

Wstęp do Fizyki Medycznej - wykłady

Maciej Standerski

27 listopada 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 leczeniu 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.

Instytuty medycyny nuklearnej w Polsce:

1932 - otwarcie Instytutu Radowego w Warszawie

Instytut Onkologii im. Marii Skłodowskiej Curie

Narodowy Instytut 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 większa liczba fotonów emitowanych z powierzchni i dzięki temu samemu krótszy czas 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 rozpraszania 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.

Prolifercja - 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 teleterapii - 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

Osłony indywidualne

Ukośne wejście wiązki

Wiązka klinowa

Modyfikacja wiązki filtrami klinowymi

Pola klinowane

Kompensatory: od kompensacji, do modulacji (IMRT)

Umiejscowienie MLC

6 Wykład (06.11.2023)

6.1 Fizyczne parametry wiązki fotonowej

- Rozmiar pola napromieniania A
 - Głębokość terapeutyczna z - 10 cm dla Megawoltowych
 - odległość SSD i SAD (Source-Axis Distance - przy technice izocentrycznej)
 - Energia wiązki fotonów
 - Liczba wiązek użyta podczas terapii
 - Czas napromienienia - związana z wydajnością akceleratora i z dynamiką podawania wiązki.
- Fantom - objętość materiału tkankopodobnego, o wymiarach na tyle dużych aby zapewnić warunki pełnego rozproszenia stosowanej wiązki promieniowania.
- Zwykle materiały odpowiadające tkance miękkiej (woda), choć czasem stosuje się fantomy anatomiczne przypominające kształtem i gęstością do ciała pacjenta.
- Fantomy składane z warstw, czasami z otworami na detektory termoluminescencyjne.
- Fantom wodny - woda jako standardowy materiał, zarówno dla wiązek fotonów i elektronów
- Stosuje się również fantomy stałe - musi imitować wodę pod wzgl. gęstości, liczby el. w gramie materiału, efektywnej liczbie atomowej Z_{eff} .
- Dla promieniowania $Z_{eff} = \sum_i (a_i Z_i^2 / A) / \sum_i (a_i Z_i / A)$
- Najważniejsze parametry do wyznaczania dawki promieniowania zewn.
- funkcje dozymetryczne stosowane dla całego zakresu

- % dawka głęboka (PDG)
- współczynniki uwzględniające wielkość pola napromienienia
- profil wiązki

funkcje dozymetryczne stosowane dla Co-60 i niższych energii

Geometria standardowa

Musimy wyznaczyć punkt pomiarowy na jakiejś głębokości. Głębokość związana jest z energią promieniowania. Z punktu widzenia terapii metoda polega na wyznaczeniu rozkładu dawki w geometrii standardowej a następnie ten rozkład jest korygowany a możliwie najlepiej opisywał rzeczywistość.

$D_{rz}(x, y, z) = D_w(x, y, z) \prod_{n=1}^N k_n$, gdzie k_n to współcz. poprawkowy uwzględniający n-ty efekt.

Do obliczania współcz. wprowadza się specjalne parametry charakteryzujące wiązkę promieniowania.

Stosuje się też metody Monte Carlo

W IMRT tzw. planowanie odwrotne

Poziom wydajności aparatu terapeutycznego (technika SSD):

Wydajność mierzymy w fantomie wodnym lub stałym, głębokość w zależności od energii będzie 10 cm lub 5 cm. Odległość źródła od powierzchni fantomu taka jak...

Jednostki monitorowe (MU - monitor units):

Wydajność aparatu terapeutycznego - zależność między wskazaniami komory minitorowej wyrażonej w MU a dawką promieniowania zmierzoną w fantomie wodnym w warunkach referencyjnym. Definiuje się ją jako zmierzoną w w fantomie wodnym wartość dawki prom. utworzonego przez dany aparat terapeutyczny w ściśle określonych warunkach referencyjnych.

