

A scenic landscape of a river valley with a waterfall and mountains. The scene is captured in a wide-angle shot, showing a calm river in the foreground that reflects the surrounding greenery and the towering, rocky mountains in the background. A waterfall is visible in the distance, cascading down a steep cliff. The sky is a clear, bright blue, and the overall atmosphere is peaceful and natural.

PODSTAWY DOZYMETRII
I
OCHRONY RADIOLOGICZNEJ

NATALIA GOLNIK

PIOTR TULIK

Oddziaływanie promieniowania na organizmy żywe

Wyniki badań medycznych i biologicznych umożliwiły wydzielenie dwóch grup następstw oddziaływania promieniowania jonizującego na organizm, które nazwano skutkami deterministycznymi i stochastycznymi.

Skutki deterministyczne, takie jak poparzenia popromienne, uszkodzenia narządów lub choroba popromienna prowadząca w ostateczności do skutków letalnych, występują przy dużej ekspozycji i są następstwem śmierci pewnej liczby komórek. Z tego względu występują dopiero przy przekroczeniu pewnego progu dawki, gdyż przy niewielkich dawkach organizm może zastąpić zniszczone komórki, bez zauważalnego wpływu na zdrowie.

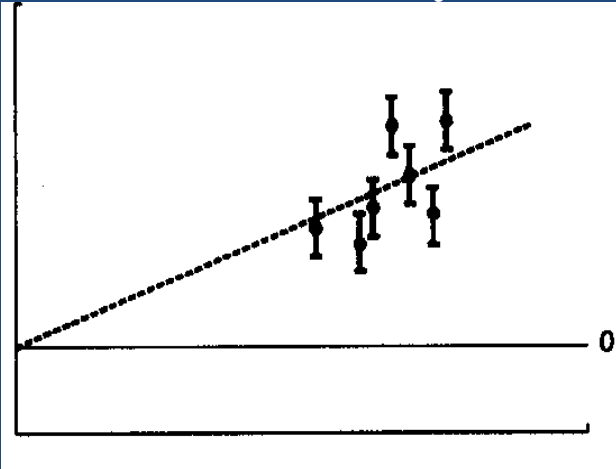
SKUTKI STOCHASTYCZNE

Drugi typ skutków stanowią tzw. skutki stochastyczne, do których należą choroby nowotworowe i skutki genetyczne. Obecnie nie ma przekonujących dowodów na progowy charakter skutków stochastycznych, a zależność dawka - skutek dla dawek promieniowania poniżej 0.5 Gy nie jest dobrze określona.

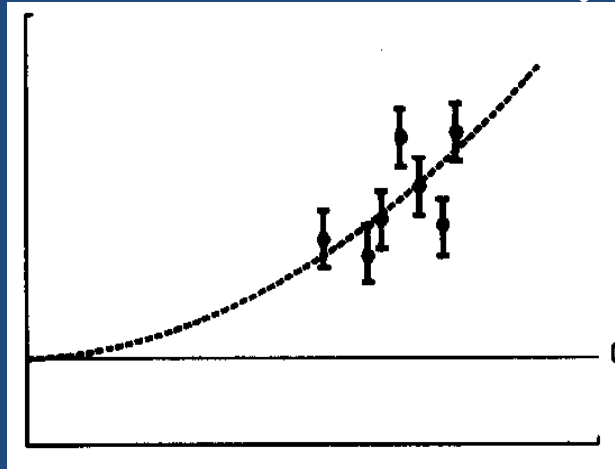
Biorąc pod uwagę obecny stan wiedzy, dla potrzeb ochrony radiologicznej przyjęto arbitralnie założenie o bezprogowej i liniowej zależności dawka-skutek w obszarze małych dawek, jakkolwiek sporo zwolenników zyskuje ostatnio opinia, że takie podejście prowadzi do nieuzasadnionego zawyżenia wymagań w stosunku do ochrony radiologicznej przy niskich dawkach.

ZALEŻNOŚĆ DAWKA-SKUTEK

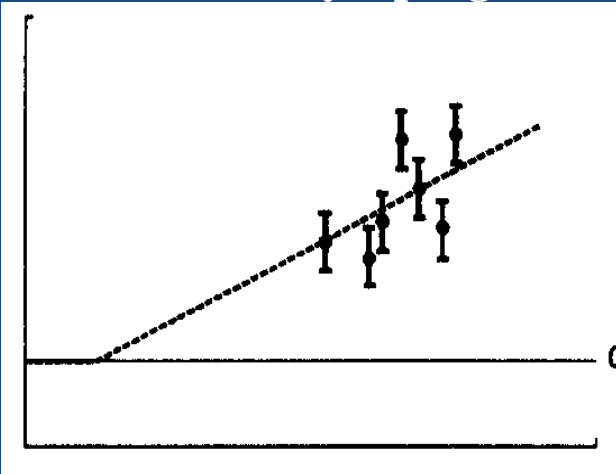
model liniowy



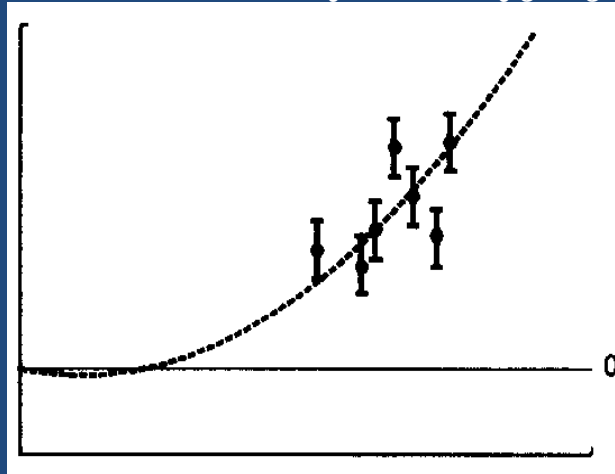
model liniowo-kwadratowy



model liniowy z progiem



model hormezy radiacyjnej



Ilustracja różnych sposobów ekstrapolacji danych radiobiologicznych dotyczących zależności między dawką a ryzykiem indukcji nowotworu powodującego zgon.

DAWKĄ

S
K
U
T
E
K

OCHRONA RADIOLOGICZNA

Ochrona radiologiczna definiowana jest jako zespół przedsięwzięć organizacyjnych oraz rozwiązań technicznych, mający na celu zminimalizowanie zagrożeń związanych z oddziaływaniem promieniowania jonizującego na organizm człowieka.

DOZYMETRIA

Dozymetria jest działem fizyki technicznej obejmującym zagadnienia

pomiarów i obliczeń dawek oraz **innych parametrów**

promieniowania jonizującego, które mają wpływ na skutki oddziaływania promieniowania z materią, a w szczególności z ciałem człowieka.

Kluczowym zagadnieniem dozymetrii jest więc odpowiedni wybór mierzonych wielkości i metod pomiarowych, tak aby mogły one zostać zastosowane w ochronie radiologicznej, poprzez możliwie prosty sposób przeliczania.

DOZYMETRIA JEST WIĘC...

Naukowo uzasadnioną metodologią wykorzystywaną do:

pomiaru, obliczeń, oszacowania, oznaczenia,

przewidywania

i wszelkich innych sposobów

ilościowego określenia energii

pochłoniętej w ciele człowieka (i przestrzennego

rozkładu depozycji energii)

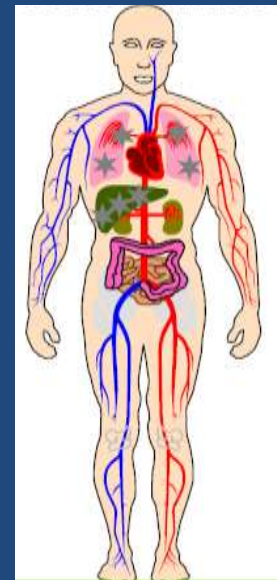
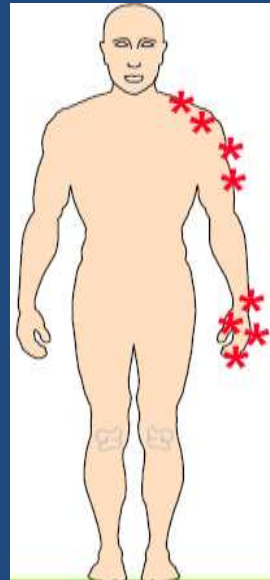
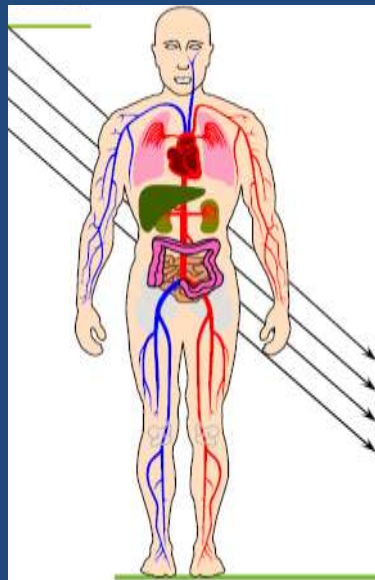
na skutek jonizacji i wzbudzenia atomów tkanek

wywołanych oddziaływaniem z promieniowaniem

jonizującym.



← Wzorzec dawki pochłoniętej



Drogi narażenia radiacyjnego

Odpowiedź (sygnał) detektora w danym polu o gęstości strumienia ϕ jest określona poprzez funkcję odpowiedzi detektora R .

$$R = \int_0^{\infty} \int_{4\pi} \int_{V_d} R(r_d, E, \Omega) dV d\Omega dE$$

gdzie całkowanie po objętości obejmuje objętość czynną detektora V_d .

Funkcja $R(r_d, E, \Omega)$ opisuje spodziewaną (średnią) odpowiedź detektora umieszczonego w punkcie r_d wywołaną przez cząstkę o energii E , poruszającą się w kierunku Ω .

Funkcja odpowiedzi detektora

może być w ogólnym przypadku bardzo skomplikowana, szczególnie w przypadku dużych detektorów, o odpowiedzi zależnej od kierunku padania promieniowania i jego energii.

W praktyce większość detektorów można przybliżyć jednym z uproszczonych modeli:

- punktowy detektor, skolimowany w ten sposób, że mierzy tylko promieniowanie dochodzące z kierunku Ω_0
- punktowy izotropowy detektor
- punktowy izotropowy detektor o odpowiedzi niezależnej od energii.

Większość praktycznie używanych detektorów można zaliczyć do detektorów punktowych i izotropowych. W takim przypadku:

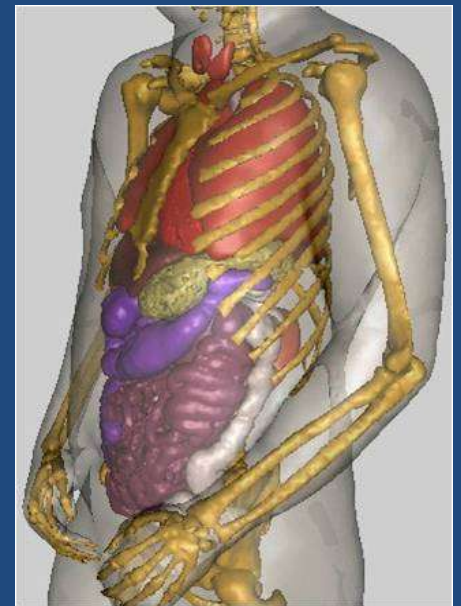
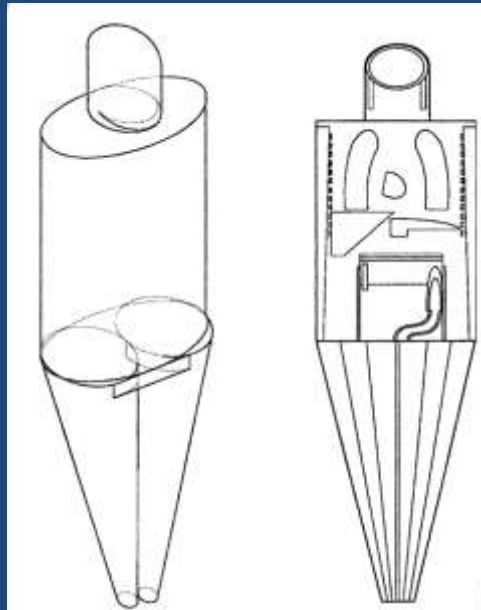
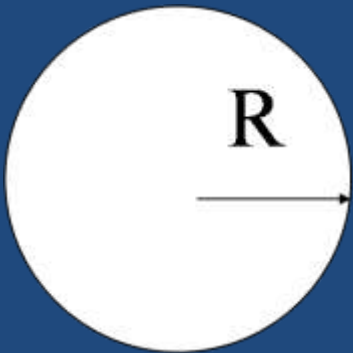
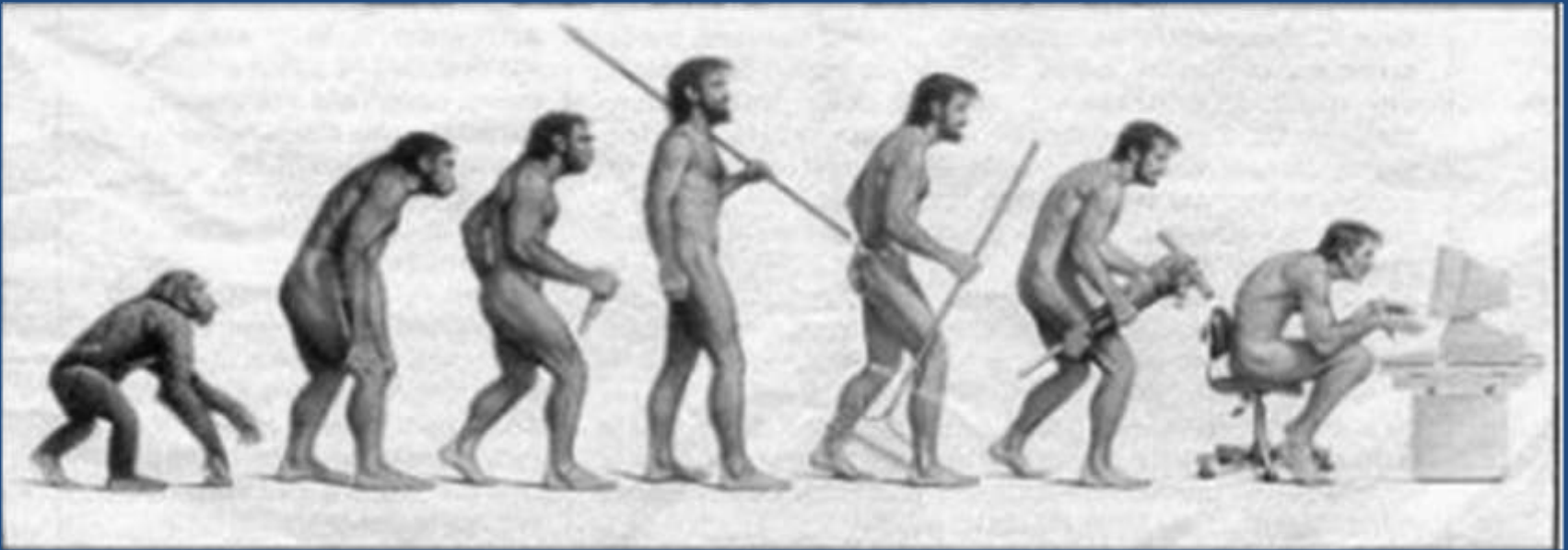
$$R(r_0) = \int_0^{\infty} R(E) \varphi(r_0, E) dE$$

