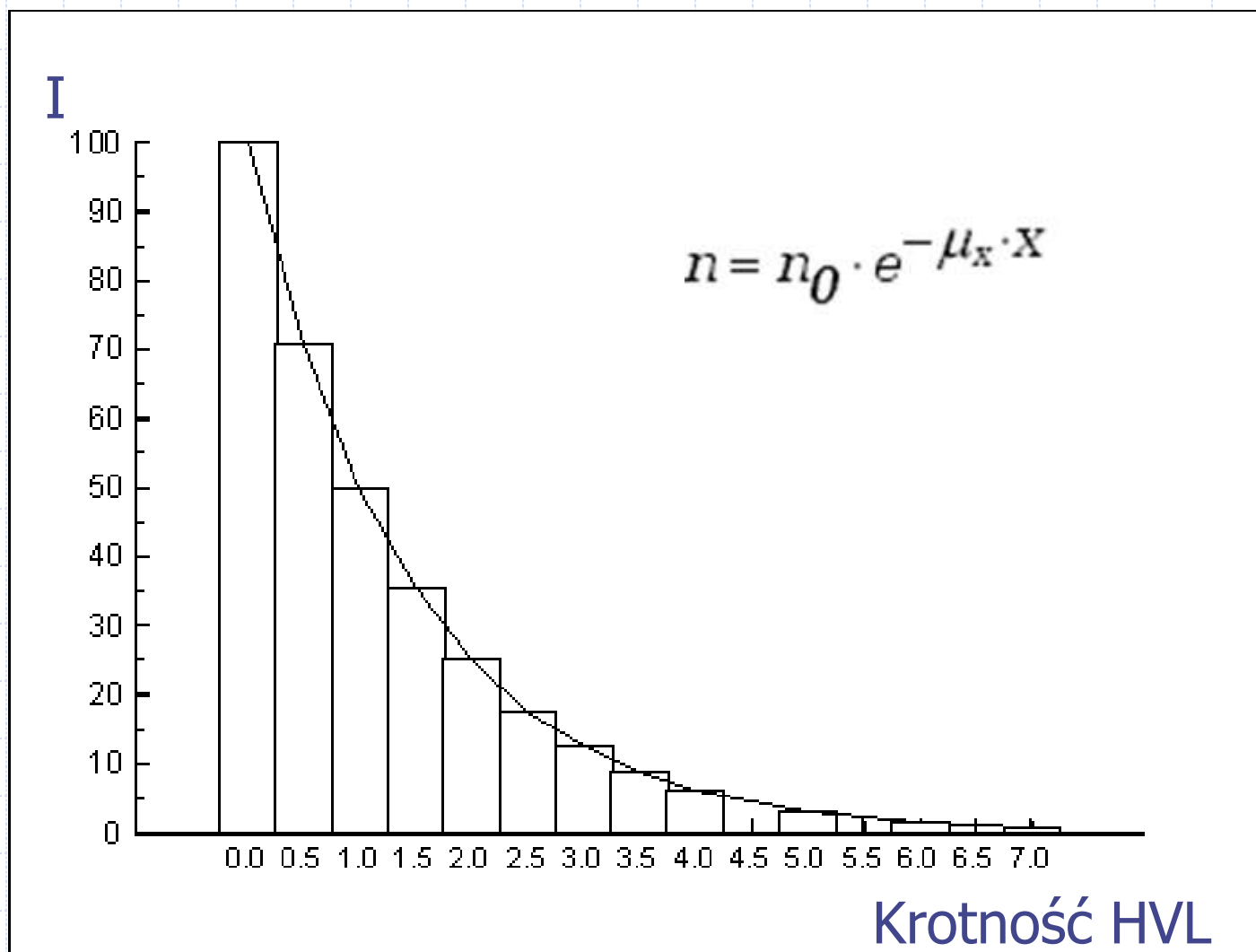
HVL

- ◆ W wyniku zastosowania warstw pochłaniających zmienia się widmo promieniowania, gdyż pochłaniane są głównie fotony niskoenergetyczne (prom. miękkie)
- ◆ Widmo po przejściu HVL zawiera więcej tzw. twardego promieniowania X, przez co ewentualna druga warstwa półchłonna musi być grubsza od pierwszej, trzecia od drugiej etc.
- ◆ **Współczynnik jednorodności promieniowania**
$$J = HVL1 / HVL2$$

