

Wstęp do Fizyki Medycznej - wykłady

Maciej Standerski

30 października 2023

1 Wykład (09.10.2023)

1.1 Wstęp

Email: piotr.tulik@pw.edu.pl

Zaliczenie kolokwium (test: forma zamknięta i otwarta)

Maksymalna liczba do zdobycia na kolokwium: 30

Zaliczenie od 51% punktów z kolokwium.

Literatura:

"Planowanie leczenia i dozymetria w radioterapii", J. Malicki, K. Ślisarek

"Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000" i "Fizyka medyczna", Maciej Nałęcz

"Fizyczne metody diagnostyki medycznej i terapii", A. Hryniewicz, E. Rokita

"Dozymetria promieniowania jonizującego w radioterapii" i "Podstawy fizyki promieniowania jonizującego..."
W. Łobodziec

1.2 Czym jest fizyka medyczna

Jakie dziedziny obejmuje fizyka medyczna:

- diagnostyka
- radioterapia (teleradioterapia i brachyterapia)
- medycyna nuklearna (terapia izotopowa, SPECT, itd.)
- inżynieria biomedyczna
- fizykoterapia (laseroterapia, elektroterapia, galwanizacja, itd.)
- kontrola jakości
- sterylizacja radiacyjna
- ochrona radiologiczna
- zjawiska elektromagnetyczne w diagnostyce i tomografia MR

Tomografia (PET, SPECT, tomografia rezonansu magnetycznego)

1.3 Radioterapia

Radioterapia - miejscowa metoda leczenia nowotworów, wykorzystująca energię promieniowania jonizującego. Stosowana w onkologii do leczenia chorób nowotworowych oraz łagodzenia bólu i innych dolegliwości związanych z rozsiałym procesem nowotworowym, np. w przerzutach nowotworowych do kości lub guzach powodujących niedrożność oskrzela.

Promieniowanie można podzielić ze względu na:

Oddziaływanie z materią

- Promieniowanie pośrednio jonizujące elektromagnetyczne: X i gamma (rozdzielamy na podstawie źródła pochodzenia: promieniowanie γ jest promieniowaniem rentgenowskim powstającym podczas przemian jądrowych, natomiast promieniowanie X jest promieniowaniem emitowanym przez cząstkę poruszającą się ruchem przyspieszonym)
- Promieniowanie cząstkowe (bezpośrednio jonizujące, pośrednio jonizujące (neutrony))

Energie

- Radioterapia konwencjonalna (60 do 400 keV)
- Radioterapia megawoltowa (1,25 do 25 MeV)
- Elektrony (6 do 22 MeV)
- Wiązki hadronowe (60 do 230 MeV)

Zalety megawoltowego promieniowania X

- większa przenikliwość
- mniejsza zdolność pochłaniania przez tkankę kostną
- lepsza tolerancja leczenia

Brachyterapia - umieszczenie źródła promieniowania w jamach ciała, bezpośrednio w guzie albo w jego otoczeniu, najczęściej wykorzystywanym radiofarmaceutyką jest izotop irydu 192 (źródło zamknięte lub źródło otwarte). Rozróżnia się brachyterapię:

- wewnątrzkomórkową - umieszczenie źródła w guzie
- wewnątrzjamową - umieszczenie źródła w bezpośrednim sąsiedztwie guza przy użyciu naturalnych otworów w ciele
- powierzchniową - umieszczenie źródła na skórze w celu leczenia zmian powierzchniowych
- śródnaczyniową - źródła umieszczone w naczyniach krwionośnych
- śródoperacyjną

Teleradioterapia - technika leczenia za pomocą promieniowania jonizującego (radioterapia), w metodzie tej źródło promieniowania umieszczone jest w pewnej odległości od tkanek. Polega na napromienianiu wiązkami zewnętrznymi określonej objętości tkanek, obejmującej guz nowotworowy z adekwatnym marginesem tkanek oraz, w razie potrzeby, regionalne węzły chłonne. Jednym z rodzajów terapii jest terapia hadronowa, w której wyróżnia się:

- terapię cząstkami naładowanymi takimi jak protony, jony, ujemne mezony π^-
- terapię cząstkami neutralnymi, czyli neutronami, w której wyróżnia się natomiast FNT (terapia szybkimi neutronami) oraz BNCT (terapia borowo-neutronowa)