Obszar zastosowań detektora

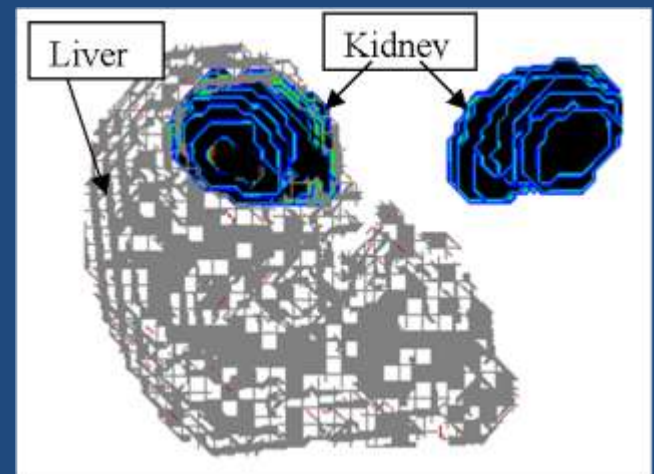
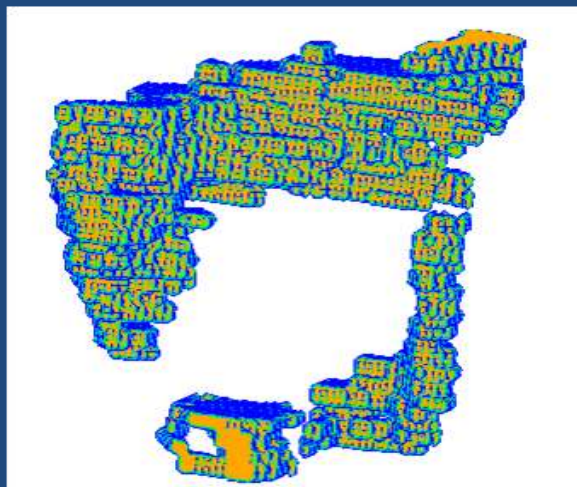
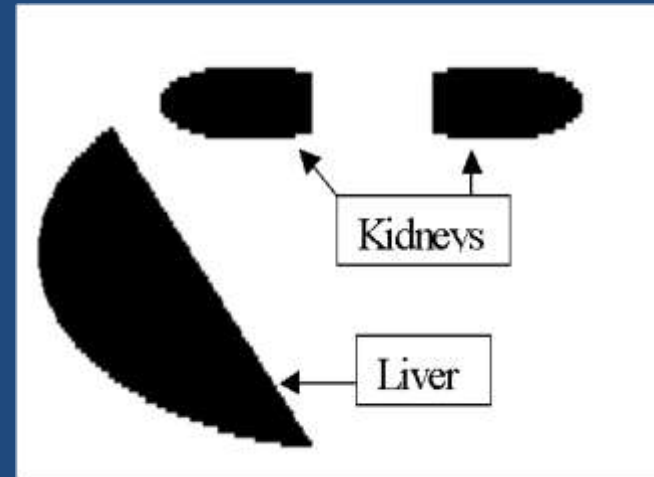
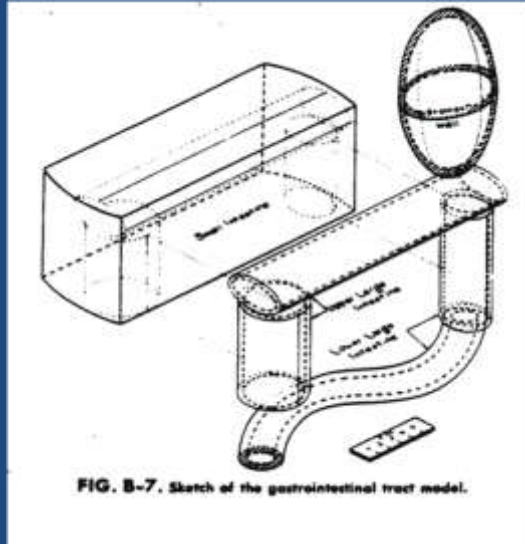
- określony rodzaj promieniowania, do którego może być stosowany
- ograniczony do pewnego zakresu energii tego promieniowania, takiego gdzie charakterystyka energetyczna jest dostatecznie płaska.

Wymagana dokładność

Wymagana dokładność pomiarów wykonywanych w ochronie radiologicznej na ogół nie przekracza 30%, a przy bardzo małych mocach dawki (skutkujących dawką efektywną mniejszą od 1 mSv rocznie), wystarczą pomiary z dokładnością do czynnika 2 (czyli dopuszczalny jest wynik pomiaru 2 razy większy lub 2 razy mniejszy od rzeczywistej mocy dawki).



PORÓWNANIE FANTOMÓW MATEMATYCZNYCH I NUMERYCZNYCH



Overview of existing voxel models – GSF family



Baby

Child



Helga

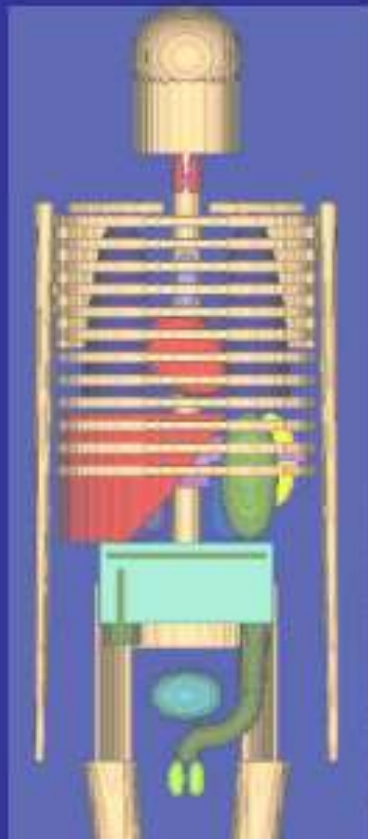
Donna

Irene

Golem

Overview at <http://www.virtualphantoms.org/>

Comparison of voxel-type and schematic phantoms – Anatomy



Adam



Golem

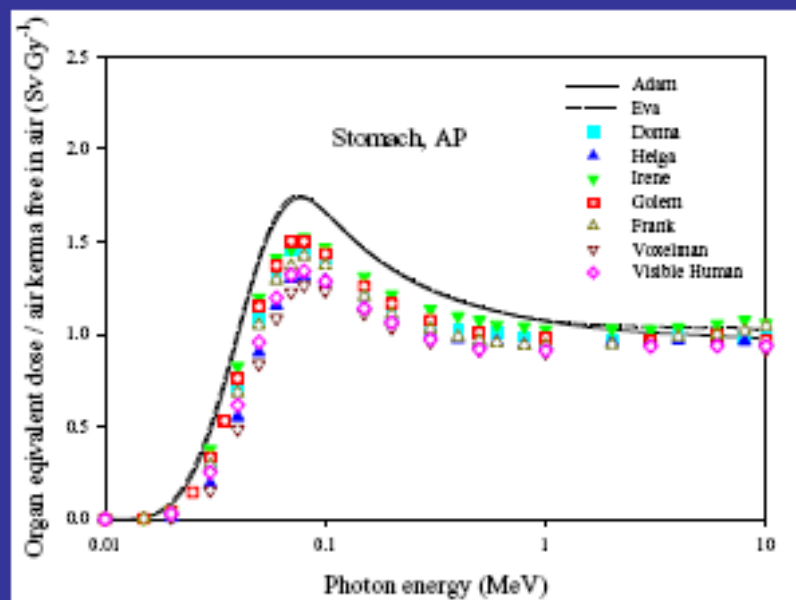


Adam

Golem

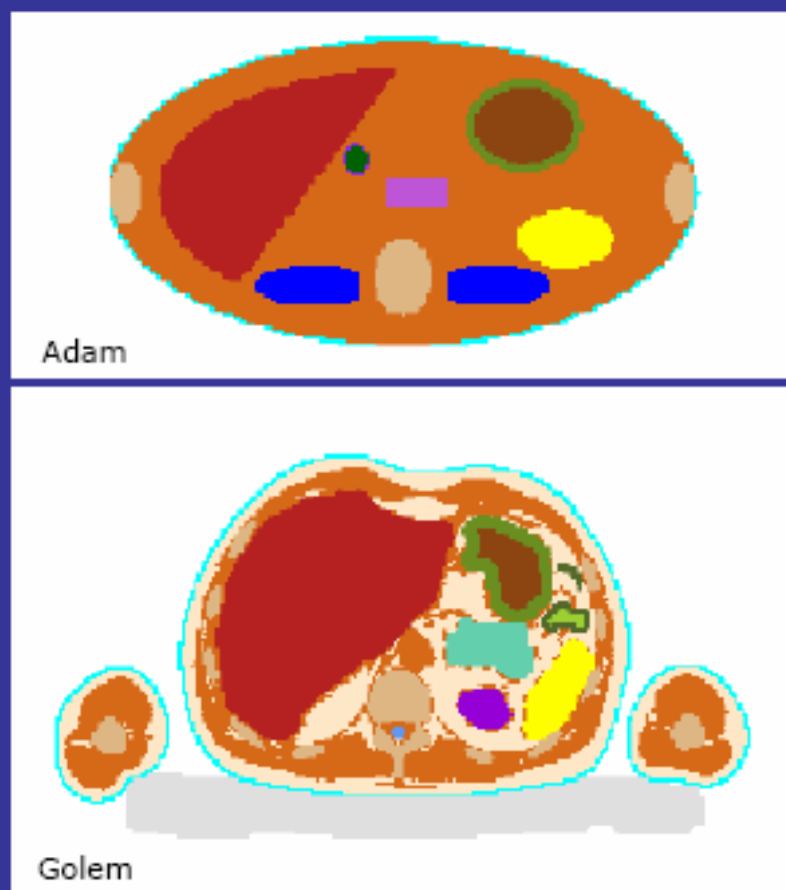
Comparison of voxel-type and schematic phantoms – Dosimetry

External dosimetry: organ dose conversion coefficients



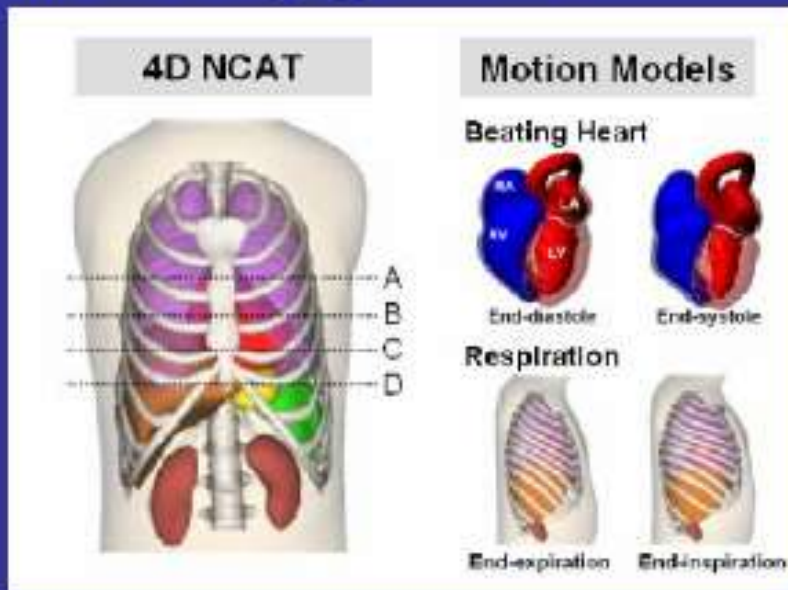
Doses for mathematical phantoms outside dose range for a variety of voxel models

Organ location: too close to surface



Recent developments – Dynamic phantoms (examples)

William Paul Segars at the
Johns Hopkins Medical
Institutions, Baltimore, MD:
4D NURBS-based Cardiac-
Torso (NCAT) phantom for
medical imaging research



Tomoaki Nagaoka at the
National Institute of Information
and Communication
Technology, Japan:
Model with variable posture





According to its constitution, In preparing its recommendations, ICRP considers the fundamental principles and quantitative bases upon which appropriate radiation protection measures can be established, while leaving to the various national protection bodies the responsibility of formulating the specific advice, codes of practice, or regulations that are best suited to the needs of their individual countries.

