

# PODSTAWY PLANOWANIA LECZENIA, DOZYMETRIA WIĄZEK PROMIENIOWANIA X i ELEKTRONÓW.

---

## Spis treści

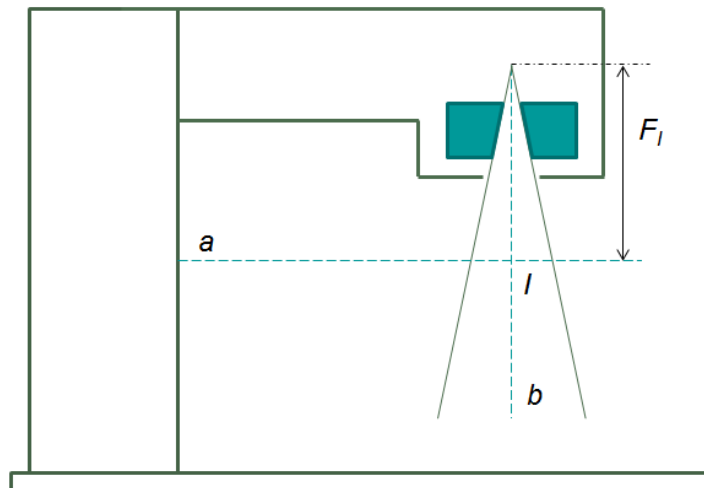
1.	Podstawy fizyczne.....	2
1.1.	Podstawowe parametry wiązki fotonów .....	2
1.2.	Podstawy planowania leczenia .....	7
1.3.	Określenie dawki w wodzie w warunkach referencyjnych (TRS No 398) - wiązki fotonów (energia 1 - 50 MV) .....	15
1.4.	Określenie dawki w wodzie w warunkach referencyjnych (TRS No 398) - wiązki elektronów (energia: 3 - 50 MeV).....	19
2.	Wykonanie ćwiczenia .....	22
2.1.	Zadania obliczeniowe .....	22
2.2.	Przygotowanie planów leczenia.....	23
2.3.	Dozymetria - wiązki fotonów .....	24
2.4.	Dozymetria - wiązki elektronów.....	24
3.	Opracowanie wyników.....	24
3.1.	Rozwiązanie zadań obliczeniowych .....	24
3.2.	Plany leczenia .....	24
3.3.	Wiązki fotonów.....	25
3.4.	Wiązki elektronów .....	25
4.	Pytania kontrolne.....	26
5.	Literatura .....	27



# 1. Podstawy fizyczne

## 1.1. Podstawowe parametry wiązki fotonów

### 1.1.1. Geometria aparatu



Rys. 1. Geometria aparatu:

- $a$  → oś obrotu ramienia (gantry);
- $b$  → oś obrotu kolimatora (oś centralna wiązki);
- $i$  → izocentrum;
- $F_I$  → odległość izocentryczna

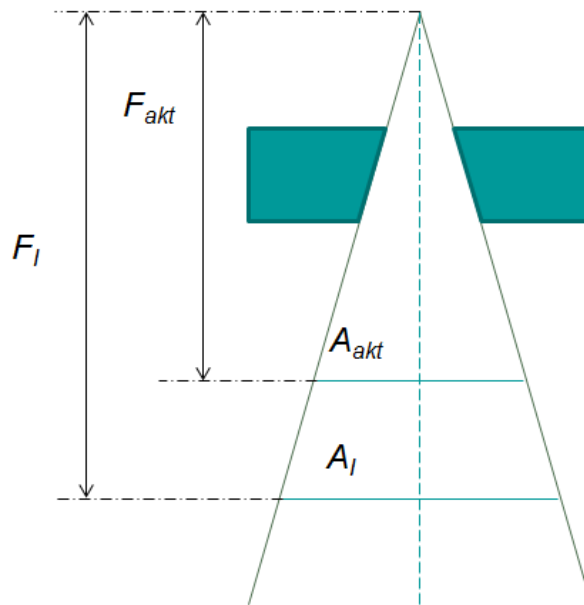
Izocentrum to punkt przecięcia osi obrotu ramienia (gantry) z osią obrotu kolimatora (osią centralną wiązki) – por. rys. 1.

Odległość izocentryczna to odległość od źródła do izocentrum, wynosi ona:

- dla medycznych akceleratorów liniowych – 80cm lub 100cm (zazwyczaj),
- dla aparatów ze źródłem  $\text{Co}^{60}$  (tzw. bomby kobaltowej) – 80cm (zazwyczaj) lub 100cm.

Wielkość pola promieniowania definiujemy w odległości izocentrycznej. Wielkość pola promieniowania na skórze pacjenta zależy od odległości  $F$  od źródła:

- Jeżeli  $F > F_I$  to pole promieniowania na skórze pacjenta jest większe od pola promieniowania w odległości izocentrycznej.
- Jeżeli  $F < F_I$  to pole promieniowania na skórze pacjenta jest mniejsze od pola promieniowania w odległości izocentrycznej. Wynika to z twierdzenia Talesa.



Rys. 2. Określanie wielkości pola:

$F_I$  → odległość izocentryczna;

$F_{akt}$  → aktualna odległość (np. odległość do skóry pacjenta);

$A_I$  → wymiar pola w odległości izocentrycznej;

$A_{akt}$  → wymiar pola w odległości aktualnej

Z twierdzenia Talesa (por. rys. 2):

$$\frac{A_{akt}}{A_I} = \frac{F_{akt}}{F_I} \quad (1)$$

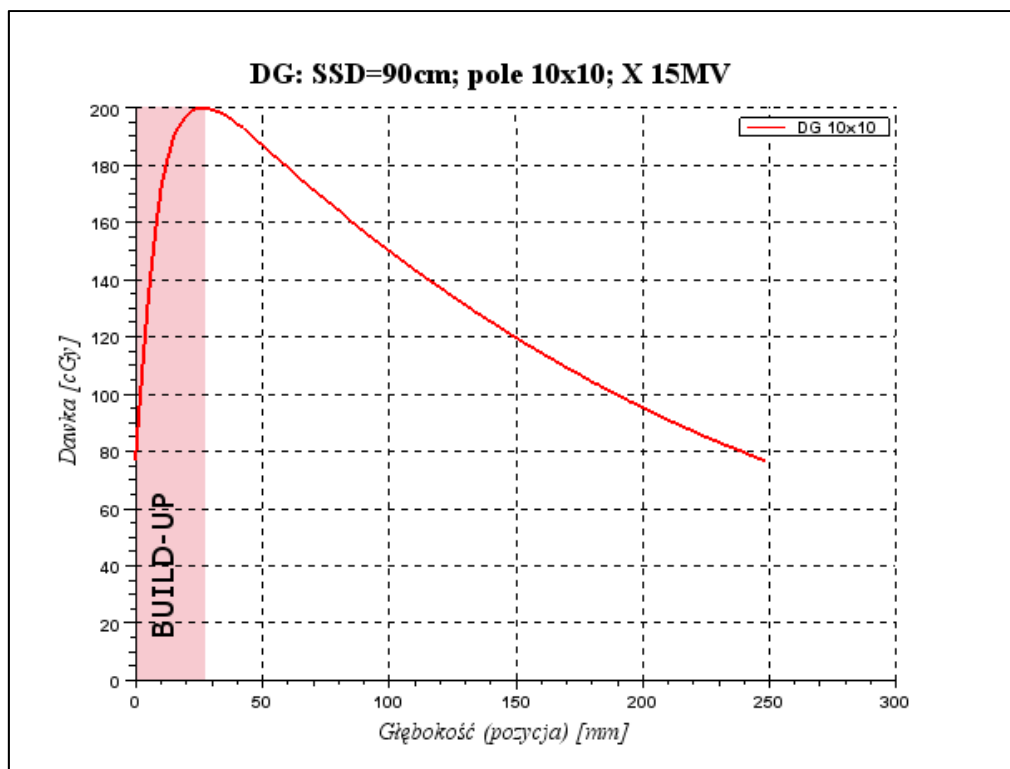
a zatem:

$$A_{akt} = \frac{F_{akt}}{F_I} \cdot A_I \quad (2)$$

### 1.1.2. Dawka głęboka

Dawka głęboka  $DG = D(z, A, SSD, E)$  to krzywa określająca dawkę  $D$  na głębokości  $z$ . Krzywa ta zależy od wielkości pola promieniowania  $A$ , energii  $E$  i odległości od źródła do powierzchni fantomu  $SSD$  (*Source Skin Distance*). Na krzywej dawki głębokiej wyróżniamy trzy podstawowe obszary (por. rys. 3):

- obszar narastania dawki – tzw. build-up, obszar ten kończy się w maksimum dawki na głębokości  $z = z_{max}$ .
- maksimum dawki – położony na głębokości  $z_{max}$  charakterystyczny punkt krzywej. Maksimum jest położone tym głębiej im wyższa jest średnia energia  $E$  wiązki fotonowej (por. rys. 4).
- obszar powolnego spadku dawki, który występuje dla głębokości  $z > z_{max}$ .



