

Wstęp do Fizyki Medycznej - wykłady

Maciej Standerski

14 grudnia 2023

1 Wykład (08.11.2023)

Andrzej Hryniewicz "Człowiek i promieniowanie jonizujące",

Ustawa Prawo Atomowe

Natalia Golnik "Radiologia",

Janusz Henschke "Ochrona Radiologiczna",

Tadeusz Musiałowicz, "Słownik Terminów Ochrony Radiologicznej" CLOR

Zaliczenie:

Wykłady: kolokwium na ostatnich zajęciach (waga 60%)

Laboratorium: Ocena końcowa jest średnią z ocen cząstkowych za każde z ćwiczeń. Obecność bez oddania sprawozdania to ocena 2. Nieusprawiedliwiona nieobecność oznacza ocenę 0 za dane ćw.

Min en. promieniowania jonizującego dla atomu wodoru: 13,6 eV

Promieniowanie jonizujące - promieniowanie składające się z cząstek bezpośrednio lub pośrednio jonizujących albo z obu rodzajów tych cząstek lub fal elektromagnetycznych o długości do 100 nm. (min en. ok. 124.2 eV).

Źródła promieniowania jonizującego: Naturalne: skorupa ziemską, promieniowanie kosmiczne, żywność i organizmy żywe

Sztuczne: aparaty rentgenowskie, akceleratory medyczne i przemysłowe, reaktory jądrowe, wytworzone sztucznie źródła promieniotwórcze, w tym radiofarmaceutyki

Terapia śródoperacyjna - naświetla się miejsce po wycięciu guza by pozbyć się ewentualnych pozostałych komórek nowotworowych. Akcelerator śródoperacyjny intraLine

RTG + aktywacja materiałów neutronami oraz aktywacji promieniowaniem X o wysokiej energii.

1.1 Dozymetria i ochrona radiologiczna

Dozymetria - dział fizyki zajmujący się pomiarom i obliczaniem dawek promieniowania jonizującego oraz ocenę skażeń promieniotwórczych.

Ochrona radiologiczna - zapobieganie narażeniu ludzi i skażeniu środowiska, ograniczenie ich skutków do poziomu tak niskiego, jak tylko jest to rozsądnie osiągalne, przy uwzględnieniu czynników ekonomicznych, społecznych i zdrowotnych.

Ochrona radiologiczna pacjenta - zespół czynności i ograniczeń zmierzających do zminimalizowania narażenia pacjenta na promieniowanie jonizujące.

1.2 Zalecenia i standardy

International Commission on Radiological Protection - ICRP

International Commission on Radiation Units & Measurements - ICRU

Obowiązujące akty prawne i zalecenia: Ustawa Prawo Atomowe, Rozporządzenie Rady Ministrów, Dyrektywa EURATOM, Recommendations of the International Commission on Radiological Protection

1.3 Podstawowe wielkości dozymetryczne

- Wielkości fizyczne: Aktywność źródła, fluencja cząstek, gęstość strumienia cząstek
- Wielkości dozymetryczne: kerma, dawka pochłonięta, moc dawki pochłoniętej, energia przekazana

Dawka to ogólnie miara energii zdeponowanej przez promieniowanie w materiale tarczowym.

W zależności od kontekstu dawka pochłonięta, równoważna dawka obciążająca, efektywna dawka obciążająca, dawka efektywna, dawka równoważna lub dawka w narządzie.

Aktywność źródła promieniotwórczego: $A = \Delta N / \Delta t$, aktywność promieniotwórcza zmienia się w czasie. $[Bq/kg, Bq/m^2, Bq/m^3]$

$$\Delta N = -\lambda N \Delta t$$

Fluencja cząstek - liczba padających cząstek dN na powierzchnię da, gdzie dN jest liczbą cząstek, które przechodzą przez powierzchnię sferyczną da.