HVL



HVL



Odwrotność masowego współczynnika pochłaniania – średnia droga swobodna fotonu

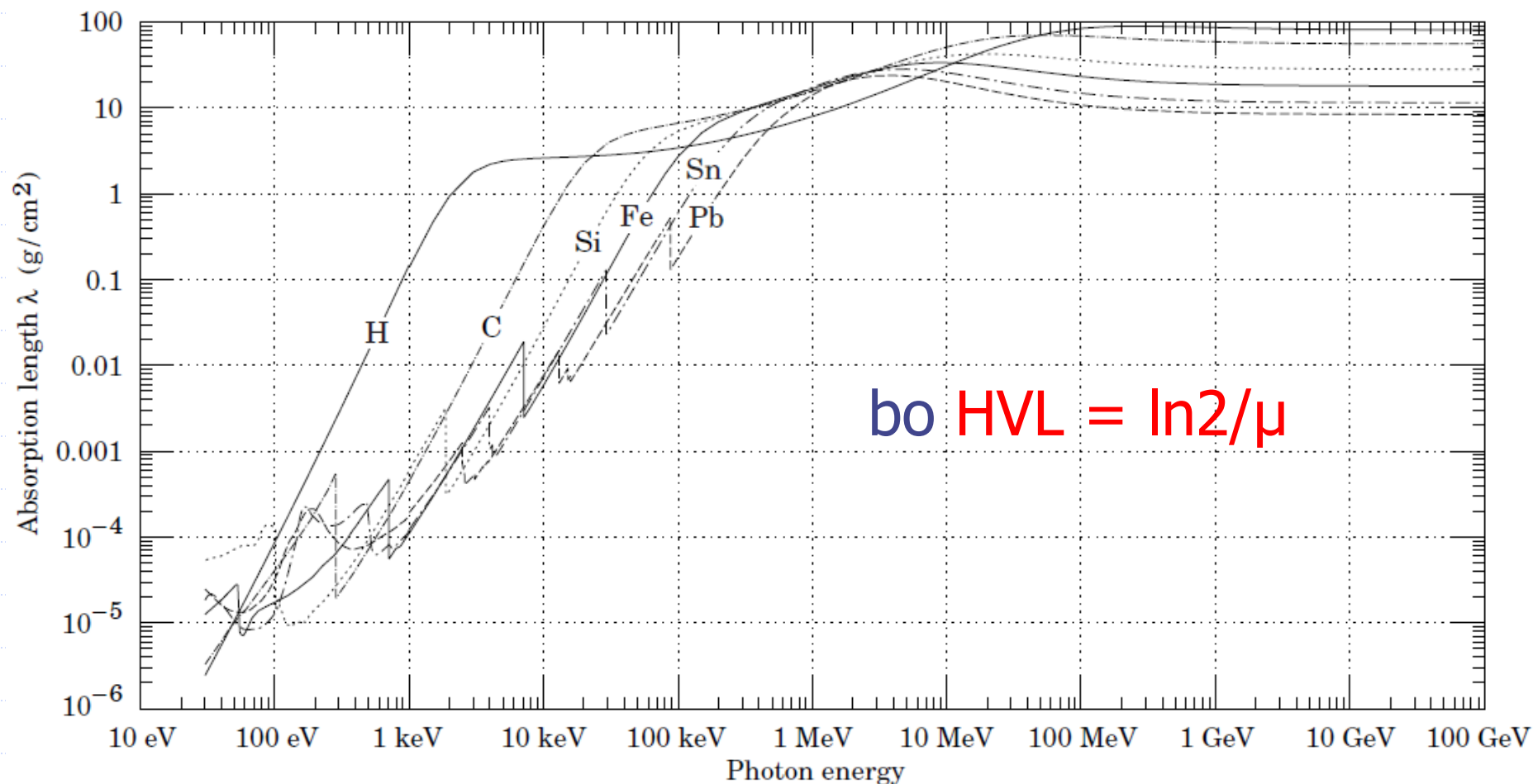


Figure 33.18: The photon mass attenuation length (or mean free path) $\lambda = 1/(\mu/\rho)$ for various elemental absorbers as a function of photon energy. The mass attenuation coefficient is μ/ρ , where ρ is the density.

Przykładowe zadania obliczeniowe

(z egzaminów na uprawnienia inspektora ochrony radiologicznej typu R)

- 1) Wiązka monoenergetycznych fotonów uległa pochłonięciu $k=8$ krotnie na materiale o grubości 6 mm. Ile wynosi HVL dla tego przypadku?
- 2) Urządzenie pomiarowe rejestruje 1000 zliczeń fotonów na sekundę od źródła za osłoną o grubości 1 cm. Wiedząc, że $HVL=2$ mm oblicz liczbę zliczeń dla osłony 0,4 cm.



DOZYMETRIA

AKTYWNOŚĆ, STĘŻENIE, FLUENCJA

Aktywność

- ◆ A = ilość rozpadów (przemian) promieniotwórczych w jednostce czasu
- ◆ Aktywność A mierzymy w bekerelach [Bq] (od H. Becquerela – odkrywcy promieniotwórczości)

$$1 \text{ Bq} = 1 \text{ rozpad/s}$$

Aktywność – c.d.

- ◆ Historycznie pierwszą jednostką aktywności był kiur [Ci] (od M. Skłodowskiej-Curie), równy aktywności 1 grama radu-226

$$1 \text{ Ci} = 3,70 \cdot 10^{10} \text{ Bq} = 37 \text{ GBq}$$

- ◆ kiur jest jednostką bardzo dużą, bekerel małą

Aktywność – c.d.

- ◆ **Aktywność właściwa** – jest to aktywność w stosunku do masy, objętości lub powierzchni emitującej cząstki
- ◆ Aktywność właściwa jest wygodna przy porównaniu aktywności różnych substancji przy np. różnych masach czy gabarytach
- ◆ Np. dla radu-226 aktywność właściwa wynosi $37 \text{ GBq/g} = 1 \text{ Ci/g}$

Stężenie

- ◆ Stężenie aktywności źródła jest to aktywność właściwa w masie:

$$a = S = A / m$$

Stosuje się tej wielkości do obliczania ekspozycji od np. chmury radioaktywnej czy bezwzględnemu porównaniu źródeł

Aktywność w czasie

- ◆ Na podstawie prawa rozpadu można zapisać bardziej ogólną formułę na aktywność źródła po czasie t :

$$A = A_0 \exp(-\lambda t)$$

gdzie λ to stała rozpadu, a A_0 to aktywność początkowa

Aktywność w czasie

- ◆ Pamiętając, że $\lambda = \ln 2 / T_{1/2}$ można zapisać:

$$A(t) = A_0 e^{-\frac{\ln 2}{T_{1/2}} t}$$

- ◆ W przypadku skażeń wewnętrznych mówimy o aktywności wnिकniętej po czasie t:

$$A_w = \frac{A_z}{f_R(t) e^{-\frac{\ln 2}{T_{1/2}} t}}$$

- ◆ A_z – aktywność obecna; f – krzywa retencji (funkcja charakteryzująca usuwanie z organizmu danego izotopu)