Rys. 3. *DG* dla pola 10cm x 10cm, *SSD* = 90cm, wiązka fotonowa o energii 15MV.

W teleradioterapii często posługujemy się pojęciem Procentowej Dawki Głębokiej (*PDG*):

$$PDG(z, A, SSD, E) = \frac{D(z)}{D(z_{max})} \cdot 100\% \quad (3)$$

Gdzie:

$z$  → głębokość

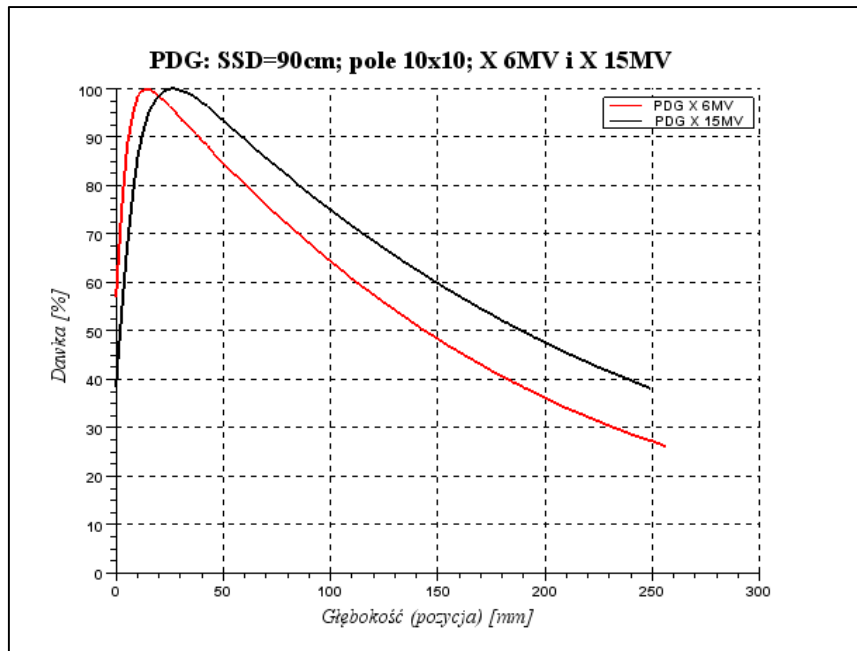
$z_{max}$  → głębokość, na której dawka osiąga maksimum

$A$  → wielkość pola w izocentrum

$SSD$  → odległość od źródła do powierzchni fantomu

$E$  → energia

$D(z)$  → dawka na głębokości  $z$

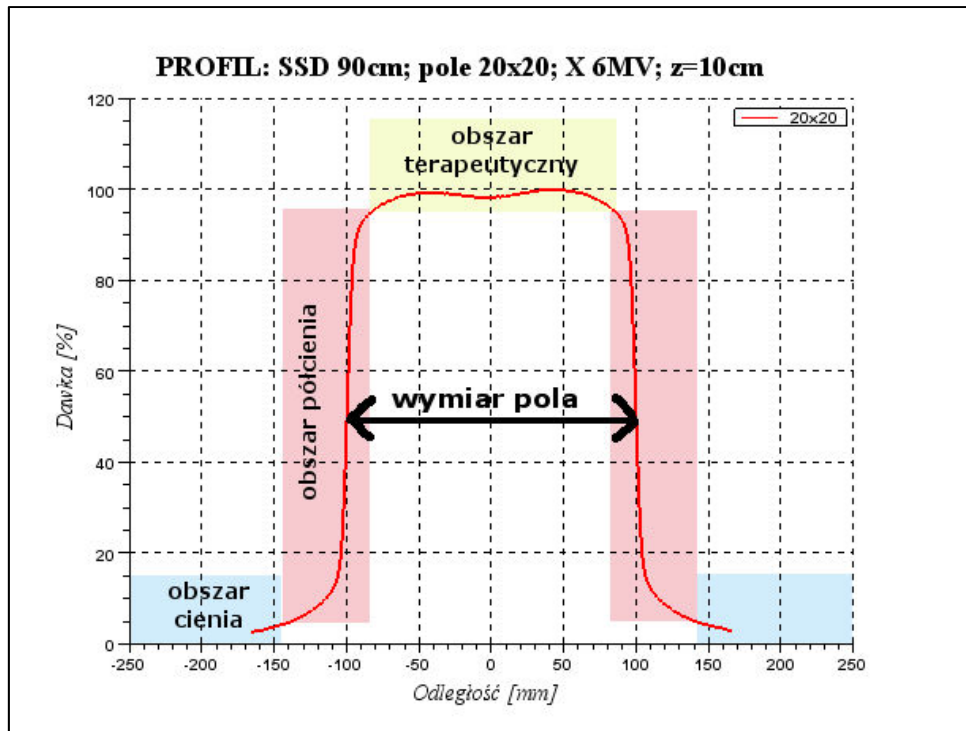


Rys. 4. Porównanie PDG dla wiązek fotonowych o energii 6MV oraz 15MV, pole 10cm x 10cm, SSD = 90cm.

### 1.1.3. Profil wiązki

Profil wiązki  $Pr(x, y, z, A, B, SSD)$  to krzywa mierzona na głębokości  $z$ , zwykle w płaszczyźnie równoległej do górnej powierzchni fantomu. Profil jest zazwyczaj normalizowany do dawki w osi wiązki, na głębokości pomiaru  $z$ . Krzywa profilu zależy od wielkości pola ( $A \times B$ ), odległości  $SSD$ , głębokości pomiaru  $z$  i prostej, wzdłuż której jest dokonywany pomiar ( $x, y$ ).

$$Pr(x, y, z, A, B, SSD) = \frac{D(x, y, z)}{D(0, 0, z)} \cdot 100\% \quad (4)$$



Rys. 5. Przykładowy profil pola 20cm x 20cm na głębokości  $z = 10\text{cm}$ ,  $SSD = 90\text{cm}$  dla wiązki fotonów o energii 6MV.

W profilu wiązki wyróżniamy 3 obszary (por. rys. 5):

- obszar cienia – jest to obszar jednorodnej, niskiej dawki ( $D < 5\%$ ) znajdujący się poza polem promieniowania;
- obszar półcienia – jest to obszar ostrego gradientu dawki (zwykle przyjmuje się, że jest to obszar, w którym  $5\% < D < 90\% \div 95\%$ );
- obszar terapeutyczny – obszar jednorodnej wysokiej dawki  $D$ , takiej że  $90\% \div 95\% < D < 100\%$ .

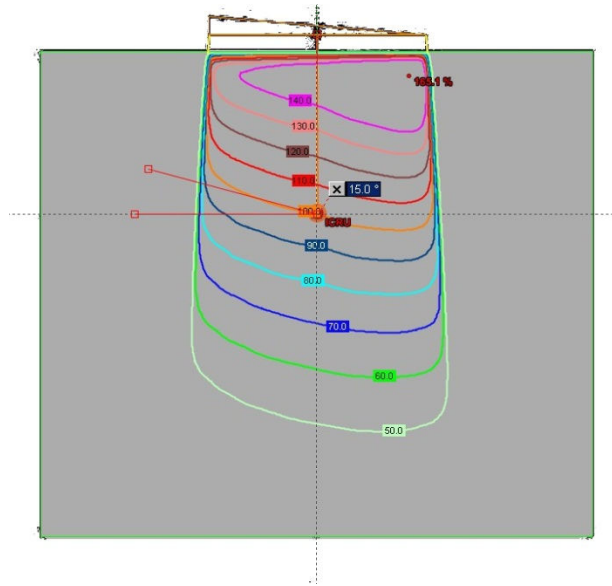
Pole promieniowania definiowane jest przez izodozę 50%.

#### 1.1.4. Modyfikatory rozkładu dawki

Modyfikatorami rozkładu dawki są:

- kliny mechaniczne
- kliny dynamiczne
- kliny efektywne
- dynamiczny kolimator wielolistkowy (*MultiLeaf Collimator - MLC*)
- kompensatory

Kąt łamiący klina mechanicznego definiujemy jako kąt nachylenia stycznej do izodozy przechodzącej przez punkt znajdujący się na osi wiązki na głębokości 10cm (por. rys. 6).



