

# ALFARD Teoria obliczeń

## SPIS TREŚCI

1. WPROWADZENIE .....	1
2. POMIAR MOCY DAWKI PROMIENIOWANIA .....	2
3. ROZKŁAD DAWKI POCHŁONIĘTEJ DLA FOTONÓW .....	3
3.1 Funkcje opisujące spadek dawki pochłoniętej z głębokością.....	3
3.2 Funkcja profilu .....	5
3.3 Dawka standardowa .....	8
3.4 Współczynnik wielkości pola C(S) .....	9
4. ALGORYTMY OBLICZEŃ DLA FOTONÓW .....	9
4.1 Sposób obliczania dawki w dowolnym punkcie .....	9
4.2 Opis algorytmu obliczania rozkładu dawki w pacjencie .....	11
4.2.1 Wyznaczanie głębokości efektywnej.....	13
4.2.2 Technika obrotowa .....	15
5. OBLICZANIE CZASU NAPROMIENIANIA .....	15
5.1 Przykładowe wydruki wraz z opisami.....	16
6. ALGORYTMY OBLICZEŃ DLA ELEKTRONÓW .....	18
6.1 Spadek dawki z głębokością.....	18
6.2 Modyfikacja funkcji profilu .....	20
6.3 Źródło wirtualne .....	22
6.4 Współczynniki Kxy .....	23
7. HISTOGRAMY .....	24
8. OPRACOWANIE WYNIKÓW POMIAROWYCH .....	25
8.1 Funkcja TPR dla Theratron-u 780 C .....	26
8.2 Współczynnik C(S) dla Theratron-u 780 C.....	27
8.3 Funkcja TPR dla Neptuna .....	27
8.4 Współczynnik C(S) dla Neptuna .....	27
Dodatek .....	28
NAZWY I SYMBOLE STOSOWANE W DOZYMETRII KLINICZNEJ .....	29

## 1. WPROWADZENIE

System Planowania Teleradioterapii *ALFARD* jest efektem pracy zespołu specjalistów - fizyków i informatyków. Uruchomienie podstawowej wersji Systemu wymagało kilku lat. Programy obliczające i prezentujące rozkłady dawek promieniowania jonizującego wewnątrz obrysu pacjenta są ciągle rozwijane i uzupełniane o nowe możliwości.

Ta część dokumentacji (związana z wersją 8.0 Systemu 1997r) opisuje część obliczeniową Systemu Planowania Teleradioterapii *ALFARD* i zawiera informacje dotyczące:

- technik pomiarowych i obliczeniowych,
- dozymetrii,
- sposobów napromieniania i określania czasu napromieniania.

Przedstawienie wszystkich szczegółów stosowanych algorytmów jest niemożliwe i niecelowe. Dla

użytkownika Systemu Planowania istotne są tylko wybrane informacje. Czasem celowe jest przypomnienie pewnych definicji i wzorów.

Opisano tu algorytm obliczania rozkładów dawek od promieniowania fotonowego na podstawie TPR (*Tissue-Phantom-Ratio*). Podano wyprowadzenia ważniejszych wzorów oraz przedstawiono wzajemne relacje między podstawowymi wielkościami, którymi posługują się fizycy i radioterapeuci. W rozdziale 6 opisano sposób obliczania dawki dla elektronów. Rozdział 8 zawiera przykład opracowania danych pomiarowych. Zestawiono w nim wzory w postaci procedur w języku Pascal, opisujące współczynniki TPR(S,g) i C(S).

Opis niniejszy nie zawiera informacji związanych z programowaniem. Nie wyjaśniono algorytmu wyznaczania izolinii i innych ważnych procedur geometrycznych, które zostały zastrzeżone do dyspozycji Laboratorium Systemów Komputerowych.

## 2. POMIAR MOCY DAWKI PROMIENIOWANIA

Pomiar mocy dawki pochłoniętej wykonuje się komorą jonizacyjną w fantomie tkankopodobnym. Wykonując pomiar komorą jonizacyjną otrzymuje się wartość mocy dawki ekspozycyjnej (najczęściej w R/JM lub R/min). Aby otrzymać moc dawki pochłoniętej (w cGy/JM lub cGy/min) należy przeliczyć otrzymaną wartość ekspozycji uwzględniając niezbędne współczynniki zgodnie z zaleceniami stosowanego protokołu dozymetrycznego.

Poniżej przedstawiono sposób pomiaru mocy dawki określającej wydajność aparatu. Warunki te, określane w niniejszym opracowaniu jako standardowe, są następujące:

dla techniki SSD pomiar wykonuje się:

- w odległości źródło-powierzchnia fantomu (SSD) 100 cm (80 cm)
- pola napromieniania określonego na powierzchni fantomu i równego  $10 \times 10 \text{ cm}^2$
- na głębokości  $g_{\text{ref}}$  (np. dla Co-60 i fotonów 9 MV - 5 cm)
- dla czasu pomiaru  $t_{\text{pom}}$ , (np. 200, 300 jednostek monitorowych [JM] lub 1 minuta w zależności od aparatu)

dla techniki izocentrycznej pomiar wykonuje się:

- w odległości źródło-izocentrum (SAD) 100 cm (80 cm);
- dla pola napromieniania określonego w izocentrum i równego  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ;
- na głębokości  $g_{\text{ref}}$ ;
- dla czasu pomiaru  $t_{\text{pom}}$  (np. 200, 300 jednostek monitorowych [JM] lub 1 minuta - w zależności od aparatu).

- Głębokość punktu referencyjnego  $g_{ref}$  jest określona dla poszczególnych rodzajów i energii promieniowania zaleceniami protokołów dozymetrycznych. Według raportu nr 277 IAEA o głębokości punktu referencyjnego dla fotonów decyduje jakość wiązki promieniowania określana przez współczynnik jakości  $TPR_{10}^{20}$  1 (iloraz TPR na głębokości 20 i 10 cm dla pola 10x10 cm). Dla wiązek promieniowania, dla których  $TPR_{10}^{20}$  2 jest mniejszy niż 0.716 zaleca się stosować  $g_{ref} = 5$  cm. Dla wyższych energii promieniowania  $g_{ref} = 10$  cm. W przypadku elektronów pomiaru wydajności dokonuje się na głębokości maksymalnej dawki, zatem  $g_{ref}$  jest różna dla różnych energii.

Moc dawki pochłoniętej zmierzona wg opisanych wyżej warunków nazywana jest w tym opracowaniu "dawką standardową" -  $D_{st}$ . Dawka standardowa określa wydajność aparatu i służy do obliczania czasu napromieniania oraz dawki w dowolnym punkcie napromienianego obszaru. ALFARD wymaga podania wartości dawki standardowej zmierzonej w technice SSD.

### 3. ROZKŁAD DAWKI POCHŁONIĘTEJ DLA FOTONÓW

Moc dawki w dowolnym punkcie napromienianego obszaru można obliczyć korzystając z:

- funkcji opisującej spadek dawki pochłoniętej z głębokością wzdłuż osi wiązki;
- funkcji profilu  $FP(x/x_0)$  czyli rozkładu dawki pochłoniętej w osi, która jest prostopadła do osi wiązki promieniowania oraz równoległa do jednego z boków pola napromieniania (rys.2);
- dawki standardowej;
- współczynnika opisującego zależność mocy dawki od wielkości pola napromieniania (np.  $C(S)$ ).

#### 3.1 Funkcje opisujące spadek dawki pochłoniętej z głębokością

Rozkład dawki na osi wiązki, jako funkcję wielkości pola i głębokości w ośrodku pochłaniającym można opisać :

- procentową dawką głębokościową PDG (stosowaną w obliczeniach dla techniki SSD);
- współczynnikami TPR (stosowanymi w technice izocentrycznej).

#### Procentowa dawka głębokościowa - PDG

Procentową dawkę głębokościową określa wzór:

$$PDG(SSD, S, g) = \frac{\dot{D}(SSD, S, g)}{\dot{D}(SSD, S, g_{\max})} \cdot 100\% \quad (1)$$

gdzie :

$\dot{D}(SSD, S, g)$  [cGy] - to moc dawki na głębokości  $g$  [cm] w osi wiązki promieniowania;

$\dot{D}(SSD, S, g_{\max})$  - to moc dawki pochłoniętej na głębokości dawki maksymalnej  $g_{\max}$  ;

$S$  [cm<sup>2</sup>] - oznacza wielkość pola napromieniania na powierzchni;

$SSD$  [cm] - odległość źródło-powierzchnia.

### Definicja TPR

*Tissue Phantom Ratio* (TPR), dla danego pola  $S$ , jest definiowany jako stosunek mocy dawek w osi wiązki na głębokości  $g$  i na głębokości referencyjnej. W obu pomiarach odległość komory od źródła promieniowania i przekrój wiązki w tej odległości są identyczne (rys. 1). W praktyce jako punkt pomiarowy wybiera się w izocentrum.

$$TPR(S, g) = \frac{\dot{D}(SAD, S, g)}{\dot{D}(SAD, S, g_{ref})} \quad (2)$$

gdzie:

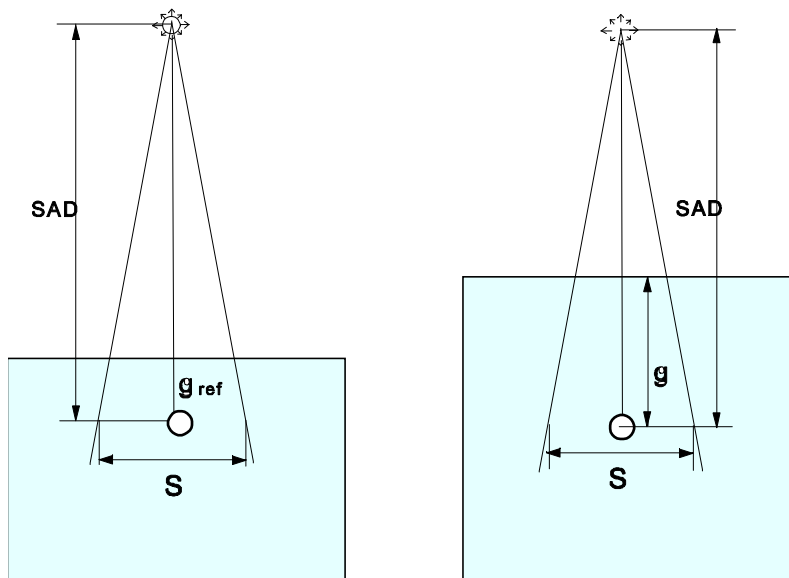
$\dot{D}(SAD, S, g)$  - to moc dawki pochłoniętej na głębokości  $g$  w odległości źródło-punkt pomiaru równej  $SAD$ ;

$\dot{D}(SAD, S, g_{ref})$  - oznacza moc dawki pochłoniętej na głębokości  $g_{ref}$ ;

$S$  - wielkość pola wiązki promieniowania (określana w izocentrum);

$SAD$  - odległość źródło promieniowania - punkt pomiarowy (izocentrum);

$g_{ref}$  - głębokość punktu referencyjnego (5 lub 10 cm w zależności od energii promieniowania).