Gęstość strumienia cząstek

Kerma - suma energii kinetycznej wszystkich cząstek naładowanych uwolnionych przez cząstki nienaładowane w jednostce masy ośrodka $[Gy = J/kg]$

Dawka pochłonięta - średnia energia przekazana przez promieniowanie w jednostce masy danego ciała $D = \frac{d\epsilon}{dm}$

$$\text{Moc dawki pochłoniętej: } \dot{D} = \frac{dD}{dt}$$

Dawka pochłonięta vs Kerma

Do kermy wliczamy całkowitą energię cząstek naładowanych wygenerowanych w masie dm

Samej dawki nie da się zmierzyć. Mierzymy kermę, i następnie na podstawie współczynników przeliczamy ją na dawkę.

Ekspozycja (dawka ekspozycyjna.) $X = dQ/dm$

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

1.4 Rodzaje promieniowania

Wysokoenergetyczne promieniowanie E-M (X i γ)

Promieniowanie β

Cząstki alfa

Protony i ciężkie jony, w tym fragmenty jądrowe

Neutrony

Boron neutron capture therapy - podobne działanie jak przy badaniu z wykorzystaniem radiofarmaceutyku. Zamiast dostarczania radiofarmaceutyku do nowotworu, umieszczamy w tkance boron, i następnie naświetlamy neutronami. Powstaje cząstka w miejscu lokalizacji boronu. Cząstki alfa niszczą tkankę nowotworową.

Dawka równoważna - dawka pochłonięta w tkance lub narządzie T, ważona dla rodzaju i energii promieniowania R: $H_{T,R} = w_R D_{T,R} [Sv]$, $H_T = \sum_R w_R D_{T,R} [Sv]$

w_r największe dla cząstek alfa (daje większy efekt biologiczny)

Fotony - 1 El. i miony 1 Protony i piony - 2 Cząstki alfa, fragmenty rozszczepienia, ciężkie jony - 20

Spektrum energetyczne (współczynnik wagowy dla neutronów) (neutrony o energiach w ok. 1 MeV mają największe szanse aby doszło do reakcji jądrowej, przez co mogą spowodować większe szkody. Dla tych neutronów współczynnik wagowy jest największy. Natomiast neutrony o energiach mniejszych lub większych mają mniejszą szansę na wywołanie reakcji, przez co współczynniki dla tych neutronów są mniejsze.)

Dawka skuteczna: $E = \sum_T w_T \sum w_R D_{T,R}$, tkanki mają różną promieniowrażliwość. Komórki, które się kształtują, rosną mają większą promieniowrażliwość niż komórki rozwinęte. Dlatego radioterapia działa, ponieważ komórki nowotworowe szybko rosną i są bardziej podatne na działanie promieniowania. Jest to również powód, dlaczego nie należy przeprowadzać radioterapii kobietom w ciąży, ponieważ promieniowanie może uszkodzić rozwijający się płód.

Im większy współczynnik w_T , tym większe skutki stochastyczne.

Wartości czynnika wagowego

Kula LCRU - fantom, składa się z tlenu (76,2%), węgla (11,1%), wodoru (10,1%) i azotu (2,6%).

Wartości czynnika wagowego: $Q = \frac{1}{D} \int_{L=0}^{\infty} Q(L) D_L dL$, D - dawka pochłonięta, L - nieograniczone liniowe przekazanie energii (LET) na jeden mikrometr toru cząstki naładowanej w wodzie.

Dawka skuteczna E otrzymana w ciągu określonego czasu

$$E = E_z + \sum_j e(g)_{j,p} J_{j,p} + \sum_j e(g)_{j,o} J_{j,o}$$

e - obciążająca dawka skuteczna (efektywna) - zależą od sposobu przechodzenia izotopu do przewodu pokarmowego (p) i z, do i z drogi oddechowej (o). J - aktywność izotopu

Dawka pochłonięta w narządzie T -> współczynnik wagowy promieniowania -> dawka równoważna w narządzie T -> współczynnik wagowy tkanki -> dawka skuteczna (efektywna)

Dawka pochłonięta -> współczynnik jakości promieniowania -> równoważnik dawki -> wielkości robocze (przestrzenny równoważnik dawki $H^*(d)$, kierunkowy równoważnik dawki $H'(d, \Omega)$, indywidualny równoważnik dawki)

Dozymetria awaryjna - sprawdzanie ilości mutacji w komórkach (zmiany chromosomalne - dicentryki, czyli dwa miejsca połączenia - błędnie naprawione chromosomy. Zliczając ilość takich dicentryków można oszacować dawkę promieniowania, potrzebne są wówczas bazy danych, które określają liczbę dicentryków w zależności od dawki)

system wielkości dozymetrycznych roboczych

2 Wykład 15.11.2023

11 stycznia - laboratorium z RTG

Cząstki naładowane łatwiej jest zidentyfikować.