Aktywności przykładowych źródeł promieniowania

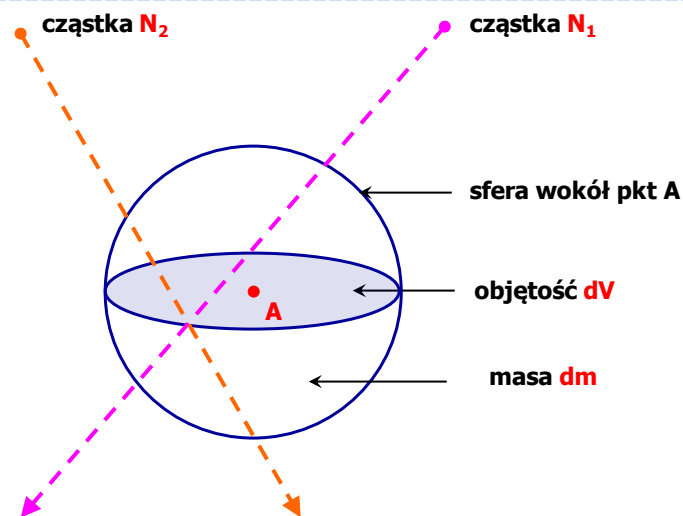
Źródło	Aktywność [Bq]
„Człowiek umowny”	$8 \cdot 10^3$
1 kg kawy	$1 \cdot 10^3$
1 kg nawozu superfosfatowego	$5 \cdot 10^3$
Radon w powietrzu w pomieszczeniu o powierzchni 100 m ²	$3 \cdot 10^3 - 3 \cdot 10^4$
Czujka dymu	$3 \cdot 10^4$
Radiofarmaceutyk dla diagnostyki medycznej	$7 \cdot 10^7$
Źródło izotopowe dla terapii	$1 \cdot 10^{14}$
1 kg 50-letniego, zeszkłonego wysokoaktywnego promieniotwórczego odpadu	$1 \cdot 10^{13}$
Świetlny znak wyjścia (z lat 1970.)	$1 \cdot 10^{12}$
1 kg uranu	$25 \cdot 10^6$
1 kg kanadyjskiej rudy uranowej	$25 \cdot 10^6$
1 kg australijskiej rudy uranowej	$0,5 \cdot 10^6$
1 kg niskoaktywnych odpadów promieniotwórczych	$1 \cdot 10^6$
1 kg popiołu po spaleniu węgla	$2 \cdot 10^3$
1 kg granitu	$1 \cdot 10^3$

FLUENCJA CZĄSTEK (Φ)

ang. *fluence; particle fluence*

$$\Phi = \frac{dN}{da}$$

gdzie dN jest liczbą cząstek, które weszły do kuli o polu wielkiego koła da Jednostka: $[m^{-2}]$



Jeżeli do punktu A dochodzą dwie wiązki promieniowania od źródeł S_1 i S_2 , to wynikowa fluencja Φ w punkcie A jest równa sumie fluencji Φ_1 i Φ_2 promieniowania odpowiednich źródeł.

Taka reguła otrzymywania wynikowej fluencji w pewnym punkcie przestrzeni ma zastosowanie dla dowolnej liczby wiązek promieniowania dochodzących do tego punktu z różnych kierunków.

GĘSTOŚĆ STRUMIENIA CZĄSTEK (φ)

ang. particle flux density

$$\varphi = \frac{d\Phi}{dt}$$

Działanie $d\Phi$ po dt , gdzie $d\Phi$ jest przyrostem fluencji cząstek w przedziale czasu dt

Jednostka: $[m^{-2} s^{-1}]$

ENERGIA PRZEKAZANA (ϵ)

ang. energy imparted to matter

Jest to energia przekazana przez promieniowanie jonizujące materii w danej objętości

$$\epsilon = \sum R_{\text{in}} - \sum R_{\text{out}} + \sum Q$$

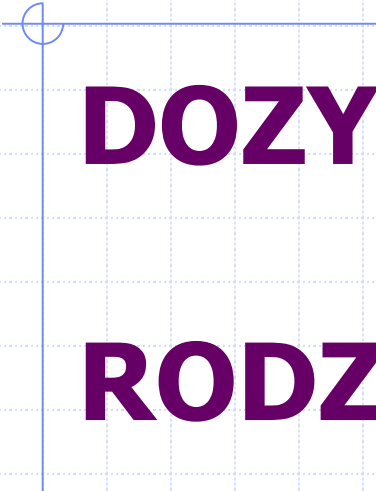
Jednostka: [J]

gdzie:

$\sum R_{\text{in}}$ – suma energii, z wyjątkiem energii spoczynkowej cząstek jonizujących, które weszły do danego obszaru;

$\sum R_{\text{out}}$ – suma energii, z wyjątkiem energii spoczynkowej cząstek jonizujących, które wyszły z danego obszaru;

$\sum Q$ – różnica energii uwolnionej w przemianach jąder i cząstek elementarnych, jakie dokonały się w danym obszarze i energii zużytej na wywołanie tych przemian.