ICRP offers its recommendations to regulatory and advisory agencies and provides advice intended to be of help to management and professional staff with responsibilities for radiological protection. While ICRP has no formal power to impose its proposals on anyone, in fact legislation in most countries adheres closely to ICRP recommendations.

Originally, ICRP published its recommendations and advice as papers in various scientific journals in the fields of medicine and physics. Since 1959, ICRP has its own series of publications, since 1977 in the shape of a scientific journal, the Annals of the ICRP, which is published for us by Pergamon Press (now an imprint of Elsevier Science).

The activities of ICRP are financed mainly by voluntary contributions from national and international bodies with an interest in radiological protection. Some additional funds accrue from royalties on ICRP publications.

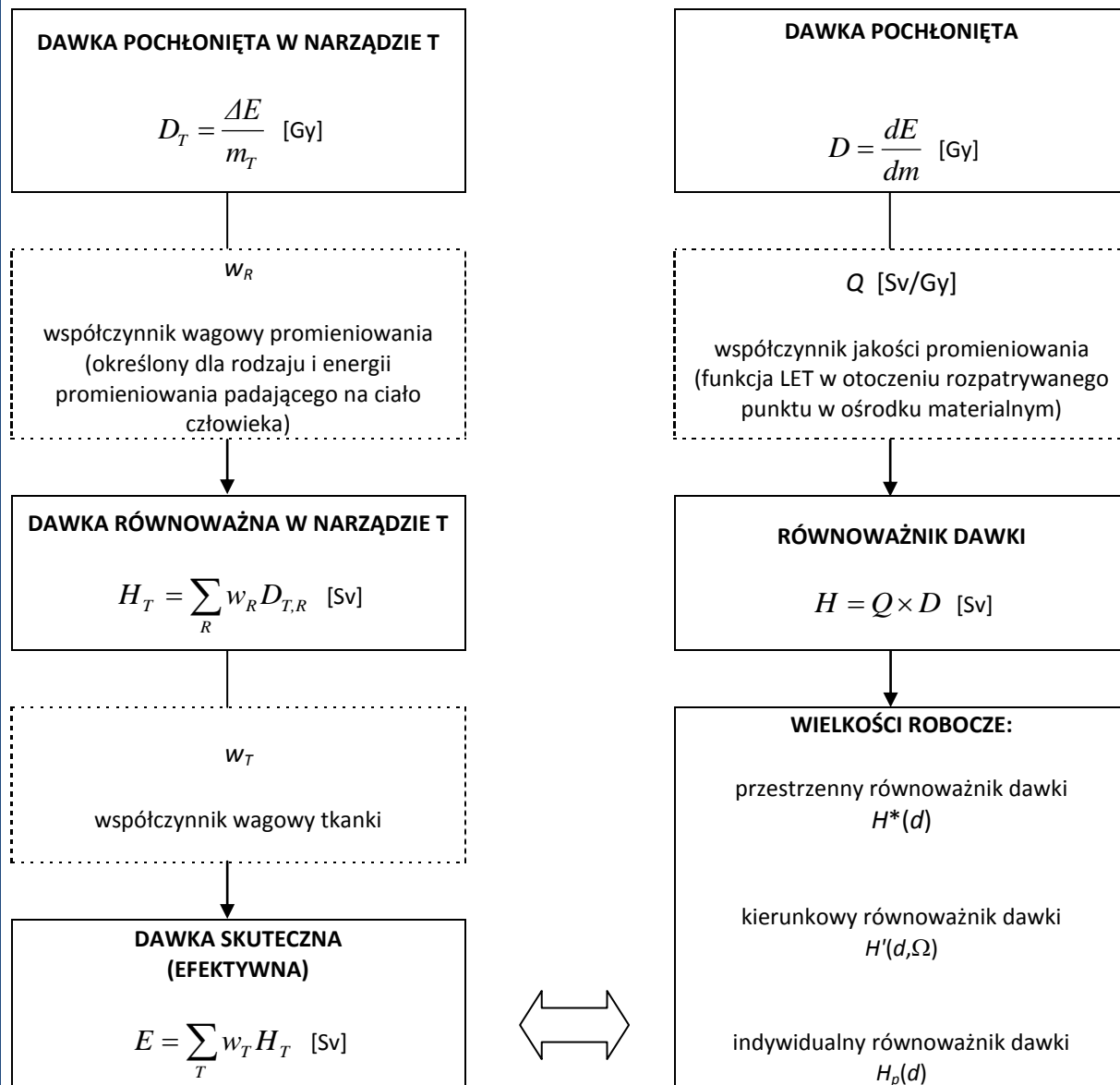
ICRP is composed of a Main Commission and five standing Committees: on Radiation effects, on Doses from radiation exposure, on Protection in medicine, and on the Application of ICRP recommendations, and on Protection on the environment, all served by a small Scientific Secretariat. The Main Commission consists of twelve members and a Chairman (currently Dr L-E Holm, Sweden). Like other scientific academies, the Commission elects its own members, under rules that are subject to the approval of ISR. Renewal is assured in that 3 to 5 members must be changed every fourth year. Committees typically comprise 15-20 members. Biologists and medical doctors dominate the current membership; physicists are also well represented.

ICRP uses Task Groups (performing defined tasks) and Working Parties (developing ideas) to prepare its reports. A Task Group usually contains a majority of specialists from outside the ICRP membership. Thus, ICRP is an independent international network of specialists in various fields of radiological protection. At any one time, about one hundred eminent scientists are actively involved in the work of ICRP.



ICRP i ICRU wspólnie opracowują spójny system wielkości i jednostek dla ochrony radiologicznej.

Tab. 1. System wielkości dozymetrycznych. Lewa kolumna przedstawia wielkości stosowane w ochronie radiologicznej do oceny ryzyka związanego z napromienieniem zewnętrznym. Prawa kolumna przedstawia system mierzalnych wielkości roboczych, stosowanych przy pomiarach dawek indywidualnych i monitorowaniu środowiska.



FUNKCJE WIELKOŚCI I JEDOSTEK DOZYMETRYCZNYCH

- **przepis – limity**
- **pomiary wielkości**
- **ocena narażenia odniesiona do
limitów**
- **rejestracja narażenia**

W celu określenia zasad bezpiecznego postępowania ze źródłami promieniowania, w ochronie radiologicznej wprowadzono **specjalny system wielkości**, którego zadaniem jest ilościowe powiązanie fizycznych parametrów pola promieniowania z danymi biologicznymi charakteryzującymi oddziaływanie tego promieniowania na organizm ludzki.

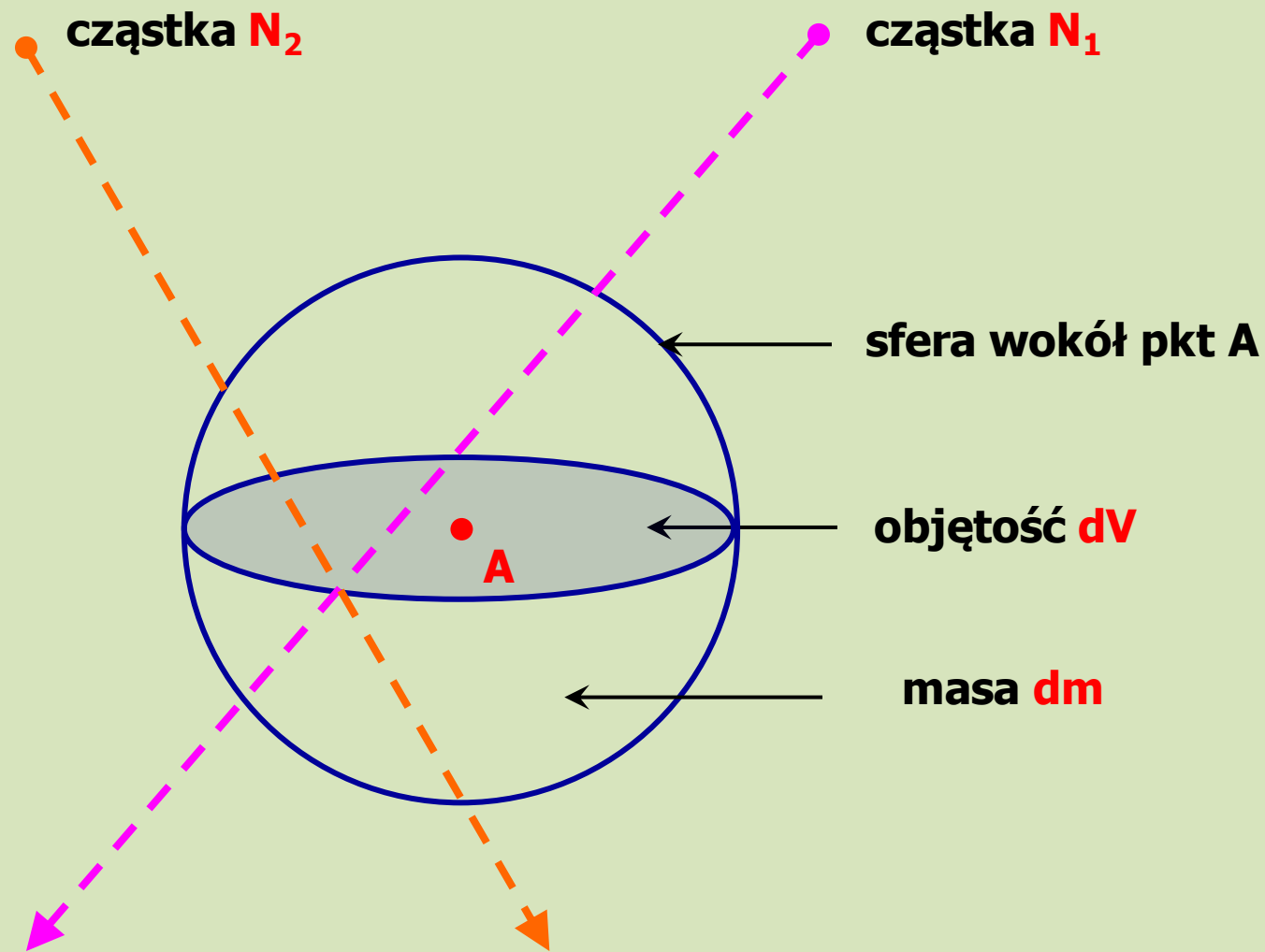
Występujące w tym systemie wielkości można podzielić na cztery grupy, stanowiące kolejne etapy przejścia od wielkości fizycznych do oceny ryzyka utraty zdrowia:

WIELKOŚCI STOSOWANE W OCHRONIE RADIOLOGICZNEJ

1. Wielkości opisujące pole promieniowania
2. Wielkości dozymetryczne, charakteryzujące ilość energii przekazanej materii przez promieniowanie;
3. Równoważniki dawki uwzględniające różnice skuteczności biologicznej różnych rodzajów promieniowania, oraz
4. Wielkości charakteryzujące ryzyko dla zdrowia, uwzględniające dane epidemiologiczne dotyczące wrażliwości na promieniowanie poszczególnych narządów ludzkich.

1.

**WIELKOŚCI FIZYCZNE
(opis pola promieniowania)**



FLUENCJA CZĄSTEK (Φ)

ang. fluence; particle fluence

gdzie dN jest liczbą cząstek, które weszły do kuli o polu wielkiego koła da

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

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.

EU 96/29

ISO 921/97

PN-92/J-01003/02

GĘSTOŚĆ STRUMIENIA CZĄSTEK (φ)

ang. particle flux density

Iloraz $d\Phi$ przez dt , gdzie $d\Phi$ jest przyrostem fluencji cząstek w przedziale czasu dt

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

Jednostka: [m⁻² s⁻¹]

ISO 921/97

PN-92/J-01003/02

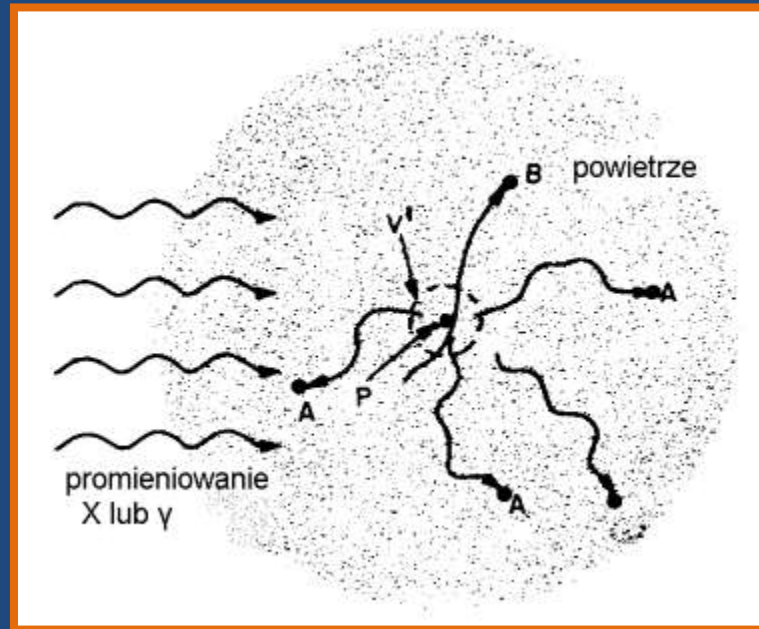
2.

Wielkości dozymetryczne

**charakteryzujące ilość energii przekazanej
materii przez promieniowanie**

KERMA

Nazwa pochodzi od : *kinetic energy released in matter*



Suma energii kinetycznej wszystkich cząstek naładowanych uwolnionych przez promieniowanie w masie dm danej substancji.

[J kg⁻¹] specjalna nazwa **grej, Gy** 1Gy=1J kg⁻¹

GREJ (Gy)

ang. gray

GREJ (Gy)

ISO 921/97

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J kg}^{-1} \text{ (100 rad)}$$

Uwaga:

Grej jest specjalną nazwą dzuła na kilogram stosowany jako jednostka dawki pochłoniętej w układzie SI.