Rys.1

Zachodzi następujący związek pomiędzy PDG i TPR

$$PDG(SSD, S, g) = \frac{TPR(S_g, g) \cdot C(S_g) \cdot (SSD + g_{max})^2}{TPR(S_{g_{max}}, g_{max}) \cdot C(S_{g_{max}}) \cdot (SSD + g)^2} \cdot 100\% \quad (3)$$

gdzie :

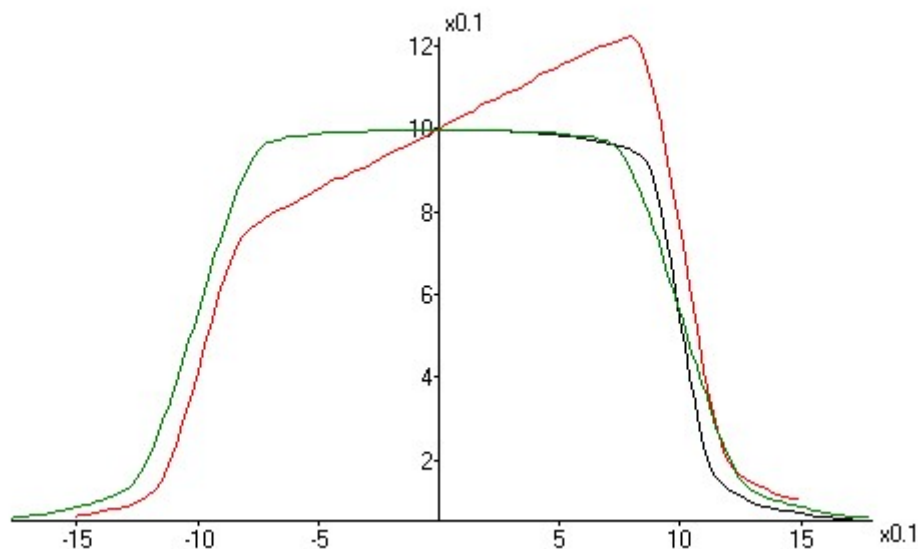
- S - to pole napromieniania na powierzchni fantomu;
- $S_g$  - pole napromieniania na głębokości g (w odległości  $SSD+g$  od źródła promieniowania);
- $S_{g_{max}}$  - pole napromieniania na głębokości maksymalnej dawki.

Jeżeli odległość źródła promieniowania od powierzchni napromienianego obiektu wynosi  $SSD_1$ , a nie SSD, należy przeliczyć PDG na nowe warunki wg wzoru:

$$PDG(SSD_1, S, g) = PDG(SSD, S, g) \cdot \left( \frac{SSD + g}{SSD + g_{max}} \cdot \frac{SSD_1 + g_{max}}{SSD_1 + g} \right)^2 \quad (4)$$

### 3.2 Funkcja profilu

Funkcja profilu (rys. 2) przedstawia rozkład mocy dawki pochłoniętej w osi prostopadłej do osi wiązki promieniowania oraz równoległej do jednego z boków pola napromieniania.



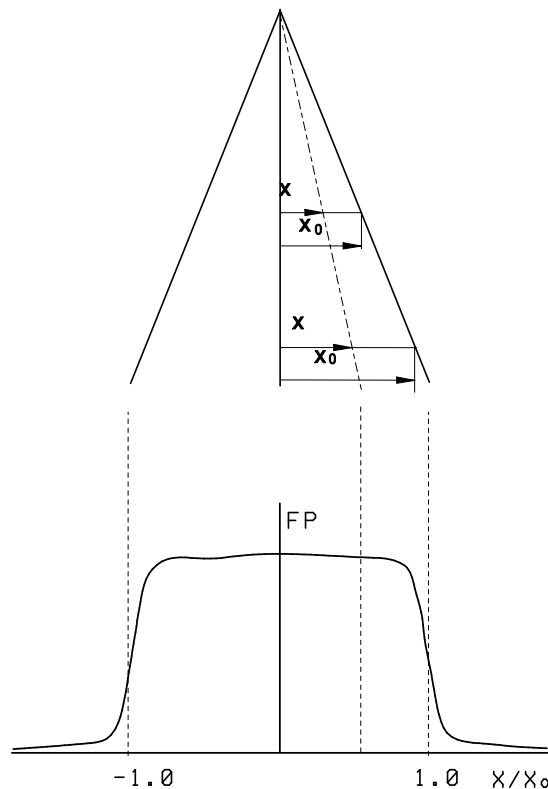
Rys. 2

Jest ona zależna od wielkości boku pola, głębokości oraz SSD. W celu znormalizowania funkcji profilu dla różnych pól i głębokości wprowadzono parametr  $x_0$ , który zdefiniowano jako:

$$x_0 = \frac{(\text{bok pola w SSD})}{2} \cdot \left( \frac{SSD + g}{SSD} \right) \quad (5)$$

Zatem  $x_0$  związane jest z wielkością boku pola wiązki promieniowania na głębokości  $g$ . Jeżeli  $x$  jest odległością od osi wiązki, to dla promieniowania fotonowego funkcja profilu  $FP(x/x_0)$  jest niezależna (w dużym przedziale) od głębokości i pola napromieniania. Funkcja profilu jest znormalizowana do jedynki w osi wiązki, czyli  $FP(0)=1$ .

Istotę funkcji profilu dla odciętej  $x/x_0$  wyjaśnia rys. 3



Rys. 3

W systemie planowania do obliczeń dla wiązek fotonowych i elektronowych można stosować jedną lub wiele funkcji profilu  $FP(x/x_0)$  można wprowadzać kilka profili zmierzonych na różnych lub tej samej głębokości dla tego samego pola.

Algorytm zastosowany w obliczeniach polega na:

- Wybraniu profili z bazy profili opisujących zastosowane warunki napromieniania w tym pole, odległość SSD, filtry klinowe typ kolimacji i inne jakie mogą opisywać wiązkę
- odczytaniu wartości  $FP(x/x_0)$  z każdego profilu należącego do tak wybranej grupy
- liniowej interpolacji wyników metodą najmniejszych kwadratów
- obliczeniu wartości dla konkretnej głębokości z linii czyli wyznaczamy ją z prostej która opisuje FP z głębokością

Dla wiązek elektronowych jest możliwość pracy z jednym profilem pomiarowym i korygowaniu jego półcienia matematycznie za pomocą współczynnika zmiany półcienia z głębokością ale równocześnie po wprowadzeniu kolejnych profili ALFARD automatycznie przechodzi na algorytm interpolujący i wyniki obliczeń zawierają informacje z wszystkich profili.

Jedna funkcja profilu modyfikowana w zależności od głębokości przez parametr półcienia to ekwiwalent powszechnie znanego sposobu generowania profilu wiązkami „ołówkowymi”.

### 3.3 Dawka standardowa

Jest to wartość mocy dawki zmierzona w warunkach standardowych (referencyjnych) opisanych w rozdziale 2. Dawka standardowa określa wydajność aparatu i stanowi podstawę w obliczeniach rozkładów dawek i czasów napromieniania w planowaniu leczenia pacjentów.

Dla techniki izocentrycznej dawkę standardową oznaczono jako:

$$D_{stIZO} = \dot{D}(SAD, S_{100}, g_{ref})$$

gdzie :

SAD - to odległość źródło - izocentrum;

$S_{100}$  - pole  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  określone na głębokości  $g_{ref}$  i w odległości SAD;

$g_{ref}$  - głębokość punktu referencyjnego.

Dla techniki SSD dawkę standardową oznaczono jako:

$$D_{stSSD} = \dot{D}(SSD_{st}, S_p 100, g_{ref})$$

gdzie :

$SSD_{st}$  - to przyjęta, standardowa odległość źródło powierzchnia fantomu, dla której dokonuje się pomiaru dawki standardowej (np. 100 cm);

$S_{p100}$  - pole  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  określone na powierzchni fantomu;

$g_{ref}$  - głębokość punktu referencyjnego.