Pole z filtrem klinowym - oś komory jonizacyjnej skierowana równolegle do krawędzi przecięcia płaszyzn tworzących klin.

$$MD_{STklin} = W \cdot MD_{ST}$$

Określanie mocy dawki w fantomie w osi wiązki:

$$MD(g, S) = \frac{MD_{ST} \times q(S)}{PDG(5, S)} PDG(g, S) \text{ dla Co-60}$$

$$MD(g, S) = \frac{MD_{ST} \times q(S)}{PDG(10, S)} PDG(g, S) \text{ dla energii megawoltowych}$$

Pola prostokątne i kołowe

$$AB/[2(A + B)] = A_{eq}^2/(4A_{eq})$$

$$\pi r^2 = A_{eq}^2$$

Pole napromienienia geometryczne i dozymetryczne

Fantom wodny - oznaczenia (metoda SSD)

Procentowa dawka głęboka

Technika SSD. Peak scatter factor (PSF): $PSF(A, h\nu) = \frac{D_p(z_{max}, A, f, h\nu)}{D_p(A, h\nu)}$

Wpływ rozprośnień w fantomie na dawkę w osi centralnej

Zależność od wielkości pola i od SSD

Składowe dawki w fantomie

Pole zmodyfikowane blozkiem

Określanie mocy dawki w fantomie w osi wiązki: $R(s, d) = PDD(s, d) \times SF(s) \times OF(s) \times X \times W$

Technika izocentryczna

Tissue Air Ratio ($TAR(s, d)$) - iloraz wartości mocy dawek zmierzonych w osi wiązki w fantomie na danej głębokości d i w powietrzu w warunkach równowagi elektronów.

Związek TAR i PSF

Tissue Phantom Ratio (TPR) - iloraz mocy dawki zmierzonej na danej głębokości d oraz na głębokościach 5 lub 10 cm

Określanie mocy dawki w fantomie w osi wiązki: moc dawki w izocentrum dla danej jakości promieniowania - $MD(d, S) = MD_{ST} \times c(S) \times TPR(d, S)$, c uwzględnia wielkość pola w izocentrum

Tissue Maximum Ratio (TMR) - iloraz wartości mocy dawek mierzonych w fantomie w osi wiązki na danej głębokości i i na głębokości maksymalnej dawki.

Profil wiązki i korekty

Fotoneutrony

6.2 Oddziaływanie neutronów z materią

Oddziałują pośrednio

W zależności od energii neutrony dzielimy na: termiczne (0-0.1 eV), powolne, pośrednie, prędkie, wielkich energii

Detekcja przez wychwyt na borze-10.

Zatrzymywanie neutronów: Parafina, woda

Oddziaływanie z materią: rozpraszanie sprężyste lub niesprężyste, pochłanianie (wychwyt (radiacyjny lub z emisją) lub reakcje jądrowe (produkty naładowane lub produkty neutralne))

Wtórne cząstki naładowane (neutrony powodują znacznie większe skutki biologiczne niż promieniowanie gamma).

Aktywacja neutronowa

System wielkości dozymetrycznych

Dawka efektywna - suma dawek równoważnych od promieniowania zewn. i wewn. w najważniejszych tkankach i narządach.

Przestrzenny równoważnik dawki $H^*(10) = D^*(10) \times Q^*(10)$

Procesy generacji neutronów: reakcje elektron-neutron (e,n), gamma-neutron (γ, n)

Generowane są w otoczeniu liniowych akceleratorów medycznych w powyżej wymienionych reakcjach przy energiach pow. 6 MeV

Radioterapia z modulowaną intensywnością (IMRT)

Oslony: pierwsza warstwa służy do spowolnienia neutronów, następnie skutecznie pochłaniane przez B-10 lub kadm. Bor w postaci węgla boru B¹⁰C lub Boralu.

6.3 Obrazowanie w radioterapii

Rola obrazowania w radioterapii:

- przy diagnozie, decyzji o terapii
- obrazowanie przy planowaniu terapii
- weryfikacja planu leczenia
- weryfikacja poprawności leczenia
- kontrola diagnostyczna

Techniki obrazowania:

- rentgenowska tomografia komputerowa (CT)
- magnetyczny rezonans jądrowy
- PET-CT

Skala Housfielda, HU

$$H_{tkanki} = 1000 \frac{\mu_{tkanki} - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}}$$

Obrazowanie do radioterapii

Symulatory (radioterapeutyczne lub tomograficzne)

Nowoczesne symulatory służą do:

- lokalizacji tkanek nowotw. i prawidłowych
- symulacji radioterapii
- weryfikacji planu leczenia
- monitorowania leczenia

Symulator CT

- płaski białt stołu
- duży otwór pierścienia CT
- system wskaźników laserowych
- wirtualny symulator

Wirtualna symulacja:

Zalety

- eliminacja dodatkowego kroku
- bez pacjenta
- bez dodatkowego urządzenia
- oróbka - łączenie obrazów
- jako obraz odniesienia do dalszej kontroli - bliższy oryginału w oparciu o który wykonano plan

Wady

- obraz zamrożony
- dużo danych (szybkość vs jakość)
- ograniczenie wielkości otworu
- pacjent nie przyzwyczaja się do aparatu

Wyznaczanie gęstości elektronowej z HU

Obrazowanie portalowe EPID

7 Wykład (13.11.2023)

7.1 Medycyna nuklearna

Ustawa o prawie atomowym

Medycyna nuklearna - działalność diagnostyczna związana z podaniem pacjentom produktów radiofarmaceutycznych, a także leczenie polegające na zamierzonym wprowadzaniu do ustroju terapeutycznych ilości produktów radiofarmaceutycznych.