Terapia izotopowa - podanie izotopu promieniotwórczego (najczęściej jod, w diagnostyce glukoza jako nośnik)
Skutki promieniowania: deterministyczne (gdy zostanie przekroczony próg) i stochastyczne (występują zawsze)

Frakcjonowanie - podział na mniejsze dawki

1.4 Historia promieniotwórczości

Bomba radowa

Kliniczny akcelerator van de Graaff'a

Bomba kobaltowa - urządzenie do teleradioterapii lub napromieniowywania przedmiotów promieniami gamma (γ) o energiach 1,17 i 1,33 MeV, emitowanymi przez izotop kobaltu ^{60}Co o aktywności rzędu 1013-1014 Bq. Ze względu na dużą przenikliwość promieniowania gamma aktywny kobalt jest otoczony grubą osłoną z ołowiu, w której znajdują się kanały wyprowadzające na zewnątrz wiązkę promieniowania. Bomba kobaltowa może też być wyposażona w mechanizm umożliwiający zdalną manipulację próbkami bez narażania operatora na promieniowanie. Bomba kobaltowa jest stosowana w lecznictwie do zwalczania chorób nowotworowych, w defektoskopii, do sterylizacji żywności oraz w chemii radiacyjnej, do badań procesów fizykochemicznych zachodzących podczas napromieniowywania wysokoenergetycznymi kwantami gamma prostych i złożonych układów chemicznych. Nazwą tą określaną jest także broń jądrowa z płaszczem kobaltowym.

Insytuty medycyny nuklearnej w Polsce:

1932 - otwarcie Instytutu Radowego w Warszawie

Instytut Onkologii im. Marii Skłodowskiej Curie

Narodowy Insytut Onkologii im. Marii Skłodowskiej Curie Instytut Badawczy

Cyklotronowe Centrum Bronowice IFJ PAN (cyklotron AIC-144, Cyklotron Proteus C-235)

Obrazowanie planarne: radiografia ogólna, fluoroskopia, mammografia, stomatologia, densytometria

Scyntygrafia

1.5 Lampa rentgenowska

Anoda posiada wolframową powierzchnię (posiada wysoką liczbę atomową $Z = 74$ oraz wysoką temperaturę topnienia i niski wskaźnik parowania) wtopioną w miedzianą tarczę. Powierzchnia znajdująca się na anodzie może być również wykonana z renu, a w przypadku lamp stosowanych w mammografii może być również wykonana z molibdenu ($Z = 42$) ze względu na odpowiednią energię powstającą w wyniku zderzeń elektronów z tarczą anody.

Lampy rentgenowskie ze stałą oraz z wirującą anodą

$$N = cT^2 e^{-dT}$$

Całkowita energia promieniowania rentgenowskiego

$$W = kZE_0^2$$

Lampy mogą być wolnoobrotowe lub szybkoobrotowe.

Na żywotność lampy zasadniczy wpływ mają łożyska (przy używaniu lampy należy oszczędzać łożyska)

Anoda stacjonarna (powierzchnia rzędu 4 mm^2)

Anoda wirująca (1835 mm^2 , wynikiem stosowanie tego rodzaju lampy jest większe liczba fotonów emitowanych z powierzchni i dzięki temu samemu krótszy czasu ekspozycji. Dzięki temu, że lampa nie jest bombardowana przez elektrony tylko w okolicach jednego punktu, tylko na całej powierzchni anody, znacznie wolniej się ona nagrzewa.)

Ognisko elektryczne, rzeczywiste i optyczne (pozorne) (im większe ognisko, tym gorsza rozdzielczość obrazu)

Kąt nachylenia anody

Szklana obudowa - utrzymanie próżni 10^{-6} mmHg , odizolowanie elektrod, zespolenie katody i anody.