Rys. 6. Rozkład izodoz dla pola klinowanego z wykorzystaniem klina mechanicznego. Zaznaczono kąt klina zgodnie z definicją.

Klin mechaniczny (fizyczny) – klin wykonany ze stopu, fizycznie umieszczany na drodze wiązki terapeutycznej.

Klin dynamiczny – profil wiązki klinowanej klinem dynamicznym jest uzyskiwany przez ruch jednej ze szczęk kolimatora w trakcie wykonywania ekspozycji.

Klin efektywny (wirtualny) – klin powstający przez złożenie pola klinowanego i pola otwartego w odpowiednich proporcjach, zgodnie ze wzorem:

$$\theta_{eff} = \arctan(w_1 \cdot \tan\theta_1) \quad (5)$$

Gdzie:

$\theta_{eff}$  → kąt klina efektywnego

$w_1$  → waga pola klinowanego

$\theta_1$  → kąt klina

### 1.1.5. Modyfikatory kształtu pola promieniowania

Modyfikatorami kształtu pola promieniowania są:

- szczęki kolimatora
- osłony indywidualne
- kolimator wielolistkowy (*MultiLeaf Collimator - MLC*)

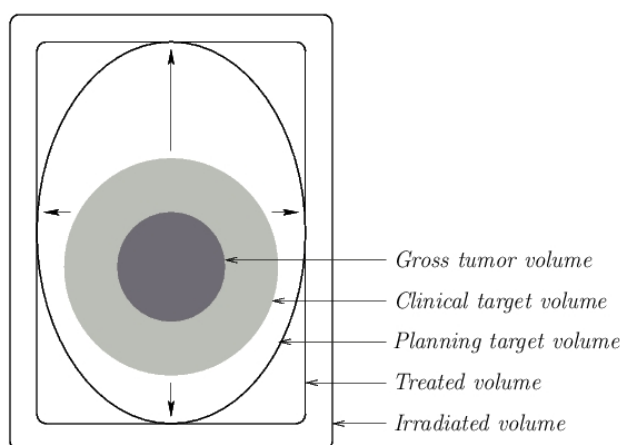
## 1.2. Podstawy planowania leczenia

Podstawowym celem planowania leczenia jest określenie optymalnej geometrii wiązek promieniowania, która przy z góry zadanej dawce całkowitej, aplikowanej w obszarze tkanek objętych procesem nowotworowym, zapewnia jak najniższą dawkę w obszarze narządów

szczególnie wrażliwych na promieniowanie i tkanek zdrowych. Jednocześnie, spełnione musi być kryterium jednorodności rozkładu dawki w obszarze przeznaczonym do napromieniania (tzw. obszarze tarczowym).

### 1.2.1. Struktury – obszar tarczowy

Raporty ICRU (*International Commission on Radiation Units & Measurements*) 50 i 62: Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy (1993) podają następujące definicje obszarów (por. rys. 7):



Rys. 7. Definicja obszarów tarczowych.

GTV (*Gross Tumor Volume*) – guz wyczuwalny w badaniu palpacyjnym albo widoczny w badaniu obrazowym obszar złośliwych komórek nowotworowych o dobrze określonych granicach. W przypadku napromieniania pacjentów po chirurgicznej resekcji guza obszaru GTV nie definiujemy.

CTV (*Clinical Target Volume*) – obszar tkanek zawierający GTV i mikroskopowe zmiany subkliniczne. Obszar CTV powstaje przez izotropowe dodanie marginesu do GTV – wielkość tego marginesu zależy od typu nowotworu.

PTV (*Planning Target Volume*) – obszar będący odzwierciedleniem koncepcji geometrycznej mającej na celu uwzględnienie złożenia ruchów CTV i niepewności ułożenia pacjenta. PTV powstaje przez dodanie marginesu do CTV – margines ten może nie być izotropowy. Stworzenie PTV ma na celu uzyskanie pewności (dużego prawdopodobieństwa), że CTV pomimo niedokładności ułożenia pacjenta i ruchu narządów wewnętrznych zostanie napromienione dawką terapeutyczną objęte izodozą terapeutyczną.

### 1.2.2. Organy krytyczne, dawka tolerancji

Narządy krytyczne dzielimy na:

- narządy o budowie szeregowej (por. rys. 8).  
Jednostki funkcjonalne narządu są ze sobą połączone szeregowo – uszkodzenie jednej z nich powoduje upośledzenie funkcji całego narządu.

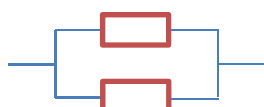


przykład: rdzeń kręgowy, pień mózgu



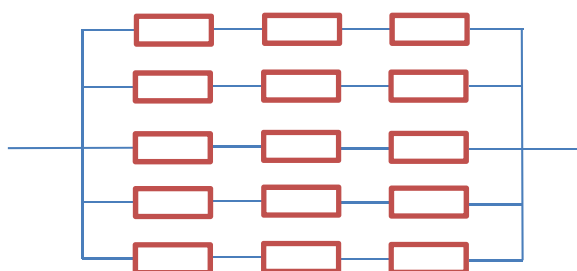
Rys. 8. Schemat organu o budowie szeregowej.

- narządy o budowie równoległej (por. rys. 9)  
Jednostki funkcjonalne narządu są ze sobą połączone równoległe – podanie w niewielkiej objętości wysokiej dawki nie prowadzi do upośledzenia funkcji całego narządu.  
przykład: płuca, nerki



Rys. 9. Schemat organu o budowie równoległej.

- narządy o budowie mieszanej (por. rys. 10)  
przykład: serce, mózg, jelito grube, skóra



Rys. 10. Schemat organu o budowie mieszanej.

Dawka pochłonięta – miara pochłaniania promieniowania jonizującego, jednostką dawki pochłoniętej jest Gy (1Gy=1J/1kg).

Dawka tolerancji dla narządu lub zdrowej tkanki określa dawkę, z podaniem której związane jest akceptowane ryzyko poważnego popromiennego uszkodzenia tej tkanki. Jest to dawka powodująca dopuszczalny (tj. występujący u nie więcej niż 5% pacjentów) poziom uszkodzeń zdrowych tkanek w okresie 5 lat od napromieniania (TD<sub>5/5</sub>). Wyjątek stanowi uszkodzenie popromienne (martwica) rdzenia kręgowego, którego częstość występowania nie powinna przekraczać 1%. Wartość dawki tolerancji jest określana na podstawie badań klinicznych i ich wyników przedstawionych w różnych publikacjach. Może się ona nieznacznie różnić w różnych ośrodkach radioterapeutycznych.

Wielkość dawki tolerancji zależy od wielkości dawki frakcyjnej (czyli od dawki aplikowanej pacjentowi podczas pojedynczej sesji terapeutycznej). Standardową dawką frakcyjną, dla której dobrze określone są dawki tolerancji jest dawka frakcyjna równa 2Gy.

$$D_d = D_{2Gy} \cdot \frac{2Gy + \frac{\alpha}{\beta}}{d + \frac{\alpha}{\beta}} \quad (6)$$

Gdzie:

$D_{2Gy}$  → dawka tolerancji dla standardowej dawki frakcyjnej 2Gy

$\frac{\alpha}{\beta}$  → miara wpływu dawki frakcyjnej na dawkę tolerancji dla danego narządu

$D_d$  → dawka tolerancji dla dawki frakcyjnej  $d$

### 1.2.3. Obliczenia – geometria standardowa

W geometrii standardowej (wejście wiązki prostopadłe do powierzchni fantomu, fantom wodny,  $SSD = 90cm$ ) aby obliczyć dawkę w dowolnym punkcie w fantomie należy skorzystać z iloczynu:

$$D_{stand}(x, y, z) = PDG(z, A, F) \cdot Pr(x, y, z, A, B, F) \quad (7)$$

gdzie:

$$PDG(z, A, F) = \frac{D(z)}{D(z_{max})} \cdot 100\% \quad (8)$$

$$Pr(x, y, z, A, B, F) = \frac{D(x, y, z)}{D(0,0, z)} \cdot 100\% \quad (9)$$

Wzór (7) wyraża dawkę w procentach dawki w maksimum na osi centralnej wiązki.

Warto zwrócić uwagę na to, że danymi wejściowymi do systemu planowania leczenia (*Treatment Planning System – TPS*) są pomiary wykonane w geometrii standardowej – w fantomie wodnym, w odległości  $SSD = 90cm$ , przy prostopadłym padaniu wiązki na powierzchnię fantomu.