W zależności od stosowanej techniki napromieniania potrzebna jest znajomość wydajności aparatu (dawki standardowej) dla określonego SSD lub w izocentrum. W praktyce dokonuje się pomiaru jednej z dawek standardowych - zwykle dla techniki SSD. Dawkę standardową dla techniki izocentrycznej można wyznaczyć ze związku:

$$D_{stIZO} = \frac{D_{stSSD}}{C(S_{g_{ref}})} \cdot \left( \frac{SSD_{st} + g_{ref}}{SAD} \right)^2 \quad (6)$$

gdzie:

$C(S_{g_{ref}})$  - to opisany niżej współczynnik wielkości pola;

$S_{g_{ref}}$  - wielkość pola na głębokości  $g_{ref}$  wynosząca:

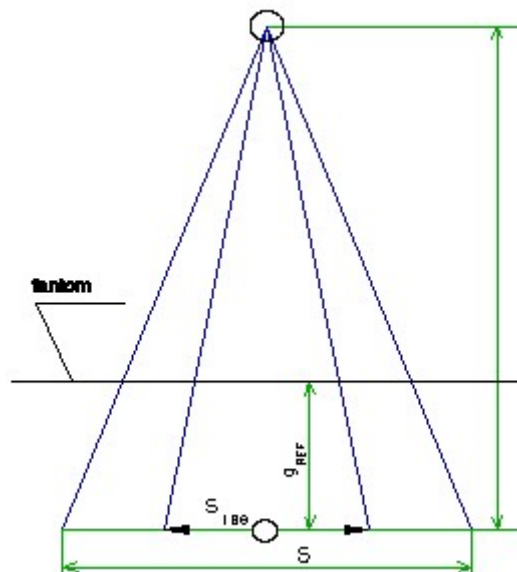
$$S_{g_{ref}} = S_p 100 \cdot \left( \frac{SSD_{st} + g_{ref}}{SSD_{st}} \right)^2 \quad (7)$$



### 3.4 Współczynnik wielkości pola C(S)

Współczynnik wielkości pola napromieniania (rys. 4) jest określany na głębokości referencyjnej  $g_{ref}$  w osi wiązki jako stosunek mocy dawki dla pola S do mocy dawki dla pola standardowego 10x10 cm<sup>2</sup>. Pomiar współczynnika C(S) należy przeprowadzić w punkcie izocentrum, gdzie określa się wielkość pola

$$C(S) = \frac{\dot{D}(SAD, S, g_{ref})}{\dot{D}(SAD, S_{100}, g_{ref})} = \frac{\dot{D}(SAD, S, g_{ref})}{D_{st100}} \quad (8)$$



Rys. 4

## 4. ALGORYTMY OBLICZEŃ DLA FOTONÓW

### 4.1 Sposób obliczania dawki w dowolnym punkcie

Program oblicza rozkłady dawek dla promieniowania fotonowego na podstawie następujących danych:

- współczynników TPR(S,g),
- funkcji profilu FP(x/x<sub>0</sub>),
- współczynników wielkości pola C(S),
- obrysu pacjenta z uwzględnieniem gęstości tkanek.

Dla danego punktu P związek pomiędzy mocą dawki a współczynnikami TPR i C(S) można wyprowadzić w sposób opisany poniżej.

Jeżeli punkt P znajduje się w izocentrum i na głębokości g (por. rys. 1) to na podstawie wzoru (2) dla

poła  $S_g$  można napisać:

$$\dot{D}(SAD, S_g, g) = TPR(S_g, g) \cdot \dot{D}(SAD, S_g, g_{ref}) \quad (9)$$

Korzystając ze wzoru (8) na współczynnik wielkości poła  $C(S)$  otrzymuje się moc dawki dla dowolnego poła  $S_g$  jako:

$$\dot{D}(SAD, S_g, g_{ref}) = C(S_g) \cdot D_{stlZO} \quad (10)$$

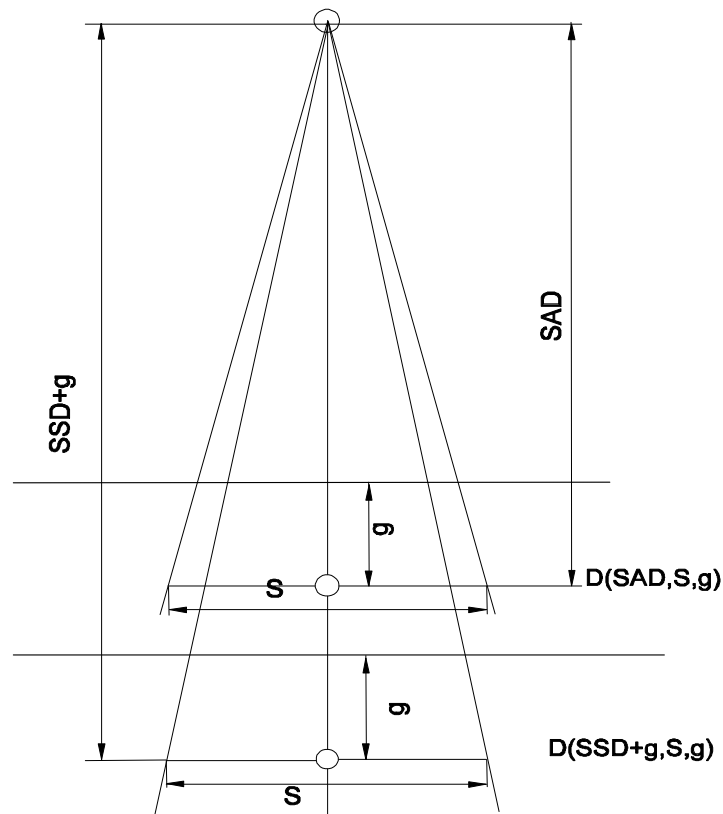
Ze wzorów (9) i (10) wynika:

$$\dot{D}(SAD, S_g, g) = TPR(S_g, g) \cdot C(S_g) \cdot D_{stlZO} \quad (11)$$

Jeżeli punkt P znajduje się na osi wiązki w odległości  $SSD+g$  od źródła promieniowania, innej niż  $SAD$  (rys. 5), to moc dawki zmienia się z kwadratem odległości:

$$\dot{D}(SSD + g, S_g, g) = \dot{D}(SAD, S_g, g) \cdot \left( \frac{SAD}{SSD + g} \right)^2 \quad (12)$$

(Przy założeniu, że źródło promieniowania jest punktowe.)



Rys 5

Korzystając ze wzorów (11) i (12) można obliczyć moc dawki w osi wiązki dla dowolnego  $SSD$ , poła i głębokości.

$$\dot{D}(SSD + g, S_g, g) = TPR(S_g, g) \cdot C(S_g) \cdot D_{stlZO} \cdot \left( \frac{SAD}{SSD + g} \right)^2 \quad (13)$$

W sytuacji kiedy rutynowo dokonuje się pomiaru dawki standardowej w technice SSD, wtedy nieznaną wielkość  $D_{stIZO}$  we wzorze (13) należy zastąpić mierzoną wielkością  $D_{stSSD}$  na podstawie zależności (6).

$$\dot{D}(SSD + g, S_g, g) = TPR(S_g, g) \cdot C(S_g) \cdot \frac{D_{stSSD}}{C(S_{gref})} \cdot \left( \frac{SSD_{st} + g_{ref}}{SAD} \right)^2 \cdot \left( \frac{SAD}{SSD + g} \right)^2$$

Co daje ostatecznie:

$$\dot{D}(SSD + g, S_g, g) = TPR(S_g, g) \cdot \frac{C(S_g)}{C(S_{gref})} \cdot D_{stSSD} \cdot \left( \frac{SSD + g_{ref}}{SSD + g} \right)^2 \quad (14)$$

W przypadku, gdy wykonuje się obliczenia dla ośrodków o różnych gęstościach należy uwzględnić we współczynniku TPR głębokość efektywną  $g_{ef}$ . Wówczas wzór (14) można zapisać następująco:

$$\dot{D}(SSD + g, S_g, g, g_{ef}) = TPR(S_g, g_{ef}) \cdot \frac{C(S_g)}{C(S_{gref})} \cdot D_{stSSD} \cdot \left( \frac{SSD + g_{ref}}{SSD + g} \right)^2 \quad (14a)$$

Moc dawki poza osią wiązki liczona ze wzoru (13) lub (14) musi być korygowana funkcją profilu  $FP(x/x_0)$  (zmiana dawki w funkcji odległości od osi wiązki):

$$\dot{D}(SSD + g, S_g, g, x) = \dot{D}(SSD + g, S_g, g) \cdot FP(x/x_0) \quad (15)$$

## 4.2 Opis algorytmu obliczania rozkładu dawki w pacjencie

Obliczenie dawki w punkcie leżącym wewnątrz obrysu pacjenta składa się z następujących etapów:

- 1) obliczenia parametrów geometrycznych;
- 2) wyznaczenia głębokości efektywnej (uwzględnienie gęstości);
- 3) obliczenia wartości dawki na podstawie danych geometrycznych, funkcji TPR, C(S) i  $FP(x/x_0)$ .

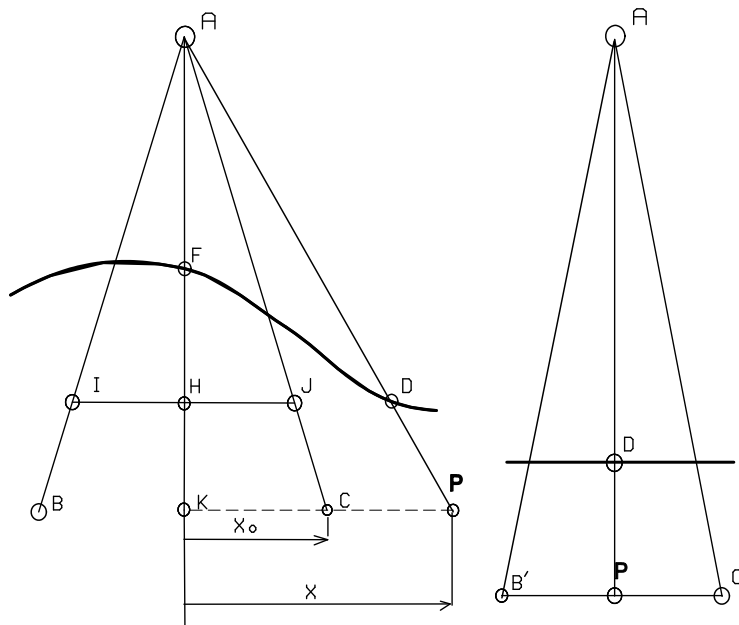
Geometria obliczeń zostanie opisana na przykładzie rysunku (rys. 6). Punkt A oznacza źródło promieniowania, odcinki AB i AC określają brzożgi wiązki promieniowania (a więc punkty B, A, C wyznaczają wiązkę BAC). Krzywa przechodząca przez punkty F i D jest fragmentem obrysu pacjenta.

Aby wyznaczyć dawkę w punkcie P wykonujemy następujące operacje:

- znajdujemy przecięcie odcinka AP z obrysem, otrzymując punkt D. Odcinek DP jest głębokością geometryczną ( $g$ ) punktu P, liczoną wzdłuż prostej łączącej punkt P ze źródłem promieniowania i używaną do przeliczania mocy dawki przy zmianie odległości. Na podstawie głębokości  $g$  i informacji o gęstości ośrodka wyznaczana jest głębokość efektywna  $g_{ef}$  używana do określenia wartości TPR.