DOZYMETRIA

RODZAJE DAWEK

Najważniejsze definicje są trzy

- ◆ **Dawka pochłonięta, D** – energia zdeponowana w masie, mierzymy w Grejach [Gy]
- ◆ **Dawka równoważna, H** – to dawka pochłonięta z uwzględnieniem czynnika wagowego biologicznej skuteczności promieniowania, mierzymy ją w Siwertach [Sv] i odnosimy do konkretnego narządu/części ciała
- ◆ **Dawka skuteczna (efektywna), E** – to dawka równoważna z uwzględnieniem współczynnika wagowego dla narządu, odnosi się do narażenia na całe ciało; mierzymy ją także w [Sv]
- ◆ Ale omówmy wszystko po kolei...

Dawka ekspozycyjna

(jednostka historyczna)

◆ inaczej **ekspozycja**: ładunek jonów
wytworzonych przez promieniowanie X
lub gamma w jednostce masy
powietrza:

$$X = Q / m \quad [C / kg] \quad [C = \text{kulomb}]$$

Dawka ekspozycyjna

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

- ◆ Jednostką historyczną jest rentgen [R]
- ◆ 1 R jest równy dawce ekspozycyjnej od fotonów wytwarzających w 1 cm³ powietrza (0,0013 g) jedną jednostkę elektrostatyczną jonów każdego znaku
- ◆ Innymi słowy ekspozycja to miara jonizacji powietrza

$$1 \text{ R} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ C/kg powietrza}$$

Dawka ekspozycyjna

$$X = \frac{dQ}{dm}$$

- ◆ Ekspozycję można przeliczyć na kermę w powietrzu (będzie o tym mowa):

$$1R = 8,77 \text{ mGy}$$

- ◆ Stąd właśnie wywodzi się używany powszechnie przy obliczaniu dawek przelicznik z powietrza na tkankę:

$$1 \text{ Gy}_{\text{tkanka}} = 0,87 \text{ Gy}_{\text{powietrze}}$$

$$1 \text{ Gy}_{\text{powietrze}} = 1,15 \text{ Gy}_{\text{tkanka}}$$

Uzasadnienie

Do kermy jest wliczana cała energia wtórnych cząstek naładowanych (elektronów), natomiast wkład do dawki ekspozycyjnej daje tylko ta część energii, która jest tracona na jonizację.

Przy przeliczeniach **kerma w powietrzu** $\Rightarrow$ **ekspozycja** trzeba więc odjąć „straty” energii na promieniowanie hamowania.

$$\frac{X}{K_a} = (1-g) \frac{Q}{E_{tr}} = (1-g) \frac{n \cdot e}{n \cdot W} = (1-g) \frac{e}{W} = \frac{(1-g)}{W/e}$$

Gdzie **W** - średnia energia tracona przez elektron na wytworzenie pary jonów w powietrzu

e - ładunek elektronu

n - liczba wytworzonych jonów.

Dla prędkich elektronów w suchym powietrzu $W = 33,97 \text{ eV}$, czyli:

$$W/e = 33,97 \text{ J C}^{-1}$$

Ponieważ $1R = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C kg}^{-1}$, więc

$$\frac{X[R]}{K_a [\text{mGy}]} = \frac{(1-g) \cdot 10^{-4}}{33,97 \cdot 2,58 \cdot 10^3} = \frac{(1-g)}{8,76}$$

Praktycznie, przy zastosowaniach medycznych czynnik **g** ma niewielkie znaczenie, gdyż dla fotonów do energii ok. 1,5 MeV przyjmuje się

$$(1-g)=1.$$

Dawka pochłonięta

- ◆ Jest to energia promieniowania zdeponowana w jednostce masy napromienionej substancji:

$$D = d\varepsilon / dm$$

Uwaga! ε już wcześniej zdefiniowaliśmy!

- ◆ Jednostka: **grej** [Gy] $\rightarrow 1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$
- ◆ Jest to najbardziej fizyczne pojęcie dawki

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm}$$

Dawka pochłonięta

- ◆ Historyczną jednostką dawki pochłoniętej jest **rad** (*radiation absorbed dose*):

$$1 \text{ rad} = 100 \text{ erg} / \text{g} = 0,01 \text{ Gy} = 1 \text{ cGy}$$

- ◆ Dla promieniowania gamma/X w powietrzu: $1 \text{ R} = 0,00876 \text{ Gy}$

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm}$$

Dawka pochłonięta

- ◆ Dawkę pochłoniętą możemy odnosić do całego ciała, jednakże najczęściej spotykamy pojęcie dawki pochłoniętej w konkretnym narządzie/tkance (D_T)
- ◆ W rentgenodiagnostyce spotyka się także pojęcie dawki powierzchniowej, oznaczającej dawkę pochłoniętą w powietrzu, tuż przed skórą, w polu o zadanej powierzchni

