

DOZYMETRIA BEZWZGLĘDNA I WZGLĘDNA WIĄZKI PROMIENIOWANIA GAMMA Co-60.

Agnieszka Walewska, Marta Zalewska
Zakład Fizyki Medycznej, Centrum Onkologii-Institut
ul. Roentgena 5, 02-781 Warszawa

Materiał dydaktyczny dla Wydziału Fizyki Politechniki Warszawskiej, opracowany w ramach zadania nr 33:
„Modyfikacja kształcenia na Wydziale Fizyki w zakresie wykorzystywania technik i technologii jądrowych w gospodarce narodowej” projektu „Program Rozwojowy Politechniki Warszawskiej” współfinansowanego przez Unię Europejską w ramach Europejskiego Funduszu Społecznego (Program Operacyjny Kapitał Ludzki)



KAPITAŁ LUDZKI
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI

UNIA EUROPEJSKA
EUROPEJSKI
FUNDUSZ SPOŁECZNY



**PROGRAM ROZWOJOWY
POLITECHNIKI WARSZAWSKIEJ**

DOZYMETRIA BEZWZGŁĘDNA I WZGŁĘDNA WIĄZKI PROMIENIOWANIA GAMMA Co-60.

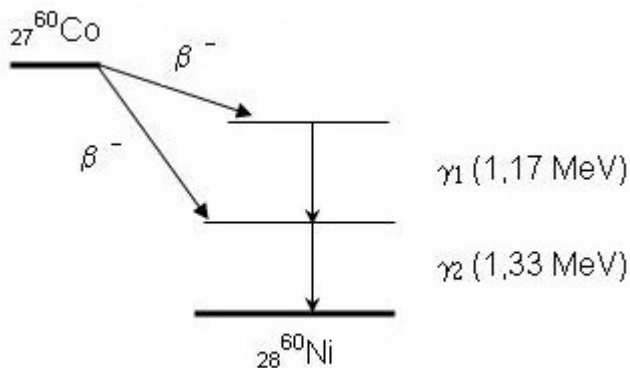
1. Podstawy fizyczne

1.1 Budowa aparatu do teleterapii wyposażonego w źródło promieniowania gamma Co-60.

Aparaty terapeutyczne wykorzystywane do terapii wiązkami zewnętrznymi wyposażone w źródło promieniowania gamma nazywane są aparatami do teleterapii. Najczęściej używanym źródłem w teleterapii jest izotop gamma Co-60. Aparat do teleterapii wyposażony w źródło promieniowania gamma jakim jest izotop Co-60 został po raz pierwszy wykorzystany do terapii pacjentów w 1951 roku w Kanadzie.

Główne powody dużej popularności Co-60 jako źródła używanego w teleterapii (w porównaniu ze źródłami Ra-226 i Cs-137) to: duża aktywność źródła, długi czas połowicznego zaniku (ok. 5,27 lat), nieduży pólceń, niemal monoenergetyczna emisja fotonów (prążki energetyczne 1,173 MeV i 1,333 MeV powstające z równym natężeniem).

Izotop Co-60 jest produkowany w reaktorach przez bombardowanie stabilnego Co-59 strumieniem szybkich neutronów. Na skutek rozpadu β , ze wzbudzonych atomów Co-60 (ryc.1), następuje emisja elektronów, antyneutrino, kwantów gamma i wzbudzonych atomów Ni-60. Promieniowanie gamma o energiach 1,17 i 1,33 MeV powstaje z jednakową intensywnością, więc przyjmuje się wartość 1,25 MeV jako energię wiązki emitowanej przez źródło Co-60.



Ryc. 1. Rozpad β izotopu Co-60.

Do terapii wykorzystywane jest tylko promieniowanie gamma. Elektrony absorbowane są w samym źródle, a także w kapsule ze stali szlachetnej, co jest źródłem promieniowania hamowania i promieniowania charakterystycznego. Nie ma ono jednak wkładu do dawki zdeponowanej w pacjencie, gdyż jest silnie osłabiane przez materiał źródła i kapsuły. W wiązce terapeutycznej ma także swój udział niskoenergetyczne promieniowanie gamma powstające na skutek oddziaływania wiązki pierwotnej z samym źródłem, kapsułą ochronną i systemem kolimującym.