- traktujemy półprostą AP jak oś nowej wiązki B'AC' takiej, że punkt P leżący na tej osi w odległości AP od źródła promieniowania znajduje się na głębokości DP;

- rzutujemy prostopadle punkt P na oś wiązki BAC;



Rys. 6

- wyznaczamy wielkość boku wiązki BAC w odległości AK od źródła na podstawie wielkości boku zdefiniowanego w odległości AH od źródła;
- przyjmując znaną głębokość geometryczną DP, głębokość efektywną i wielkość boku wiązki 2KC obliczamy moc dawki w punkcie P na osi wiązki B'AC' korzystając ze wzoru (14a);
- znajdujemy dla punktu P stosunek  $x/x_0$ , czyli wyznaczamy stosunek odległości punktów C i P od osi wiązki BAC (są to odcinki KC i KP);
- dla tej wartości  $x/x_0$  odczytujemy wartość  $FP(x/x_0)$ , która w połączeniu z wyliczoną wcześniej mocą dawki na osi wiązki daje wartość mocy dawki w punkcie P.

Przyjmując we wzorze (14a) czynnik  $\frac{D_{stSSD}}{C(S_{gref})}$ , związany z wydajnością urządzenia, równy jedności

można zdefiniować współczynnik mocy dawki - T:

$$T(SSD + g, S_g, g, g_{ef}, x) = TPR(S_g, g_{ef}) \cdot C(S_g) \cdot \left( \frac{SSD + g_{ref}}{SSD + g} \right)^2 \cdot FP\left(\frac{x}{x_0}\right) \quad (16)$$

**Współczynnik T jest wielkością bezwymiarową i wyraża stosunek mocy dawki w obliczonym punkcie do dawki standardowej.**

Czynnik  $SSD_{st} + g_{ref}$  jest związany z warunkami pomiaru dawki standardowej. Jest wielkością stałą ustaloną przez użytkownika.

Kolejne kroki procedury obliczającej rozkłady dawek są następujące:

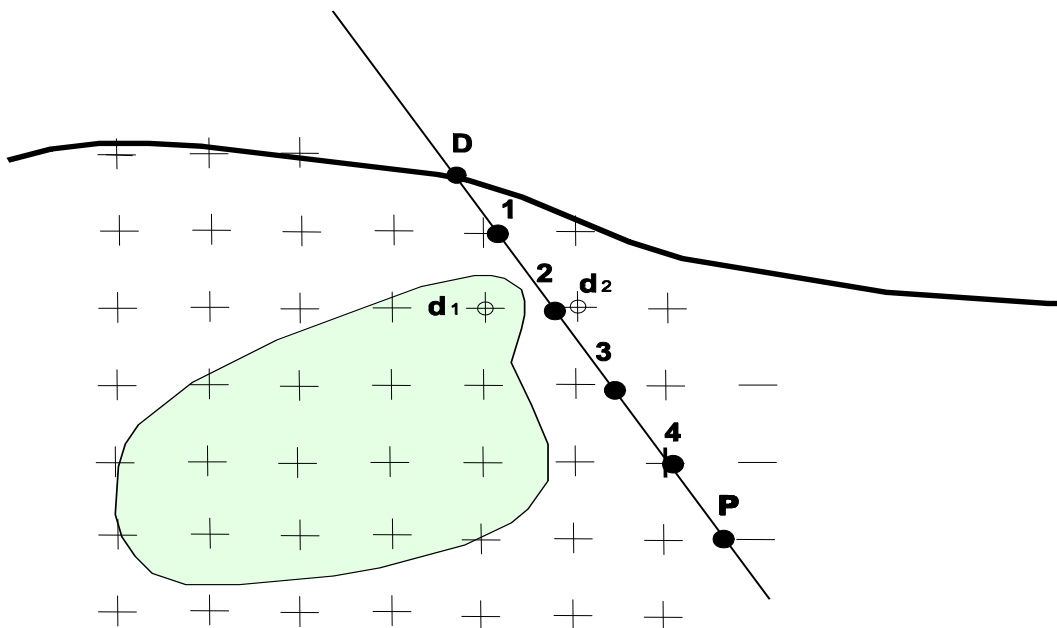
- a) generuje się matrycę punktów leżących wewnątrz obrysu pacjenta;
- b) każdemu punktowi matrycy zostaje przyporządkowana gęstość:
  - gdy obrys pochodzi z tomografu to gęstości wszystkich punktów są wyliczane z liczb Hounsfielda;
  - jeśli obrys wprowadzono z digitizera to gęstości określone są za pomocą konturów dodatkowych.
- c) dla każdej z wiązek określa się parametry geometryczne wszystkich punktów matrycy;
- d) oblicza się wartości współczynnika T w punktach matrycy wg wzoru (16);
- e) obliczone wartości T są umieszczane w dwuwymiarowej tablicy, osobnej dla każdej wiązki;
- f) tablice wyników dla każdej wiązki zapisuje się w pliku tekstowym.

Następnym etapem jest prezentacja wyników:

- a) odczytanie z dysku tablic wyników dla wszystkich wiązek;
- b) każdą z tablic współczynników T normalizuje się do wagi wiązki w punkcie centrowania;
- c) otrzymane tablice są sumowane w celu uzyskania sumarycznego rozkładu dawki;
- d) szuka się wartości maksymalnej w sumarycznym rozkładzie dawki;
- e) dla poszczególnych matryc można wykonywać operacje:
  - zmiany wagi dawki w punkcie centrowania;
  - zmiany czasu napromieniania;
  - modyfikacje lub wprowadzenie współczynnika klina, tacy;-Pojedyncze wiązki można włączać lub wyłączać z sumowania matryc.
- f) dla matrycy sumarycznej można:
  - przedstawić rozkład dawki w postaci izodoz;
  - odczytać dawkę w dowolnym punkcie;
  - znormalizować rozkład do dowolnej wartości dawki w dowolnym punkcie;
  - wyznaczyć dawkę średnią i obliczyć histogram dla wybranej grupy punktów (obszaru zainteresowania).

#### **4.2.1 Wyznaczanie głębokości efektywnej**

Przy obliczaniu dawki z uwzględnieniem gęstości ośrodka stosuje się metodę głębokości efektywnej. Rozważmy rys. 7 gdzie pokazano odcinek DP (z rys. 6) na tle siatki obliczeniowej oraz obszar o innej gęstości



Rys. 7

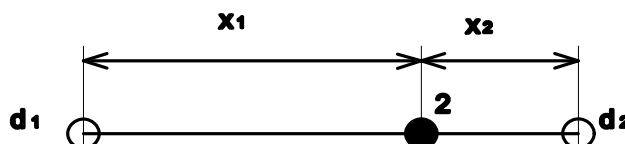
Poszczególne kroki wyznaczania głębokości efektywnej są następujące:

a) odcinek DP dzielony jest na N odcinków (na rys. 7 oznaczono punkty 1..4);

$$N = \frac{\text{głębokość geometryczna punktu } P}{\text{odległość między punktami matrycy}}$$

b) w każdym z wyznaczonych punktów oblicza się gęstość na zasadzie liniowej interpolacji pomiędzy najbliższymi punktami. Przykładowo na rys. 7 został zaznaczony punkt nr 2 leżący na odcinku DP i dwa sąsiednie punkty o gęstościach  $d_1$  i  $d_2$ . Gęstość w punkcie 2 zależy od gęstości  $d_1$  i  $d_2$  i odległości między tymi punktami a punktem 2 (rys. 8). Gęstość w punkcie 2 wynosi:

$$\rho_2 = d_1 + \left( \frac{d_2 - d_1}{x_1 + x_2} \right) \cdot x_1$$



Rys. 8

Przedstawiony przykład pokazuje ideę. W praktyce interpolację wykonuje się w dwóch wymiarach, a więc uwzględniane są cztery najbliższe punkty.

c) znając gęstości w punktach 1, 2, 3, 4 i P określamy średnią gęstość dla punktu P;

d) obliczamy głębokość efektywną  $g_{ef}$  punktu P jako iloczyn średniej gęstości i głębokości geometrycznej  $g$

$$g_{ef} = g \cdot \bar{\rho}$$

### 4.2.2 Technika obrotowa

Obliczanie rozkładu dawki dla wiązki obrotowej polega na rozbiciu tej wiązki na szereg wiązek stacjonarnych rozmieszczonych równomiernie w zakresie kąta obrotu. Każda wiązka stacjonarna obliczana jest oddzielnie w technice izocentrycznej. Rozkład dawki otrzymuje się poprzez sumowanie dawek pochodzących od wiązek stacjonarnych. Liczba tych wiązek jest określona przez kąt obrotu i kąt skoku (równy  $5^\circ$ ,  $10^\circ$  lub  $15^\circ$ ) wg wzoru:

$$\text{liczba wiązek} = \frac{\text{katpoczątkowy} - \text{katkoncowy}}{\text{kat skoku}}$$

Dla każdej z tak określonych wiązek przyjmuje się wagę czasową równą 1. Po obliczeniu wszystkich wiązek i zsumowaniu macierz współczynników T przechodzi się do etapu prezentacji wyników.

## 5. OBLICZANIE CZASU NAPROMIENIANIA

Czas napromieniania oblicza się wg wzoru:

$$\text{czas} = \frac{D_{guz}}{\dot{D}} \quad (17)$$

gdzie:

$D_{guz}$  - zaplanowana dawka w punkcie guza;

$\dot{D}$  - moc dawki pochłoniętej w punkcie guza.

Bazując na pomiarze dawki standardowej w technice SSD, na podstawie wzoru (14) i definicji współczynnika T (wzór (16)), moc dawki oblicza się jako:

$$\dot{D}(SSD + g, S_g, g) = \frac{D_{stSSD}}{C(S_{gref})} \cdot T \quad (18)$$

W przypadku stosowania filtrów klinowych czas napromieniania oblicza się mnożąc czas napromieniania dla pola otwartego ((17)) przez współczynnik klina  $W_k$ .

$$t_{(z\text{ klinem})} = t_{(bez\text{ klina})} \times W_k$$

Współczynnik klina określa stopień osłabienia mocy dawki przez klin. Współczynnik ten definiuje się jako stosunek mocy dawki na osi wiązki bez filtra klinowego, na głębokości referencyjnej w fantomie, do mocy dawki w tym samym punkcie ale z założonym klinem.