Gammakamera - obrazowanie ilościowe

Terapia - badanie ilościowe

Techniki obrazowania medycznego: z użyciem promieniowania jonizującego (rentgenodiagnostyka, medycyna nuklearna), bez użycia promieniowania jonizującego (MRI, USG, metody optyczne)

Obrazowanie w: radiologii - transmisyjne (akt zarejestrowania obrazu - ekspozycja) medycyna nuklearna - emisyjne (akt zarejestrowania obrazu - akwizycja)

Techniki obrazowania: strukturalne (jak wyglądają struktury ciała, tomografia komputerowa, rezonans magnetyczny) i funkcjonalne (jak działają dane narządy, scyntygrafia, funkcjonalny rezonans magnetyczny)

Medycyna nuklearna stosuje obrazowanie funkcjonalne

Medycyna nuklearna używa otwartych źródeł promieniotwórczych. Najczęściej w formie płynnej. Wydzielone miejsca poruszania się, miejsca dla personelu i dla pacjentów osobno. Specjalne procedury, zalecenia dla pacjentów po przeprowadzonym badaniu.

Poniżej 800 MBq (40 uS / h) - granica

Pola działania medycyny nuklearnej i ich potencjał:

Terapia izotopowa obrazowanie molekularne topograficzna i czynnościowa diagnostyka radioizotopowa diagnostyka radioimmunologiczna in vitro

Promieniowanie: - bardzo krótki zasięg działania - terapia radem (badania z wykorzystaniem promieniowania alfa, coraz więcej badań dotyczących wykorzystania tego typu promieniowania w radioterapii)

Co do terapii: alfa i beta Co do diagnostyki: gamma (ma nieskończony zasięg)

Stosowane izotopy: diagnostyka (Tc-99m, I-123, I-131, F-18, Ga-68), terapia (Lu177, Re186, Y90, Sm153, Ra223, As211, In111)

Aktywności rzędu MBq, a nawet setek MBq. Czasem rzędu GBq.

Najważniejsze cechy źródła: aktywność, czas połowicznego rozpadu, typ rozpadu, główne (wykorzystywane) linie energetyczne, typ źródła (otwarte/zamknięte, płyn/ciało stałe)

Oddziaływanie promieniowania X, gamma - reakcja fotojądrowa

90% badań scyntygraficznych z wykorzystaniem Tc-99m (wytwarzanie przy użyciu generatorów technetu) aktywność 8-10 GBq, czas $1/2$ - 6,02 h, typ rozpadu - gamma, linie energetyczne - 140 keV (monoenergetyczny, optymalna do obrazowania), źródło otwarte

Podstawy obrazowania w medycynie nuklearnej

- gammakamera (1, 2, lub 3-głowicowe) - rozdzielczość zależy od odległości głowicy od pacjenta (aby kolimator zatrzymał jak najwięcej rozprzeczonych kwantów)

Zadania fizyka medycznego w medycynie nuklearnej (scyntygrafia) - Sporządzanie protokołów akwizycyjnych - planowanie pomiarów akwizycji

Budowa pozytonowego tomografu emisyjnego (PET) - nie ma fizycznego kolimatora (korzysta się z kolimacji elektronicznej) - wykorzystuje się radiofarmaceutyki emitujące promieniowanie beta+, pozytony anihilują z elektronami, w wyniku czego powstają dwa kwanty gamma o energiach 511 keV poruszających się w przeciwnych kierunkach. Detektory rejestrują te kwanty i określają tor ruchu tych fotonów (udział koincydencji prawidłowej - 30%). W badaniach PET nie da się przeprowadzać badań dynamicznych (wynika to z małego zakresu widzenia: ok. 30 cm, w trakcie badania całego ciała wykonuje się obrazowanie po fragmencie po fragmencie). Elementy detekcyjne plastikowe - niska wydajność detekcji, ale ich praca jest szybka (krótki czas zaniku scyntytacji - 2 ns).