Kołpak ochronny - chroni przed wydostaniem się promieniowania w niepożądanym kierunku. (olej transformatorowy)

Moc lampy

Co wpływa na uszkodzenie lampy:

- Zbyt długi czas ekspozycji
- Zbyt krótki czas pomiędzy ekspozycjami
- Odparowanie katody

Typy aparatów rentgenowskich:

- Aparat typu głowicowego (zasilacz wysokiego napięcia + lampa RTG w kołpaku)

- Aparat typu kołpakowego (zasilacz stanowi oddzielne urządzenie)

Zasilacze wykorzystywane przy aparatach rentgenowskich:

- jednopulsowe
- dwupulsowe
- sześciopulsowe
- dwunastopulsowe

np. Zasilacze impulsowe WCZ

Rodzaje ograniczników:

- stałe
- nastawne
- głębinowe
- irysowe
- uciskowe

Stopień nieostrości geometrycznej $n = \frac{s \cdot p}{f - p}$

Efekt półcienia - powstaje, gdy duże ognisko znajduje się w małej odległości od obrazowanego obiektu. Można go zminimalizować oddalając ognisko.

Czynniki wpływające na jakość zdjęcia:

- dobór warunków ekspozycji
- wielkość ogniska lampy rentgenowskiej (im mniejsze ognisko tym lepsza zdolność rozdzielcza)
- wartość i rodzaj zastosowanej filtracji całkowitej (dodatkowa filtracja powoduje zmniejszenie dawki, którą pacjent pochłonie (można ograniczyć ilość miękkiego promieniowania, która nie dodaje nic do diagnozy), jednak powoduje wzrost ilości rozproszonego promieniowania, co przekłada się na niższy kontrast zdjęcia)
- stosowanie kratki przeciwrozproszeniowej - zapobiega przedostawaniu się promieniowania rozproszonego
- odległość ogniska lampy-badany obiekt-rejestrator obrazu - wpływa na ostrość obrazu, małe ognisko oraz niewielka odległość badanego obiektu od rejestratora daje lepszą ostrość

Rodzaje filtrów:

- Filtry rentgenowskie - zmiana widma promieniowania przez zastosowanie ośrodka pochłaniającego
- Filtr własny - bańka szklana, okno kołpaka, olej transformatorowy
- Filtry dodatkowe - mocowany na zewnątrz kołpaka, może być absorpcyjny, charakterystyczny lub kompensacyjny
- Filtracja całkowita - suma filtracji własnej i dodatkowej

Kratki przeciwrozproszeniowe (współczynnik wypełnienia, liczba *linii/cm*, gęstość powierzchniowa ołowiu w kratce g/cm^2 , efektywność kratki, absorpcja, jakość kratki)

3 główne parametry obrazowania:

- napięcie lampy - różnica potencjałów przyłożonych do anody i katody lampy rentgenowskiej. Zwykle napięcie lampy rentgenowskiej jest wyrażone przez wartość szczytową w kilowoltach (kV). Im wyższa wartość napięcia, tym krótsza fala promieniowania, wyższa energia i przenikliwość, a co za tym idzie wyższe „zaczernienie” obrazu;

- prąd lampy - prąd elektryczny wiązki elektronów padających na tarczę lampy rentgenowskiej. Zwykle prąd lampy rentgenowskiej jest wyrażony wartością średnią w miliamperach (mA). Prąd katody determinuje jej temperaturę, im wyższa temperatura, tym większa ilość emitowanych elektronów, a co z tym związane – większa ilość kwantów promieniowania
- czas ekspozycji - czas trwania napromieniania, zdefiniowany zależnie od określonej metody, zwykle czas, w którym moc wielkości promieniowania przekracza określony poziom. Im dłuższy czas ekspozycji, tym większa dawka, a więc i „zaczernienie” obrazu.

Tryby pracy aparatu RTG:

- technika dwupunktowa (parametrami są napięcie lampy [kV] oraz obciążenie prądowo-czasowe [mAs])
- technika trzypunktowa (3 główne parametry obrazowania)

Parametry obrazu rentgenowskiego:

- rozdzielczość obrazu
- kontrast obrazu
- ostrość obrazu

Link do strony Brain Wiki: "Obrazowanie Medyczne/Metody obrazowania medycznego wykorzystujące promieniowanie rentgenowskie"

2 Wykład (16.10.2023)

Układ AEC

Układ IBS - fluoroskopia

HU - jednostka obciążenia cieplnego anody (ma wymiar energii)

Dla generatora jednopulsowego $HU = 1kV \cdot mA \cdot s$

Sześciopulsowego $HU = 1,35kV \cdot mA \cdot s$

Dwunastopulsowego $HU = 1,41kV \cdot mA \cdot s$

2.1 Mammografia

W niektórych przypadkach istnieje szczególna konieczność zmniejszenia rozprożeń.