Wielkość pola napromieniania należy ustalić zgodnie z maksymalnym polem dla danego klina.

$$W_k = \frac{\dot{D}(\text{bez klina})}{\dot{D}(\text{z klinem})}$$

Stosowanie filtrów klinowych powoduje przesunięcie położenia punktu maksymalnej dawki poza oś wiązki. Wyznaczenie liczbowej wartości dawki maksymalnej wymaga wtedy znajomości rozkładu izodoz.

## 5.1 Przykładowe wydruki wraz z opisami

Wiersze od 1-7 w raporcie obliczeń (wydruk nr 1) są przepisane z tabelki, którą wypełniamy na ekranie i zawierają podstawowe parametry wiązek. Wiersz 8 zawiera współrzędne punktów centrowania, wagi wiązek i obliczoną dawkę sumaryczną w tych punktach. Należy zwrócić uwagę na to, że dawka sumaryczna składa się z dawki od danej wiązki oraz dawek od sąsiednich wiązek. Wagi wiązek są określane już w tabelce głównej, lecz modyfikowalne na etapie sumowania wiązek w programie OBRAZ. W wierszu 9 wydrukowane są współrzędne punktu normalizacji rozkładu dawki, oraz dawki od poszczególnych wiązek i dawkę sumaryczną w tym punkcie. Podobne dane zawarte są w wierszu 10, ale dotyczą punktu dawki maksymalnej. Wiersz nr 11 zawiera wartości dawek standardowych  $D_{\text{stSSD}}$  dla poszczególnych aparatów. W wierszu 12 podane są współczynniki klinów. Jeżeli wiązka jest bez klina, to współczynnik klina wynosi 1. Głębokości punktów centrowania wydrukowane są w wierszu 13. Natomiast wiersz 14 zawiera dla poszczególnych wiązek wartości czasów napromieniania potrzebnych dla otrzymania w punktach centrowania dawek określonych przez wagi.

Ostatnie wiersze wydruku nr 1 zawierają miejsce wystąpienia i wartość dawki maksymalnej dla sumarycznego rozkładu dawki, współrzędne punktu normalizacji i wartość dawki w tym punkcie, oraz liczbę i wartości izodoz na wykresie rozkładu dawki.

Wartość dawki w punkcie normalizacji jest ściśle związana z wagami wiązek w punktach centrowania. Przykładowo, jeżeli zwiększymy dawkę w punkcie normalizacji np. o 23 % to wartość wagi dla każdej z wiązek wzrośnie też o 23%.

### WYDRUK NR 1

```
-----  
/ Laboratory Systemów \  
| Komputerowych Gliwice |  
 \ SYSTEM ALFARD V8.0  /  
-----
```

Obliczenia z dnia: 1994.4.15 (piątek) o godz.:17:24:18



1:	nr wiązki	1	6
2:	technika	stacjonar	stacjonar
3:	Aparat	SATURN X	B1 tr 45
4:	klin/osłona		
5:	odległość	ssd100.0cm	ssd 80.0cm
6:	kąt począt. kątkońcowy	63° 63°	312° 312°
7:	pole [cmxcm]	na skórze 10.0x10.0	na skórze 9.0x10.0
8:	PC X,Y Dawka (waga) S w PC	15.0 10.0 100.0 cGy 200.0 cGy	15.0 10.0 100.0 cGy 200.0 cGy
9:	PN 6.45,14.4 S 146.5	142.3	+ 4.117
10:	Max15.0,15.0 Max :242.9	110.9	+ 132.0
11:	Wydajność	0.783cGy/JM	97.87cGy/min
12:	klin/taca	1.00	1.00
13:	głęb. PC cm	13.1	11.8
14:	Czas napro.	145.32 JM	1.6237 min

Dawka max. jest w punkcie: X=15.0cm Y=15.0cm i wynosi 242.9  
W punkcie normalizacji: X= 6.4cm Y=14.4cm jest dawka 146.5

liczba izodoz : 12  
o wartościach : 20.0 40.0 60.0 80.0 100 120 140 160 180 200 220 240  
względem P.N. : 13.7 27.3 41.0 54.6 68.3 81.9 95.6 109 123 137 150 164 [%]

W oparciu o wartość współczynnika mocy dawki T jest obliczany czas napromieniania dla każdej z wiązek. Znając wartości T w punkcie guza, na podstawie wzorów (17) i (19), wylicza się czas napromieniania potrzebny do osiągnięcia dawki  $D_{guz}$  dla wiązek stacjonarnych i obrotowych:

$$t = \frac{D_{guz}}{\frac{D_{stSSD}}{c} \bullet T}$$

gdzie:

- t - czas napromieniania [min] lub [JM];
- $D_{guz}$  - zadana dawka na guz [cGy];
- $D_{stSSD}$  - dawka standardowa dla techniki SSD [cGy/min] lub [cGy/JM];
- T - współczynnik mocy dawki w punkcie centrowania (PC), obliczany i drukowany przez System Planowania;
- c - stała dla danego aparatu wartość  $C(S_{gref})$ .

W głównym menu tabelki znajduje się opcja obliczania czasu napromieniania, którą można wybrać w celu sprawdzenia wartości współczynnika T i czasu napromieniania obliczonego przez program główny. Opcja ta uruchamia program niezależny i od nowa napisany prosty do analizy program, którego efektem działania jest wydruk nr 2. Znajdujemy w nim: wymiary boków pól na skórze - wiersze nr 4 i 5, oraz w wierszach nr 6 i 7 boki pól na głębokości określonej w wierszu nr 3. Wiersz nr 8 zawiera wielkość równoważnego pola kwadratowego na skórze. Dawkę standardową w technice SSD znajdujemy w wierszu nr 9. Wiersz nr 10 zawiera współczynnik T obliczony niezależnie od drukowanego w raporcie (wydruk nr 1, wiersz nr 10). Wszystko to w celu zminimalizowania możliwości pomyłki przy obliczaniu czasu napromieniania.

Wydruk kontrolny obliczeń czasu napromieniania (program CZAS):

```

          dnia 1990.5.15
          * * * * *
1          Aparat : Neptun
2          SSD : 100.0 cm
3          głębokość PC : 5.0 cm
4          bok A pola na skórze : 10.0 cm
5          bok B pola na skórze : 10.0 cm
6          bok A pola w PC : 10.5 cm
7          bok B pola w PC : 10.5 cm
8          pole równoważne na skórze : 100.0 cmXcm
9          dawka standardowa : 0.70 [cGy/JM]
10         współczynnik T : 1.007381
11         współczynnik klina : 1.00
12        zadana dawka na guz (waga) : 200.0 cGy

```

$$czas = \frac{waga}{\frac{D_{st}}{C(110)} \cdot T} \cdot wsp.Klina = \frac{200.00}{0.69 \cdot 1.007} \cdot 1.00 = 285.71 JM$$

## 6. ALGORYTMY OBLICZEŃ DLA ELEKTRONÓW

### 6.1 Spadek dawki z głębokością

Spadek dawki z głębokością dla elektronów opisano empiryczną funkcją matematyczną ale zawierającą parametry fizyczne. Funkcja ta pozwala wyliczyć dawkę na zadanej głębokości w oparciu o znajomość podstawowych parametrów fizycznych opisujących wiązkę elektronów o danej energii.

$$f(g) = A + B \cdot e^{-c_1 \cdot (g - g_{\max})^2 - c_2 \cdot (g - g_{\max})^2 \cdot (g + d)^2}$$

We wzorze tym  $g$  jest głębokością wyrażoną w milimetrach a  $g_{\max}$  oznacza głębokość dawki maksymalnej. Współczynniki  $A, B, c_1, c_2, d$  wyznacza się na podstawie wartości dawki maksymalnej, dawki na skórę, zasięgu  $R_{50}$  i zasięgu praktycznego  $R_p$ .

Współczynnik  $A$  związany jest z wartością dawki pochodzącej od promieniowania hamowania. Praktycznie można przyjąć  $A$  równe wartości dawki na głębokości o 3-4 cm większej niż zasięg praktyczny elektronów.

$$A = \lim_{g \rightarrow \infty} f(g)$$

$$f(g_{\max}) = A + B = D_{\max},$$

$$\text{zatem: } B = D_{\max} - A.$$

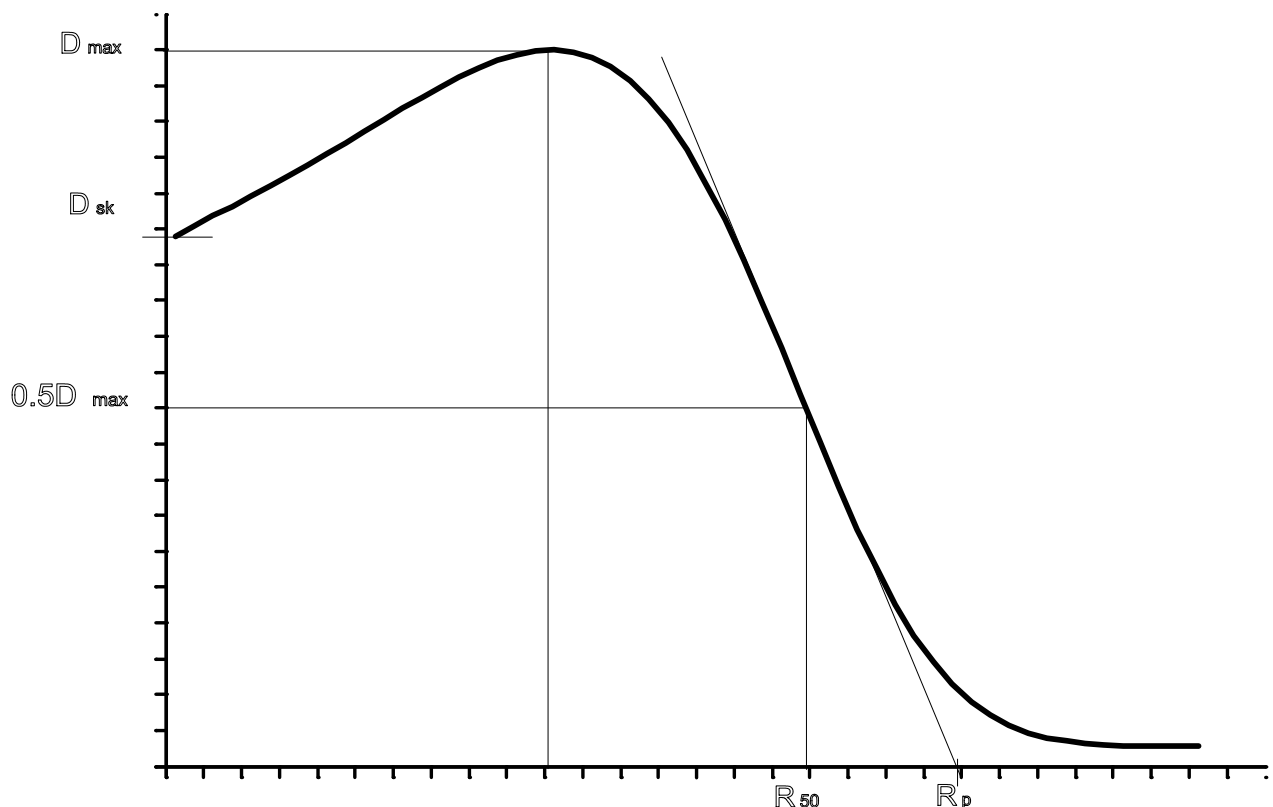
Z kolei współczynniki  $c_1$  i  $c_2$  można wyznaczyć w oparciu o związek:

$$f(g = 0) = A + B \cdot e^{-g_{\max}^2 \cdot (c_1 + c_2 \cdot d^2)}$$

$$f(R_{50}) = 0.5 \times (A + B).$$

Jako przybliżenia wartości funkcji  $f(0)$  można użyć dawki na skórę  $D_{sk}$  (za którą przyjmuje się wartość dawki na głębokości 0.5 mm [ICRU Report 35]). Rozwiązaniem dającym lepsze wyniki jest liniowa ekstrapolacja danych pomiarowych i wyznaczenie dawki na głębokości  $g=0$ .

Ostatnim parametrem, który należy wyznaczyć jest współczynnik  $d$ . Wartość tego współczynnika można wyliczyć wykorzystując związek między pochodną funkcji  $f(g)$  liczoną w punkcie  $g=R_{50}$  a zasięgiem praktycznym  $R_p$ . Jeśli wyznaczyć prostą przechodzącą przez punkty o współrzędnych  $(R_{50}, 0.5 \times D_{\max})$  i  $(R_p, 0)$  to współczynnik nachylenia tej prostej jest dobrym przybliżeniem wartości pochodnej funkcji w punkcie  $g=R_{50}$ . W celu ułatwienia obliczeń przyjęto tutaj, że zasięg praktyczny elektronów jest wyznaczony przez punkt przecięcia prostej stycznej do krzywej spadku dawki z poziomem zerowej wartości dawki.



Zatem wyznaczając parametry opisujące wiązkę elektronów i wykorzystując powyższe zależności można wyliczyć wartości współczynników dla funkcji opisującej spadek dawki z głębokością. Oczywiście dla pełnego opisanie terapeutycznych wiązek elektronów potrzeba również uwzględnić zależność  $g_{\max}$ ,  $R_{50}$ ,  $R_p$ ,  $D_{sk}$  od wielkości boku pola. Jest to indywidualna cecha danego aparatu.

Dla potrzeb systemu planowania zależności wymienionych parametrów od boku pola opisano w odniesieniu do wartości tych parametrów dla boku 10 cm. Umożliwia to łatwą modyfikację funkcji

opisującej spadek dawki - wystarczy uaktualnić wartości  $g_{\max}$ ,  $R_{50}$ ,  $R_p$ ,  $D_{sk}$  i współczynnika  $A$  dla pola  $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ .

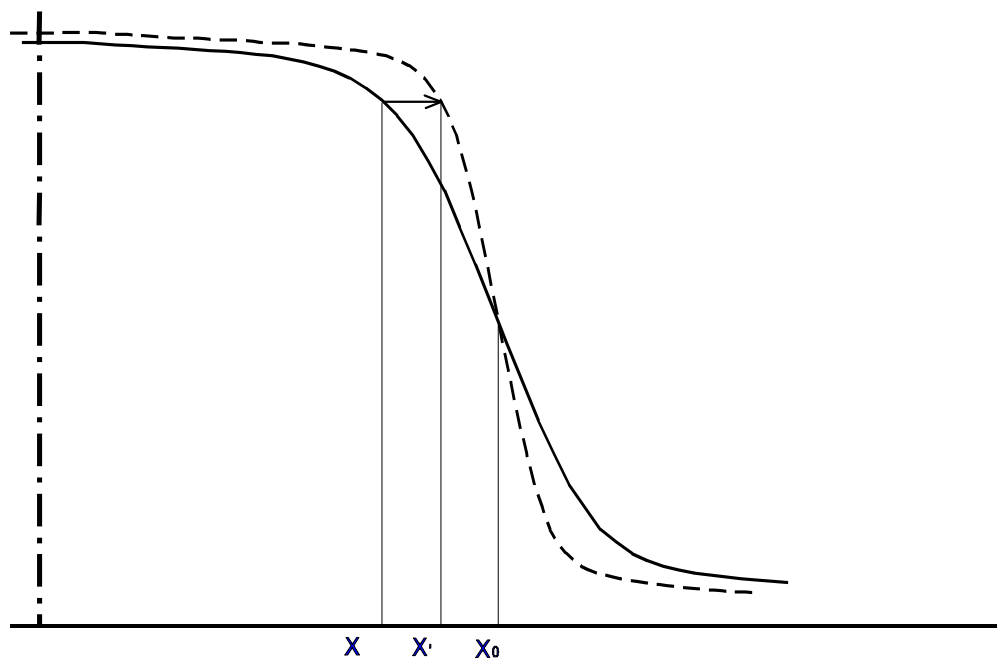
$$d = \frac{R_{50} \cdot \left( \ln \left( \frac{2D_{\max} - 2A}{D_{\max} - 2A} \right) - \frac{(R_{50} - g_{\max})^2}{g_{\max}^2} \cdot \ln \left( \frac{D_{\max} - A}{D_{sk} - A} \right) \right) + R_{50}^2 \cdot \frac{\ln \left( \frac{2D_{\max} - 2A}{D_{\max} - 2A} \right) - D_{\max} \cdot (R_{50} - g_{\max})}{2(R_{50} - R_p) \cdot (2A - D_{\max}) \cdot (R_{50} - g_{\max})}}{\ln \left( \frac{2D_{\max} - 2A}{D_{\max} - 2A} \right) - \frac{(R_{50} - g_{\max})^2}{g_{\max}^2} \cdot \ln \left( \frac{D_{\max} - A}{D_{sk} - A} \right) - 2R_{50} \cdot \frac{\ln \left( \frac{2D_{\max} - 2A}{D_{\max} - 2A} \right) - D_{\max} \cdot (R_{50} - g_{\max})}{2(R_{50} - R_p) \cdot (2A - D_{\max}) \cdot (R_{50} - g_{\max})}}$$

$$c_1 = \frac{(R_{50} + d)^2 \cdot \ln \left( \frac{D_{\max} - A}{D_{sk} - A} \right) - d^2 \cdot \frac{g_{\max}^2}{(R_{50} - g_{\max})^2} \cdot \ln \left( \frac{2D_{\max} - 2A}{D_{\max} - 2A} \right)}{g_{\max}^2 \cdot R_{50} \cdot (R_{50} + 2d)}$$

$$c_2 = \frac{\frac{g_{\max}^2}{(R_{50} - g_{\max})^2} \cdot \ln \left( \frac{2D_{\max} - 2A}{D_{\max} - 2A} \right) - \ln \left( \frac{D_{\max} - A}{D_{sk} - A} \right)}{g_{\max}^2 \cdot R_{50} \cdot (R_{50} + 2d)}$$

## 6.2 Modyfikacja funkcji profilu

Procedura obliczająca dawki dla elektronów w sytuacji kiedy korzysta z jednej funkcji profilu zmierzonej na głębokości dawki maksymalnej musi odczytać wartość FP dla innej głębokości. W tym celu dokonuje się modyfikacji, której efektem jest zmiana półcienia profilu. Dla głębokości mniejszej niż  $g_{\max}$  półcień jest zmniejszany, a dla większych głębokości półcień się zwiększa. Realizuje się to poprzez proste przekształcenie geometryczne. Objasnia to rys. 9.



Rys. 9

$$x = x' \cdot n - (x_0 \cdot (n - 1))$$

$$x' = x_0 + \frac{x - x_0}{n}$$

gdzie  $n$  jest liczbą rzeczywistą korygującą półcień.

W przypadku gdy:

$n = 1$  półcień się nie zmienia;

$n < 1$  zmniejsza półcień;

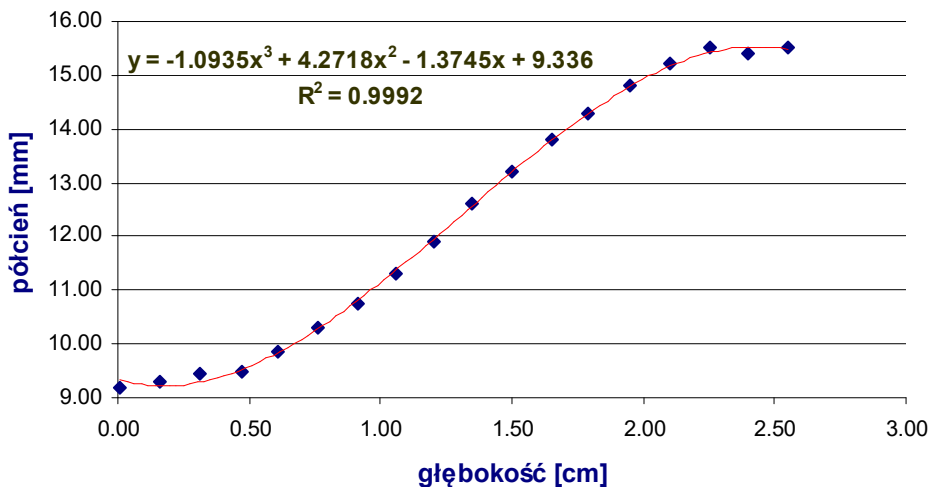
$n > 1$  zwiększa półcień.

$$n = a + b \cdot g$$

Praktyczne przeliczenia wykazały, że  $n$  powinno należeć do przedziału 0.5 - 2.0. Dla danej głębokości  $g$  wartość  $n$  wyliczana jest z zależności:

Taka zmiana półcienia odpowiedzialna jest za wygląd izodoz dla elektronów (generuje charakterystyczne 'uszy'). Powyższy sposób poprawnie opisuje zmiany półcienia weryfikowane pomiarami własnymi jakie przedstawiono niżej.