2.1 Oddziaływanie promieniowania z materią

Prawo osłabienia wiązki promieniowania $n = n_0 e^{-\mu_x x}$, $\mu_x = \sigma * N$ - liniowy współczynnik osłabienia wiązki, $\mu_d = \mu_x / \rho$ - masowy współczynnik osłabienia wiązki (dla materiałów o niejednorodnej gęstości). ρ - masowy współczynnik osłabienia wiązki.

Oddziaływanie ciężkie naładowane (wzór Bethego-Blocha na slajdach z wykładu), cząstki tracą energię głównie z powodu oddziaływania kulombowskiego

Krzywa jonizacji Bragga - jonizacja w ośrodku w funkcji przebytej drogi

Krzywa zasięgu w materiale

Zasięg i jonizacja w materiałach

- dla cząstek alfa zasięgi rzędu cm

Straty energii elektronów - rozproszenie na el. zmienia się kierunek lotu elektronu, ale zmienia energię elektronu

Rozpraszanie na elektronach Z/β^4 i na jądrach atomowych Z^2/β^4 .

Promieniowanie hamowania (Brehmstrahlung) ($E_\gamma \propto E/m_0 c^2$) - wynika z oddziaływania el. z polem elektrycznym jąder atomowych

Oddziaływanie fotonów w materii (zjawisko fotoelektryczne, efekt Comptona, tworzenie par elektron-pozyton)

Zasięg kwantów gamma

Kwanty gamma są promieniowaniem jonizującym pośrednio (tylko 10% oddziaływania bezpośrednio, reszta energii jest przekazywana przez pośrednie zjawiska, reakcje)

Współczynnik osłabienia: $\mu_0 = \mu_{photo} + \mu_{compt} + \mu_{pair}$

$\mu_0 = \mu_{photo} f_{photo} + \mu_{compt} f_{compt} + \mu_{pair} f_{pair}$

Neutrony - procesy jonizacji zachodzą w wyniku wtórnych procesów

Przekrój czynny silnie zależy od energii neutronu i rodzaju materiału.

Sposób na efektywny pomiar dawki jest spowolnienie neutronów a później ich detekcja w wyniku reakcji jądrowych.

2.2 Metody detekcji neutronów

Detektor Albedo (poszukać informacji)

Absorpcja neutronów: $I = I_0 e^{-N\sigma d}$, N - koncentracja jąder na jedn objętości, σ - przekrój czynny, d - grubość absorbenta

Detekcja neutronów termicznych - spowolnić neutrony do energii rzędu elektornowoltów, a następnie rejestrujemy reakcje jądrowe

Detektor TLD

Hel-4 jako scyntylator

2.3 Detektory wykorzystywane w dozymetrii

Typy detektorów

Zależy od rodzaju promieniowania, jakie chcemy mierzyć, źródła promieniowania

Detektory aktywne - pomiar w czasie rzeczywistym, wymagają zasilania

Detektory pasywne - całkują informację w czasie, wymagają układu do odczytu, nie wymagają zasilania

Cechy detektorów: wydajność, czas martwy, zdolność rozdzielcza (czasowa, przestrzenna, energetyczna), efekty elektroniki (szumy, wzmocnienie), czy wymagają kalibracji i odjęcia tła ("bieg własny").

Detektor składa się z: detektora właściwego, czyli substancji czulej na promieniowanie; systemu przetwarzania sygnału, części pozadetekcyjne (obudowa, mocowanie)

Wydajność - stosunek ilości cząstek, które mogą zarejestrować do liczby cząstek emitowanych przez źródło.