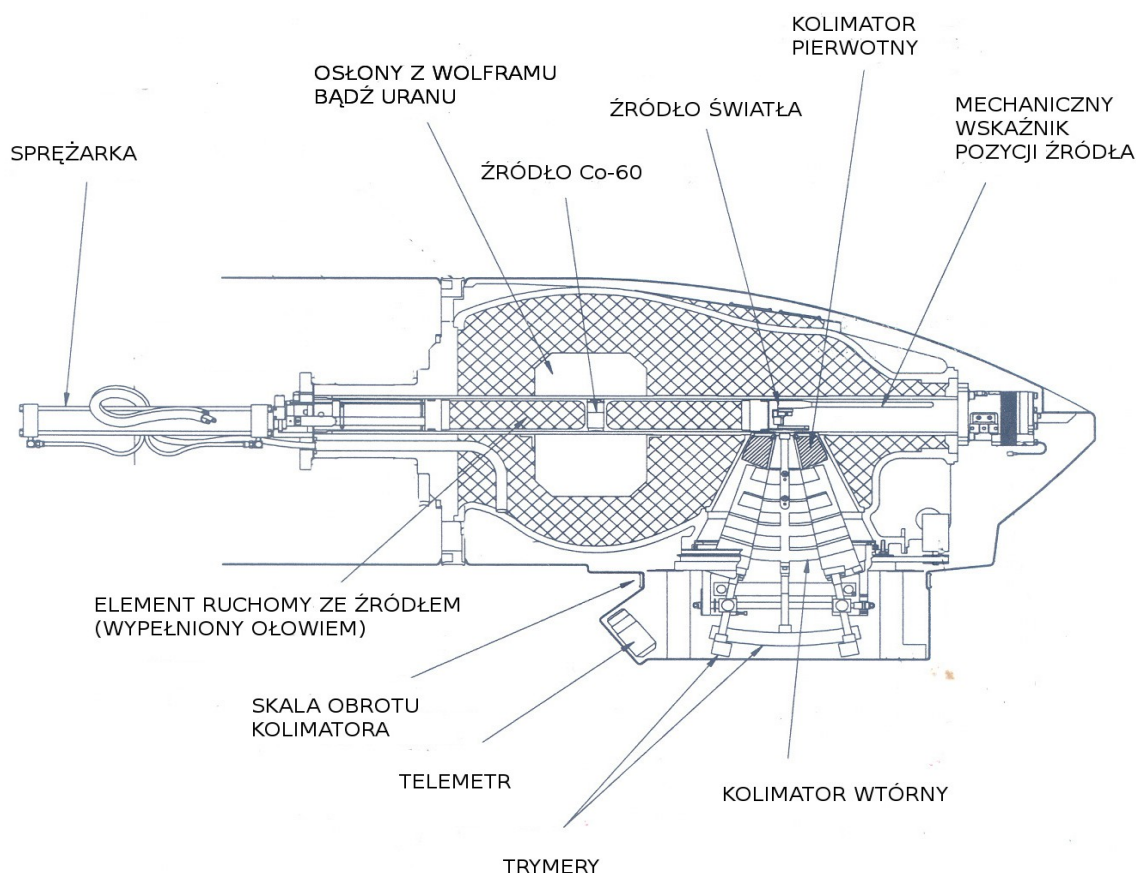
Główne części aparatu do teleterapii (ryc. 2) to: głowica zawierająca: źródło radioaktywne, osłonę źródła, kolimator i system przesuwu źródła, ramię (gantry), podstawa (stand), stół terapeutyczny i konsola.



Ryc. 2. Aparat do teleterapii ze źródłem Co-60 Theratron 780C.

Źródło Co-60 ma postać walca lub liczych cylindrycznych granulek bądź cienkich dysków zamkniętych szczelnie, w podwójnej kapsule ze stali szlachetnej w kształcie walca. Przestrzeń w kapsule ochronnej ze źródłem Co-60 musi być szczelnie wypełniona, aby wyeliminować ewentualne ruchy granulek lub dysków, zaś sama kapsuła musi spełniać szereg standardów bezpieczeństwa dotyczących zabezpieczenia przed uderzeniem, korozją, ciepłem.