GREJ (Gy)

PN-IEC 393

**JEDNOSTKA SI DAWKI POCHŁONIĘTEJ,
KERMY I WŁAŚCIWEJ ENERGII PRZEKAZANEJ.**

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J kg}^{-1}$$

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.

DAWKA POCHŁONIĘTA

Podstawową wielkością w dozymetrii i ochronie radiologicznej jest **dawka pochłonięta** tzn. ilość energii pochłanianej w tkance.

Dawka pochłonięta

w elemencie objętości dV o masie dm danego materiału

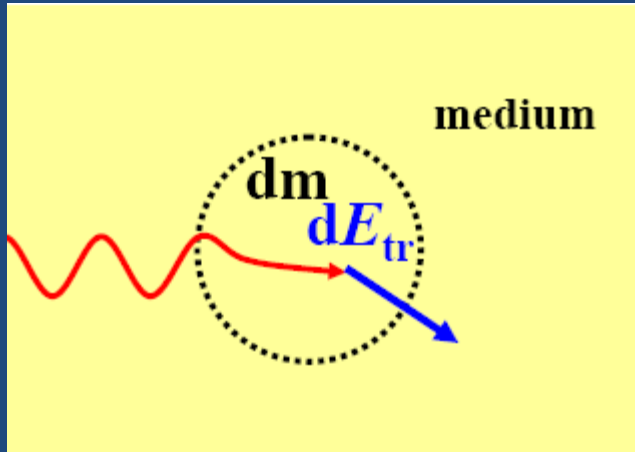
$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm}$$

[J kg⁻¹] specjalna nazwa grej,

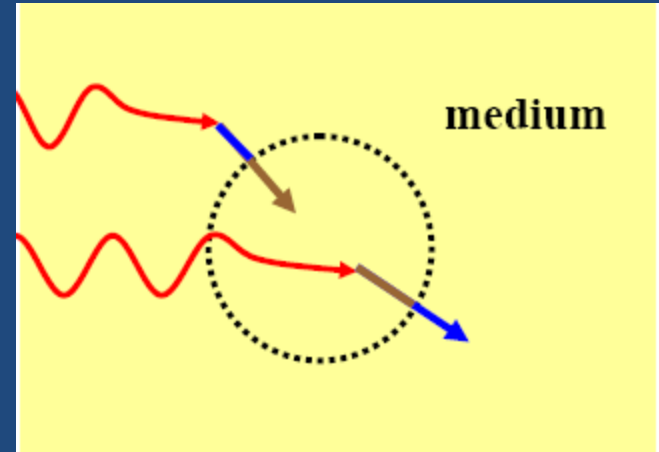
KERMA

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)

PYTANIE: Jaką masę dm bierzemy pod uwagę?

3.

RÓWNOWAŻNIKI DAWKI

UŚREDNIENIE DAWKI POCHŁONIĘTEJ

Dla celów ochrony radiologicznej, w obszarze małych dawek, uśredniane wartości dawki pochłoniętej w skali większych objętości tkanek i narządów oraz całkowanie mocy dawki w czasie jest uznane za wystarczająco dokładne.

Średnia dawka pochłonięta w narządzie lub tkance jest oznaczana jako D_T

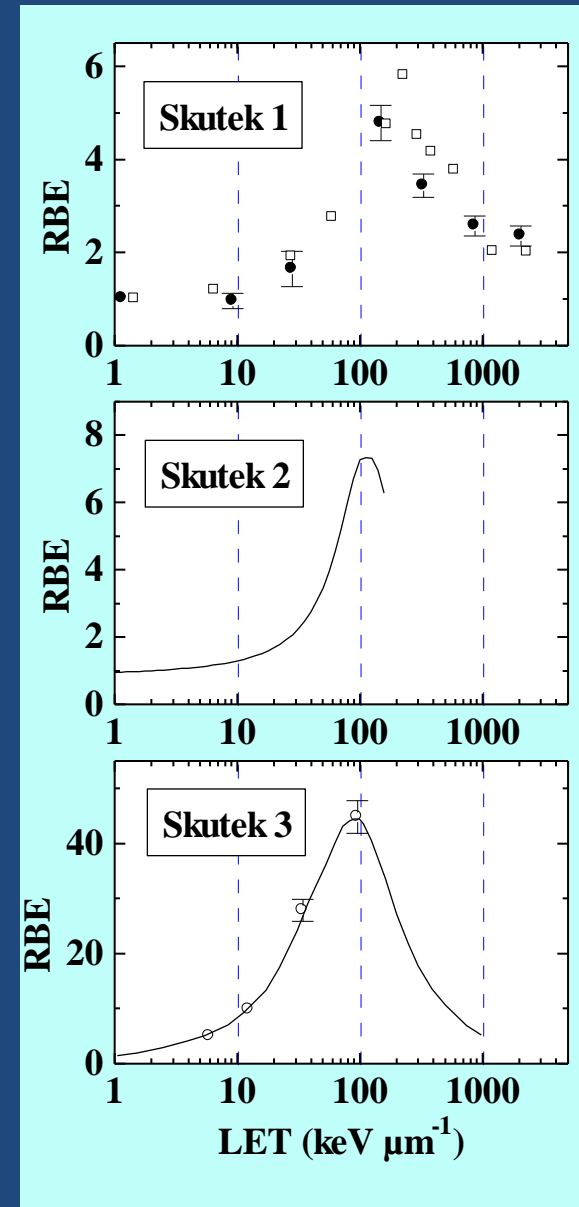
WZGLĘDNA SKUTECZNOŚĆ BIOLOGICZNA

Wartości względnej skuteczności biologicznej -
RBE (relative biological effectiveness) zostały
określone jako

stosunek dawek pochłoniętych

dwóch rodzajów promieniowania,
jeśli w identycznych warunkach napromienienia,
dawki te powodują ten sam, określony efekt
biologiczny.

Innymi słowy, jest to wartość dawki
promieniowania referencyjnego (dla którego
przyjęto $RBE=1$) podzielona przez odpowiednią
wartość dawki promieniowania rozpatrywanego,
powodująca ten sam skutek.



CZYNNIK WAGOWY PROMIENIOWANIA

Czynnik uwzględniający wpływ rodzaju i energii promieniowania na efekt biologiczny nazwano czynnikiem wagowym promieniowania oznaczając symbolem W_R .

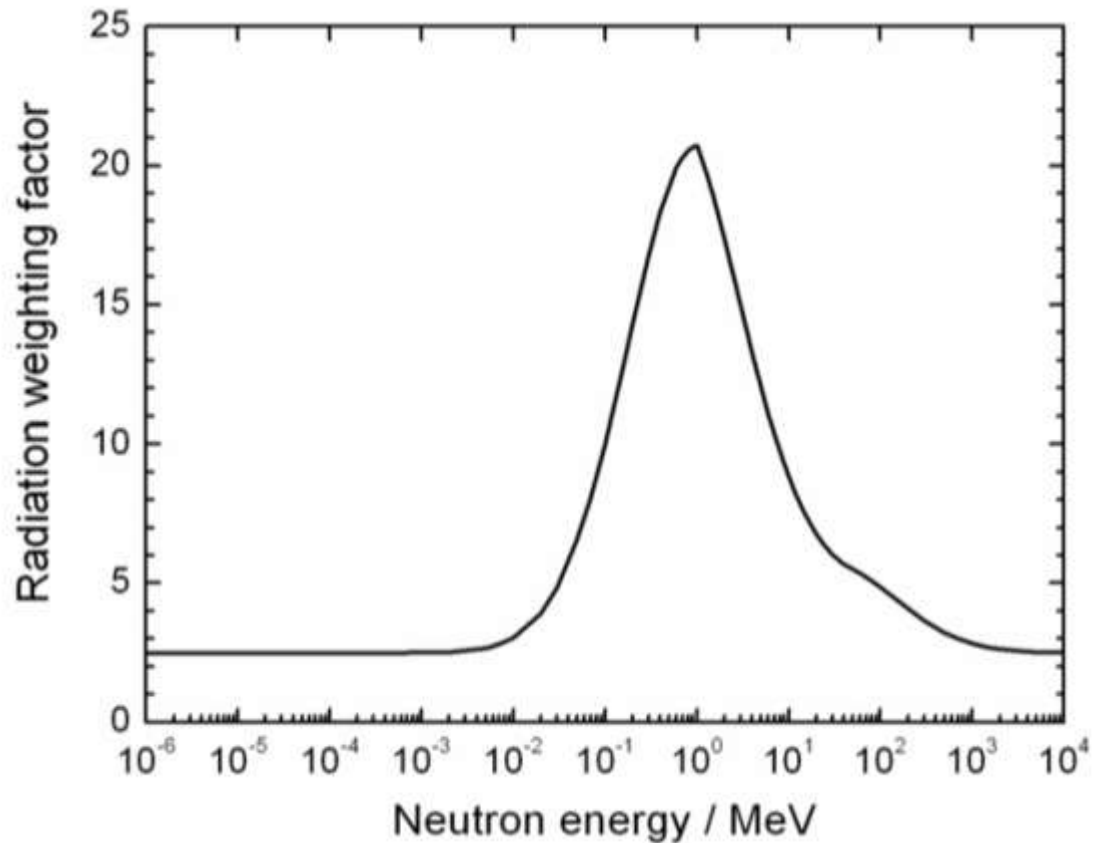
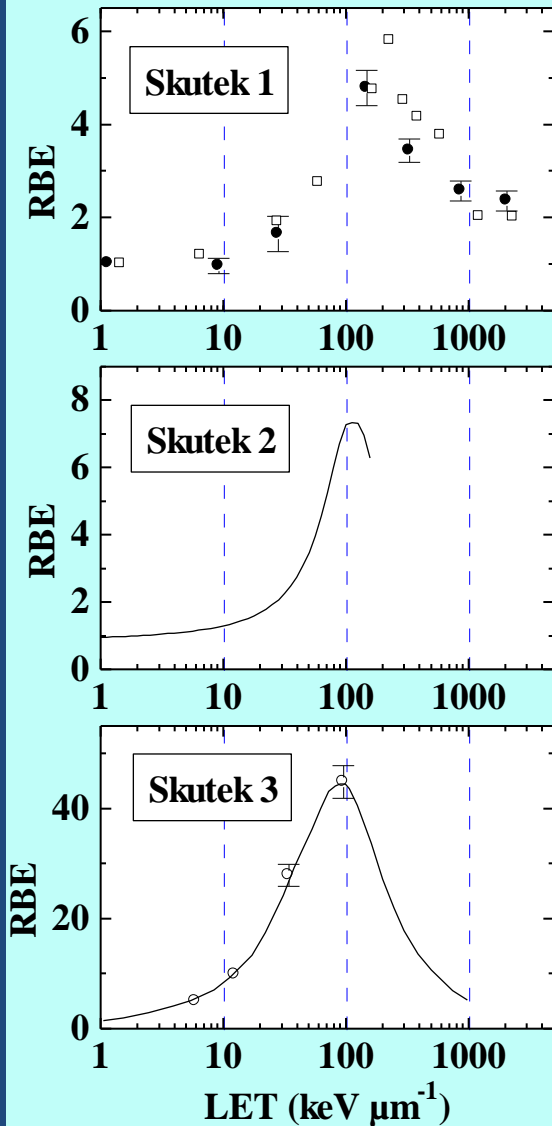
Tabela 2. Wartości czynnika wagowego promieniowania w_R wg. Rozporządzenia R.M.[1]

Rodzaj promieniowania	Czynnik wagowy promieniowania w_R
Fotony, elektrony i miony, wszystkie energie	1
Neutrony, energia < 10 keV	5
“ 10 keV do 100 keV	10
> 100 keV do 2MeV	20
> 2MeV do 20MeV	10
> 20MeV	5
Protony z wyłączeniem protonów odrzutu, energia >2MeV	5
Cząstki alfa, fragmenty rozszczepienia, ciężkie jądra	20

NOWE ZALECENIA ICRP

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



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

DAWKA RÓWNOWAŻNA

Dawka równoważna w narządzie lub tkance T, H_T , jest wielkością zdefiniowaną dla danego narządu lub tkanki T jako:

$$H_T = W_R D_{T,R}$$

$D_{T,R}$ jest średnią dawką pochłoniętą w narządzie lub tkance T wskutek oddziaływania promieniowania, charakteryzowanego współczynnikiem wagowym W_R .

Jednostką dawki równoważnej jest siwert (Sv).

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 .

SIWERT (Sv)

ang. sivert

SIWERT (Sv)

ang. sivert

SIWERT
EU 96/29
<p>Specjalna nazwa jednostki dawki równoważnej lub efektywnej. Jeden siwert odpowiada jednemu dżulowi na kilogram:</p> $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J kg}^{-1}$
SIWERT (Sv)
PN-IEC 393
<p>JEDNOSTKA SI RÓWNOWAŻNIKA DAWKI</p> $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J kg}^{-1}$

4.

**Wielkości charakteryzujące
ryzyko dla zdrowia**

CZYNNIK WAGOWY TKANKI

Prawdopodobieństwo wystąpienia efektów stochastycznych zależy nie tylko od wartości dawki równoważnej ale także od napromienionej tkanki (narządu) . Stworzyło to potrzebę wprowadzenia dodatkowego czynnika, który byłby zależny od zróżnicowanego oddziaływania promieniowania na różne tkanki i pozwoliłby, z punktu widzenia potrzeby oceny skutku końcowego, na zsumowanie poszczególnych dawek równoważnych. Wielkość tą nazwano czynnikiem wagowym tkanki w_T

Czynnik ten określa stosunek ryzyka wystąpienia stochastycznych efektów napromienienia narządu T do ryzyka wystąpienia tych skutków, przy jednorodnym napromienieniu całego ciała tą samą dawką co narząd T.