KERMA

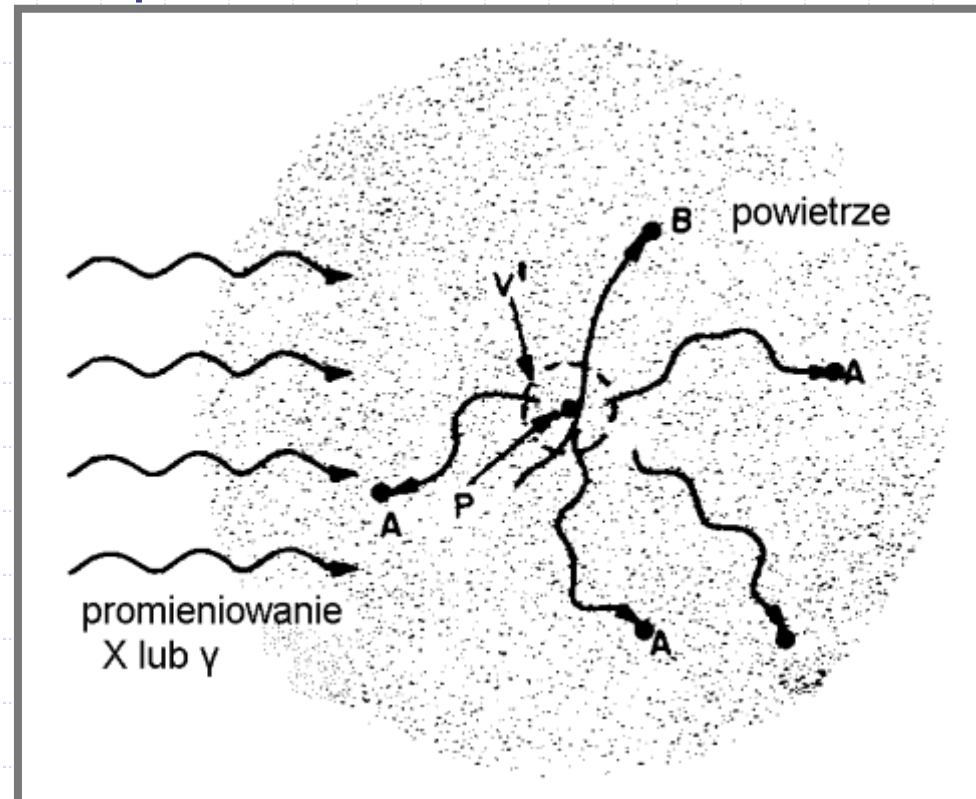
◆ KERMA = Kinetic Energy Released in Unit Mass:

$$K = dE_{\text{kin}} / dm \text{ [Gy]}$$

gdzie dE_{kin} to suma początkowych energii kinetycznych cząstek naładowanych wytworzonych w elemencie materii przez promieniowanie jonizujące pośrednio (a więc np. fotony i neutrony). Najczęściej używamy pojęcia kermy w powietrzu.

KERMA

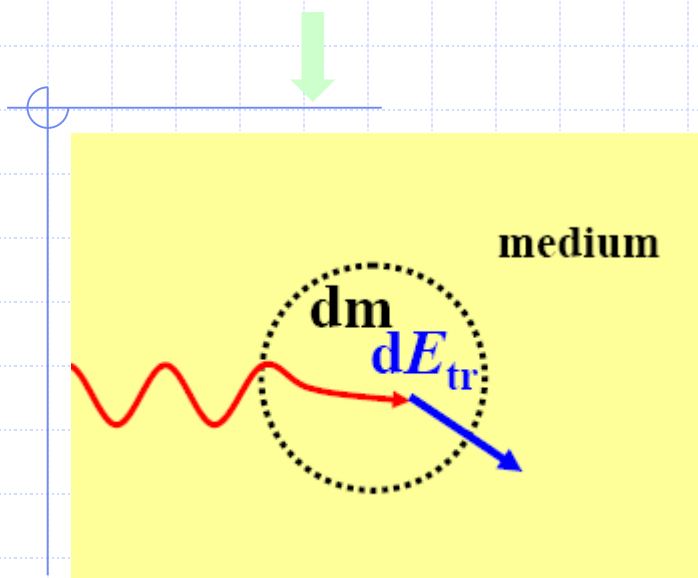
- ◆ Suma energii kinetycznej wszystkich cząstek naładowanych uwolnionych przez promieniowanie w masie dm danej substancji, czyli np. suma energii kinetycznych elektronów dla promieniowania fotonowego
- ◆ Jednostką kermy jest grej (analogicznie jak dawki pochłoniętej)



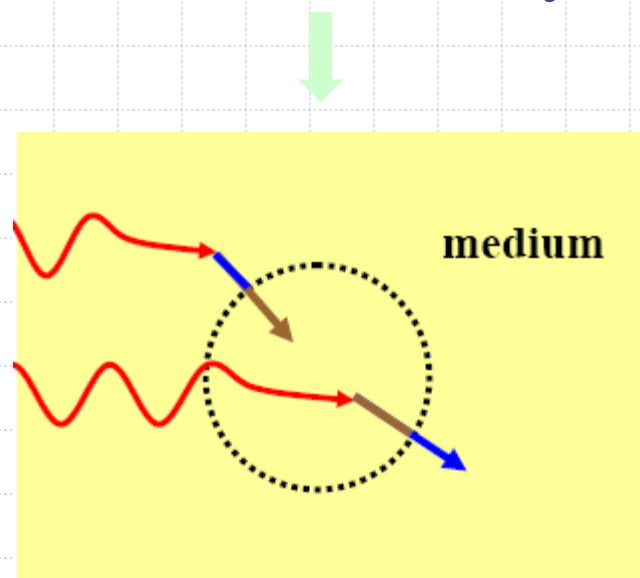
KERMA

a

DAWKĄ POCHŁONIĘTĄ



Do kermy wliczamy całkowitą energię cząstek naładowanych wygenerowanych w masie dm (oznaczoną niebieską strzałką)



Do dawki pochłoniętej wliczamy energię cząstek naładowanych pozostawioną w masie dm (oznaczone brązowym kolorem)

Dawka równoważna (na narząd)