Średnica typowego źródła wynosi pomiędzy 15 a 20 mm, będąc kompromisem pomiędzy aktywnością, a potrzebą minimalizowania wymiarów źródła w celu otrzymania niewielkich rozmiarów półcienia. Typowa aktywność źródła mieści się między 5000 a 10000 Ci, co odpowiada mocy dawki rzędu 100-200 cGy/min w odległości 80 cm.



Ryc. 2. Schemat budowy głowicy aparatu do teleterapii wyposażonego w źródło Co-60.

Głowica aparatu wyposażonego w źródło Co-60 (ryc. 3) ma trzy główne zadania: osłonę źródła, ekspozycję źródła na czas seansu terapeutycznego i kolimację wiązki do pożądanego rozmiaru. Osłona źródła jest realizowana przez osłonięcie źródła i mechanizmu ekspozycji płytami z ołowiu i stopów z metali o dużej gęstości np. wolframu. Mechanizmy ekspozycji źródła dzieli się na dwa główne typy. W jednym z nich źródło jest przesuwane pomiędzy pozycją bezpieczną (BEAM OFF), a terapeutyczną (BEAM ON), w drugiej – źródło pozostaje nieruchome zaś poruszają się przesłony, które odsłaniają bądź przesłaniają źródło. To ostatnie rozwiązanie stosowano w aparatach starego typu i aktualnie nie jest wykorzystywane. W pierwszym z rozwiązań ruch źródła jest realizowany przez przesuw lub obrót (obie metody zapewniają natychmiastowe wycofanie źródła do pozycji bezpiecznej w przypadku zaniku napięcia lub sytuacji awaryjnej).

Dawka, której źródłem jest wiązka Co-60, jest funkcją czasu ekspozycji. Czas, w którym źródło znajduje się w pozycji BEAM ON nadzorowany jest przez podwójny system liczników. Licznik pierwotny kontroluje czas ekspozycji i rozpoczyna odliczanie w momencie osiągnięcia przez źródło pozycji BEAM ON. Licznik wtórny jest zabezpieczeniem na wypadek awarii licznika pierwotnego i zaczyna odliczanie czasu z pewnym opóźnieniem. Obliczając, w oparciu o wydajność źródła, czas terapii należy uwzględnić ‘czas martwy’, który związany jest z transferem źródła z pozycji BEAM OFF do BEAM ON na początku i z pozycji BEAM ON do BEAM OFF na końcu seansu terapeutycznego.

Gdy źródło znajduje się w pozycji BEAM OFF kształt wiązki promieniowania jest symulowany przez źródło światła. Symulacja świetlna pozwala na optyczną wizualizację pola promieniowania definiowanego przez rozwarcie szczęk kolimatora. Zależnie od geometrii kolimatora dostępne są pola prostokątne o wymiarach od 4 do 30 lub nawet 40 cm (wielkość pola definiowana w izocentrum). Odległość od źródła do dolnej krawędzi kolimatora wynosi pomiędzy 40 a 50 cm dla aparatów o odległości izocentrycznej 80 cm, ale odległość ta może ulec zwiększeniu przez założenie dodatkowych trymerów.

1.2 Sprzęt dozymetryczny

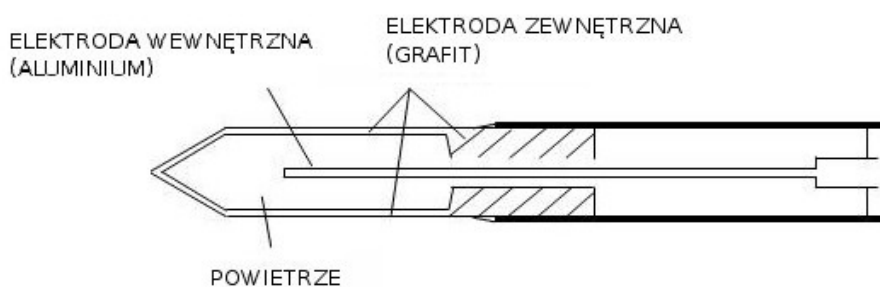
1. Komora jonizacyjna

Cylindryczne komory jonizacyjne (ryc. 4) są rekomendowane do pomiarów bezwzględnych wiązek w szerokim zakresie energii: od około 80 kV i HVL=2 mm Al, przez promieniowanie gamma Co 60, wysokoenergetyczne wiązki fotonowe, wiązki elektronowe o energiach powyżej 10 MeV, aż do terapeutycznych wiązek protonów i ciężkich jonów.