Badanie radiograficzne tkanki miękkiej

Wartości gęstości i efektywnego Z dla wybranych tkanek ludzkich

Tkanka gruczołowa, tłuszczowa i włóknista

Linear attenuation coefficient (problem odróżnienia tkanki włóknistej i gruczołowej - przy niskich energiach promieniowania różnica jest możliwa do zaobserwowania (ok. 20 keV), efekt fotoelektryczny)

X oddziałuje z tkanką w skutek rozproszenia komptonowskiego i efektu fotoelektrycznego

Konwencjonalne lampy RTG emitują promieniowanie o energiach 70-100 keV.

Energia w zakresie 18-23 keV w zależności od grubości i składu piersi.

Wykres optymalnych energii dla mammografii.

Wykorzystanie promieniowania charakterystycznego (widmo z anody wolframowej filtrowane molbdenem lub Rh)

Zestawienia anoda/filtracja

- Mo-Mo
- Mo-Rh
- Rh-Rh
- Wolfram-Rh

Molibden $Z = 42$, Wolfram $Z = 74$, przez co w anodzie molibdenowej dominuje promieniowanie charakterystyczne

Rh ($Z = 45$)

Zakres napięć anody: 24-28 keV. Jeśli napięcie lampy jest zbyt niskie, wartość mAs może rosnać do nieakceptowalnych wartości, zwiększając niebezpiecznie dawkę promieniowania.

Mammograf - budowa

Płytką kompresującą (zmniejsza się grubość sutka, a więc zmniejsza się rozporoszenie promieniowania i dzięki temu rośnie rozdzielczość obrazu)

Wiązka promieniowania musi być odpowiednio ułożona (kolimacja wiązki) - system jest tak zabudowany, że pionowa wiązka przechodzi równolegle do ciała pacjentki.

Rozmiar ogniska jest bardzo istotnym parametrem lampy mammograficznej.

System DICOM

Rozdzielczość paru linii/cm.

Mammografy mają dwie wielkości ogniska: 0.3 i 0.1 mm

ACR accreditation phantom

Tomosynteza

Aparaty stomatologiczne

- wewnątrzustne
- zewnątrzustne (pantomografia (przygotowania do założenia aparatu na zęby), cefalografia)
- aparaty 3D

Aparaty z ramieniem C (radiologia zabiegowa, angiografia)

Aparaty densytometryczne

Aparaty przyłóżkowe

Tomografia klasyczna

2.2 Podstawowe cechy nowotworów

KRN - krajowy rejestr nowotworów

Nowotwór - grupa chorób, w których komórki organizmu dzielą się w niekontrolowany sposób, a nowo powstałe komórki nowotworowe nie różnicują się w typowe tkanki.

Nowotwór - czyli niekontrolowana proliferacja komórek. Wszystkie komórki nowotworowe są klonami pojedynczej komórki.

Żeby powstał nowotwór złośliwy wymaga to zgromadzenia kilku mutacji w komórce (6-8).

1. Mutacje w genach kontrolujących mitozę 2. W genach regulujących proces apoptozy (zaprogramowanej śmierci komórki)

4. Stymulujące angiogenezę - tworzenie się nowych naczyń krwionośnych niezbędnych do rozwoju guza nowotworowego 5. Stymulujące powstanie przerzutów - roznosić drogą układu ochronnego i krwionośnego

Cechy charakterystyczne nowotworów:

- Szybki wzrost
- Naciekanie i niszczenie okolicznych tkanek
- Zdolność do przerzutów do węzłów chłonnych i odległych narządów
- Zaburzenia apoptozy
- Anaplazja
- Wznowy miejscowe
- brak torebki guza
- odrastanie w miejscu występowania po niedokładnym usunięciu pierwszej zmiany

- duża zdolność tworzenia nowych kompensacyjny
- duże zróżnicowanie wyglądu komórek nowotworowych

Cykl komórkowy - fazy

- Mitoza (6-8)
- wzrost G1 (1-8)
- synteza DNA S - replikacja (6-8 h)
- wzrost G2 (2-4)

Cykl komórkowy w komórkach nowotworowych jest krótszy niż w zdrowych.

Proliferacja - zdolność rozmnażania się komórek; jedna z cech organizmów żywych

Kontrola cyklu komórkowego

Częstość wchodzenia w fazy S i M cyklu jest różna w zależności od rodzaju komórki.