### 1.2.4. Korekcje

Geometria rzeczywista w jakiej realizuje się napromienianie pacjenta może odbiegać od geometrii standardowej. Dlatego niezależnie od tego czy dawkę obliczamy „ręcznie” czy wykorzystujemy do tego system planowania leczenia musimy zastosować odpowiednie współczynniki korekcyjne. W przypadku gdy plan wykonujemy w systemie planowania leczenia, współczynniki są zwykle stosowane automatycznie (przez uwzględnienie w algorytmach obliczeniowych).

$$D_{rz}(x, y, z) = D_{stand}(x, y, z) \cdot \prod_{n=1}^N CF_n \quad (10)$$

Gdzie:

$D_{rz}(x, y, z)$  → dawka w geometrii rzeczywistej

$D_{stand}(x, y, z)$  → dawka w geometrii standardowej

$CF_n$  → współczynnik poprawkowy uwzględniający  $n$ -ty efekt

Podstawowe współczynniki korekcyjne to:

- korekcja na ukośne wejście wiązki (współczynnik korekcyjny uwzględnia kształt powierzchni ciała pacjenta i kąt pod jakim wiązka wchodzi do absorbenta) - w geometrii standardowej wiązka wchodzi prostopadle do prostopadłościennego fantomu
- korekcja na odległość pomiędzy źródłem promieniowania i powierzchnią absorbenta (tzw. korekcja na *SSD*) - w geometrii standardowej pomiary *PDG* i *Pr* są wykonywane dla jednej, określonej odległości *SSD*
- korekcja na obecność tkanek o innej gęstości i składzie atomowym niż gęstość i skład wody (tzw. korekcja na niejednorodność) - w geometrii standardowej pomiary są wykonywane w jednorodnym fantomie wodnym
- korekcja na obecność osłon - w geometrii standardowej nie używa się modyfikatorów kształtu pola

### 1.2.5. Techniki leczenia i planowania leczenia

Podstawowe techniki teleradioterapii:

#### 1. Techniki 2D

Techniki bazujące na obrazach 2D – zdjęciach rentgenowskich. Pacjent jest traktowany jako jednorodna bryła prostopadłościenna

#### 2. Techniki 3D

Techniki 3D obejmują wszystkie techniki, bazujące na obrazach 3D - badaniach tomografii komputerowej (TK). Zwykle techniki 3D to techniki konformalne, w których kształt izodozy terapeutycznej jest dopasowany do kształtu obszaru tarczowego. Przykładowe techniki 3D to:

- a) 3D-CRT (*Conformal RadioTherapy*) – tradycyjna technika konformalna, stosowane są modyfikatory kształtu wiązki (kolimator wielolistkowy *MLC* albo osłony indywidualne) oraz modyfikatory rozkładu dawki (kliny).
- b) IMRT (*Intensity Modulated RadioTherapy*) - coraz częściej stosowana technika konformalna. Pozwala na lepsze dopasowanie izodozy terapeutycznej do kształtu obszaru tarczowego. Wadą tej metody jest napromienienie stosunkowo dużej objętości zdrowych tkanek niskimi dawkami. Rolę modyfikatorów rozkładu dawki i kształtu pola pełnią listki kolimatora wielolistkowego. W pojedynczych polach terapeutycznych elementy kolimatora wielolistkowego *MLC* poruszają się w trakcie napromieniania (technika *sliding window*), bądź też pole terapeutyczne składa się z wielu segmentów o różnym położeniu listków (technika *step and shoot*).
- c) RapidArc (VMAT) - technika rozwijająca się. Modyfikatorem rozkładu dawki jest (jak w technice IMRT) kolimator wielolistkowy *MLC*. Jednak w przypadku tradycyjnej techniki IMRT plan jest realizowany przez pola terapeutyczne przy statycznym położeniu ramienia akceleratora. W przypadku techniki RapidArc ramię

akceleratora obraca się w trakcie napromieniania z jednoczesnym z ruchem listków MLC.

### 3. Techniki 4D

Techniki 4D to klasyczne konformalne techniki 3D, w których dodatkowym parametrem jest czas. W technikach tych staramy się uwzględnić ruchy fizjologiczne pacjenta np. ruchy oddechowe. Przykładem zastosowania techniki 4D jest wykonanie tomografii komputerowej (TK) i napromienianie pacjenta tylko w danej fazie oddechowej (np. na wydechu).

#### Dwie podstawowe techniki planowania leczenia:

##### 1. Planowanie wprzód (*forward planning*)

Osoba planująca leczenie dobiera energię wiązek, ustala geometrię planu leczenia (liczbę wiązek, kąty ramienia, kolimatora i stołu) a także wagi wiązek, modyfikatory kształtu pola i rozkładu dawki. Następnie oblicza rozkład dawki, analizuje go i ocenia. Chcąc wprowadzić zmiany, modyfikuje geometrię planu leczenia albo poszczególne modyfikatory.

Zwykle planowanie wprzód jest stosowane w technice 3D-CRT.

##### 2. Planowanie wsteczne – optymalizacja (*inverse planning*)

Osoba planująca leczenie wybiera geometrię planu leczenia. Następnie w tzw. optymalizatorze zadaje kryteria (ograniczenia) jakie plan powinien spełniać (zwykle są to kryteria typu dawka–objętość określone dla obszaru tarczowego i poszczególnych narządów krytycznych i tkanek normalnych). Po dokonaniu procesu optymalizacji oblicza rozkład dawki, analizuje go i ocenia. Chcąc wprowadzić zmiany, modyfikuje albo geometrię planu leczenia albo kryteria optymalizacji.

Zwykle planowanie wsteczne jest stosowane w technikach IMRT i RapidArc (VMAT) oraz w technikach pokrewnych.

#### **1.2.6. Kryteria oceny planu leczenia**

Obecnie w większości ośrodków radioterapeutycznych plany leczenia wykonuje się zgodnie z wytycznymi zawartymi w Raportach ICRU 50 i 62: Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy (1993):

#### Parametry statystyczne rozkładu dawki - kryteria:

Dla obszaru tarczowego:

- dawka minimalna ( $D_{min} > 95\%$ )
- dawka maksymalna ( $D_{max} < 107\%$ )
- dawka średnia ( $D_{mean} = 100\%$ )
- odchylenie standardowe (zwykle przyjmuje się  $STD < 3\%$ )

Dla narządów krytycznych o budowie szeregowej:

- dawka maksymalna

Dla narządów krytycznych o budowie równoległej:

- dawka średnia
- ograniczenia typu dawka – objętość

Dla narządów krytycznych o budowie mieszanej:

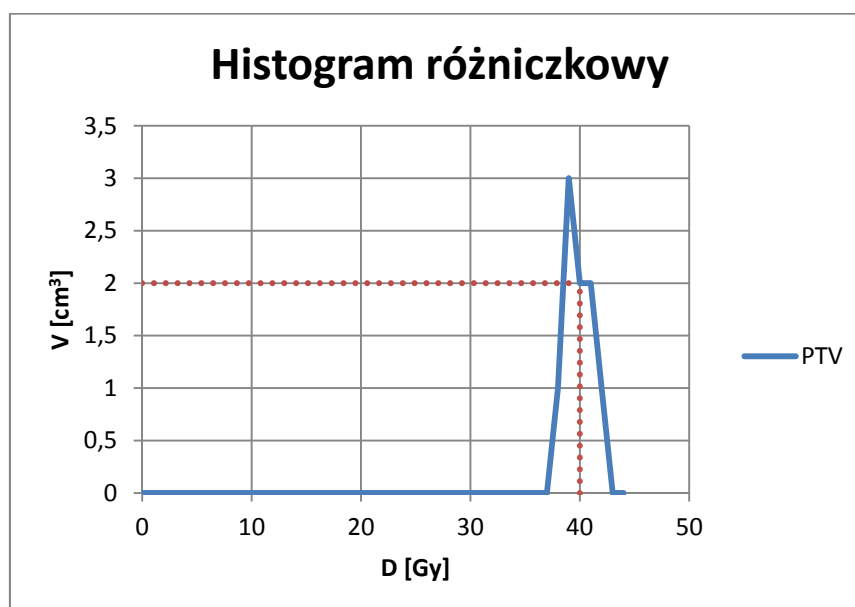
- dawka maksymalna
- dawka średnia
- ograniczenia typu dawka – objętość

Histogramy dawka-objętość (DVH – Dose Volume Histogram):

- Histogram różniczkowy (*differential*) – Punkt  $(D, V)$  na histogramie różniczkowym, mówi jaka objętość narządu otrzymuje dawkę równą  $D$ . Np.  $2\text{cm}^3$  narządu otrzymuje dokładnie dawkę  $40\text{Gy}$  (por. rys. 11 i 12).