Ryc. 4. Komora cylindryczna typu Farmer, typ 30013 firmy PTW.

Objętość czynna cylindrycznej komory jonizacyjnej powinna wynosić między 0,1 a 1 cm³. Jest to kompromis pomiędzy zadowalającą czułością, a wymaganiami stawianymi detektorom wykorzystywanymi do pomiaru w punkcie. Wymagania te spełnione są przez cylindryczne komory jonizacyjne, w których wymiary wewnętrzne wnęki powietrznej to: średnica mniejsza niż 7mm, a długość mniejsza niż 25 mm. Istotne jest by wnęka powietrzna nie była zamknięta – gwarantuje to szybkie uzyskiwanie równowagi temperaturowo-ciśnieniowej z otoczeniem.



Ryc. 5. Schemat budowy komory cylindrycznej typu Farmer.

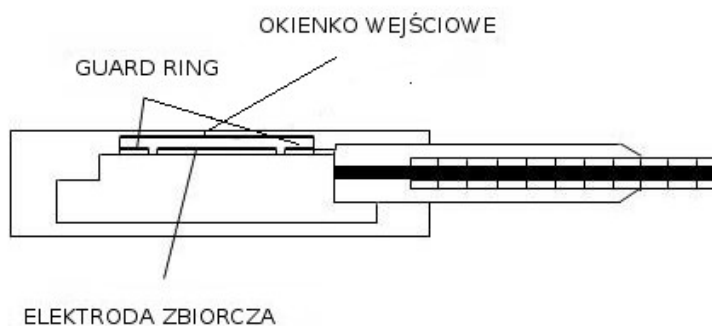
Klasyczna komora Farmera (Farmer 1955 r., Baird and Farmer 1972 r.) – schemat popularnego modelu komory używanego w radioterapii widoczny jest na ryc. 5. Cylindryczne ścianki zewnętrzne, będące jedną z elektrod, są wykonane z grafitu. Drugą elektrodę stanowi cienki, centralny pręt wykonany z aluminium. Nominalna objętość

czynna wynosi 0,6 cc. Długość wnęki - 24 mm, średnica wewnętrzna - 6,25 mm. Grubość grafitowej ścianki zewnętrznej - 0,37 mm.

Na rynku wiele modeli komór jonizacyjnych typu Farmer jest dostępnych komercyjnie. Ich ścianki zewnętrzne mogą być wykonane z różnych materiałów np. A-150 (materiał o gęstości elektronowej zbliżonej do mięśni), C-552 (materiał o gęstości elektronowej zbliżonej do powietrza), Derlin, Nylon 66, PMMA (materiał o gęstości elektronowej zbliżonej do wody). Dostępne są także modele, w których elektroda centralna wykonana jest z materiału A-150.

Wymiary dostępnych cylindrycznych komór jonizacyjnych (średnica, długość) mogą być mniejsze niż w klasycznej komorze Farmera w celu zapewnienia lepszej rozdzielczości przestrzennej. Ma ona istotne znaczenie w obszarach szybkiego spadku dawki np. w obszarze pólcaenia, niestety ma to konsekwencje w spadku sygnału przypadającego na jednostkę dawki.