Dawka jest ważona w ten sposób , że $\sum w_T = 1$

Tabela 4. Wartości czynnika wagowego tkanki w_T wg. Rozporządzenia R.M.[1]

Tkanka (narząd) T	Czynnik wagowy tkanki(narządu) w_T
Gonady	0,20
Czerwony szpik kostny; jelito grube , płuca; żołądek.	0,12
Pęcherz moczowy; gruczoły piersiowe; wątroba; przetyk; tarczyca.	0,05
Skóra; powierzchnia kości.	0,01
Pozostałe	0,05 ^{3),4)}

Tabela 5. Zalecane wartości czynnika wagowego tkanki wg . ICRP [3]

Tkanka	w_T	$\sum w_T$
Czerwony szpik kostny, okrężnica, płuca, żołądek, gruczoły piersiowe, pozostałe tkanki ⁵⁾	0,12	0,72
Gonady	0,08	0,08
Pęcherz moczowy, przełyk, wątroba, tarczyca	0,04	0,16
Powierzchnia kości, mózg, gruczoły ślinowe, skóra	0,01	0,04
	Razem 1,00	

DAWKA EFEKTYWNA

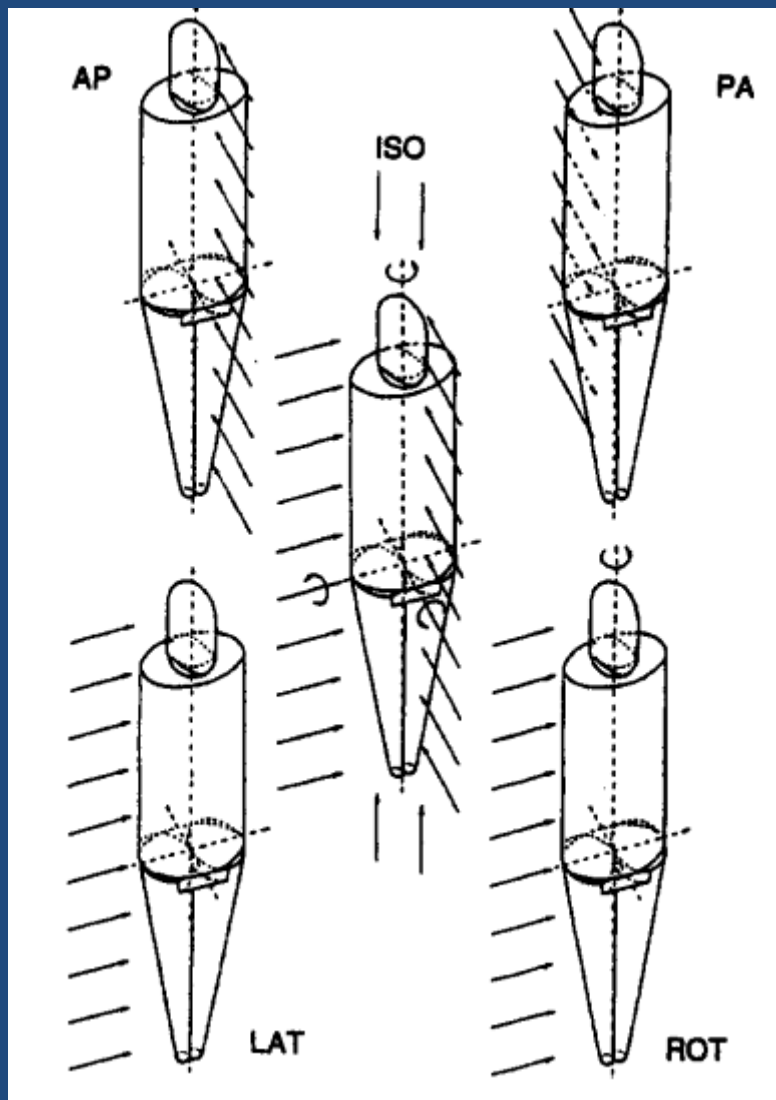
(skuteczna)

Suma ważona dawek równoważnych od napromienienia zewnętrznego i wewnętrznego w tkankach i narządach wymienionych w Tabeli.

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

Dawka efektywna jest podstawową wielkością stosowaną do oceny ryzyka przy napromienieniu całego ciała oraz w przepisach prawnych limitujących narażenie na promieniowanie.

KIERUNKI NAPROMIENIENIA



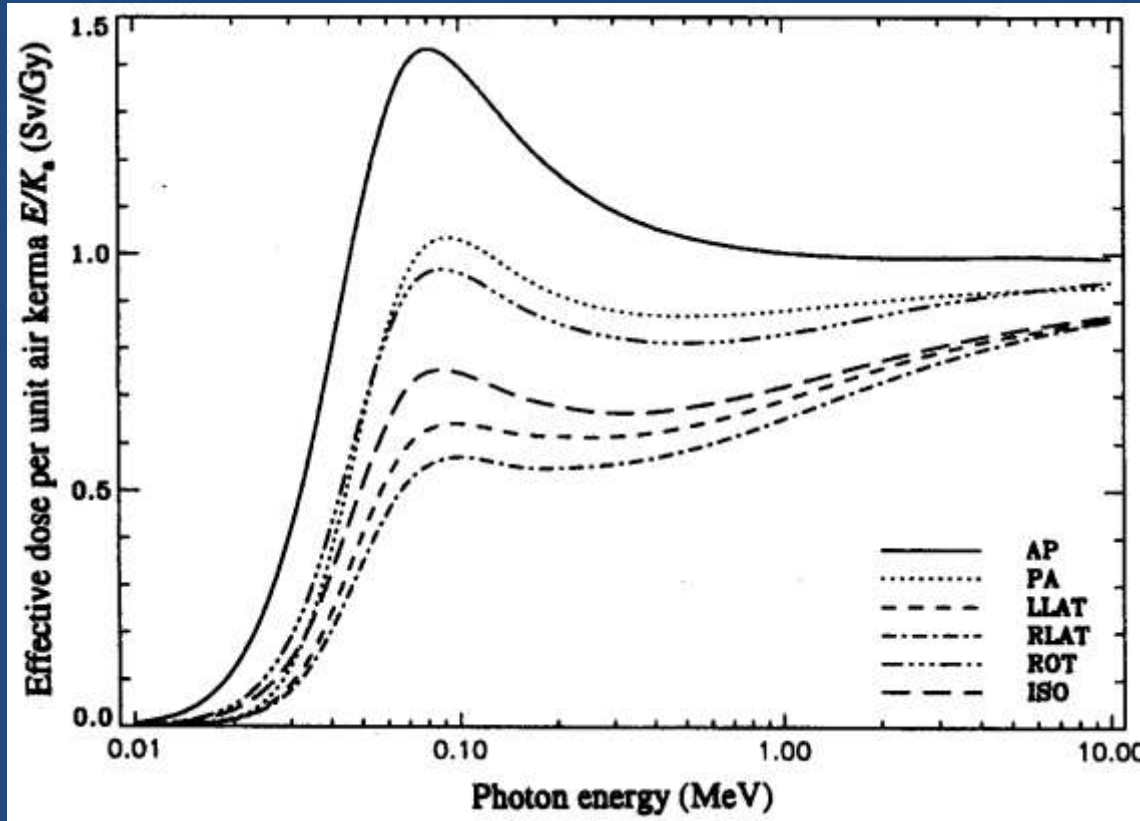
AP – napromienienie od przodu, prostopadle do pionowej osi ciała

PA - napromienienie od tyłu

LAT - napromienienie z boku

ROT - ciało obraca się w polu skierowanym prostopadle do osi pionowej

ISO - pole jest izotropowe



Dawka efektywna na jednostkę kermy w powietrzu dla różnych energii fotonów i różnych geometrii napromienienia (obliczona dla fantomu antropomorficznego).

OBCIĄŻAJĄCA DAWKA RÓWNOWAŻNA

Dawka równa całe w czasie z mocy dawki równoważnej w tkance lub narządzie T, którą otrzymuje dana osoba w wyniku wniknięcia do organizmu nuklidu promieniotwórczego.

$$H_T(\tau) = \int_{t_0}^{t_0+\tau} H_T dt$$

t_0 – moment wniknięcia nuklidu do organizmu

- czas odpowiadający rozpatrywanemu okresowi narażenia organizmu

OBCIĄŻAJĄCA DAWKA EFEKTYWNA

Suma iloczynów obciążających dawek równoważnych H_T i odpowiednich czynników wagowych tkanki w_T

$$E(\tau) = \sum w_T H_T(\tau)$$

Najczęściej rozpatrywany okres narażenia organizmu to 50 lat dla pracowników (osoby dorosłe) i 70 lat dla ludności (dzieci).

WIELKOŚCI HISTORYCZNE

EKSPOZYCJA (X) (DAWKA EKSPOZYCYJNA)

ang. exposure

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

Iloraz dQ przez dm , gdzie dQ jest wartością bezwzględną sumy ładunków jonów jednego znaku, wytworzonych przez fotony w suchym powietrzu, gdy wszystkie elektrony uwolnione w powietrzu o masie dm zostaną całkowicie w powietrzu zahamowane

Jednostka: [C kg⁻¹]

Dawna jednostka: **rentgen (R)**

Ekspozycja jest to miara jonizacji, jaka zachodzi w powietrzu pod wpływem promieniowania γ lub X

Rentgen (R)

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

Ekspozycję można przeliczyć na

kermę w powietrzu:

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

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 $W = 33,97$ 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

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

REM (rem)

REM

ISO 921/97

$$1 \text{ rem} = 10^{-2} \text{ J/kg} = 10^{-2} \text{ Sv}$$

Uwaga

rem został zastąpiony siwertem (Sv)

REM

PN-IEC 393

Jednostka równoważnika dawki równa 0,01 Sv.

PRZYPOMNIENIE

Masowy współczynnik przekazania energii (μ_K/ρ):

określa jaka część energii padającego promieniowania zostanie przekazana cząstkom naładowanym w nieskończenie małym (infinitesimalnym) obszarze (pierwszy etap procesu przekazywania energii).

Masowy współczynnik absorpcji energii: (μ_{en}/ρ)

Określa jaka część energii padającego promieniowania została przekazana wtórnym cząstkom naładowanym, a następnie przekazana ośrodkowi w procesie jonizacji. Jest to więc (μ_K/ρ) skorygowany na straty radiacyjne cząstek wtórnych.

OCHRONA RADIOLOGICZNA

DAWKA EFEKTYWNA (skuteczna)

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

Jednostką dawki efektywnej jest siwert
1 Sv = 1 J kg⁻¹

DAWKA GRANICZNA

Zalecane obecnie wartości dawek granicznych dla sytuacji normalnych (tzn. nie awaryjnych) wynoszą:

- a) dla osób zawodowo narażonych - 20 mSv/rok, z dopuszczeniem dawki do 50 mSv/rok w ciągu jednego roku, jeśli zostanie zachowana wartość średnia 20 mSv/rok w okresie 5 lat.
- b) dla pojedynczych osób z ludności - średnio 1 mSv/rok, z tym, że dopuszcza się dawkę do 5 mSv w ciągu jednego roku, jeśli zostanie zachowana wartość średnia 1 mSv/rok w okresie 5 lat.

SZACUNKOWE RYZYKO NOWOTWORU

Przy dawce 20 mSv na całe ciało i
współczynnika ryzyka $1,25 \times 10^{-2} \text{ Sv}^{-1}$

ryzyko wystąpienia nowotworu wyniesie
 $2,5 \times 10^{-4}$

Oznacza to, że prawdopodobieństwo tego że promieniowanie
nie spowoduje negatywnych skutków zdrowotnych wynosi
99,975%

Jest to poziom ryzyka analogiczny do występującego
w innych zawodach uznanych za bezpieczne

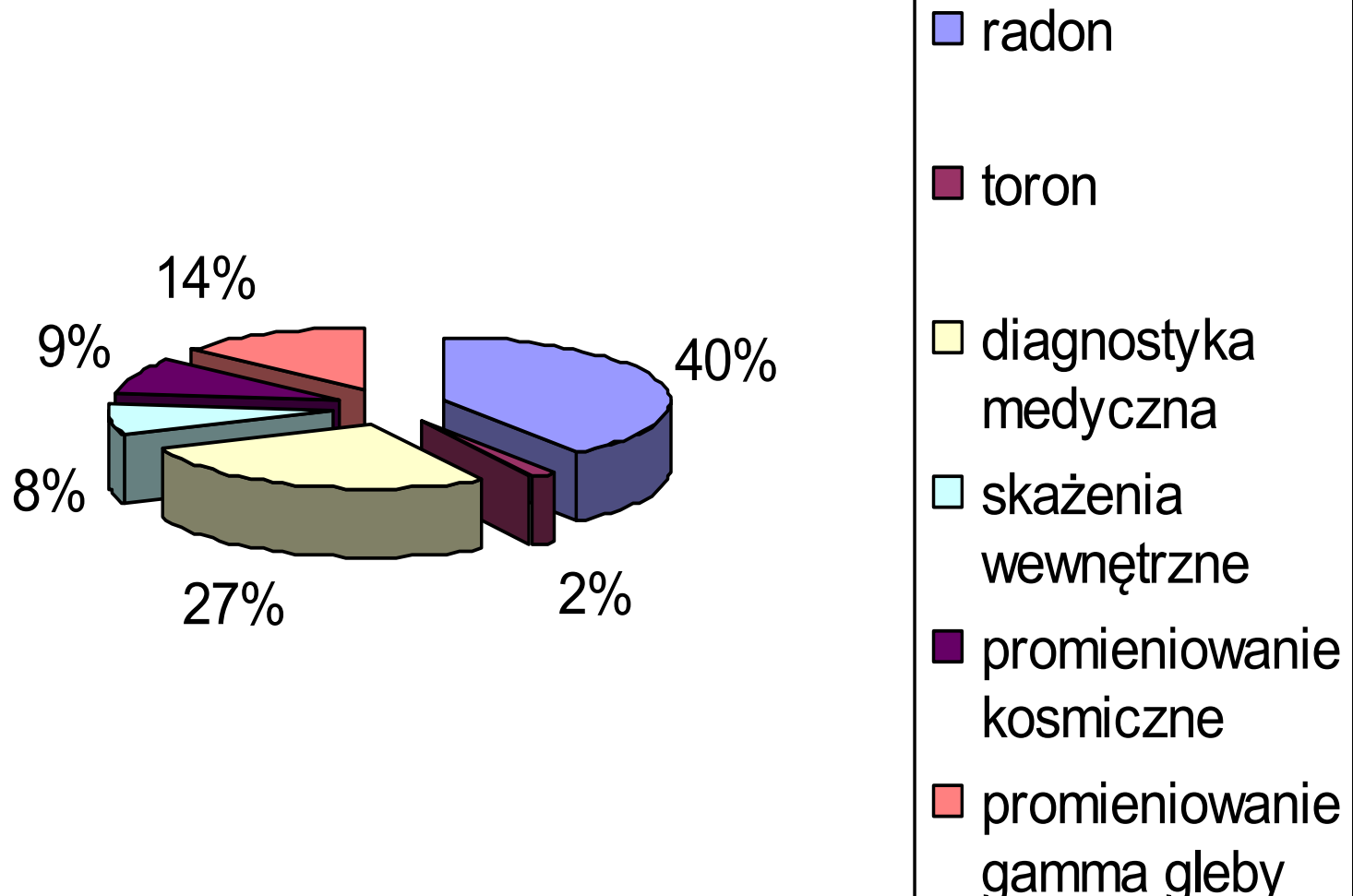
OCHRONA RADIOLOGICZNA

Generalnie, zadaniem ochrony radiologicznej jest całkowite zabezpieczenie ludzi przed szkodliwymi efektami deterministycznymi i ograniczenie prawdopodobieństwa efektów stochastycznych do poziomów uznawanych za akceptowalne.