Parametry wpływające na rozdzielczość: zasięg pozytonów - zależny od spektrum energetycznego rozpadu, niekolinearność pozytonów - ok. 0,5 stopnia różnicy, związana z resztkową energią pozytonu, rozmiar detektora - proporcjonalne do $d/2$

Izotopy: fluor-18 (cyklotronowy), miedź-62/64, gal-66/68, węgiel-11, azot-13

Obecnie sprzedawane są systemy PET+CT

Zastosowania kliniczne scyntygrafii i PET (choroby nowotworowe, układu nerwowego, serca)
Koincydencja prawidłowa, przypadkowa, pochodzące z rozprożeń

8 Wykład 20.11.2023

Zależność piku brąga od dawki promieniowania.
Rozproszenie wiązki (w wąskich wiązках pik Bragga staje się słabiej uwidoczny)
Przeżywalność komórek
Terapia Baranowo-neutronowa
Dozymetria Kliniczna

8.1 Brachyterapia

Metody brachyterapii

- Metoda LDR
- Metoda HDR
- Brachyterapia śródoperacyjna
- Brachyterapia okołoperacyjna
- Metoda PDR

Źródła promieniotwórcze
Moduły powierzchniowe
Implanty wewnątrzjamowe
Implanty wewnątrztkankowe
Implanty długotrwałe
Stenty

9 Wykład (27.11.2023)

Obszary w radioterapii
obszar guza
Kliniczny obszar napromienienia
zaplanowany obszar napromienienia
obszar leczony
obszar napromieniony
Obszar guza GTV - to masa guza, którą daje się ustalić istniejącymi metodami diagnostycznymi
Obszar kliniczny napromieniania CTV - to powiększony obszar GTV. Powiększany jest o pewien margines ze względu na większe prawdopodobieństwo występowania komórek nowotworowych wokół guza.
Marginesy wokół CTV:

- marginesy wewnętrzne - wynikają z ruchu narządów
- marginesy zewn - wynikają z ułożenia pacjenta i geometrii wiązki

Zaplanowany obszar napromieniania - PTV - zawiera obszar ITV (margines wewn.) oraz dodatkowy margines uwzględniający niepewność pozycjonowania, dokładność ustawień akceleratora i inne czynniki zewnętrzne. CTV plus stały lub zmienny margines.

Obszar leczony - obszar objęty pewną, powierzchnią izodozową (np. 90%).

Narząd krytyczny (Organ at risk OAR) - leżący w pobliżu PTV narząd, w którym dawka wynikająca z planu terapii jest bliska wartości tolerowanej. Pojawienie się takiego obszaru może spowodować konieczność modyfikacji.

Narządy radiowrażliwe - np. soczewki oczu, żuchwa, ślinianki. Narządy, których wrażliwość zależy od sposobu frakcjonowania dawki powinny być omijane.

Uwzględnienie pól cienia - należy odpowiednio dobrać obszar napromieniania. Musimy zaplanować większe pole aby cały obszar PTV objąć izodozą 90%.

Immobilizacja pacjenta - środki immobilizacji obejmują taśmy, maski (np. siatkowe, na całe ciało), ramki mocowane do czaszki pacjenta, gryzaki, formy (ułożenie pod pacjentem poduchy z drobnych kulek piankowych). Podkładki pod głowę (najprostszy środek immobilizacji).

Ramka stereotaktyczna - w radiochirurgii, mocuje się śrubami do czaszki pacjenta.

9.1 Planowanie leczenia

Podstawowy dogmat radioterapii - dostarczyć dawkę zaplanowaną do nowotworu i zrobić wszystko, aby oszczędzić tkanki zdrowe.

Teleradioterapia - prowadzi się na ogół w wykorzystaniu wielu wiązek promieniowania o różnych energiach, padających z różnych kierunków.

Planowanie leczenia (fizyk musi zrozumieć, co dzieje się w danym systemie)

Zlecenie terapii i dokumentacja - może zależeć od dostępności aparatury, dokumentacja ujednolicona i przejrzysta, umożliwia odpowiednio wykształconej osobie zrozumieć, co się dzieje z pacjentem.

Optymalizacja rozkładu dawki: $P_+ = PMW(D_{ijk}) \cdot \prod_{l=1}^L (1 - PMW_l(D_{ijk}))^{s_k}$

$PMW(N_0, d, D) = e^{-N_0 \exp(-\alpha D + \beta D d)}$

Znormalizowany gradient dawki $\gamma = \frac{dPMW}{dD}|_{D_0} D_0$. w praktyce obserwujemy słabszą zależność pomiędzy dawką...

Kryterium jednorodności rozkładu dawki (uśrednianie dawki)

PWU - jednostki funkcjonalne narządów - prawdopodobieństwo wystąpienia uszkodzenia.