Czas martwy detektora - czas po detekcji gdy detektor jest nieczuły ($D = 1 - \frac{N}{T}\tau$)

Wyznaczanie wydajności - porównanie z układem, w którym znamy liczbę cząstek emitowanych (intensywnością źródła)

Druga metoda pomiaru - koincydencja dla dwóch detektorów o nieznannej wydajności

Zdolność rozdzielcza - wykorzystujemy spektrum energii wytwarzane przez pierwiastki promieniotwórcze, najważniejsza w dozymetrii jest rozdzielczość energetyczna (niepewność liczby zliczeń maleje wraz ze wzrostem liczby zliczeń - zgodnie z rozkładem Poissona). Zdolności rozdzielcze: dla ciał stałych 3 eV, gazowych 30 eV, dla scyntylatorów 300 eV

Kalibracja/wzorcowanie

Wzorcowanie przyrządów - Laboratorium Wzorcowania Przyrządów Dozymetrycznych i Radonowych (LWP-DiR) CLOR

Detektory gazowe: potrzebne jest minimalne napięcie, które rozpędzi elektrony, jeśli będzie ono za mało, może dojść do rekombinacji elektronów, i zliczenie nie zostanie zarejestrowane

Zakres roboczy napięcia: obszar rekombinacji - komora jonizacyjna - licznik proporcjonalny - obszar ograniczonej proporcjonalności - licznik Geigera-Mulera - obszar wyładowania ciągłego

Instytucje nadzorujące skażenia promieniotwórcze: Państwowa Agencja Atomistyki, IMGW, MON - Ministerstwo Obrony Narodowej

3 Wykład (29.11.2023)

Od przyszłego tygodnia, tj. 7 grudnia w czwartki będą się odbywały wykłady w godz. 9-11.

11 stycznia - laboratorium na wydziale mechatroniki 18 stycznia - laboratorium w Świerku.

Stacja wykorzystywana przez Narodową Agencję Atomistyki.

Detektory półprzewodnikowe - jonizacja w kryształach

Model pasmowy budowy kryształów

Wybicie elektronu z pasma walencyjnego do pasma przewodnictwa.

Grubość detektorów rzędu kilku cm.

Im większa ilość nośników tym większa rozdzielczość. Przy małych przerwach energetycznych drgania termiczne mogą powodować termiczne wzbudzenie elektronu do pasma przewodnictwa.

Zniszczenia radiacyjne.

Ruchliwość ładunków: $v_{e,h} = \mu_{e,h}E$

Detektory są bardzo szybkie

Mogą zdarzyć się straty nośników: pułapowanie oraz przedwczesna rekombinacja elektron-dziura.

Dla Germanu, dla którego zdolności rozdzielcze detektorów są lepsze, potrzebny jest układ chłodzący półprzewodnik.

HPGe - High Purity Germanium - najlepsze do pomiarów spektrometrycznym

Detektory półprzewodnikowe - pomiary cząstek alfa (rzęd energii: kilka MeV).

Obrazowanie portalowe - rozkład energii wiązki w pewnym obszarze (EPD - electronic portal imaging device)

Zasada odczytu CCD

Detektory pikselowe-hybrydowe

3.1 Dozymetria termoluminescencyjna

Poziomy energetyczne w materiale. Umieszczenie dodatkowych atomów w sieci krystalicznej powoduje powstanie pułapek w przerwie energetyczne. Elektron przy powrocie z pasma przew. do walencyjnego może zostać uwięziony w pułapce. Gdy dostarczymy energię do elektronu (np. przez podgrzanie lub optycznie stymulowanie) elektron rekombinuje i emituje energię.

Prawdopodobieństwo opuszczenia pułapki $p = s \cdot \exp(-E_n/(kT))$, natężenie promieniowanego światła $I(T) = Cns \cdot \exp(-E_n/(kT))$.

Podgrzewa się próbkę liniowo.

Krzywa wyświetlania: obecność pików (kilka różnych pików związanych z różnymi pułapkami w materiale).