- ◆ Dawka równoważna to dawka pochłonięta D_T w narządzie/tkance, uwzględniająca efektywność biologiczną różnych typów promieniowania:

$$H = w_R D_{T,R} \text{ [Sv]}$$

gdzie w_R to współczynnik wagowy biologicznej efektywności promieniowania

Nowe zalecenia ICRP

(International Commission of Radiological Protection)

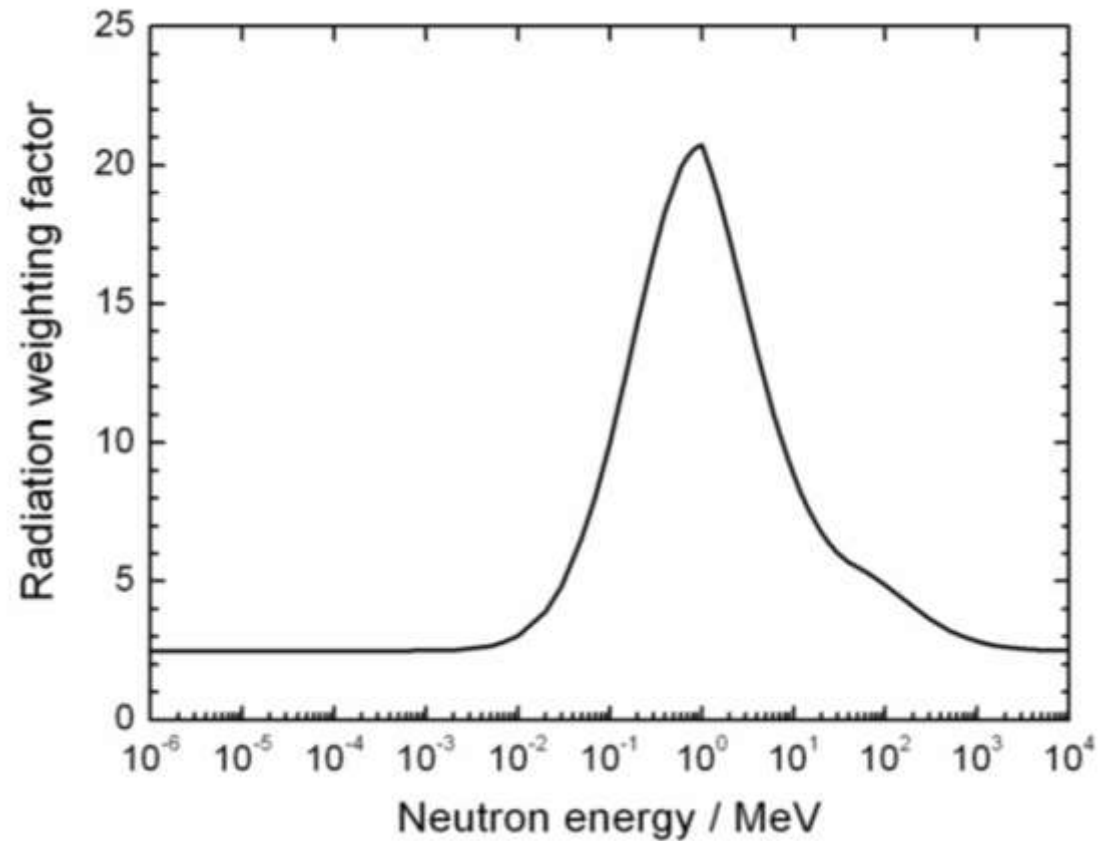
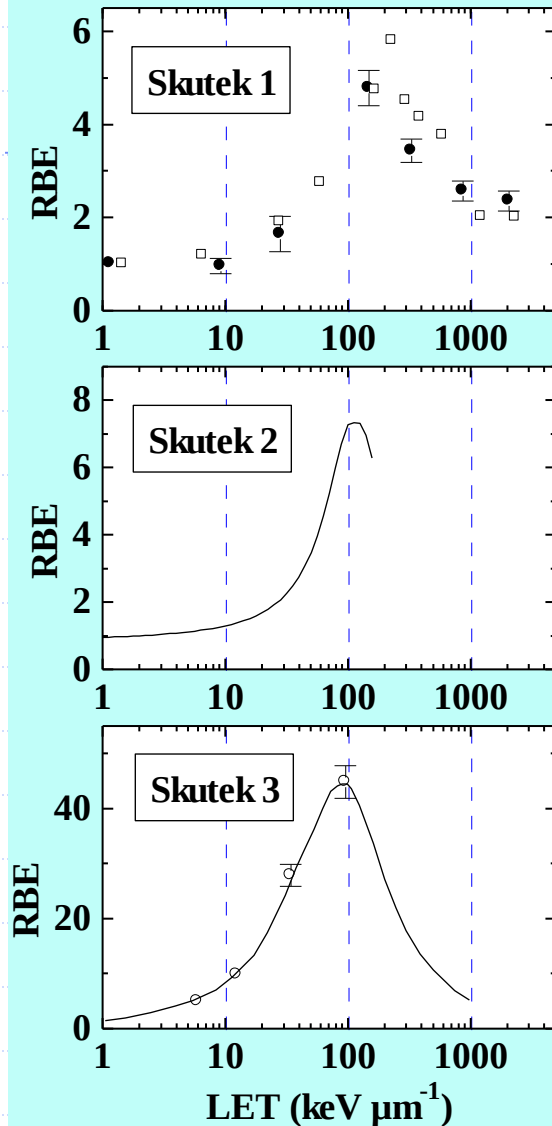
w_R w zależności od typu promieniowania

Tabela 3. Wartości czynnika wagowego promieniowania w_R wg. zaleceń ICRP[3]