Jednostki funkcjonalne połączone szeregowo - uszkodzenie jednej z nich powoduje upośledzenie funkcji całego narządu - dawka nawet w niewielkiej obj. narządu nie przekracza pewnej wartości granicznej.

PWU - zależność od objętości (Model Lymana)

TD_{50} - dawka, której podanie w obj. V powoduje wystąpienie uszkodzenia u 50% pacjentów.

Cel planowania leczenia - określenie takiej geometrii wiązek aby przy z góry zadanej dawce całkowitej aplikowanej w PTV podać jak najmniejszą dawkę w obszarze narządów szczególnie wrażliwych na promieniowanie.

Punkt referencyjny

Histogram dawka-objętość (DVH) - we współczesnej radioterapii określenie dawki pochłoniętej dla odpowiednich objętości, a nie dla pojedynczych punktów, ma kluczowe znaczenie w jej przypisywaniu, obliczaniu i raportowaniu, ponieważ.

DVH - wyrażane jako objętość bezwzględnie lub objętość w stosunku do całkowitej objętości struktury, otrzymujące co najmniej daną dawkę pochłoniętą D.

Dawki prawie minimalna i prawie maksymalna ($D_{100\%}$ potocznie nazywa się dawką minimalną (pochłonięta w jednym lub kilku woxelach) i odnosi się nie do wartości dawek, a do objętości, $D_{98\%}$ to dawka prawie minimalna, $D_{2\%}$ to dawka prawie maksymalna) - **na kolokwium (opisać histogram)**

Planowanie leczenia - wprost i odwrotne (**Na kolokwium**)

Wprost:

- Użytkownik określa parametry wiązek
- TPS oblicza rozkład dawki 3D
- jeżeli wynik niesatysfakcjonujący, użytkownik modyfikuje parametry wiązek

Odwrotne:

- Określamy, co chcemy uzyskać na końcu
- TPS wyznacza metodą iteracyjną profil fluencji wiązek (wyznacza parametry)
- jeżeli wynik niesatysfakcjonujący, użytkownik modyfikuje kryteria

Planowanie leczenia w terapii klasycznymi akceleratorami oraz wiązkami stacjonarnymi

Metody SSD oraz SAD izocentryczna

Różne pola napromieniania (małe pole, standardowe pola o nieregularnym kształcie, bardzo duże pola napromieniania)

Rola symulacji - wykorzystuje się w procesie radioterapii do zebrania danych anatomicznych pacjenta, do weryfikacji czy plan może być realizowany.

Cyfrowo rekonstruowane radiogramy (DRR)

Planowanie 1D, 2D, 3D, 4D

Zasady doboru liczby wiązek - najprostszą techniką wielopolową jest napromienienie dwoma wiązkami. Dla takiej techniki równanie nie ma rozwiązania. W tym przypadku osoba planująca. Zwiększenie liczby wiązek przekłada się na wydłużenie radioterapii.

Po zastosowaniu klinów minimalizujemy różnice w ułożeniu wiązek (w technice dwóch wiązek).

Warunki jednorodności

9.2 Planowanie radioterapii

planowanie 3DCRT

IMRT - intensity modulated radiotherapy (dwie podstawowe metody: dynamiczna (posuszanie się listków w trakcie napromieniania), sekwencyjna (każde pole podzielone jest na szereg mniejszych segmentów, które są napromieniane sekwencyjnie))

Klasyczne planowanie leczenia - wprost i odwrotne

IMRT - złożony proces

Na czym polega planowanie odwrotne? - podział wiązki na mikrowiązki (beamlet)

Obliczanie dawek dla IMRT $D_i = \sum_{j=1}^N C_{ij} W_j$

Symulowane wyrażanie - tak dobrać parametry, żeby uzyskać maksymalnie z wykorzystaniem dostępnych narzędzi odpowiedni wynik

Proces planowania IMRT

- wyznaczanie konturów GTV, CTV, PTV przez lekarza
- fizyk wybiera położenie izocentrum, liczbę wiązek, kierunki wejścia wiązek
- wprowadza cele optymalizacji i inicjuje iteracyjny proces optymalizacji
- wygenerowany plan leczenia podlega ocenie pod kątem zakładanych celów. Jeżeli zaakceptowany, proces się kończy. Jeżeli nie, dobór parametrów i optymalizacja są powtarzane.

Ogony izodozy dawki (60%) - nie powinny one występować

Powszechne kompromisy

Następny wykład 11.12 (04.12 nie ma wykładu)