W praktyce jest to realizowane poprzez system oparty o trzy reguły:

- uzasadnienia,
- optymalizacji
- limitowania dawek indywidualnych.

Źródła promieniowania jonizującego w Polsce



NARAŻENIA MEDYCZNE

Diagnostyka rentgenowska

Radiologia zabiegowa

Radioterapia (teleradioterapia i
brachyterapia)

Medycyna nuklearna



OCHRONA RADIOLOGICZNA W MEDYCYNIE

**Narażenia medyczne
(pacjenci)**

**Narażenia zawodowe
(personel medyczny)**

Uzasadnienie

medyczne,

zawodowe

Optymalizacja

dobór liczby badań
lub zabiegów i

ocena ryzyka,
warunków

zapewnienie ich jakości

**Limitowanie dawek indywidualnych
indywidualnych**

dawki graniczne

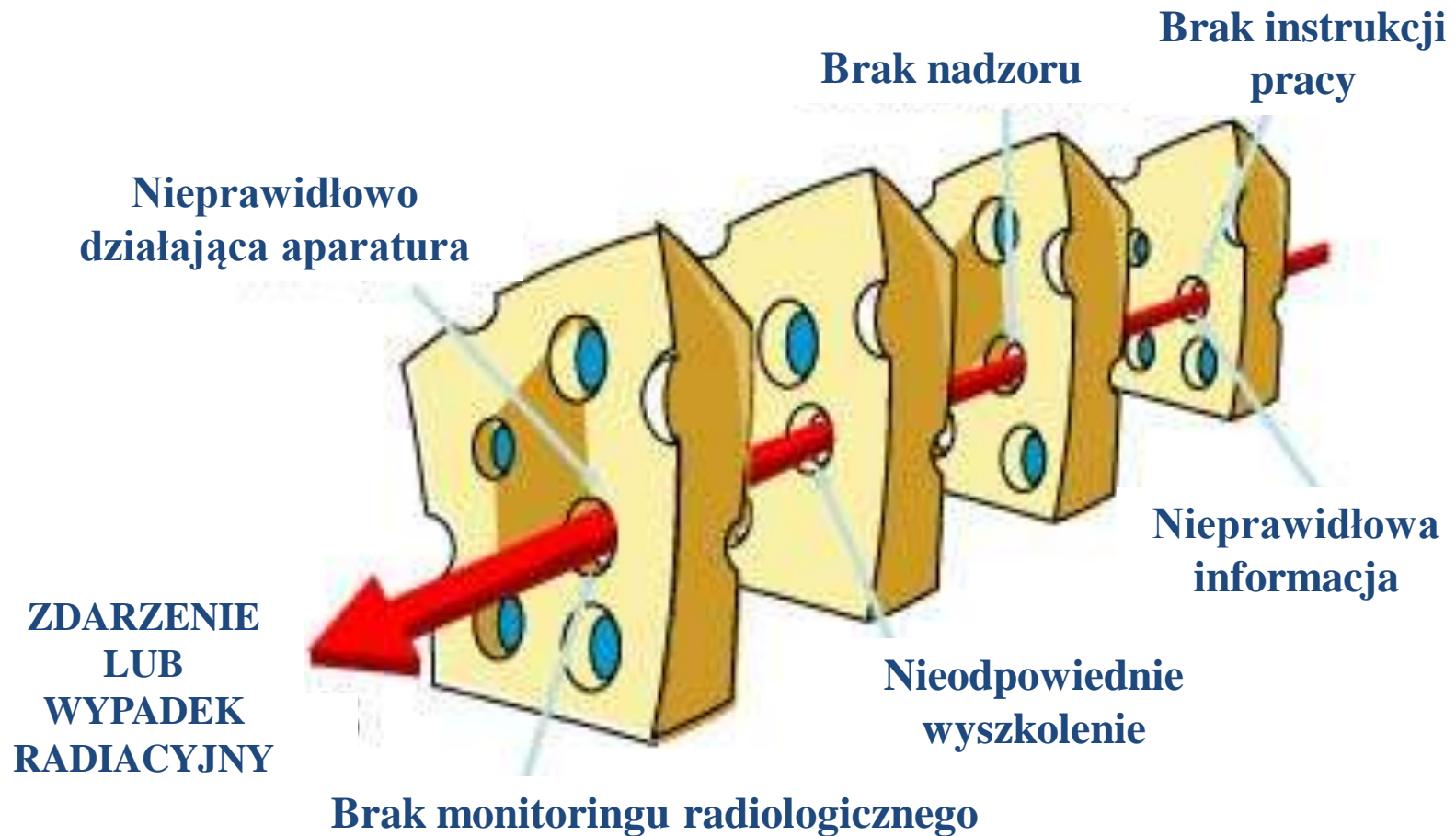
LEGISLACJA

DYREKTYWA 97/43 EURATOM z dnia 30 czerwca 1997 r. w sprawie ochrony osób przed zagrożeniem związanym z promieniowaniem jonizującym przy medycznych zastosowaniach promieniowania.

USTAWA PRAWO ATOMOWE

www.paa.gov.pl

MODEL SERA SZWAJCARSKIEGO



RADIOTERAPIA

Radioterapia, obok chirurgii i chemioterapii, jest podstawową metodą leczenia nowotworów złośliwych. Jej celem jest podanie pacjentowi dawki promieniowania jonizującego, której rozkład ma zapewnić wyleczenie miejscowe przy minimalnych komplikacjach ze strony napromienionych tkanek zdrowych. Źródłem promieniowania jonizującego stosowanego w teleradioterapii są akceleratory liniowe wytwarzające wiązki promieniowania hamowania X lub elektronów o energiach w zakresie od 4 do 25 MeV oraz nadal stosowane aparaty kobaltowe wyposażane w źródło zawierające Co-60 o aktywności rzędu kilkuset TBq. W brachyterapii źródła promieniotwórcze (najczęściej Cs-137 lub Ir-192 o aktywności od dziesiątek do setek GBq) umieszczane są w obszarze leczonym przede wszystkim za pomocą sterowanych mikroprocesorowo urządzeń do zdalnego ładowania (remote afterloading).

**PRZYPADKI POWAŻNYCH
NIEZAMIERZONYCH NAPROMIENIOWAŃ
W RADIOTERAPII (RAPORT ICRP 86)**

Przypadek 1: Stosowanie błędnego wykresu krzywej rozpadu ^{60}Co (USA, 1974-76)

Początkowa kalibracja wiązki ^{60}Co była prawidłowa, ale krzywa rozpadu ^{60}Co wykreślona została niewłaściwie - jej nachylenie było bardziej strome niż dla rozpadu rzeczywistego źródła, co powodowało zaniżenie wartości mocy dawki obliczanej na podstawie tej krzywej. Zastosowane czasy napromieniania były dłuższe od właściwych, prowadząc w ten sposób do przedawkowania, które wzrastało wraz z upływem czasu, dochodząc do 50% w momencie wykrycia błędu. Nie wykonano żadnych pomiarów wiązki promieniowania w ciągu 22 miesięcy, a całkowita liczba poszkodowanych pacjentów wyniosła 426. Spośród 183 pacjentów, którzy przeżyli rok, u 34% wystąpiły bardzo poważne powikłania.

Przypadek 2: Brak pełnego zrozumienia i przetestowania systemu planowania leczenia (Wielka Brytania, 1982-90)

W szpitalu większość napromieniowań wykonywana była przy SSD równym 100cm. Dla napromieniowań przy SSD różnym od standardowego (100cm), poprawki na odległość były zwykle wykonywane przez techników radioterapii. Gdy nabyto system planowania leczenia, technicy kontynuowali stosowanie ręcznie obliczanych poprawek na odległość, nie zdając sobie sprawy z tego, że algorytm systemu już uwzględniał zmianę odległości. W wyniku tego postępowania, poprawka na odległość była stosowana dwukrotnie, prowadząc do zaniżania podawanej dawki (aż o 30%). Problem pozostawał nie wykryty w ciągu ośmiu lat, a poszkodowanych zostało 1045 pacjentów. U 492 pacjentów wystąpiły wznowy, które prawdopodobnie spowodowane były zaniżeniem podanej dawki.

Przypadek 3: Nieprzetestowanie zmiany w procedurze wprowadzania danych do systemu planowania leczenia (Panama, 2000)

System planowania leczenia pozwalał na wprowadzenie czterech bloków osłonowych przy obliczaniu rozkładu dawki - każdy blok oddzielnie.

Potrzeba użycia pięciu bloków osłonowych doprowadziła do odstępiania od standardowej procedury wprowadzania bloków - kilka bloków wprowadzano w postaci jednej osłony.

Instrukcje dla użytkowników zawierały pewne niejasności w odniesieniu do danych wejściowych dotyczących bloków osłonowych. Komputerowy system planowania leczenia obliczał czasy napromieniania, które były dwukrotnie większe od prawidłowych (prowadząc do 100% przedawkowania).

Komputerowe obliczenia czasów napromieniania nie były sprawdzane przez porównanie z obliczeniami ręcznymi.

W wyniku błędu poszkodowanych zostało 28 pacjentów. W ciągu roku po zdarzeniu, przynajmniej pięciu z nich zmarło w wyniku przedawkowania.

Przypadek 4: Ponowne użycie przestarzałego pliku komputerowego do leczenia ^{60}Co (USA, 1987-88)

Po wymianie źródła uaktualniono pliki komputerowe systemu planowania z wyjątkiem pliku, którego nie miano dalej stosować (plik wykorzystywano do planowania napromieniania mózgu z użyciem dodatkowego trymera). Plik jednak nie został usunięty z systemu.

Nowy lekarz radioterapeuta zdecydował o zastosowaniu dodatkowego trymera i posłużył się tym nieaktualnym plikiem, zawierającym dane dotyczące poprzedniego źródła ^{60}Co . Nie było żadnego, ani podwójnego ani ręcznego, sprawdzania obliczeń dawki. 33 pacjentów otrzymało dawki o 75% wyższe od zamierzonych.

Przypadek 5: Wadliwa naprawa akceleratora i problemy z wzajemnym informowaniem się członków zespołu (Hiszpania, 1990)

Po wystąpieniu uszkodzenia akceleratora podjęto próbę jego naprawy. Wiązka elektronów została przywrócona, ale z błędnym nastawieniem energii elektronów. Akcelerator wytwarzał elektrony o energii 36 MeV niezależnie od wybranej przyciskiem wartości energii wiązki. Leczenie wznowiono bez powiadomienia fizyków o konieczności dozymetrycznego sprawdzenia wiązki. Występującą rozbieżność między wyświetlaną a wybraną wartością energii, przypisano uszkodzeniu wskaźnika, bez zbadania przyczyny tej rozbieżności.

W wyniku ogromnego przedawkowania i niewłaściwego rozkładu dawki spowodowanego nieodpowiednią energią elektronów poszkodowanych zostało 27 pacjentów. Przynajmniej 15 spośród nich zmarło w wyniku przedawkowania, a u dwóch dalsze przedawkowanie było jedną z głównych przyczyn zgonu.

Przypadek 6: Wadliwe działanie urządzenia do brachyterapii HDR (USA, 1992)

Źródło brachyterapeutyczne HDR (high dose rate) odłączyło się od mechanizmu prowadzącego i pozostało w ciele pacjenta. Podczas gdy wyświetlacz na konsoli wskazywał na wycofanie się źródła do pozycji ochronnej, zewnętrzny monitor sygnalizował obecność promieniowania w pomieszczeniu. Personel nie zbadał występującej rozbieżności za pomocą przenośnego przyrządu dozymetrycznego.

Źródło pozostawione w ciele pacjenta przez kilka dni spowodowało ogromne przedawkowanie, w wyniku którego pacjent zmarł.