Rodzaj promieniowania	Czynnik wagowy promieniowania w_R
Fotony, elektrony i miony	1
Protony i naładowane piony	2
Cząstki alfa, fragmenty rozszczepienia, ciężkie jony	20
Neutrony	Ciągła funkcja energii

Neutrony $E < 1 \text{ MeV}$	$2,5 + 18,2 e^{-[\ln(E)]^2/6}$
Neutrony $1 \text{ MeV} \leq E \leq 50 \text{ MeV}$	$5 + 17 e^{-[\ln(2E)]^2/6}$
Neutrony $E > 50 \text{ MeV}$	$2,5 + 3,25 e^{-[\ln(0,04E)]^2/6}$

uzasadnienie dla neutronów



$$w_R = \begin{cases} 2.5 + 18.2 e^{-[\ln(E_n)]^2 / 6} & , \quad E_n < 1 \text{ MeV} \\ 5.0 + 17.0 e^{-[\ln(2 E_n)]^2 / 6} & , \quad 1 \text{ MeV} \leq E_n \leq 50 \text{ MeV} \\ 2.5 + 3.25 e^{-[\ln(0.04 E_n)]^2 / 6} & , \quad E_n > 50 \text{ MeV} \end{cases}$$

Rodzaj i zakres energii promieniowania	W_R
Fotony gamma o dowolnej energii	1
Elektrony i miony o dowolnej energii	1
Neutrony o energiach:	
< 10 keV	5
10 – 100 keV	10
0,1 – 2 MeV	20
2 – 20 MeV	10
> 20 MeV	5
Protony o energii > 2 MeV (bez protonów odrzutu)	5
Cząstki α , ciężkie jony, fragmenty rozszczepienia	20

Stare wartości
(już nie obowiązują)

Dawka równoważna – c.d.

- ◆ Dla odróżnienia dawki równoważnej od pochłoniętej wprowadzono nową jednostkę **siwert** [Sv] (niefizyczna!)
- ◆ Stara jednostka: **rem** (*radiation equivalent man*) $\rightarrow 1 \text{ rem} = 0,01 \text{ Sv} = 1 \text{ cSv}$

UWAGA!

- ◆ Dla promieniowania gamma oraz beta:
 $1 \text{ Gy} = 1 \text{ Sv} \quad !! \text{ (w tkance) bo } w_R = 1$
- ◆ Dla promieniowania alfa: $1 \text{ Gy} = 20 \text{ Sv}$

Dawka równoważna – c.d.

- ◆ Jeżeli pole promieniowania składa się z różnych rodzajów promieniowania o różnych wartościach w_R , to całkowita dawka pochłonięta musi być podzielona na odpowiednie składowe, z których każda jest związana z konkretną wartością w_R :

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R}$$

Dawka skuteczna (efektywna)

- ◆ Odnosi się do skutku biologicznego na całe ciało
- ◆ Radioczułość (promieniowrażliwość) poszczególnych tkanek i narządów jest inna
- ◆ Dawka skuteczna jest równa dawce równoważnej mnożonej przez czynnik wagowy dla narządu:

$$E = \sum w_T H_T = \sum w_T \sum w_R D_{T,R} [\text{Sv}]$$

Dawka skuteczna (efektywna)

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}$$

- ◆ Dawka efektywna jest podstawową wielkością stosowaną do oceny ryzyka przy napromienieniu całego ciała oraz w przepisach prawnych limitujących narażenie na promieniowanie
- ◆ Jednostka: także siwert [Sv]

Współczynniki w_T wg zaleceń ICRP z 2007 r.

Narząd lub tkanka	w_T	Σw_T
Szypik (czerwony), jelito grube, płuca, żołądek, pierś, pozostałe tkanki	0,12	0,72
Gonady	0,08	0,08
Pęcherz, trzustka, wątroba, tarczyca	0,04	0,16
Powierzchnia kości, mózg, ślinianki, skóra	0,01	0,04

Stare
(nieobowiązujące
już) współczynniki
 w_T

Uwaga: dla całego
ciała $w_T = 1$
→ dawka skutecz-
na równa jest
dawce równoważ-
nej

Narząd lub tkanka	w_T
Gruczoły płciowe (gonady)	0,20
Czerwony szpik kostny	0,12
Jelito grube	0,12
Płuca	0,12
Żołądek	0,12
Pęcherz moczowy	0,05
Gruczoły sutkowe	0,05
Wątroba	0,05
Przelyk	0,05
Tarczycyca	0,05
Skóra	0,01
Powierzchnia kości	0,01
Pozostałe	0,05
!!!!!! Całe ciało	1,00

Przykład obliczeń:

- ◆ Pacjent otrzymał dawkę równoważną na płuca równą 2 mSv
- ◆ W związku z tym dawka skuteczna (na całe ciało) pochodząca od tego narażenia wynosi:

$$E = w_T H = 0,12 * 2 \text{ mSv} = \mathbf{0,24 \text{ mSv}}$$

Inny przykład obliczeń:

- ◆ Człowiek wchłonał opary substancji alfa-promieniotwórczej, co przełożyło się na dawkę pochłoniętą **w** płucach równą $D = 5$ mGy
- ◆ Z racji tego, iż jest to promieniowanie alfa, otrzymał on dawkę równoważną **na** płuca równą $H = w_R D = 20 * 5 \text{ mGy} = 100 \text{ mSv}$
- ◆ W związku z tym dawka skuteczna (na całe ciało) pochodząca od tego narażenia wynosi:
 $E = w_T H = 0,12 * 100 \text{ mSv} = \mathbf{12 \text{ mSv}}$