Nadmierna apoptoza jest hamowana przez "geny przeżycia".

Onkogeneza (przez 5 lat pacjent uznawany jest jako pacjent onkologiczny)

Radiowrażliwość tkanki nowotworowej i prawidłowej - komórki wykazują różną wrażliwość na promieniowanie jonizujące. Wykresy prawd-stwa kontroli nowotworu

Stosując radioterapie dąży się do jak największego TCP i jak najmniejszego NTCP (zazwyczaj 0,05).

Radiochirurgia

Terapia radioizotopowa

Terapia radykalna - prowadzona z zamiarem wyleczenia choroby nowotworowej, i paliatywna - poprawa jakości życia w okresie kiedy choroby nie można zatrzymać

Nowotwór to nieprawidłowa tkanka powstająca z jednej "chorej" komórki organizmu. Nowotwory mogą być łagodne i złośliwe.

Rozwój nowotworu:

- Zmiana przednowotworowa - wiąże się z ryzykiem rozwoju nowotworu złośliwego
- Stan przednowotworowy - choroba związana ze zwiększonym ryzykiem wystąpienia nowotworu złośliwego

Nowotwory złośliwe:

- pochodzenia nabłonkowego (raki)
- z komórek mezenchymalnych (mięsaki)
- tkanka limfatyczna i ukł. krwionośnego (chłoniaki, białaczki)

Występują również nowotwory pochodzące z pierwotnej komórki płciowej.

Nowotwory łagodne - cechy ostre odgraniczenie guza rozprężający typ wzrostu brak zdolności tworzenia przerzutów

Wyjątek stanowią naczyniaki - nowotwór łagodne nie będące otoczone torebką i wciskają się nieregularnymi wypustkami pomiędzy komórki narządu.

3 Wykład (23.10.2023)

Radiobiologia - nauka interdyscyplinarna badająca wpływ promieniowania jonizującego na tkankę, układy biologiczne i wyjaśnieniem działania promieniowania.

Herman Muller (odkrycie wywoływania mutacji przez prom X, nagroda nobla w 1946 r.)

Rola radiobiologii klinicznej

- poznawanie mechanizmów decydujących o odpowiedzi nowotwory
- opracowanie testów prognostycznych

- opracowanie metod leczenia

Związki organiczne: białka, węglowodany, DNA, woda

Faza fizyczna - wzbudzenie i jonizacja atomów i cząstek materii

Faza chemiczna - przerwanie wiązań chemicznych, powstanie wolnych rodników

Faza biologiczna - reakcje enzymatyczne (naprawa DNA), śmierć komórek, odczyny popromienne, nowotwory wtórne

Dawka pochłonięta - ilość energii pochłanianej w masie ośrodka $[J/kg] = [Gy]$ (jednostka dawki pochłoniętej, kermy)

$$D = \frac{d\epsilon}{dm}$$

Masowa zdolność hamowania - określa stratę energii wzdłuż toru cząstki $[keV/\mu m]$

$$\frac{S}{\rho} = -\frac{dE}{dx} = L = LET$$

Gęstość jonizacji a wymiary DNA

Oddziaływania pośrednie i bezpośrednie

Radioliza wody - w wyniku jonizacji wody tworzy się anionorodnik. Może również powstać aktywny biologicznie elektron uwodniony. Anionorodnik jest niestabilny i rozpada się na proton wodoru i rodnik hydroksylowy

Tlen jest najsilniejszym chemicznym modyfikatorem działania promieniowania jonizującego, ponieważ ilość szkodliwych związków powstających w wyniku radiolizy wody wzrasta wraz ze stężeniem tlenu.

RBE przy dawkach terapeutycznych

Statystyka liczby trafień - opisywany rozkładem Poissona $P(n) = \frac{e^{-x} x^n}{n!}$

Komórkowe mechanizmy obronne przed uszkodzeniami

- synteza neutralnych radioprotektorów (enzymów unieszkodliwiających wolne rodniki i inne reaktywne formy tlenu)
- naprawa uszkodzeń DNA
- eliminacja komórek w przypadku braku możliwości naprawy

Możliwe efekty oddziaływania na komórki:

- brak efektu
- przy małych dawkach: możliwa kancerogeneza, zwiększone prawd. mutacji
- przy dużych dawkach: niszczenie komórek