### Zmiana pólcaenia dla elektronów 6MeV SSD=100 pole 10x10cm

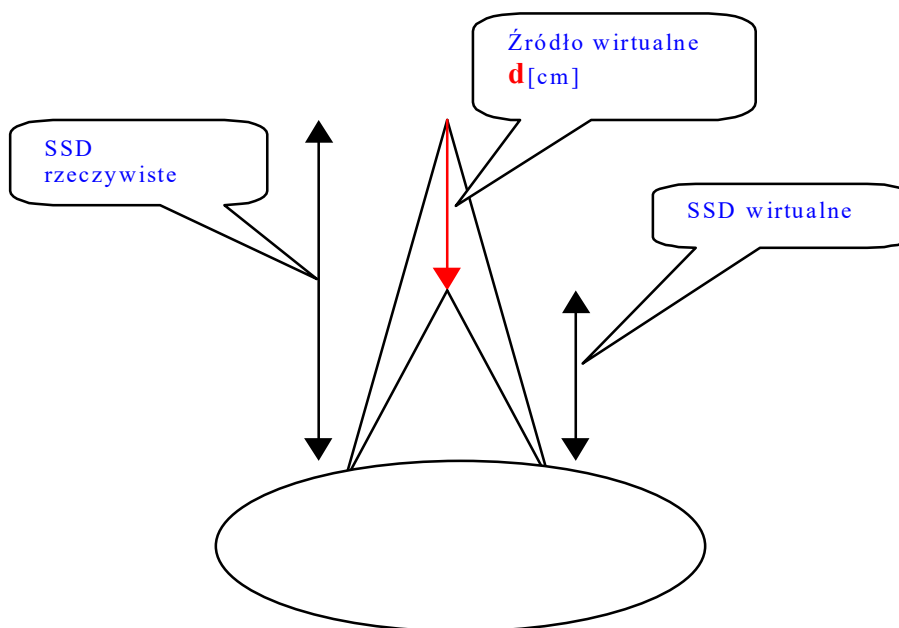


### 6.3 Źródło wirtualne

Moc dawki wiązki elektronowej nie podlega w pełni prawu, które mówi, że moc dawki spada proporcjonalnie do kwadratu odległości.

Przeliczanie dawki z odległością dla elektronów wymaga uwzględnienia tzw. źródła wirtualnego  $d$

Tutaj zdefiniowane jest jako przesunięcie [cm] źródła rzeczywistego w kierunku od źródła.



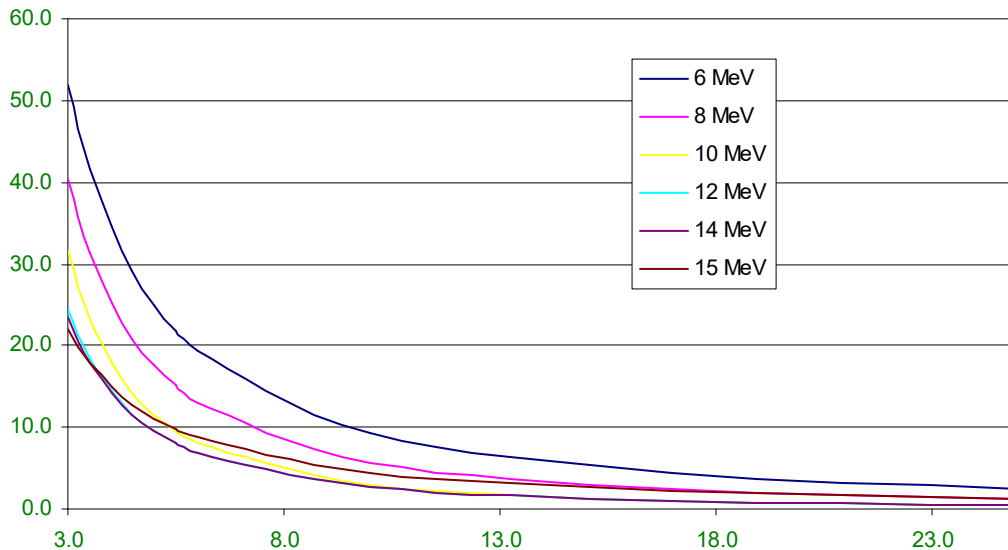
Dawkę z odległości  $D_{ssd1}$  na  $D_{ssd2}$  przeliczamy wg wzoru:

$$D_{ssd2} = D_{ssd1} * \left( \frac{SSD_1 - d}{SSD_2 - d} \right)^2$$

Wartość **d** (źródło wirtualne) osiąga:

- dla małych pól 20-50 cm
- dla większych 0-10 cm

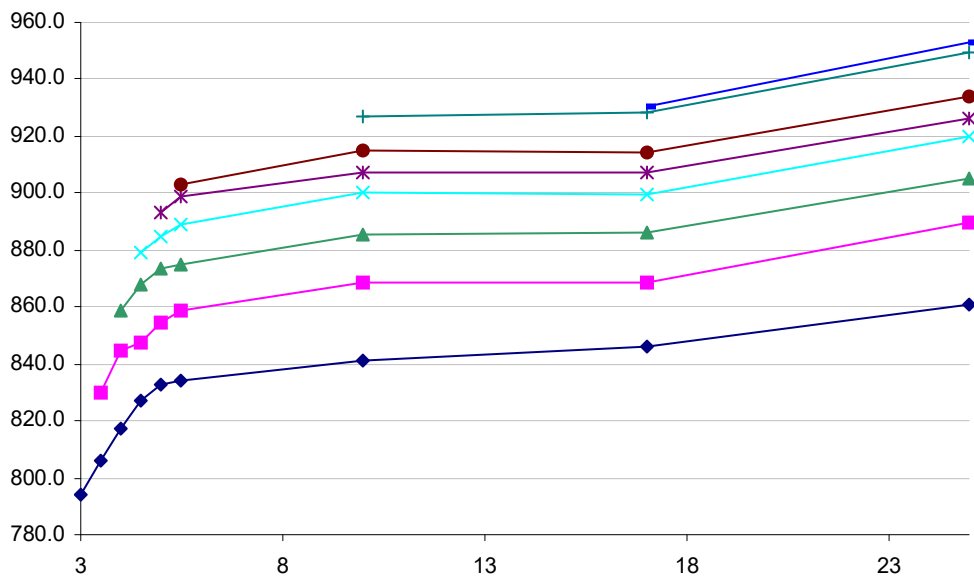
Są to znaczące wartości w stosunku do typowej wartości SSD=100cm.



Oś odciętych opisuje bok pola kwadratowego a oś rzędnych to wartość źródła wirtualnego w cm. Wszelkie przeliczenia dawki elektronowej związane z odległością muszą uwzględniać istnienie **d** szczególnie dotyczy to obliczeń **czasu** napromieniania.

## 6.4 Współczynniki Kxy

Wyznaczenia pola równoważnego dla elektronów zrealizowano za pomocą trójkątnej tabeli współczynników. Poniższy wykres pokazuje pomiarów dla elektronów Mevatronu 10 MeV. Zastosowanie trójkątnej tabeli było podyktowane zminimalizowaniem ilości potrzebnych pomiarów (o połowę) i związaniu ich z kolimatorem a dokładniej trymerami kolimatora bo istotne jest aby rozróżnić bok X i Y (A i B).

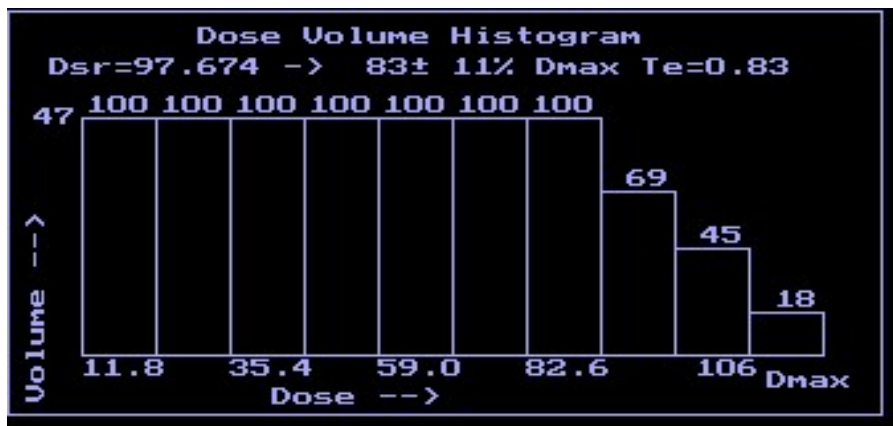


Pomiary pokazane na wykresie po normalizacji do 100 dla pola 10x10cm pokazuje tabela:

x\y	25	17	10	5.5	5	4.5	4	3.5	3
3.0	93	91	91	90	90	89	88	87	86
3.5	96	94	94	93	92	91	91	90	
4.0	98	96	95	94	94	94	93		
4.5	99	97	97	96	95	95			
5.0	100	98	98	97	96				
5.5	101	99	99	97					
10.0	102	100	100						
17.0	103	100							
25.0	105								

## 7. HISTOGRAMY

W nowoczesnych systemach planowania radioterapii jednym ze sposobów prezentacji rozkładu dawki są histogramy dawki i objętości (Dose-Volume-Histogram - DVH). Pozwalają one łatwo ocenić jednorodność dawki w objętości zajmowanej przez guz i bardzo prosto mogą być wykorzystane do porównania różnych planów leczenia.





Na osiach wykresu odkładane są: wartości bezwzględne dawki (lub wartości dawki względem dawki maksymalnej) i procent powierzchni obszaru, jaki otrzymał zadaną dawkę. Podawane jest także pole powierzchni obszaru zainteresowania. Na wydruku znajduje się informacja o wartości średniej dawki w obszarze zainteresowania i odchyleniu standardowym od wartości średniej.