Podsumowanie

**DAWKA
POCHŁONIĘTA**

**CZYNNIK WAGOWY
PROMIENIOWANIA**
 w_R

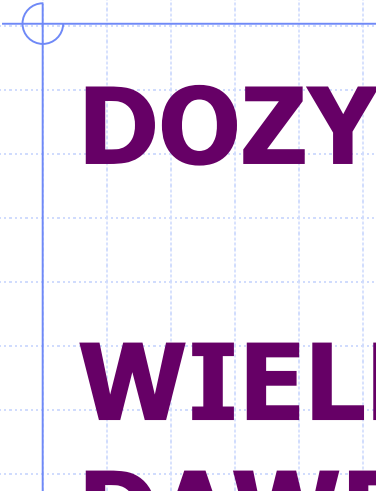
**DAWKA
RÓWNOWAŻNA**

**CZYNNIK WAGOWY
TKANKI w_T**

**DAWKA
SKUTECZNA
(EFEKTYWNA)**

Stare jednostki - zestawienie

	Jedn. dawniej stosowana	Jednostka współczesna	przelicznik
aktywność	kiur [Ci]	bekerel [Bq]	$1 \text{ Ci} = 37 \text{ GBq}$
dawka ekspozycyjna	rentgen [R]	kulomb/kg [C/kg]	$1 \text{ R} = 0,258 \text{ mC/kg}$ $1 \text{ R} = 0,00876 \text{ Gy}$ $1 \text{ nA/kg} = 0,1224 \text{ mGy/h}$
dawka pochłonięta	rad [rad]	grej [Gy]	$1 \text{ rad} = 0,01 \text{ Gy}$
dawka równoważna lub skuteczna	rem [rem]	siwert [Sv]	$1 \text{ rem} = 0,01 \text{ Sv}$ $1 \text{ Sv} = 1 \text{ Gy}$ dla prom. γ na całe ciało



DOZYMETRIA

WIELKOŚCI OPERACYJNE DAWEK

Czym są wielkości operacyjne?

- ◆ Podane wcześniej definicje dawki równoważnej i skutecznej są wielkościami obliczeniowymi – tzn. do obliczenia tych dawek zakładamy np. jednorodność pola promieniowania w danym narzędzie
- ◆ **W praktyce mierzy się dawki punktowe** (wyniki pomiarów dozymetrów!), a następnie zakłada się, że dawka zmierzona w danym punkcie odnosi się do narządu / całego ciała
- ◆ Innymi słowy: wielkości operacyjne dawek (tzw. równoważniki) są wynikami pomiarów dozymetrycznych w konkretnym ustalonym punkcie

Równoważnik dawki

- ◆ Na przykład: w praktyce dawka równoważna jest wielkością obliczaną na podstawie pomiaru równoważnika dawki
- ◆ Innymi słowy: to co mierzymy za pomocą przyrządów nazywa się **równoważnikiem dawki** w danym punkcie; z tego dopiero obliczamy **dawkę równoważną** w całym narzędzie
- ◆ W praktyce najczęściej przyjmuje się, iż **dawka równoważna = równoważnik dawki**

Równoważnik dawki – c.d.

- ◆ Dla określenia indywidualnego (osobowego) równoważnika dawki stosuje się symbol $H_p(d)$, gdzie „d” określa głębokość punktu w tkance
- ◆ Dla określenia narażenia na całe ciało dozymetry osobiste mierzą **skuteczny równoważnik dawki – $H_p(10)$**
- ◆ W praktyce najczęściej przyjmuje się, że **skuteczny równoważnik dawki równy jest dawce skutecznej (efektywnej)**

**DAWKA
POCHŁONIĘTA**

**WSPÓŁCZYNNIK
JAKOŚCI
PROMIENIOWANIA**
Q

**RÓWNOWAŻNIK
DAWKI**



WIELKOŚCI OPERACYJNE

Dla dozymetrów środowiskowych (promieniowanie przenikliwe, np. gamma/X)

Dla promieniowania słaboprzenikliwego (np. alfa, beta)

Dla dozymetrów osobistych (promieniowanie przenikliwe)

• **przestrzenny równoważnik dawki $H^*(d)$**

• **kierunkowy równoważnik dawki $H'(d, \Omega)$**

• **indywidualny równoważnik dawki $H_p(d)$**

I szczególny przypadek: **skuteczny równoważnik dawki $H_p(10)$** dla szacowania dawki skutecznej



*** ROZWIĄZANIA ZADAŃ**

Rozwiązanie zadań domowych 😊

1) Wiązka monoenergetycznych fotonów uległa pochłonięciu $k=8$ krotnie na materiale o grubości 6 mm. Ile wynosi HVL dla tego przypadku?

$k=8$, czyli pozostało 12,5% pierwotnej wiązki ($100\%/2/2/2$). To oznacza, że osłona równa jest $3 \times \text{HVL}$, czyli $\text{HVL} = 2$ mm

Rozwiązanie zadań domowych 😊

2) Urządzenie pomiarowe rejestruje 1000 zliczeń fotonów na sekundę od źródła za osłoną o grubości 1 cm. Wiedząc, że $HVL=2$ mm oblicz liczbę zliczeń dla osłony 0,4 cm.

1 cm to $5 \times HVL$, czyli przepuszcza $1/2^5 = 1/32$ pierwotnej wiązki (x). Czyli $x=32000$ zliczeń. Zaś $0,4$ cm = $2 \times HVL$, czyli $x/4 = 8000$ zliczeń