Przykłady efektów deterministycznych:

- oparzenia skóry
- zaćma
- sterylizacja
- uszkodzenie nerek
- ostra choroba popromienna

Miara promieniowrażliwości komórek (krzywe przeżywalności)

Model przeżywalności komórek (jednotarczowy, wielotarczowy, dwuskładnikowy, liniowo-kwadratowy gdzie przeżywalność w zależności od dawki wynosi $S(D) = e^{-\alpha D - \beta D^2}$, gdzie α - stała opisująca pocz. nachylenie krzywej, β - odpowiada za składnik kwadratowy)

Przeżywalność komórek

Frakcjonowanie dawki (przyjmuje się, że dawka na frakcję powinna być w zakresie 1,5-2 Gy (wyjątek stanowi terapia raka prostaty), klasycznie stosuje się frakcjonowanie z dawką 2Gy/frakcję)

Czas przerwy międzyfrakcyjnych - 6 h dla nowotworu znajdującego się w sąsiedztwie tkanek prawidłowych wcześniej reagujących (wysokie α/β), 12 - 24 dla nowotworu znajdującego się dalej

4R radioterapii - rozpoznanie 4 podstawowych procesów biologicznych decydujących o odpowiedzi nowotworu i tkanek prawidłowych na frakcjonowaną radioterapię:

- Reparacja - naprawianie uszkodzeń radiacyjnych (wymaga czasu t)
- Redystrybucja (desynchronizacja - komórki w różnych fazach cyklu) (wymaga czasu t)
- Reoksygenacja (wymaga czasu T)
- Repopulacja - nadmierny rozrost guza przeciwdziałając niszczeniu nowotworu (wymaga redukcji T)

Czas między frakcjami t i całkowity czas terapii T

Parametry:

- dawka całkowita
- dawka frakcyjna
- czas między frakcjami

Potencjalny czas podwojenia objętości guza

Biologiczna dawka efektywna

Oddziaływanie promieniowania X z materią:

- efekt fotoelektryczny
- efekt Comptona
- tworzenie par

Zależą od energii i rodzaju materiału, w którym propaguje się promieniowanie

Promień klasyczny elektronu $r_0 = 2,81810^{-13}m$

4 Wykład (26.10.2023)

Dlaczego znajomość oddziaływań promieniowania jest ważne w obrazowaniu?

Jonizacja:

potencjał jonizacji E_j

Średnia energia pary jonów W

Dla powietrza $W = 33,97 eV$, dla elektronów $W = 25,2 eV$

Oddziaływania cząstek naładowanych

- oddziaływania kulombowskie
- zderzenia sprężyste i niesprężyste

Maksymalna energia przekazana w zderzeniu

$Q_{max} = 4mME/(M + m)^2$, gdzie E jest energią cząstki padającej.

Ponieważ elektrony są nierozróżnialne, przyjmuje się, że maksymalny transfer energii wynosi 50%.

Gdy stosujemy mechanikę relatywistyczną, to za masę elektronu podstawiamy jego masę relatywistyczną.

W rzeczywistości zderzenia z elektronami są niesprężyste (następują straty energii).

Zdolność hamowania elektronów: $\frac{dE}{dx} = (\frac{dE}{dx})_c + (\frac{dE}{dx})_r$, składowa zderzeniowa (collision c) i radialna (r).

Elektrony δ pośredniczą w przekazie energii cząstki naładowanej do absorbującego środowiska. W skrócie cząstka naładowana powoduje powstanie elektronów, które następnie jonizują środowisko oddając tym samym swoje energie.

4.1 Tor przekazywania energii

Miarą gęstości jonizacji jest współczynnik LET (linear energy transfer): $LET = dE/dx$

Promieniowanie dzieli się na niskoletowe (X, gamma i el.) i wysokoletowe (alfa, protony, neutrony, ciężkie jądra, mezony π). ($L_{\Delta} = -(dE/dx)_{\Delta}$, $L_{\infty} = -(dE/dx)_{\infty}$).

4.2 Wielkości dozymetryczne

Kerma - suma energii kinetycznej wszystkich cząstek naładowanych uwolnionych przez promieniowanie w masie dm danej substancji. Wliczamy całkowitą energię cząstek wygenerowanych w masie.