Efektywna liczba atomowa, tkankopodobność (najczęściej 7,5, ale zależy od sposobu przeliczania)

Materiały TLD: LiF (fluorek litu) aktywowany Mg, Ti, Cu i P; CaF₂ akt. Mn, Dy; CaSO₄ akt. Dy i Tm

Dozymetry Albedo (do rejestrowania wszystkich rodzajów promieniowania alfa, beta i gamma). Tworzy się specjalny rodzaj obudowy, umieszcza się cztery pastylki. Dwie domieszkowane litem-6 i dwie domieszkowane litem-7. Kiedy szybkie neutrony przechodzą przez dozymetr, ich wychwycenie jest małe. Gdy neutrony są wyhamowywane przez ciało pacjenta, mogą ulec rozproszeniu wstecznemu i zostać wychwycone przez dozymetr. Dozymetry te wykorzystuje się tylko w miejscach, gdzie może być obecne promieniowanie neutronów. Dozymetria środowiskowa - tanie, niezależne od zasilania, daje informację skalkowaną w czasie.

Informacja w dozymetrach TLD może być odczytana tylko raz, po ogrzaniu informacja jest tracona. W przypadku uszkodzenia dozymetru informacja jest tracona na stałe.

Detektory OSL (Optically Stimulated Luminescence) - można wykonać zbieranie informacji kilkakrotnie, informacja nie jest tracona.

Detektory śladowe - cząstka naładowana uszkadza wiązania w polimerze. Wytrawianie w zasadzie zachodzi szybciej w miejscach uszkodzenia. Dzięki temu owidaczniają się ślady cząstek. Ilość śladów - intensywność wiązki. Średnice otworów - energia promieniowania.

Detektory filmowe - obecnie stosuje się filmy gafchromowe - odczyt zmiany gęstości optycznej za pomocą skanera.

Inne materiały dozymetryczne: emulsje (klisze rtg), żele dozymetryczne - materiał, który zmienia swoje właściwości pod wpływem działania promieniowania jonizującego.

3.2 Dozymetria

Dawka skuteczna (efektywna)

Oblicz moc dawki od źródła punktowego

3.3 Wykład (06.12.2023)

Laboratorium:

4 stycznia - wydział fizyki 9:15-12:00 Ochrona radiologiczna

11 stycznia - 9:15- 12:00 Gmach Wydziału Mechatroniki (Badanie rozkładu pól promieniowania rozproszonego w pracowni RTG)

18 stycznia - 8:00 - 15:30 Laboratorium w Świerku

Przykład: dawka od źródła punktowego

$D = \frac{\Gamma A t}{k l^2}$, gdzie Γ - stała ekspozycyjna, k - krotność osłabienia, l - odległość od źródła, A - aktywność

Aby obliczyć obciążenie tkanki promieniowaniem należy uwzględnić współczynniki wagowe promieniowania oraz współczynniki wagowe tkanek i narządów.

Dawce pochłoniętej w powietrzu równej 0,087 cGy odpowiada dawka równoważna 1 mS.

$F(R, h) = 1/4 \left(1 - \frac{h}{\sqrt{h^2 - R^2}} \right)$ - współczynnik geometryczny do obliczania dawek od źródeł powierzchniowych (wzór nie przydaje się do obliczania dawki dla dużych odległości h od źródła)

$\dot{D} = a_m \bar{E}_\gamma$ - wzór na moc dawki od źródeł zewnętrznych (np. gazu radioaktywnego)

Biologiczny czas połowicznego rozpadu (radiofarmaceutyk, który miałby długi czas życia, mógłby powodować poważne problemy zdrowotne).