Wiele komór cylindrycznych jest wyposażonych w nakładki build up, które mają postać dodatkowej ścianki wokół komory, służącej zapewnieniu równowagi elektronowej. Nakładki build up nie są używane przy kalibracji w wodzie w warunkach dawki zaabsorbowanej w wodzie ani przy pomiarach wykonywanych w fantomach, w warunkach klinicznych, natomiast wykorzystuje się je przy kalibracji komory w powietrzu. Komory cylindryczne mogą być wykorzystywane do pomiarów bezwzględnych i względnych. Do pomiarów bezwzględnych (wyznaczenie dawki w bezwzględnych jednostkach dawki - Gy) niezbędne jest wyskalowanie komory w warunkach dawki zaabsorbowanej w wodzie w celu wyznaczenia współczynnika $N_{D,w}$. Do pomiarów względnych (np. profile, procentowe dawki głębokie) komór cylindrycznych używa się w połączeniu z komputerowym systemem zbierania danych.



Ryc. 6. Schemat budowy komory płaskiej.

Płaskie komory jonizacyjne (Ryc.6) są rekomendowane do pomiarów wiązek elektronów w całym zakresie energii, zaś dla wiązek o energiach poniżej 10 MeV ich użycie jest obligatoryjne. Dozwolone jest używanie płaskich komór jonizacyjnych do pomiarów bezwzględnych w wiązkach fotonowych tylko jeśli kalibracja komory wykonana została w wiązce fotonowej o identycznej jakości wiązki. Dozwolone jest także używanie płaskich komór do bezwzględnej dozymetrii wiązek protonów i ciężkich jonów.

Budowa komór płaskich jest różna od komór cylindrycznych mimo, że oba typy komór posiadają cylindryczną wnękę powietrzną. Detale konstrukcyjne budowy wewnętrznej komór płaskich określone są normą IEC 731. Typowa objętość czynna wynosi pomiędzy 0,05 a 0,5 cm³. Szczegóły elementów budowy komory płaskiej mogą zmieniać się zależnie od rodzaju wiązki promieniowania, do której są dedykowane. Komory płaskie mogą być wykorzystywane do pomiarów bezwzględnych i względnych.. Do pomiarów bezwzględnych (wyznaczenie dawki w bezwzględnych jednostkach dawki - Gy) niezbędne jest wyskalowanie komory w warunkach dawki zaabsorbowanej w wodzie w celu wyznaczenia współczynnika kalibracyjnego $N_{D,w}$. Do pomiarów względnych (np. procentowe dawki głębokie) komór płaskich używa się w połączeniu z komputerowym systemem zbierania danych.



Ryc. 7. Komora płaska Markus typ 23343 firmy PTW.

Ryc. 7 przedstawia zdjęcie typowej komory płaskiej - komory Markusa typ 23343. Posiada ona cienkie okienko wejściowe o grubości 102 mg/cm², wykonane z folii PMMA powleczonej grafitem, umożliwiające wykonywanie pomiarów na małej głębokości.

Elektroda zbiorcza grubości 0,9 mm i średnicy 5,3 mm wykonana jest z PMMA powleczonego grafitem. Ścianka tylna i ścianki boczne wykonane są z PMMA. Komora ta posiada również trzecią elektrodę (guard ring) o szerokości 0,2 mm, służącą zbieraniu sygnału od elektronów wchodzących przez ścianki boczne. Odległość między elektrodami wynosi 2 mm. Ten model komory nie spełnia wymagań stawianych komorom płaskim przez raport dozymetryczny nr 398 z powodu zbyt małych wymiarów dodatkowej elektrody guard ring. Jest to jednak jeden z najpopularniejszych modeli komór płaskich używanych klinicznie.

2. Fantom

Zarówno raport dozymetryczny nr 277, 381 jak i najnowszy nr 398 (wszystkie wydane przez Międzynarodową Agencję Atomistyki z Wiednia) rekomendują wodę jako ośrodek do pomiaru dawki zaabsorbowanej w wiązках fotonów i elektronów. Wymiary fantomu wykorzystywanego do pomiarów powinny wykraczać, na głębokości pomiarowej, o 5 cm w każdym kierunku, poza wymiar pola, dla którego wykonywane są pomiary. Wymagany jest także margines nie mniejszy niż $5\text{g}/\text{cm}^2$ poza maksymalną głębokość pomiarową (dla średnich energii promieniowania X - minimum $10\text{g}/\text{cm}^2$).