Przypadek 7: Błędna kalibracja źródła ^{60}Co (Kostaryka, 1996)

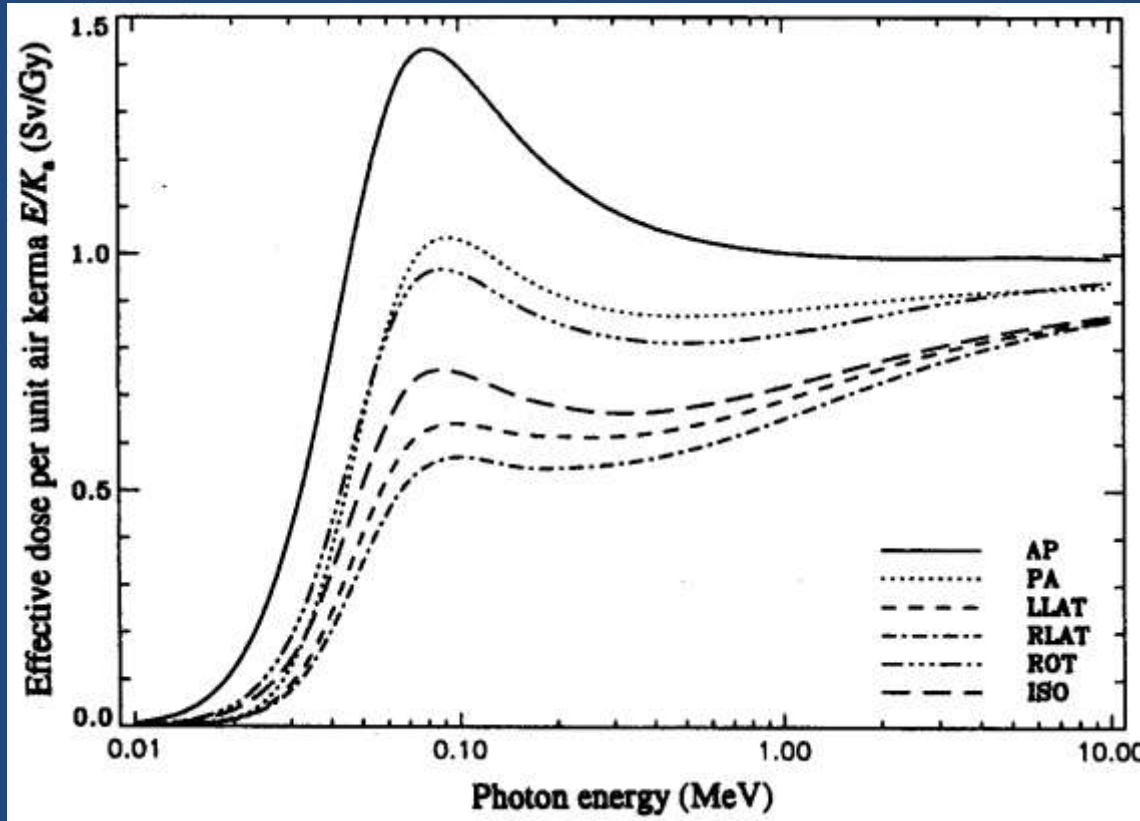
Źródło promieniotwórcze aparatu teleterapeutycznego zostało wymienione. Podczas kalibracji wiązki błędnie odczytano wskazania zegara (fizyk medyczny przyjął w obliczeniach, że 0.3 min to 30 s), co doprowadziło do zaniżenia mocy dawki. W następstwie, czasy napromieniania obliczane w oparciu o błędną moc dawki były o około 60% dłuższe od wymaganych. Poszkodowanych zostało 117 pacjentów. W ciągu dwóch lat po zdarzeniu, co najmniej 17 pacjentów zmarło w wyniku przedawkowania.

SZACOWANIE DAWKI EFEKTYWNEJ

**ZAŁOŻENIE: kerma w powietrzu 8 mSv/h,
100m od sarkofagu w Czarnobylu.**

Zakładamy narażenie AP (od przodu).

Przyjmujemy energię promieniowania 1.25MeV (jak dla ^{60}Co)



Dawka efektywna na jednostkę kermy w powietrzu dla różnych energii fotonów i różnych geometrii napromienienia (obliczona dla fantomu antropomorficznego).

**ZAŁOŻENIE: kerma w powietrzu 8 mSv/h,
100m od sarkofagu w Czarnobylu.**

Zakładamy narażenie AP (od przodu).

Przyjmujemy energię promieniowania 1.25MeV (jak dla ^{60}Co)

Z wykresu $E \approx 8,3 \text{ mSv/h}$

Jeśli założymy energię 100 keV

$E \approx 11,5 \text{ mSv/h}$

Czyli 100 mSv po ok. 10 godzinach, 1 Sv po 4 dobach

Co to oznacza?

Fazy i objawy ostrej choroby popromiennej

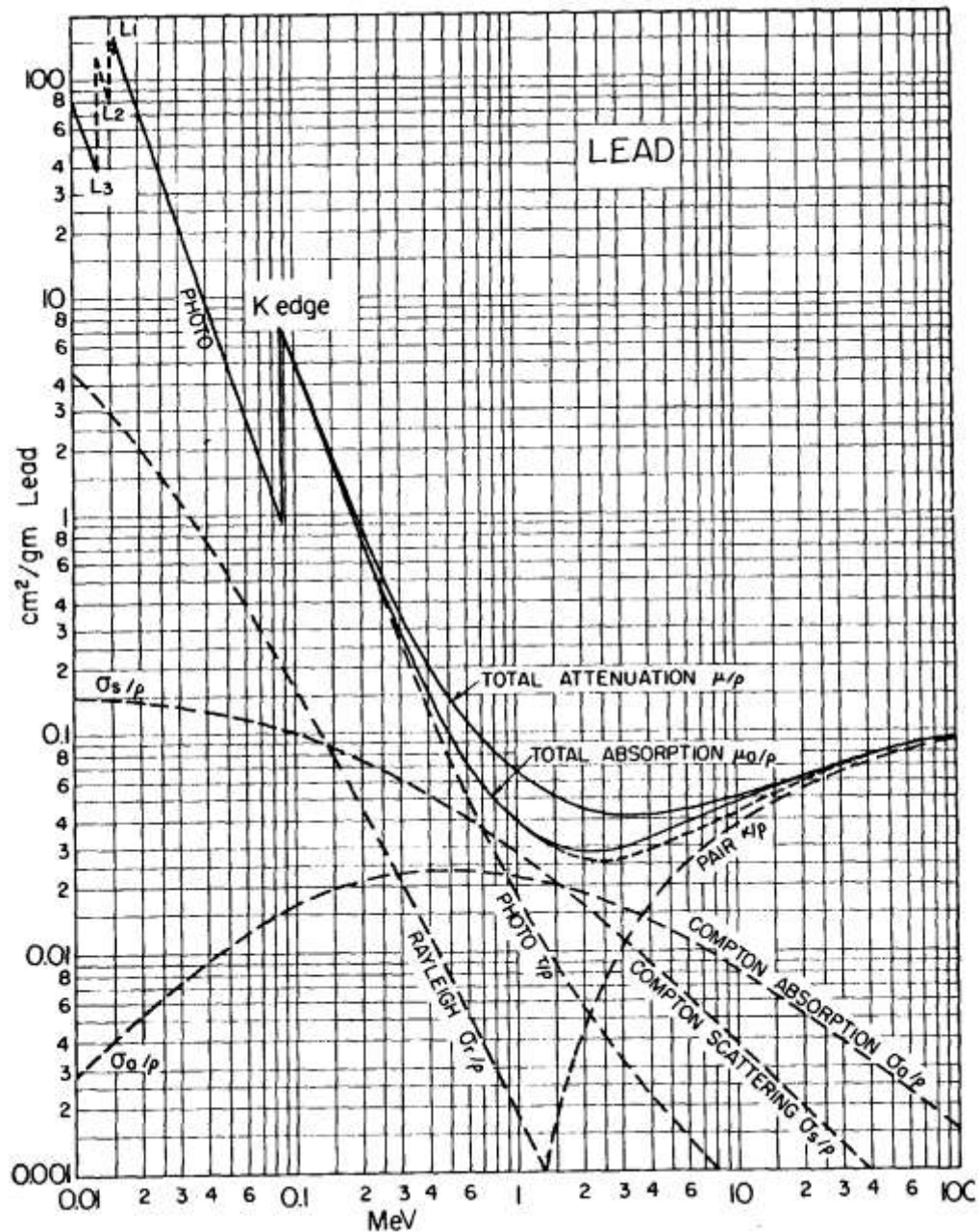
Faza	Objawy	Stopień nasilenia i dawka (Gy)				
		łagodny (1-2 Gy)	średni (2-4 Gy)	ostry (4-6 Gy)	b. ostry (6-8 Gy)	letalny (> 8 Gy)
P	Wymioty	tak	tak	tak	tak	tak
	początek	2 h po narażeniu	1-2 h po narażeniu	do 1 h po narażeniu	do 30 min po narażeniu	do 10 min po narażeniu
R	zapadalność	10-50%	70-90%	100%	100%	100%
O	Biegunka	nie	nie	łagodna	silna	silna
D	początek	-	-	3-8h	1-3h	minuty do 1 h
R	zapadalność	-	-	poniżej 10%	powyżej 10%	90-100%
O	Ból głowy	lekki	łagodny	średni	silny	silny
M	początek	-	-	4-24h	3-4h	1-2h
A	zapadalność	-	-	50%	80%	80-90%
L	Świadomość	pełna	pełna	pełna	częściowa	brak
N	Gorączka	normalna	podwyższona	podwyższona	wysoka	wysoka
A	początek	-	1-3h	1-2 h	do 1 h po narażeniu	do 1 h po narażeniu
	zapadalność	-	10-80%	80-100%	100%	100%
L	Limfocyty (dni 3-6)	0,8-1,5	0,5-0,8	0,3-0,5	0;1-0,3	0,0-0,1
A	Granulocyty	powyżej 2,0	1,5-2,0	1,0-1,5	poniżej 0,5	, poniżej 0,1
T	Biegunka	nie	nie	rzadko	tak	tak
E	początek	-	-	-	6-9 dzień po narażeniu	4-5 dzień po narażeniu
N	Depilacja	nie	średnia	średnia	pełna	pełna
C	początek	-	15 dni lub później	11-21 dni	mniej niż 11 dni	mniej niż 10 dni
J	czas trwania	21-35 dni	18-28 dni	8-18 dni	7 dni lub mniej	brak
I						
O	Początek	powyżej 30 dni	18-28 dni	8-18 dni	poniżej 7 dni	poniżej 3 dni
S	Limfocyty	0,8-1,5	0,5-0,8	0,3-0,5	0,1-0,3	0,0-0,1
T	Płytki	60-100	30-60	25-35	15-25	poniżej 20
R	procent pacjentów	10-25	25-40	40-80	60-80	80-100
A	Objawy	osłabienie, zmęczenie	gorączka, infekcje, krwawienie, depilacja	gorączka, infekcje, krwawienie, depilacja	gorączka, biegunka, zamęt, nadciśnienie, wymioty	gorączka, biegunka, brak świadomości
	Umieralność	0%	0-50%	20-70%	50-100°r6	100%
	początek		6-8 tydzień po narażeniu	4-8 tydzień po narażeniu	1-2 tydzień po narażeniu	1-2 tydzień po narażeniu

STOSUJEMY WIĘC OSŁONĘ

4 mm ołowiu

Przyjmujemy energię promieniowania 1.25MeV (jak dla ^{60}Co)

i 100 keV



Total attenuation -
całkowite osłabienie
 μ/ρ

Total absorption -
całkowita absorpcja
 μ_a/ρ

Compton absorption -
absorpcja comptonowska
 σ_a/ρ

Compton scattering -
rozpraszanie
comptonowskie
 σ_s/ρ

Pair - generacja par
elektron-pozyton
 κ/ρ

**ZAŁOŻENIE: kerma w powietrzu 8 mSv/h,
100m od sarkofagu w Czarnobylu.**

Zakładamy narażenie AP (od przodu).

Przyjmujemy energię promieniowania 1.25MeV (jak dla ^{60}Co)

4 mm ołowiu.

$$I = I_0 e^{-\frac{\mu}{\rho} \rho d}$$

**Przez osłonę przeszło prawie 75%
promieniowania czyli nadal $E \approx 6$ mSv/h.**

Przyjmujemy energię promieniowania 100 keV

4 mm ołowiu.

**Przez osłonę przeszło 10^{-12} promieniowania
czyli narażenia nie ma.**

ZAŁOŻENIE: kerma w powietrzu 8 mSv/h, 100m od sarkofagu w Czarnobylu.

W jakiej odległości poziom promieniowania zmaleje do „warszawskiego”? (ok. 80 nSv/h)

Przyjmujemy że źródło jest punktowe.

Kerma powinna zmaleć 10^5 razy, czyli odległość wzrosnąć ok. 300 razy.