37	36	38	39	39
36	38	39	40	37
38	41	42	41	39
37	39	40	39	38
36	39	38	39	37

Rys. 11. Przykładowa macierz dawki. Kwadrat odpowiada objętości  $1\text{cm}^3$ . Na niebiesko zaznaczono obszar PTV.



Rys. 12. Histogram różniczkowy dla przedstawionej macierzy dawki.

- Histogram całkowity (*cumulative*) – Punkt  $(D, V)$  na histogramie całkowym mówi, że objętość  $V$  otrzymuje dawki większe (lub równe) od dawki  $D$  – co należy rozumieć w ten sposób, że w objętości  $V$  występują tylko takie elementy (voxele), w których dawka jest równa  $D$  bądź od niej większa. Np.  $5\text{cm}^3$  narządu otrzymuje dawki większe

lub równe 40Gy. (por. rys. 13 i 14). Histogram całkowity  $DVH_{cum}$  jest funkcją histogramu różniczkowego  $DVH_{dif}$ :

$$DVH_{cum}(D_{i+1}) = \left(1 - \int_0^{D_i} DVH_{dif}\right) \cdot V_c \quad (11)$$

Gdzie:

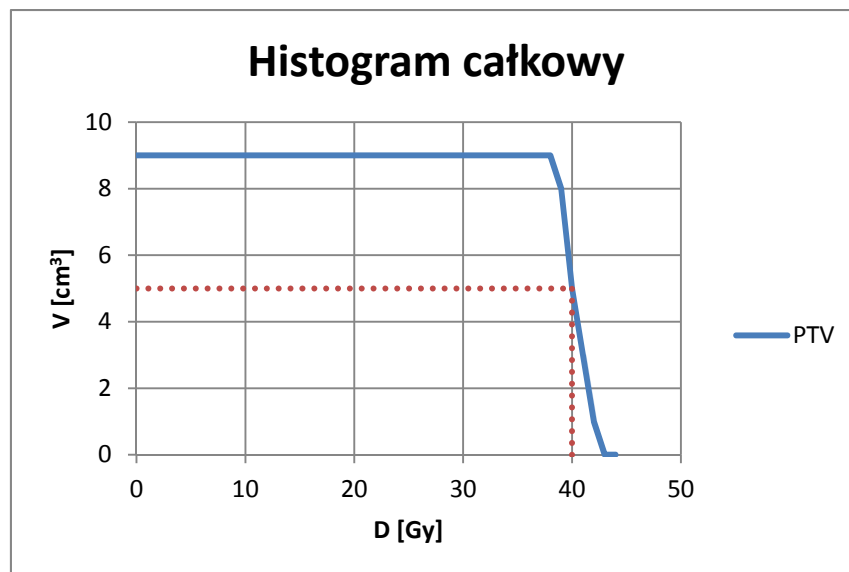
$V_c$  → objętość całkowita obszaru (dla histogramu procentowego  $V_c = 100\%$ )

$D_i$  → dawka w  $i$ -tym kroku

$i$  → krok dawki

37	36	38	39	39
36	38	39	40	37
38	41	42	41	39
37	39	40	39	38
36	39	38	39	37

Rys. 13. Przykładowa macierz dawki. Kwadrat odpowiada objętości  $1\text{cm}^3$ . Na niebiesko zaznaczono obszar  $PTV$ .



Rys. 14. Histogram całkowity dla przedstawionej macierzy dawki. Przerywaną linią zaznaczono punkt ( $V=5\text{cm}^3$ ,  $D=40\text{Gy}$ ).

Przykładowe inne parametry używane do oceny rozkładu dawki:

$HI$  – *Homogeneity Index* (stosunek różnicy dawki maksymalnej  $D_{MAX}$  i minimalnej  $D_{MIN}$  w obszarze tarczowym do dawki średniej  $D_{MEAN}$  w tym obszarze). Jest to współczynnik opisujący homogenność (jednorodność) dawki w obszarze tarczowym.

$$HI(PTV) = \frac{(D_{MAX}(PTV) - D_{MIN}(PTV))}{D_{MEAN}(PTV)} \quad (12)$$

CI – *Conformity Index* (jedność + stosunek objętości tkanek normalnych objętych dawką przypisaną  $V_{D\text{ przypisana}}(Norm)$  do objętości obszaru tarczowego objętego dawką przypisaną  $V_{D\text{ przypisana}}(PTV)$ ). Jest to współczynnik opisujący konformalność rozkładu dawki w obszarze tarczowym – czyli stopień dopasowania izodozy terapeutycznej do kształtu obszaru tarczowego.

$$CI = 1 + \frac{V_{D\text{ przypisana}}(Norm)}{V_{D\text{ przypisana}}(PTV)} \quad (13)$$

CovI – *Coverage Index* (stosunek objętości obszaru tarczowego objętej dawką przypisaną  $V_{D\text{ przypisana}}(PTV)$  do objętości całego obszaru tarczowego  $V(PTV)$ ). Jest to współczynnik opisujący stopień napromienienia obszaru tarczowego dawką przypisaną.

$$CovI = \frac{V_{D\text{ przypisana}}(PTV)}{V(PTV)} \quad (14)$$

### 1.2.7. Jednorodność dawki w obszarze tarczowym

Jako warunek jednorodności rozkładu dawki w obszarze tarczowym, w sytuacji ogólnej, możemy podać zerowanie się gradientu dawki w tzw. punkcie ICRU – czyli w środku geometrycznym obszaru tarczowego:

$$\sum_{n=1}^N [w_n \cdot \nabla(D_n(x, y, z))]_{(x_c, y_c, z_c)} = 0 \quad (15)$$

Gdzie:

$n$  → numer wiązki

$N$  → liczba wiązek

$D_n(x, y, z)$  → dawka od wiązki  $n$

$w_n$  → waga wiązki  $n$

$(x_c, y_c, z_c)$  → środek geometryczny obszaru tarczowego

Ta metoda może posłużyć do prostego algebraicznego optymalizowania wag wiązek. W tradycyjnym planowaniu leczenia osoba planująca leczenie wzrokowo ocenia kierunek gradientu dawki i używając modyfikatorów rozkładu dawki (klinów), wag wiązek i wyboru kąta obrotu kolimatora minimalizuje wielkość gradientu dawki w punkcie ICRU.

### **1.3. Określenie dawki w wodzie w warunkach referencyjnych (TRS No 398) - wiązki fotonów (energia 1 - 50 MV)**

Jednym z podstawowych zadań dozymetrii promieniowania jonizującego jest wyznaczenie dawki w warunkach referencyjnych oraz kalibracja aparatów terapeutycznych, czyli powiązanie jednostek dawki Gy z jednostkami w jakich są kalibrowane akceleratory medyczne (*Monitor Units - MU*), lub czasem wyrażonym w minutach, w przypadku aparatów do gammaterapii wyposażonych w źródło  $Co^{60}$ .

### 1.3.1. Warunki referencyjne

Warunki referencyjne dla określenia dawki w wodzie określone są w tabeli 1.

materiał fantomu	woda
typ komory	cyldryczna
głębokość pomiaru, $z_{ref}$	dla $TPR_{20,10} < 0,7$ 5g/cm <sup>2</sup> lub 10g/cm <sup>2</sup> dla $TPR_{20,10} > 0,7$ 10g/cm <sup>2</sup>
punkt referencyjny komory jonizacyjnej	na osi komory, w środku objętości czynnej
położenie punktu referencyjnego komory	na głębokości pomiarowej $z_{ref}$
SSD lub SCD	100cm
wielkość pola	10cm x 10cm

Tabela 1. (tab 13. TRS no 398)

Gdzie:

SSD (Source Skin Distance) → odległość od źródła powierzchni fantomu

SCD (Source Chamber Distance) → odległość od źródła do punktu referencyjnego komory jonizacyjnej

### 1.3.2. Dawka na głębokości referencyjnej $z_{ref}$

Dawka na głębokości referencyjnej  $z_{ref}$  obliczana jest ze wzoru:

$$D_{w,Q}[\text{cGy}] = N_{D,w} k_Q M_Q \quad (16)$$

Gdzie:

$N_{D,w}$  [cGy/dz] lub [cGy/nC] → współczynnik dawki pochłoniętej w wodzie dla jakości promieniowania  $Q$  ( $Q$  – wiązka  $\text{Co}^{60}$ ); wartość dostępna ze świadectwa wzorcowania;