Efektywny czas połowicznego rozpadu ($T_{ef} = \frac{T_b T}{T_b + T}$)

Biologiczne skutki promieniowania:

- skutki stochastyczne (występują z pewnym prawdopodobieństwem, nowotwory lub zmiany dziedziczne),
- skutki deterministyczne (występuje po przekroczeniu pewnej progowej dawki),
- etap fizyczny (promieniowanie niszczy DNA), etap chemiczny (wolne rodniki), etap biologiczny (próba naprawy, mutacja lub apoptoza, aberracje chromosomowe (dicentryki indukowane przez promieniowanie jonizujące, posiadają dwa centromery))

4 Wykład (07.12.2023)

Skutki promieniowania zależą od:

- rodzaj promieniowania
- rodzaj narażenia (zewnętrzne vs wewnętrzne)
- wielkość dawki
- napromieniowanie całego ciała, czy tylko jego części, wielkość napromienionego obszaru ciała
- jaki narząd lub tkanka zostały napromienione
- rozkład dawki w czasie
- wiek i płeć osoby
- stan zdrowia
- indywidualnej promieniowrażliwości

Wpływ promieniowania na człowieka: główne zależności skutku od dawki

Obecnie powszechnie stosowanym modelem zależności skutku od dawki jest modelem liniowym bez progu (linear non-threshold model).

Inne modele to liniowa z progiem (linear threshold), hormezy radiacyjnej (hormesis model, korzystny wpływ, efekt Yonezawy - w niektórych przypadkach komórek jeśli naświetlimy małą dawką, i następnie po odczekaniu naświetlimy jeszcze raz, komórka uodporni się na promieniowanie, jej promieniowrażliwość spadnie, efekt Yonezawy zarejestrowano, że występuje u co 2 osoby)

Zasada Laara nakłada bardzo dużo ograniczeń na organizację pracy.

Efekty deterministyczne - stopień ostrości reakcji zależy od dawki

Efekty stochastyczne - stopień ostrości reakcji nie zależy od dawki

Dawki promieniowania w Polsce: 3,96 - roczna całkowita dawka słuteczna

Dawki graniczne wg Prawa atomowego:

Pracownicy: dla pracowników dawka skuteczna/efektywna wynosi 20 mSv w ciągu roku, dawka ta może być w szczególnych przypadkach zwiększona do 50 mSv, dawki dla różnych części ciała (np. dla soczewki oka: 20 mSv, dla skóry, jako wartość średnia dla każdego obszaru na cm kwadratowy skóry: 500 mSv), dla uczniów i studentów: 6 mSv w ciągu roku od 16-18 roku, dla uczniów, studentów poniżej 16 lat dawki graniczne ustalone dla ogółu społeczeństwa, dla ogółu ludności 1 mSv (mniejsza niż roczna dawka skuteczna, ponieważ dawki efektywne, równoważne zmniejsza się o dawki promieniowania jonizującego tła, zgodnie z prawem atomowym średnia wartość tła dla Polski przyjmuje wartość 2,4 mSv).

4.1 Wielkości robocze w dozymetrii

System wielkości operacyjnych

Wielkości robocze:

- równoważniki dawki (przestrzenny, kierunkowy oraz indywidualny)
-

Przestrzenny równoważnik - dawka otrzymywana od pola w pewnym otoczeniu (d w mm, dla promieniowania gamma np. $d = 10$ mm) - równoważnik dawki który byłby wytworzony przez odpowiednie pole rozciągle i zorientowane w kuli ICRU na głębokości d wzdłuż promienia ustawionego w kierunku przeciwnym do kierunku pola.

Kierunkowy równoważnik dawki - dla promieniowania niskoenergetycznego, oprócz głębokości podawany jest kierunek - zdefiniowany tak samo jak H^* , ale wyznaczany wzdłuż promienia.

Indywidualny równoważnik dawki - w tkankach miękkich na głębokości d poniżej określonego punktu ciała (już nie w kuli ICRU) $H_p(10)$ jest używany jako oszacowanie dawki efektywnej.

Pole rozciągle

Pole zorientowane

Nowe wielkości operacyjne - rekomendowane przez ICRU dawka przestrzenna i indywidualna (nie równoważniki), bazujące na fluencji cząstek. W Polsce jeszcze nie wprowadzone.