Energia przekazana przez promieniowanie jonizujące materii w danej obj. (suma sum energii, które weszły do obszaru, sum energii, które wyszły z obszaru i sum różnic energii wyzwolonych w przemianach jąder)

Dawka pochłonięta - ilość energii pochłanianej w tkance $D = d\epsilon/dm$ [J/kg]. Wliczamy energię cząstek pozostawionych w masie.

$PDG(g, S)$ - procentowa dawka na głębokości $PDD(d, S)$ - percentage depth dose

Efekt narostu dawki (build up) - dzięki temu możemy skoncentrować większą ilość dawki na określonej głębokości w tkance.

Pik Bragga (dla protonów)

Przy kermie

Przy dawce następuje narost. Wynika on z tego, że przy dawce interesuje nas energia tylko zdeponowana w określonej masie tkanki. Dla maksimum następuje równowaga elektronowa (tyle, ile elektronów powstaje, tyle zanika).

4.3 Terapeutyczne lampy RTG

Lampa rentgenowska: powierzchniowa, ortonapięciowa

Aparat do telegammaterapii - bomba kobaltowa

Liniowy akcelerator cząstek: fotonowy (6-25 MV), elektronowy (6-30MV)

Urządzenia do radioterapii hadronowej (protony, ciężkie jony, neutrony)

Radioterapia powierzchniowa

Radioterapia ortowoltowa

4.4 Osłabienie promieniowania X, izodozy

Linie łączące punkty o tej samej wartości dawki pochłoniętej to izodozy.

HVL - warstwa półchłonna

Bomba kobaltowa i gamma knife

TBI (total body irradiation - mapromienienie całego ciała)

Aktywność właściwa a jest aktywnością A danego radionuklidu na jednostkę masy m tego radionuklidu nuklidu.

Równoważna stała ekspozycyjna

Stała Γ (air kerma rate constant) - współczynnik przeliczeniowy między aktywnością danego izotopu a ekspozycją

Γ_{AKR} (specific air kerma rate constant) - przelicznik aktywności na moc kermy w powietrzu

Metoda izocentryczna - odległość od źródła do izocentrum jest zawsze taka sama.

Głębiny rozkład dawki.

5 Wykład (30.10.2023)

Opóźnienie po włączeniu/wyłączeniu

Promieniowanie przez osłonę źródła

Źródła kobaltowe (Co-60)

Jak zbadać szczelność źródła zamkniętego (dokonuje się wymazu z pomocą wacika nasączonego spirytusem i dokonuje się pomiaru dawki. Jeśli dawka nie spełnia warunków dawki dla źródła zamkniętego, to źródło jest nieszczelne, otwarte).

Głowica źródła składa się z:

- metalowej osłony z odprowadzeniem

- system otwierający źródło

Wymiana źródła (raz na 5 lat, Co-60 $T_{1/2} = 5,26$ roku, $E_\gamma = 1,25$ MeV)

5.1 Urządzenia do radioterapii - Przyspieszacze (akceleratory)

Liniak - akcelerator liniowy (najwyższa energia wiązki - 6 MeV, średnia energia - 2 – 3 MeV)

Elekta

Akcelerator - służy do kontrolowanego przyspieszania cząsteczek, przyspieszenie pod wpływem pola elektrycznego (tylko cząstki naładowane), do skupienia wiązki używa się odpowiednio ukształtowanego pola magnetycznego (odchodzi się od wiązek elektronowych)

Monoenergetyczne wiązki elektronów (4 MeV) do 25 MeV Wiązki fotonów - otrzymywane przez konwersję wiązki elektronowej na promieniowanie hamowania, wiązki promieniowania X charakteryzują się ciągłym widmem energetycznym ograniczonym energią elektronów inicjujących

Co jest potrzebne?

Źródło cząstek naładowanych

Elementy przyspieszające

Elementy transportujące

Systemy towarzyszące (kształtowanie i monitorowanie wiązki, układ chłodzenia, system podtrzymywania próżni, osłony)

Varian Clinac 2300 DC

Schemat budowy akceleratora:

- źródło elektronów
- struktura przyspieszająca
- magnes zakrzywiający
- głowica akceleratora
- modulator impulsowy
- magnetron lub klistron
- klimatory pierwotny i szczegółowe
- filtry i osłony

Akcelerator niskich energii - tarcza umieszczona jest w sekcji przyspieszającej, a więc system transportu wiązki elektronów między falowodem a tarczą

Element przyspieszający (najczęściej wykonany z miedzi)

Działo elektronowe jako źródło elektronów, el. emitowane są termicznie z rozgrzanej katody, zogniskowane w wąską wiązkę i przyspieszone w kierunku anody z otworem. O przyspieszeniu cząstek decyduje różnica potencjałów między pkt. początkowym i końcowym

Struktury przyspieszające (falowód), jest strukturą metalową o przekroju kwadratu lub koła, służącą do transmisji mikrofal.