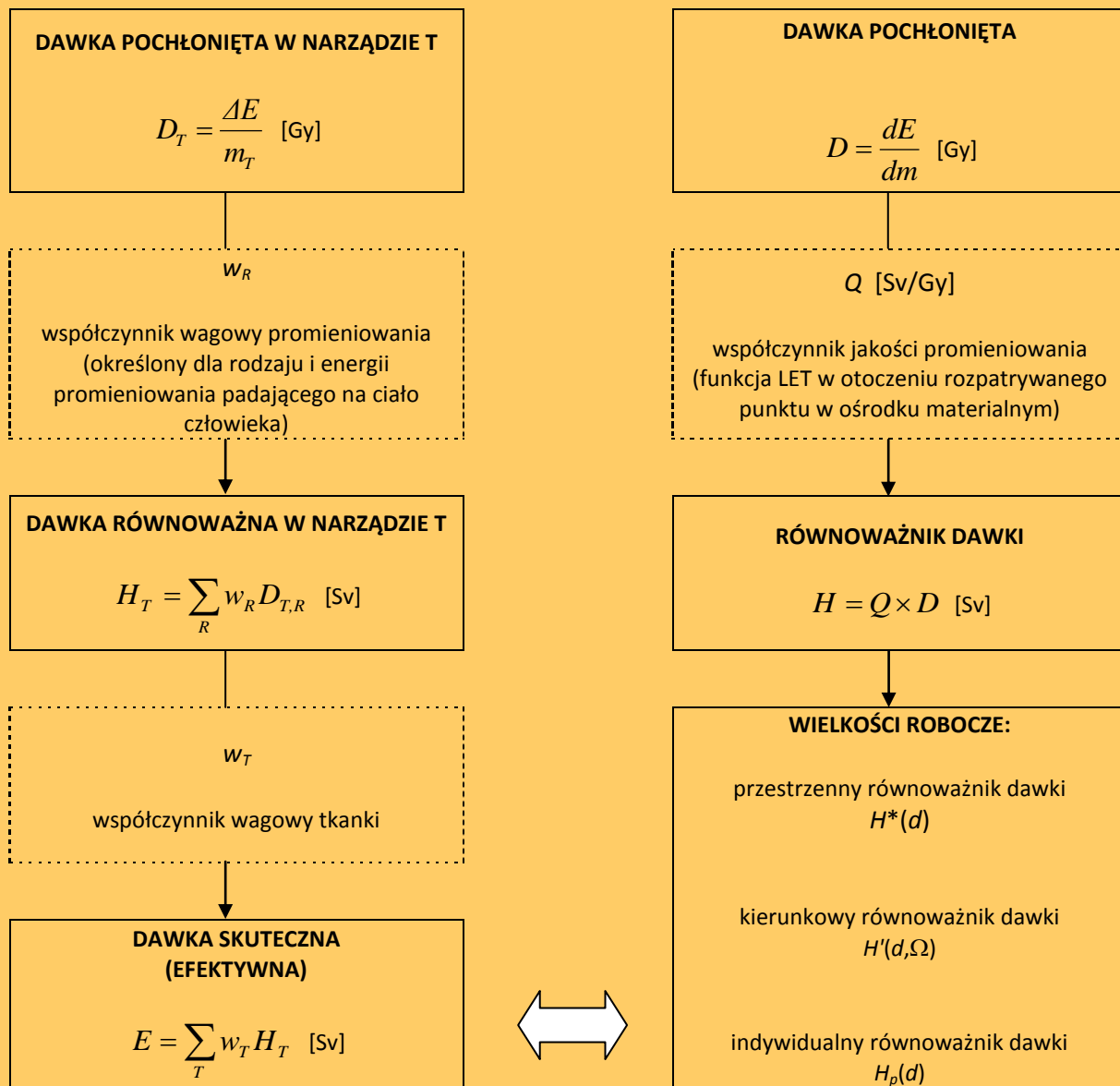
$$300 * 100 \text{ m} = 30 \text{ km}$$

**WIELKOŚCI OPERACYJNE
STOSOWANE DO OCENY
NARAŻENIA**

Zarówno dawka równoważna jak i dawka efektywna są praktycznie niemierzalne, głównie ze względu na konieczność wyznaczenia dawek w poszczególnych narządach konkretnej osoby poruszającej się w polu promieniowania. W wielu przypadkach nie jest też znany skład i widmo energii cząstek padających na ciało człowieka, co bardzo utrudnia wyznaczenie współczynników w_R .

Dla celów praktycznej ochrony radiologicznej wprowadzono więc kilka tzw. wielkości roboczych, które są mierzalne i umożliwiają ocenę dawki efektywnej (są jej górną obwiednią).

Tab. 1. System wielkości dozymetrycznych. Lewa kolumna przedstawia wielkości stosowane w ochronie radiologicznej do oceny ryzyka związanego z napromienieniem zewnętrznym. Prawa kolumna przedstawia system mierzalnych wielkości roboczych, stosowanych przy pomiarach dawek indywidualnych i monitorowaniu środowiska.



Wielkości związane z oceną równoważnika dawki dla ekspozycji zewnętrznej

Dla monitorowania
ekspozycji zewnętrznej w przestrzeni

lub

narażenia indywidualnego

stosuje się operacyjną wielkość **równoważnika dawki**.

W rutynowych pomiarach uzyskane wartości równoważnika dawki uznaje się za przybliżenie wystarczająco dokładne, zwłaszcza gdy wyniki pomiarów grupują się znacznie poniżej przyjętych granicznych poziomów narażenia.

POTRZEBA DOBRZE ZDEFINIOWANYCH WARTOŚCI MIERZALNYCH

Dla pomiarów środowiskowych konieczne są wielkości punktowe, wartości pomiarów nie powinny zależeć od przestrzennego zorientowania padającego promieniowania na przyrządy pomiarowe, które powinny być kalibrowane w jednostkach wielkości fizycznej, dla której istnieją przyjęte standardy kalibracyjne (definicje – ICRU Rep. 51 i 66).

Definicja równoważnika dawki (H) określa go jako

$$H = QD$$

gdzie

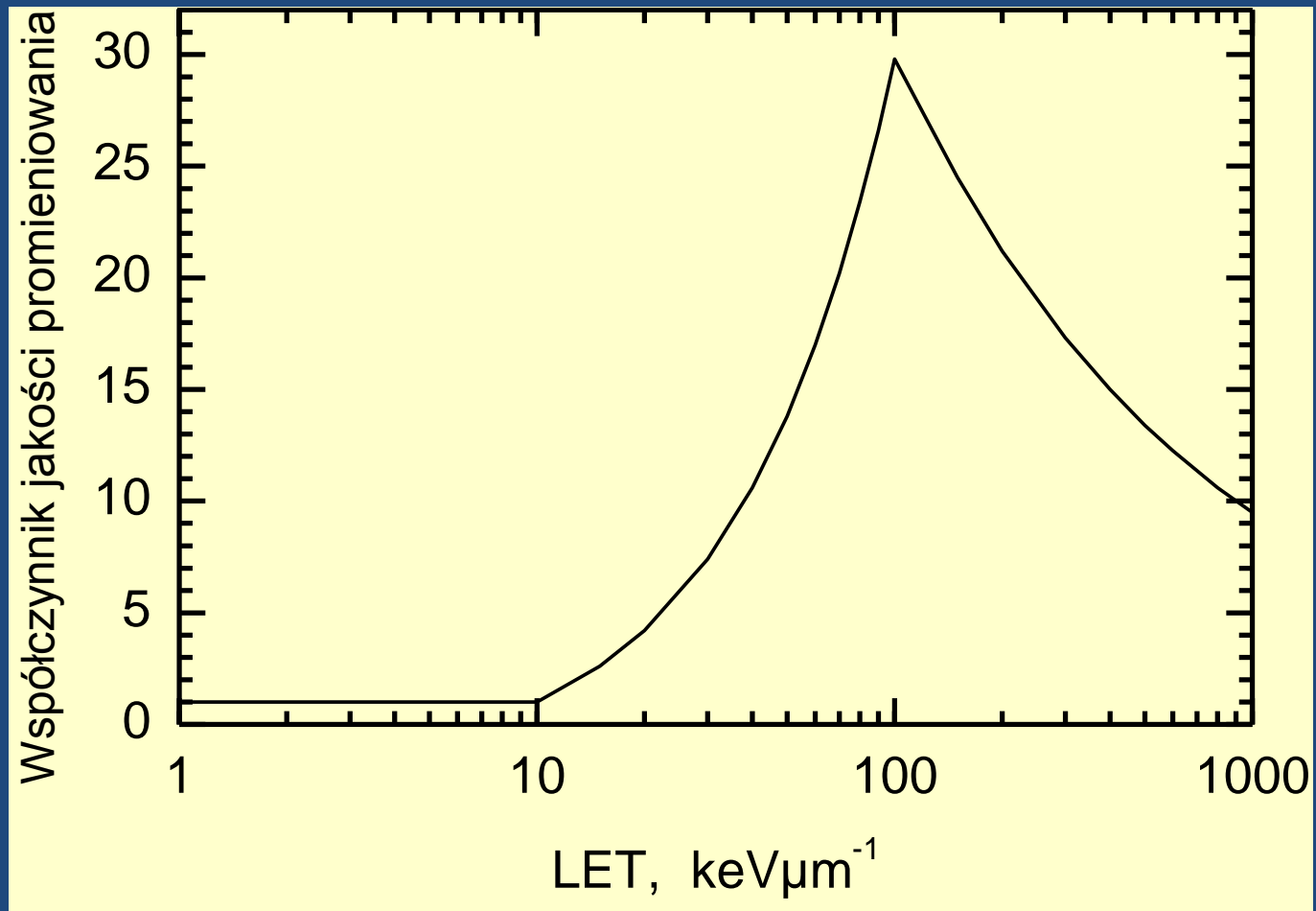
D – dawka pochłonięta w punkcie zainteresowania (w tkance),

Q – czynnik jakości, wyznaczony przez typ i energię cząstki naładowanej przechodzącej przez mały element przestrzenny w określonym punkcie (Q jest określoną funkcją LET w wodzie i może przyjmować wartości (patrz ICRP – 1991):

$$Q(L) = 1 \quad \text{dla } L < 10 \text{ keV}/\mu\text{m}$$

$$Q(L) = 0.32L - 2.2 \quad \text{dla } 10 \leq L \leq 100 \text{ keV}/\mu\text{m}$$

$$Q(L) = 300 / \sqrt{L} \quad \text{dla } L > 100 \text{ keV}/\mu\text{m}$$



Współczynnik jakości promieniowania pełni podobną rolę, jak współczynniki wagowe promieniowania W_R , ale jest zdefiniowany poprzez funkcję liniowego przekazania energii (LET), L w wodzie.

W zależności od roli spełnianej w ochronie radiologicznej, wielkości te można podzielić na dwie klasy:

a) Wielkości służące do monitorowania zewnętrznych pól promieniowania, czyli do oceny narażenia a priori. Na podstawie tych pomiarów opracowuje się regulaminy pracy i wylicza bezpieczny czas przebywania ludzi w poszczególnych strefach pola promieniowania.

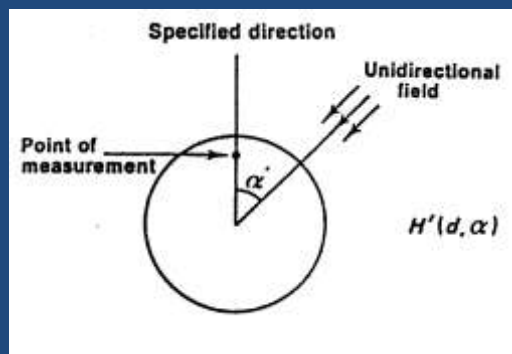
b) Wielkości służące do kontroli indywidualnej, czyli do sprawdzenia a posteriori, jaką dawkę dana osoba rzeczywiście otrzymała w pewnym okresie czasu.

Zadanie	Operacyjne wielkości dawki dla :	
	monitorowania przestrzeni	monitorowania narażenia indywidualnego
Ocena dawki efektywnej	Przestrzenny równoważnik dawki H^* (10)	Osobniczy równoważnik dawki H_p (10)
Ocena dawek dla skóry, kończyn i soczewki oka	Kierunkowy równoważnik dawki H' (0.07)	Osobniczy równoważnik dawki H_p (0.07)

FANTOM DO MONITOROWANIA ŚRODOWISKA PRACY

Zarówno przestrzenny, jak i kierunkowy równoważnik dawki zdefiniowane są dla fantomu zwanego kulą ICRU. Jest to kula o średnicy 30 cm i gęstości 1 g cm^{-3} , wykonana z materiału równoważnego tkance o składzie masowym: 76,2% tlenu, 11,1% węgla, 10,1% wodoru i 2,6% azotu. W kuli tej określa się punkt odniesienia, a następnie definiuje się pewną sytuację modelową, zakładającą że w całej kuli panują warunki pola rozciągłego i zorientowanego, czyli pola gdzie fluencja i jej rozkład energetyczny są takie same jak wartości dla pola rzeczywistego w punkcie odniesienia, ale pole jest równoległe o wyróżnionym kierunku.

Przestrzenny równoważnik dawki $H^*(d)$ w pewnym punkcie pola promieniowania jest to taki równoważnik dawki, który byłby wytworzony przez odpowiednie pole rozciągnięte i zorientowane w kuli ICRU na głębokości d wzdłuż promienia ustawionego w kierunku przeciwnym do kierunku pola, natomiast **kierunkowy równoważnik dawki $H'(d, \Omega)$** jest zdefiniowany w ten sam sposób, ale wyznaczany wzdłuż promienia wyznaczającego określony kierunek Ω .



Definicja kąta α dla $H'(d, \alpha)$

Praktycznie pomiary wielkości roboczych wykonuje się za pomocą powszechnie stosowanych przyrządów dozymetrycznych, po ich właściwym wzorcowaniu w polach kalibracyjnych o znanych wartościach odpowiednich wielkości roboczych.


Z kolei do kontroli indywidualnej (grupa b), stosuje się indywidualny równoważnik dawki $HP(d)$, zdefiniowany jako równoważnik dawki pochłoniętej w tkankach miękkich na głębokości d poniżej określonego punktu ciała (a więc już nie w kuli ICRU). Zalecane wartości głębokości d są takie same, jak w przypadku monitorowania pól zewnętrznych, a pomiarów dokonuje się za pomocą odpowiednio wzorcowanych dawkomierzy indywidualnych.

Operacyjne wielkości dla monitorowania indywidualnego (osób narażonych) $H_p(d)$.

Stosuje się analogiczne $d=10$ i 0.07 mm, odpowiednio dla promieniowania przenikliwego (X, γ , n) i mało przenikliwego (np. beta, promieniowanie X o b. niskich energiach).

Ta wielkość ma za zadanie ocenę dawki efektywnej z marginesem bezpieczeństwa w praktycznie wszystkich warunkach. Dozymetr osobniczy (filmowy, TLD, komora jonizacyjna) musi być noszony na ciele w taki sposób, który byłby reprezentatywny dla ekspozycji.

Dozymetr $H_p(10)$ noszony na przedniej powierzchni ciała dostarcza takich danych dla E od promieniowania padającego z przodu, z boku i izotropowo. Przy ekspozycji wyłącznie od tyłu tułowia dozymetr noszony na przedniej powierzchni ciała nie spełnia powyższych wymagań w stosunku do E . Dotyczy to również napromienienia wybranej części ciała (np. dłoni i przedramion) lub noszenia dozymetru na fartuchu ochronnym w narażeniu na promieniowanie X (medyczna).



**TO JUŻ JEST KONIEC
NIE MA JUŻ NIC
JESTEŚMY WOLNI
MOŻEMY IŚĆ...**