Fantomy stałe, składające się z warstw o różnych grubościach, wykonane z polistyrenu, PMMA i różnych tworzyw równoważnych wodzie (znane pod nazwami: stała woda, plastikowa woda, wirtualna woda) mogą być używane do dozymetrii niskoenergetycznych wiązek elektronów (poniżej 10 MeV). Fantomy stałe zalecane są także do pomiarów w niskoenergetycznych wiązках promieniowania X. Jednakże specyfikacja (określenie) dawki powinna zawsze być odniesiona do dawki zaabsorbowanej w wodzie na głębokości referencyjnej w jednorodnym fantomie wodnym.

3. Nakładka wodoszczelna

W przypadku wykonywania pomiarów, w fantomie wodnym, komorami jonizacyjnymi, które nie są wodoszczelne, należy użyć wodoszczelnej nakładki na komorę jonizacyjną. Nakładka powinna być wykonana z PMMA. Grubość ścianki nakładki nie powinna przekraczać 1 mm aby zapewnić komorze możliwość osiągnięcia równowagi termicznej po zanurzeniu w wodzie, w czasie krótszym niż 10 minut. Pomiedzy nakładką a komorą wymagane jest zachowanie przerwy wielkości 0,1 - 0,3 mm aby zapewnić szybkie

wyrównanie ciśnień z otoczeniem. Zalecane jest kalibrowanie komory w tym samym typie nakładki wodoszczelnej, który wykorzystywany jest do pomiarów.

1.3 Raport dozymetryczny nr 398

Warunki referencyjne wyznaczania dawki zaabsorbowanej w wodzie dla wiązki promieniowania gamma Co-60:

materiał fantomu	woda
typ komory	cyldryczna lub płaska
głębokość pomiaru, z_{ref}	5 g/cm ² (lub 10 g/cm ²)
punkt efektywny komory	*komora cylindryczna - na osi centralnej, w środku objętości czynnej; *komora płaska - na wewnętrznej powierzchni okienka, w jego środku
pozycja punktu referencyjnego komory	na głębokości z_{ref}
SSD lub SCD	80 cm lub 100 cm
wymiar pola	10x10 cm

Dawka zaabsorbowana w wodzie na głębokości referencyjnej z_{ref} , jest dana wzorem:

$$D = M * k_s * k_{pol} * k_{P,T} * N_{D,w} \quad (1)$$

M – odczyt z dawkomierza;

k_s – poprawka na efekt rekombinacyjny;

k_{pol} – poprawka na efekt polaryzacyjny;

$k_{P,T}$ - poprawka na ciśnienie i temperaturę

$$k_{P,T} = \frac{273,2 + t}{293,2} * \frac{1013}{p} ; \quad (2)$$

$N_{D,w}$ – współczynnik kalibracyjny komory warunkach dawki pochłoniętej w wodzie.

1.4 Dozymetria In vivo

Głównym zadaniem dozymetrii *in vivo* jest weryfikacja poprawności realizacji radioterapii. Polega ona na wykonaniu pomiaru dawki w trakcie napromieniania pacjenta i porównaniu wyniku pomiaru z danymi z systemu planowania leczenia. W radioterapii konformalnej dozymetria *in vivo* wykorzystywana jest głównie do pomiaru dawki wejściowej (dawki, na głębokości, na której osiąga ona maksymalną wartość) oraz dawki w organach krytycznych. W technikach specjalnych (np.TBI) dozymetria *in vivo* wykorzystywana jest do weryfikacji dawki. Detektorami wykorzystywanymi w dozymetrii *in vivo* są detektory półprzewodnikowe typu Mosfet, diody półprzewodnikowe, detektory termoluminescencyjne, filmy gafchromic. Przed przystąpieniem do pomiarów wyznacza się współczynniki poprawkowe detektorów (uwzględniające m.in. zależność od kąta padania wiązki, temperatury, energii, mocy dawki) oraz skaluje się detektory.