$k_Q$  → (zależne od typu komory,  $TPR_{20,10}$ ) - współczynnik korekcyjny zależny od typu komory jonizacyjnej, uwzględniający różnicę jakości wiązki użytkownika i wiązki użytej do wzorcowania komory  $Q$  ( $Q$  – wiązka  $\text{Co}^{60}$ ), (tabela 14, TRS No 398);

$M_Q$  [dz] lub [nC] → odczyt dawkomierza  $W_Q$  [dz] lub [nC] na głębokości  $z_{ref}$  poprawiony na:

- Temperaturę ( $T$  [°C]) i ciśnienie ( $p$  [hPa]):

$$k_{T,p} = \frac{[(273,2 + T) \cdot 1013]}{293,2 \cdot p} \quad (17)$$

- efekt polaryzacji:



$$k_{pol} = \frac{(|M_+| + |M_-|)}{2M} \quad (18)$$

gdzie  $M_+$  i  $M_-$  to odczyty dawkomierza dla polaryzacji odpowiednio dodatniej i ujemnej, zaś  $M$  odczyt dawkomierza dla polaryzacji pracy (dodatniej lub ujemnej);

- zjawisko rekombinacji:

$$k_s = a_0 + a_1 \cdot \left(\frac{M_1}{M_2}\right) + a_2 \cdot \left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2 \quad (19)$$

gdzie  $M_1$  i  $M_2$  odczyty dawkomierza dla napięcia polaryzacji odpowiednio  $V_1$  i  $V_2$  (metoda dwóch napięć)

czyli:

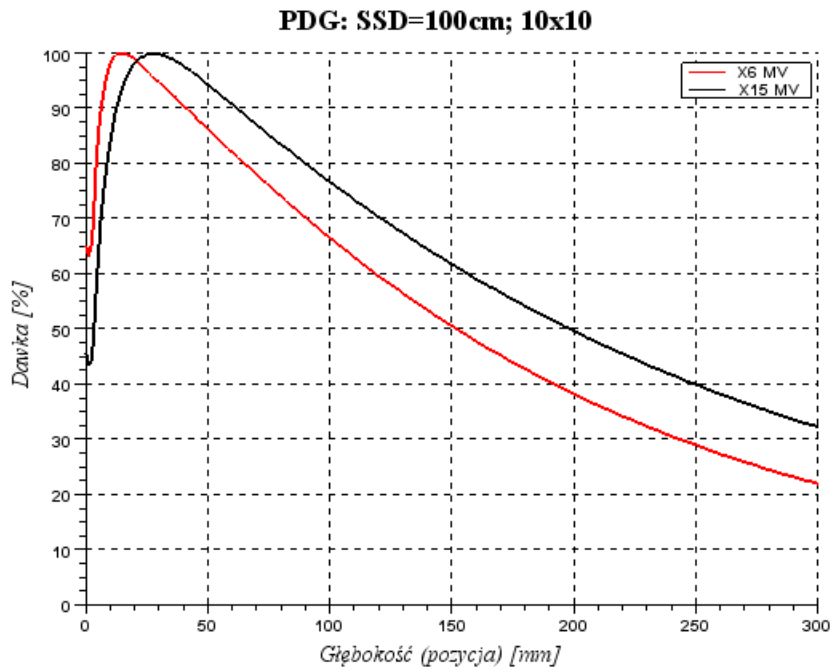
$$M_Q = W_Q k_{T,p} k_s k_{pol} \quad (20)$$

### 1.3.3. Jakość wiązki fotonów ( $TPR_{20,10}$ )

Warunki pomiaru, dla określenia jakości wiązki fotonów ( $TPR_{20,10}$ ), podane są w tabeli 2.

materiał fantomu	woda
typ komory	płaska lub cylindryczna
głębokość pomiaru, $z_{ref}$	20g/cm <sup>2</sup> i 10g/cm <sup>2</sup>
punkt referencyjny komory jonizacyjnej	<u>komora płaska</u> – na wewnętrznej powierzchni okienka, w środku okienka  <u>komora cylindryczna</u> – na osi komory, w środku objętości czynnej
położenie punktu referencyjnego komory	dla komory cylindrycznej i dla komory płaskiej na głębokości pomiarowej $z_{ref}$
$SCD$	100cm
wielkość pola w odległości $SCD$	10cm x 10cm

Tabela 2. (tab. 12 TRS 398)



Rys 15. Krzywe *PDG* dla wiązek fotonowych o energii 6MV i 15MV, pole 10cm x 10cm, *SSD* = 100cm.

Jakość wiązki ( $TPR_{20,10}$ ), określić można również na podstawie zmierzonej krzywej procentowej dawki głębokiej (*PDG*) – rys.15 – ze wzoru:

$$TPR_{20,10} = 1,2661PDG_{20,10} - 0,0595 \quad (21)$$

gdzie:

$PDG_{20,10}$  → stosunek procentowych dawek na głębokości 20cm i 10cm, dla pola kwadratowego o boku 10cm i odległości *SSD* = 100cm

#### 1.3.4. Warunki pomiaru *PDG*

Warunki pomiaru procentowej dawki głębokiej podane są w tabeli 3.

materiał fantomu	woda
typ komory	płaska lub cylindryczna
punkt referencyjny komory jonizacyjnej	<u>komora płaska</u> – na wewnętrznej powierzchni okienka, w środku okienka <u>komora cylindryczna</u> – na osi komory, w środku objętości czynnej
położenie punktu referencyjnego komory	<u>komora płaska</u> – na głębokości pomiarowej <u>komora cylindryczna</u> – $0,6 r_{cyl}$ głębiej niż głębokość pomiarowa

SSD	100cm
wielkość pola w odległości SSD	10cm x 10cm

Tabela 3. (TRS 398)

#### **1.4. Określenie dawki w wodzie w warunkach referencyjnych (TRS No 398) - wiązki elektronów (energia: 3 - 50MeV)**

##### **1.4.1. Warunki referencyjne**

Warunki referencyjne dla określenia dawki w wodzie określone są w tabeli 4.

materiał fantomu	dla $R_{50} \geq 4\text{g/cm}^2$ – woda dla $R_{50} < 4\text{g/cm}^2$ – woda lub plastik
typ komory	dla $R_{50} \geq 4\text{g/cm}^2$ – płaska lub cylindryczna dla $R_{50} < 4\text{g/cm}^2$ – płaska
głębokość pomiarowa	$z_{ref} = 0,6R_{50} - 0,1$ [ $\text{g/cm}^2$ ]
punkt referencyjny komory jonizacyjnej:	<u>komora płaska</u> – na wewnętrznej powierzchni okienka, na środku okienka  <u>komora cylindryczna</u> – na osi komory, w środku objętości czynnej
położenie punktu referencyjnego komory	<u>komora płaska</u> - na głębokości pomiarowej <u>komora cylindryczna</u> - $0,5 r_{cyl}$ głębiej niż głębokość pomiarowa
SSD	100cm
wielkość pola na powierzchni fantomu	10cm x 10cm

Tabela 4. (tab 17. TRS no 398)

##### **1.4.2. Dawka na głębokości referencyjnej $z_{ref}$**

Dawka na głębokości referencyjnej  $z_{ref}$  obliczana jest ze wzoru:

- Przy wzorcowaniu w wiązce  $\text{Co}^{60}$ :
 
$$D_{w,Q} [\text{cGy}] = M_Q N_{D,w,Q} k_Q \quad (22)$$

- Przy wzorcowaniu w wiązce elektronów:
 
$$D_{w,Q} [\text{cGy}] = M_Q N_{D,w,Qcross} k_{Q,Qcross} \quad (23)$$

gdzie:

$M_Q$  [dz] lub [nC] → odczyt dawkomierza  $W_Q$  [dz] lub [nC] na głębokości  $z_{ref}$  poprawiony na:

- Temperaturę ( $T$  [°C]) i ciśnienie ( $p$  [hPa]):

$$k_{T,p} = \frac{[(273,2 + T) \cdot 1013]}{293,2 \cdot p} \quad (24)$$

- efekt polaryzacji:

$$k_{pol} = \frac{(|M_+| + |M_-|)}{2M} \quad (25)$$

gdzie  $M_+$  i  $M_-$  to odczyty dawkomierza dla polaryzacji odpowiednio dodatniej i ujemnej, a  $M$  odczyt dawkomierza dla polaryzacji pracy (dodatniej lub ujemnej);