Elektromagnetyczny jest niesiony przez szczyt fali radiowej.

Struktura czasowa wiązki: wiązka jest impulsowa, typowe parametry impulsu pokazano na rysunku (wysokość im. 50 mA, długość 2 mikrosenkundy)

Systemy wspomagające:

- układ pomp próżniowych
- układ wodny chłodzenia
- układ pneumatyczny do poruszania terapeutycznych
- układ osłon pochłaniających promieniowanie promieniotwórcze

Akseleratory średnich i wysokich energii

Odchylenie achromatyczne

Podstawowe elementy akseleratora: ramię podstawa ramienia konsola kontrolna

Napromienienia kilkoma wiązkami (rozdzielenie dawki promieniowania na kilka wiązek, przez co nie narażamy tkanek zdrowych)

Ustawienia akseleratora:

Ustawienie izocentryczne

5.2 Formowanie wiązek promieniowania X

- wiązka niemal monoenergetyczna - przekrój wiązki w kształcie elipsy - szerokość połówkowa 0,5 - 3,4 mm
Folie rozpraszające (dwa stopnie rozpraszania: pierwotna i wtórna, folia pierwotna z materiału o dużym Z, folia wtórna z materiału o małym Z)

Główce terapeutyczne

Tarcza konwersji (transmisyjne tarcze konwersji)

Tarcza "cienka": - wyższa średnia energia wiązki fotonowej - skażenie strumieniem elektronów - mała wydajność konwersji

Tarcza "gruba": - niższa energia wiązki fotonowej - brak skażenia strumieniem elektronów - wyższa wydajność konwersji

Energia promieniowania hamowania - widmo ciągłe - widmo charakterystyczne

Formowanie wiązek fotonowych

Geometria promieniowania Podstawowe parametry:

- wartość obrotu głowicy aparatu terapeutycznego wokół pacjenta
- pozycja stołu operacyjnego
- wartość obrotu kolimatora
- wartość pól terapeutycznych wiązki promieniowania

Wymiary prostokąta kolimatora $P(F) = P(F_I) * F/F_I$, I - punkt izocentryczny, F_I - odległość izocentryczna
Filtr wyrównujący osłabia promieniowanie w centralnej części wiązki redukując jej intensywność do poziomu z brzegów pola.

Filtr wyrównujący

Kolimator wstępny (umiejscowiony w pobliżu tarczy)

Transmisyjna komora jonizacyjna

- najpopularniejsze detektory promieniowania dla akseleratorów liniowych

Dwie komory (dwie niezależne komory pomiarowe, w razie awarii jednej komory zawsze można skorzystać z drugiej, podwaja pomiar - zapewnia prawidłowe określenie dawki)

Wymagania odnośnie komór jonizacyjnych

Profile wiązek megawoltowych: - obszar centralny - profil płaski, w granicach 80% - połcień - obszar między 80% a 20% dawki osi - cień - na ogół do obszaru gdzie jest poniżej 1% dawki w osi

Jednorodność wiązki - wiązkę promieniowania X charakteryzuje duża niejednorodność

Umbra i penumbra (profil wiązki)

Stosunek dawek na osi i 20 cm do niej wynosi

Narzędzia do modyfikacji wiązki fotonowej: - bloki (były wykonywane ze stopów metali, ograniczają obszar dużych dawek do zaplanowanego targetu - stałe lub indywidualne) - obecnie już nie używane, obecnie częściowo zastąpione przez kolimatory wielolistkowe - kliny - wielolistkowe

Oslony indywidualne

Ukośne wejście wiązki

Wiązka klinowa

Modyfikacja wiązki filtrami klinowymi

Pola klinowane

Kompensatory: od kompensacji, do modulacji (IMRT)

Umiejscowienie MLC