2. Wykonanie ćwiczenia

1. Przygotować układ pomiarowy (I):

- ustawić ramię aparatu Theratron 780E w pozycji 0°
- ustawić kolimator aparatu Theratron780E w pozycji 0°
- ustawić pole świetlne 10x10cm;
- ustawić fantom centralnie względem pola świetlnego;
- napełnić fantom wodą;
- umieścić w fantomie wodnym termometr;
- używając skali świetlnej ustawić fantom wodny w odległości SSD=80 cm;
- umieścić komorę jonizacyjną w uchwycie w fantomie wodnym; podłączyć ją do dawkomierza;
- ustawić kolimator aparatu Theratron780E w pozycji 90° ;
- ustawić komorę jonizacyjną tak, by jej efektywny punkt pomiarowy pokrywał się ze środkiem krzyża świetlnego na powierzchni wody;
- umieścić efektywny punkt pomiarowy komory na głębokości $d=5$ cm;
- ustawić kolimator aparatu Theratron780E w pozycji 0°
- odczytać wartość ciśnienia atmosferycznego i temperatury wody w fantomie;
- wyzerować dawkomierz.

2. Wyznaczyć bezwzględną moc dawki w wodzie wiązki promieniowania gamma Co-60 generowanej przez aparat Theratron 780E w warunkach referencyjnych korzystając ze wzoru (1).
3. Wyznaczyć bezwzględną moc dawki w wodzie wiązki promieniowania gamma Co-60 generowanej przez aparat Theratron 780E w warunkach niereferencyjnych (SSD = 90, 80, 70 cm, d = 5 cm, pola: 5x5, 10x10, 20x20 cm), korzystając ze wzoru (1).
4. Odczytać wartości %DD₅ (procentowa dawka głęboka na głębokości d = 5 cm) z krzywych %DD w wodzie dla warunków niereferencyjnych z punktu 3.
5. Przygotować układ pomiarowy (II):
 - na podnośniku umieścić 10 cm płyt solid water;
 - diodę półprzewodnikową EDE-5 podłączyć do dawkomierza DPD-3.
6. Korzystając ze wzoru (3) obliczyć czas potrzebny do napromienienia wody dawką D=200 cGy na głębokości maksimum dawki w warunkach: SSD = 90, 80, 70 cm, pola: 5x5, 10x10, 20x20 cm, uwzględnić „czas martwy”.

czas martwy $t_0 = - 0,015$ min.;

$$t = \frac{200 \text{ cGy}}{\frac{D(SSD, XxY)}{DD_5(SSD, XxY)}} - |t_0| \quad (3)$$

7. Wykonać pomiar dawki *in vivo* w warunkach: SSD = 90, 80, 70 cm, pola: 5x5, 10x10, 20x20 cm, nastawiając na liczniku czasu wartości obliczone w punkcie 6.
8. Przygotować układ pomiarowy (III):
 - na podnośniku umieścić fantom CARPET;
 - diodę półprzewodnikową EDE-5 podłączyć do dawkomierza DPD-3.
9. Wykonać pomiar dawki *in vivo* na „pacjencie”; warunki napromieniania zgodne z zapisami w karcie napromieniania pacjenta.

3. Opracowanie wyników

1. Określić zależność bezwzględnej mocy dawki w wodzie od SSD i wielkości pola promieniowania.
2. Przygotować tabele wydajności względnych dla SSD = 90, 80, 70 cm, pola: 5x5, 10x10, 20x20 cm;

$$WW(SSD, XxY) = \frac{D(SSD, XxY)}{D(80, 10x10)}$$

(4)

3. Ocenic zgodność rachunków i wyników otrzymanych z użyciem dozymetrii *in vivo*.

4. Pytania kontrolne

1. Wymień główne elementy głowicy aparatu do teleterapii.
2. Podaj warunki referencyjne wyznaczania dawki zaabsorbowanej w wodzie dla wiązki promieniowania gamma Co-60.
3. Co to jest czas martwy przesuwu źródła?
4. Wymień główne zadania dozymetrii *in vivo*.

5. Literatura

1. F.M.Khan, The Physic of radiation Therapy, Lippincott Williams&Wilkins (1994)
2. P.Mayles, A.Nahum, J.Rosenwald, Handbook of Radiotherapy Physics, Taylor&Francis (2007)
3. Technical Reports Series No.398, IAEA (2000)