- zjawisko rekombinacji:

$$k_s = a_0 + a_1 \cdot \left(\frac{M_1}{M_2}\right) + a_2 \cdot \left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2 \quad (26)$$

gdzie  $M_1$  i  $M_2$  odczyty dawkomierza dla napięcia polaryzacji odpowiednio  $V_1$  i  $V_2$  (metoda dwóch napięć)

czyli:

$$M_Q = W_Q k_{T,p} k_s k_{pol} \quad (27)$$

$N_{D,w,Q}$  [cGy/dz] lub [cGy/nC] → współczynnik dawki pochłoniętej w wodzie dla jakości promieniowania  $Q$  ( $Q$  – wiązka  $\text{Co}^{60}$ ); wartość dostępna ze świadectwa wzorcowania;

$N_{D,w,Qcross}$  [cGy/dz] lub [cGy/nC] → współczynnik dawki pochłoniętej w wodzie dla jakości promieniowania  $Q_{cross}$  ( $Q_{cross}$  – wiązka elektronów użyta do wzorcowania komory); wartość dostępna ze świadectwa wzorcowania;

$k_Q$  (zależne od typu komory,  $R_{50}$ ) → współczynnik korekcyjny zależny od typu komory jonizacyjnej, uwzględniający różnicę jakości wiązki użytkownika i wiązki  $Q$  użytej do wzorcowania komory ( $Q$  - wiązka  $\text{Co}^{60}$ ), (tabela 18, TRS No 398);

$k_{Q,Qcross}$  (zależne od typu komory,  $R_{50}$ ) → współczynnik korekcyjny zależny od typu komory jonizacyjnej, uwzględniający różnicę jakości wiązki użytkownika i wiązki elektronów  $Q_{cross}$  użytej do wzorcowania komory, (tabela 19, TRS No 398);

$$k_{Q,Qcross} = \frac{k_{Q,Qint}}{k_{Qcross,Qint}} \quad (28)$$

Gdzie:

$k_{Q,Qint}$  → dla danego typu komory i wiązki elektronów użytkownika

$k_{Qcross,Qint}$  → dla danego typu komory i wiązki elektronów użytej do wzorcowania

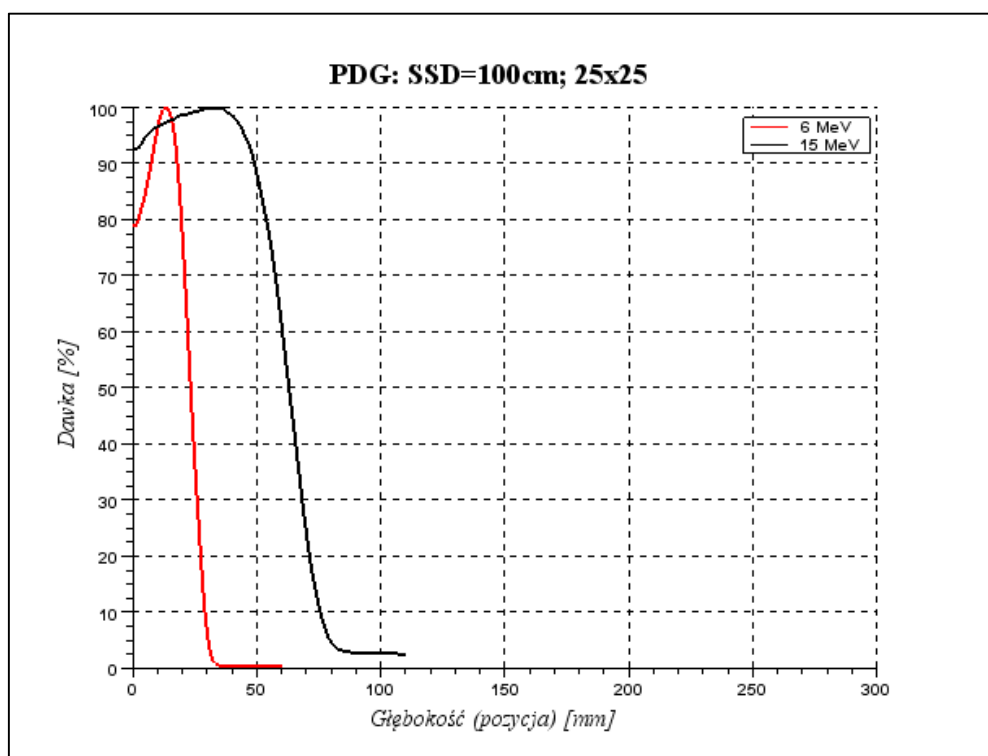
$k_{Q,Qint}$  i  $k_{Qcross,Qint}$  dostępne w tabeli 19, TRS No 398

### 1.4.3. Jakość wiązki elektronów ( $R_{50}$ )

Warunki pomiaru, dla określenia jakości wiązki elektronów ( $R_{50}$ ), podane są w tabeli 5

materiał fantomu	dla $R_{50} \geq 4\text{g/cm}^2$ – woda dla $R_{50} < 4\text{g/cm}^2$ – woda lub plastik
typ komory	dla $R_{50} \geq 4\text{g/cm}^2$ – płaska lub cylindryczna dla $R_{50} < 4\text{g/cm}^2$ – płaska
punkt referencyjny komory jonizacyjnej	<u>komora płaska</u> – na wewnętrznej powierzchni okienka, na środku okienka  <u>komora cylindryczna</u> – na osi komory, w środku objętości czynnej
położenie punktu referencyjnego komory	<u>komora płaska</u> – na głębokości pomiarowej <u>komora cylindryczna</u> – $0,5 r_{cyl}$ głębiej niż głębokość pomiarowa
SSD	100cm
wielkość pola na powierzchni fantomu	dla $R_{50} \leq 7\text{g/cm}^2$ – co najmniej 10cm x 10cm dla $R_{50} > 7\text{g/cm}^2$ – co najmniej 20cm x 20cm

Tabela 5. (tab. 16 TRS 398)



Rys 16. Porównanie PDG dla wiązek elektronów o energiach: 6MeV i 15MeV, pole 25cm x 25cm, SSD = 100cm.

Na podstawie zmierzonej krzywej jonizacji, zgodnie z warunkami określonymi w tabeli 5, wyznaczany jest zasięg  $R_{50,jon}$ .

Korzystając ze wzoru:

$$R_{50} = 1,029R_{50,jon} - 0,06 \quad (29)$$

$$\text{(dla } R_{50,jon} \leq 10 \frac{\text{g}}{\text{cm}^2}\text{),}$$

wyznaczany jest zasięg  $R_{50}$  (przykładowe krzywe  $PDG$  dla wiązek elektronów – wykres 16 ), a następnie głębokość pomiarowa  $z_{ref}$  zgodnie ze wzorem:

$$z_{ref} = 0,6R_{50} - 0,1 \quad (30)$$

$$[z_{ref}] = \frac{\text{g}}{\text{cm}^2}$$

#### 1.4.4. Dawka na głębokości $z_{max}$

Dawka na głębokości  $z_{max}$  obliczana jest wzorem:

$$D_{w,Q}(z_{max})[\text{cGy}] = D_{w,Q}/PDG(z_{ref}) \quad (31)$$

Gdzie:

$D_{w,Q}$  → dawka na głębokości  $z_{ref}$

$PDG(z_{ref})$  → wartość procentowej dawki głębokiej na głębokości  $z_{ref}$

Zmierzoną krzywą jonizacji dla pola 10cm x 10cm (pozostałe warunki pomiaru identyczne jak w tabeli 5), przelicza się na krzywą dawki wykorzystując oprogramowanie analizatora pola. Z krzywej dawki wyznacza się wartość procentowej dawki głębokiej na głębokości referencyjnej  $z_{ref}$ .

## 2. Wykonanie ćwiczenia

### 2.1. Zadania obliczeniowe

Przykładowe typy zadań obliczeniowych:

Zad. 1

Jaki wymiar ma pole 10cm x 10cm w odległości 110cm dla medycznego akceleratora liniowego, jeżeli odległość izocentryczna wynosi 100cm.

Zad. 2

Znając wykres *PDG* i wiedząc, że w maksimum zdeponowano dawkę 400cGy podaj jaką dawkę zdeponowano na 15cm.

### Zad. 3

Znając wykres *PDG* i wiedząc, że na głębokości 10cm zdeponowano dawkę 400cGy podaj jaką dawkę zdeponowano na 15cm.