Wzorcowanie przyrządów dozymetrycznych: Detektory powinny:

- mierzyć dawkę w dowolnym materiale dla dowolnego promieniowania w szerokim zakresie energii
- rozróżniać różne typy promieniowania
- być na tyle małe, żeby nie zaburzać pola promieniowania, ale na tyle duże, żeby miały potrzebną czułość

5 Wykład (13.12.2023)

Przestrzenny - do monitorowania otoczenia

Kierunkowy - kiedy mamy doczynienia z wiązką, która jest mało przenikliwa.

Indywidualny H_p - szacowanie dawki, którą przyjmuje pracownik (dla całego ciała 10 mm, 7,5 mm dla elektronów, 3 mm dla soczewki oka)

Wzorcowanie dozymetrów TLD?

Jaki równoważnik dawki przypada na pojedynczy impuls

Zero dose - sygnał, jaki dostaje wiedząc, że nie powinien występować żaden sygnał.

Tło mierzymy obok źródła promieniowania, tam gdzie dawka od źródła jest wystarczająco niska.

Świadectwo wzorcowania (ważne przez rok, wzorcowanie odbywa się w ściśle określonych warunkach)

5.1 Dozymetria w radioterapii i diagnostyce medycznej

Co musimy wiedzieć przy radioterapii: pod jakim kątem są wysyłane wiązki, jakiego rodzaju są te wiązki.

Wydajność - informacja, która przelicza rzeczywistą dawkę na jednostki monitorowe.

W dozymetrii wyznaczamy dawki w warunkach referencyjnych.

Zasięg maksymalny - powyżej tego zasięgu promieniowanie pochodzi od fotonów emitowanych w wyniku promieniowania hamowania (mała dawka).

CLOR, NCBJ

6 Wykład (14.12.2023)

Dozymetria *in vivo*

Dozymetria z wykorzystaniem EPID

Pobiera dane z EPID i szacuje dawkę

Badania radiologiczne

Poziomy referencyjne - chcemy, żeby przy badaniach radiologicznych dawka otrzymywana przez pacjenta była jak najmniejsza. Poziomu tego nie powinno się przekraczać, a jeśli się przekroczy, to trzeba sprawdzić, czy taka dawka jest uzasadniona medycznie. (To nie są limity, a wskazówki które najlepiej stosować elastycznie).

Dawki powierzchniowe, które są mierzone tuż za wyjściem lampy rtg.

Wielkości robocze:

dawka wejściowa K_w - kerma w powietrzu w punkcie przecięcia osi wiązki z powierzchnią ciała pacjenta

Dose Area Product DAP - pomiar iloczynu kerry w powietrzu i pola powierzchni.

Dla mammografii: rekomendacje ICRU podają, że lepiej wykorzystywać wartość średniej dawki gruczołowej dla ściśniętej standardowej piersi.

Dla tomografii komputerowej używamy innych parametrów: CTDI100 - profil dawki pochłoniętej, scałkowany po długości komory jonizacyjnej 100 mm

CTDI_w - tomograficzny indeks dawki ważony dla jednego obrotu lampy lub jednej warstwy w technice spiralnej = 1/3 wartości CTDI100 ze środka + 2/3 wartości CTDI100 z powierzchni. Wielkości wyznaczone dla fantomu głowy i fantomu ciała.

Pomiary rozkładu mocy dawki promieniowania jonizującego wokół urządzeń RTG

Określenie skuteczności osłon

6.1 Ocena dawek w warunkach napromienienia wewnętrznego

Wnikanie radionuklidów do ciała człowieka:

W sposób zamierzony:

- iniekcje diagnostyczne lub terapeutyczne

w sposób niezamierzony

Definicje (skażenie wewnętrzne, wniknięcie, wchłonięcie)

Wielkości dozymetryczne

Wyróżniamy narządy-źródła i narządy-tarce

Dawka skuteczna E z uwzględnieniem skutecznej dawki obciążającej: $E = E_z + \sum_j e(g)_{j,p} J_{j,p} + \sum_j e(g)_{j,o} J_{j,o}$

p - składowa która wniknęła drogą pokarmową

o - składowa która wniknęła drogą oddechową

Modele kompartmentowe (organizm podzielony jest na przedziały)

Stała wydalania metabolicznego