### Zad. 4

Dawka tolerancji dla rdzenia kręgowego wynosi 45Gy przy standardowym frakcjonowaniu. Oblicz dawkę tolerancji dla rdzenia kręgowego jeśli dawka frakcyjna wynosić będzie 4Gy.  $\frac{\alpha}{\beta}$  dla rdzenia kręgowego wynosi 2Gy.

## **2.2. Przygotowanie planów leczenia**

### **2.2.1. Plan leczenia 3D-CRT**

Wykonanie planu leczenia 3D obejmuje:

- wybór geometrii naświetlania (ilość wiązek, kąt obrotu ramienia)
- wybór energii wiązek
- wybór modyfikatorów kształtu wiązki
- wybór modyfikatorów rozkładu dawki
- ocenę planu na histogramie dawka-objętość (*DVH*)

### **2.2.2. Plan leczenia IMRT**

Wykonanie planu leczenia IMRT obejmuje:

- wybór geometrii naświetlania (ilość wiązek, kąt obrotu ramienia)
- wybór energii wiązek
- definicję ograniczeń dawka-objętość potrzebnych do optymalizacji
- ocenę planu na histogramie dawka-objętość (*DVH*)

### **2.3. Dozymetria - wiązki fotonów**

W celu określenia dawki w warunkach referencyjnych dla wiązek fotonowych o energiach 6 i 15MV należy:

- określić współczynnik jakości wiązki
- wyznaczyć współczynniki poprawkowe
- określić dawkę na głębokości  $z_{ref}$

### **2.4. Dozymetria - wiązki elektronów**

W celu określenia dawki w warunkach referencyjnych dla wiązek elektronów o energiach 6, 22MeV należy:

- określić współczynnik jakości wiązki
- wyznaczyć współczynniki poprawkowe
- obliczyć głębokość punktu pomiarowego  $z_{ref}$
- określić dawkę na głębokości  $z_{ref}$
- określić z krzywej *PDG* zależność pomiędzy  $D(z_{ref})$  i  $D(z_{max})$
- obliczyć dawkę na głębokości  $z_{max}$

## **3. Opracowanie wyników**

### **3.1. Rozwiązanie zadań obliczeniowych**

Rozwiązanie zadań obliczeniowych obejmuje:

- Wypisanie danych
- Zidentyfikowanie problemu i właściwych wzorów
- Obliczenia rachunkowe
- Odpowiedź i jej analiza

### **3.2. Plany leczenia**

Porównanie planów leczenia wykonanych techniką 3D-CRT i IMRT:

- rozkłady dawki w przekrojach poprzecznych



- histogramy dawka – objętość
- ocena parametrów statystycznych planów leczenia dla obszaru tarczowego i narządów krytycznych
- obliczenie współczynników parametryzujących plany leczenia:  $HI$ ,  $CI$ ,  $CovI$

### **3.3. Wiązki fotonów**

- wyznaczyć  $k_s$  i  $k_{pol}$  dla komory jonizacyjnej używanej do pomiaru dawki oraz  $k_{T,p}$ ;
- określić jakość wiązki fotonów mierząc  $TPR_{20,10}$  (warunki pomiaru określone w tabeli 2);

lub

wyznaczyć  $PDG_{20,10}$  z krzywej  $PDG$  (warunki pomiaru określone w tabeli 3), następnie obliczyć  $TPR_{20,10}$  ze wzoru 21:

$$TPR_{20,10} = 1,2661 \cdot PDG_{20,10} - 0,0595;$$

- wyznaczyć wartość  $k_Q$  dla komory jonizacyjnej (tab. 14 TRS No 398);
- określić dawkę na głębokości  $z_{ref}$  (warunki pomiaru podane w tabeli 1) – wzór 16:

$$D_{w,Q}[\text{cGy}] = M_Q N_{D,w} k_Q$$

### **3.4. Wiązki elektronów**

- wyznaczyć  $k_s$  i  $k_{pol}$  dla komory jonizacyjnej używanej do pomiaru dawki oraz  $k_{T,p}$ ;
- wyznaczyć  $R_{50,jon}$  z krzywej jonizacji (warunki pomiaru określone w tabeli 5);
- obliczyć parametr jakości wiązki elektronów  $R_{50}$  ze wzoru 29:

$$R_{50} = 1,029R_{50,jon} - 0,06$$

- wyznaczyć wartość  $k_Q$  dla komory wzorcowanej w wiązce  $\text{Co}^{60}$  (tab. 18 TRS No 398);
- obliczyć głębokość punktu pomiarowego  $z_{ref}$  ze wzoru 30:

$$z_{ref} = 0,6R_{50} - 0,1$$

- wyznaczyć wartość procentowej dawki głębokiej  $PDG(z_{ref})$  na głębokości punktu pomiarowego  $z_{ref}$  ze zmierzonej krzywej jonizacji dla pola 10cm x 10cm (pozostałe warunki pomiaru jak w tabeli 5), po przeliczeniu jej na krzywą dawki,

- określić dawkę na głębokości  $z_{ref}$  (warunki pomiaru podane w tabeli 4) – wzór 22:

$$D_{w,Q}[\text{cGy}] = M_Q N_{D,w,Q} k_Q \text{ (wzorcowanie w wiązce } \text{Co}^{60}\text{)};$$

- obliczyć dawkę na głębokości  $z_{max}$  ze wzoru 31:

$$D_{w,Q}(z_{max})[\text{cGy}] = D_{w,Q}/PDG(z_{ref})$$

#### **4. Pytania kontrolne**

1. Wymień główne elementy głowicy liniowego akceleratora medycznego.
2. Podaj warunki referencyjne wyznaczania dawki zaabsorbowanej w wodzie dla wiązki fotonów.
3. Podaj warunki referencyjne wyznaczania dawki zaabsorbowanej w wodzie dla wiązki elektronów.
4. Znając wykres *PDG* i dawkę na głębokości  $z_1$  podaj dawkę na głębokości  $z_2$ .
5. Podaj cel planowania radioterapii.
6. Podaj parametry określające energię wiązki fotonów / elektronów.
7. Znając rozkład dawki w fantomie narysuj wektor gradientu dawki.
8. Podaj definicję izocentrum.
9. Podaj definicję odległości izocentrycznej i jej przykładowe wartości.
10. Podaj typy komór stosowane w ćwiczeniu.
11. Wymień modyfikatory kształtu pola promieniowania.
12. Wymień modyfikatory rozkładu dawki.
13. Podaj na jakiej głębokości specyfikowana jest dawka bezwzględna dla wiązki fotonowej.
14. Podaj definicję *GTV*, *CTV*, *PTV*
15. Wyjaśnij dlaczego dla otwartych komór jonizacyjnych stosuje się poprawkę na ciśnienie i temperaturę.
16. Wyjaśnij pojęcie narządu szeregowego/równoległego. Podaj przykłady.
17. Wyjaśnij pojęcia, zaznacz na profilu wiązki: obszar terapeutyczny, obszar półcienia, obszar cienia.
18. Podaj na jakiej głębokości wykonujemy pomiar dawki bezwzględnej dla wiązek elektronów i na jakiej wyznaczamy dawkę.
19. Wyjaśnij jak zmienia się *PDG* w zależności od energii wiązki fotonowej.
20. Znając dawkę tolerancji narządu krytycznego przy standardowym frakcjonowaniu policz dawkę tolerancji przy frakcjonowaniu niestandardowym.

21. Wymień podstawowe korekcje stosowane przy obliczaniu dawki w obliczeniach ręcznych i w systemach do planowania leczenia.
22. Podaj definicję kąta klina.
23. *Podaj od czego zależy PDG wiązki fotonowej dla danej energii.*
24. Podaj od czego zależy profil wiązki fotonowej dla danej energii.
25. Wyjaśnij pojęcie dawki tolerancji dla narządu krytycznego.
26. Naskicuj *PDG* (wiązka fotonowa, elektronowa).
27. Naskicuj profil wiązki fotonowej (otwartej, klinowanej).
28. Opisz technikę napromieniania nowotworu gruczołu krokowego fotonowymi wiązkami ortogonalnymi (liczba wiązek, kąty głowicy, energia wiązek, modyfikatory kształtu pola, modyfikatory rozkładu dawki).
29. Wyjaśnij znaczenie parametrów *HI*, *CI*, *CovI*

## **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)
4. „Biocybernetyka i inżyniera biomedyczna 2000” tom.9 „Fizyka medyczna”, red. Maciej Nałęcz; Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT
5. „Charakterystyka wiązek terapeutycznych fotonów i elektronów” Paweł F. Kukołowicz, Kielce 2001
6. „Biologiczne podstawy radioterapii” Anna Gasińska, Kraków 2001