Oblicza się także parametr, oznaczony jako  $T_e$ , który określa stopień jednorodności dawki w objętości guza.  $T_e$  określony jest przez stosunek dwóch pól na wykresie: sumy pól słupków histogramu i pola prostokąta o wymiarach boków 100% (objętości) x 100% (dawki). W przypadku gdy jako obszar zainteresowania wybierze się obszar guza, to prostokąt taki odpowiada idealnemu, jednorodnemu rozkładowi dawki o wartości średniej 100% dawki planowanej. Dobre plany dają histogramy w obszarze guza o współczynniku  $T_e$  bliskim jedności (0.95 - 0.99). Jest to na ogół wynik zadawalający. W takiej sytuacji decydująca o jakości planu leczenia jest ocena histogramu w obszarze krytycznym. Słupki histogramu dla obszaru krytycznego powinny być jak najniższe a współczynnik  $T_e$  powinien być możliwie najbliższy zera.

Bardzo ważna jest kwestia wyboru obszarów zainteresowania. Wprowadzanie obszarów powinno odbywać się równocześnie z wprowadzaniem obrysu pacjenta, jeszcze przed określeniem wiązek.

Porównanie dwóch planów leczenia należy przeprowadzać dla tego samego obszaru zainteresowania.

## 8. OPRACOWANIE WYNIKÓW POMIAROWYCH

Aktualna wersja Alfarda umożliwia definiowanie funkcji TPR w postaci tabel liczbowych ale aktywna jest też możliwość określania tego parametru za pomocą empirycznej, analitycznej funkcji. Biblioteka tych funkcji jest „zaszyta” w oprogramowaniu Alfarda. Zapis danych w postaci tabel ma swoje zalety:

- Możliwość definiowania przez użytkownika
- Łatwość modyfikacji

Ale i wady

- Monotoniczność takich tabel jest trudna do kontroli
- Ekstrapolacja, która jest konieczna z „brzegowych” danych może dać błędne wyniki

Matematyczny opis tabel liczbowych wymaga wstępnego przygotowania danych a wyniki obliczane z funkcji analitycznej są monotoniczne. Dodatkowo wyniki ekstrapolacji są pozbawione dużych błędów.

Poniżej podano przykład wyników opracowania pomiarów przeprowadzonych w ośrodku onkologicznym w Bydgoszczy, który doprowadził do znalezienia takiej funkcji i przedstawiono ją w postaci kodu programu w języku Pascal.

Wszystkie pomiary wykonano automatycznym fantomem pomiarowym FT-02, który umożliwia pomiar względnej wartości mocy dawki (dwie sondy pomiarowe) lub też bezwzględnej wartości mocy dawki (jedną sondą).

Dla każdego z aparatów zmierzono:

1. przy określonym SSD i dla różnych pól (określonych na powierzchni fantomu) spadki dawki z głębokością;
2. profile na kilku głębokościach dla różnych wielkości pól;
3. spadki dawki z głębokością i profile dla różnych filtrów klinowych;
4. współczynniki klinów;
5. współczynniki pola  $C(S)$  (lub  $q(S)$ ).

Opracowanie danych pomiarowych polega na:

- wyliczeniu ze spadków dawki współczynników  $TPR(S,g)$  i opisanu ich analityczną funkcją głębokości i pola;
- "wygładzeniu" profili (metodami analizy Fouriera) i sumowaniu znormalizowanych funkcji profilu (patrz rozdz. 3.2) dla danego pola;
- opisanu pomiarów  $C(S)$  ( $q(S)$ ) funkcją.

Funkcje  $TPR(S,g)$  i  $C(S)$  zestawiono poniżej. Wszystkie współczynniki występujące w funkcjach  $TPR$  i  $C(S)$  dobrano metodą najmniejszych kwadratów.

## 8.1 Funkcja $TPR$ dla Theratron-u 780 C

Opracowanie wyników dla Theratron-u 780 C Bydgoszcz

```
{-----THERATRON-780 C Bydgoszcz---      }
{ S - pole na głębokości g w [cm ]      }
{ g - głębokość w [cm]                  }
{ funkcja opisuje TPR(S,g)              }
{-----90-05-15-----}

function TPRB(S,g: double): double;

    function ww(a,b,c: double): double;
    begin
        ww := a + b / ( c + S );
    end; { ww }

var
    C,D,w1,w2,w3,w4 : double;

begin
    w1:=ww( -5.611837E-5, -10.036, 75.2647 );
    w2:=ww( 7.654175E-3, -8.6195, 138.971 );
    w3:= 0.52121 + 1549.40777/sqr(4.6062 + S);
    w4:=ww( 0.039535, 4.9362969, 187.69387);
    D:= (1.0 + 1.0/(2.75 + w3*5.0))*exp(5.0*w4);
    if g< 2.0 then
    begin
        C:= (-1.0/(2.75+w3*2.0))+D*exp(-2.0*w4)-exp(w1*ln(2.0))-(w2/2.0);
        TPRB:= C + exp(w1*ln(g)) + w2/g;
    end
    else
        TPRB:= 1.0/(2.75 + w3*g) + D*exp(-w4*g);
    end; { TPRB }
```

## 8.2 Współczynnik $C(S)$ dla Theratron-u 780 C

Współczynnik wielkości pola  $C(S)$  został opisany wzorem empirycznym.

$$C(S) = A + \frac{w1}{w2 + S} + w3 \cdot \ln(1.0 + S)$$

gdzie  $S$  to pole [ $\text{cm}^2$ ] wiązki promieniowania określone na głębokości 5 cm.

Pomiary wykonano dla  $\text{SSD}=75$  cm i na  $g=5$  cm.

$A = 0.9381282$ ,

$W1 = -1.26650345E+4$ ,

$W2 = 261.502686$ ,

$W3 = 0.0344054$ ,

$s \rightarrow 6.419E-03$   $r \rightarrow 0.9998$ .

( $s$  - suma kwadratów odchyleń,  $r$  - współczynnik korelacji)

## 8.3 Funkcja TPR dla Neptuna

```
{---NEPTUN-Bydgoszcz-89-10-20---}
{
  z SdawBiel
}
{ S - pole na głębokości g w [cm] }
{ g - głębokość w [cm] }
{ funkcja opisuje TPR(S,g) }
{-----}

function TPRByd(S,g: double): double;

function ww(a,b,c: double): double;

begin
  ww := a + b /sqrt( c + S );
end;{ ww }

var
  C,w1,w2,w3: double;

begin
  if g<=5.0 then
  begin
    w1:=ww( 23.939538095, -2.902532322E+6, 452.697648263 );
    w2:=ww( 0.148189975, 6.5809876375E+5, 1.1003592892E+3 );
    w3:=ww( 2.319254494, -1.617226705E+6, 1.4664107171E+3 );
    C:=(1 + w2*exp(-5.0*w3))*sqrt(w1+5.0);
    TPRByd:= C/sqrt(g+w1) - w2*exp(-w3*g);
  end
  else
  begin
    w1:=ww( 1.70460311, -1.3295174E+5, 475.409021 );
    w2:=ww( 0.015404323786, 1.4150353233E+3, 209.72562283);
    C:= 1-w1*exp(-5.0*w2);
    TPRByd:= w1*exp(-w2*g)+C;
  end;
end; {TprByd}
```

## 8.4 Współczynnik $C(S)$ dla Neptuna

Współczynnik wielkości pola C(S) został opisany wzorem empirycznym:

$$C(S) = A + \frac{w1}{w2 + S} + w3 \cdot \ln(1.0 + S)$$

gdzie S to pole [cm<sup>2</sup>] wiązki promieniowania przekrój na głębokości 5 cm.

Pomiary wykonano dla SSD=95 cm i na g=5 cm.

```
A = 0.30818289,  
w1 = 9.6552494E+3,  
w2 = 230.176627,  
w3 = 0.13071169.  
s-> 1.0432E-02 r->0.9996.
```

Przedstawione w „jawnej” postaci funkcje są w tym opisie raczej ciekawostką i tylko ilustrują dziesiątki podobnych jakie zostały opracowane. Nie można o nich zapomnieć, ponieważ w latach kiedy były powszechnie stosowane w Alfardzie pamięć komputera to było maksymalnie 640kB i tylko taki opis funkcji TPR czy C(S) był możliwy. W obecnej wersji systemu (2002 rok) tabele TPR, C(S) mogą zajmować nawet 15MB pamięci i nie ma potrzeby tracić kilku dni na opracowanie, sprawdzenie i zaimplementowanie takich lub podobnych tajemniczych matematycznych wzorów. Pozostała nostalgia i wspomnienia emocji jakie towarzyszyły oczekiwaniom na wyniki iteracji dopasowujących wymyśloną funkcję do pomiarów i narodzinom każdej z nich.

## Dodatek

### TECHNIKI NAPROMIENIANIA

#### Technika izocentryczna IZO

W technice izocentrycznej guz (punkt centrowania) znajduje się zawsze w izocentrum. Odległość od źródła promieniowania do powierzchni (skóry) jest równa: odległość do punktu centrowania minus głębokość punktu centrowania (guza). Pole napromieniania określone jest w odległości izocentrum czyli na głębokości guza. Jest stosowana w terapii obrotowej, gdzie w czasie ruchu źródła odległość do punktu centrowania jest stała a zmienia się odległość do skóry. Z tą techniką związany jest TPR, C(S) i D<sub>stIZO</sub>. Moc dawki w wybranym punkcie obliczamy ze wzoru (13).

#### Technika SSD

W technice SSD odległość do powierzchni (skóry) jest stała. Odległość guza (punktu centrowania)

od źródła jest sumą odległości do skóry i głębokości guza. Pole napromieniania określone jest na powierzchni (na skórze).

Z tą techniką związane są : PDG,  $q(S)$ ,  $K(S)$  i  $D_{stSSD}$ . Moc dawki w wybranym punkcie na osi wiązki obliczamy korzystając z PDG(SSD,S,g):

$$\dot{D}(SSD, S, g) = D_{stSSD} \cdot K(S) \cdot \frac{PDG(SSD, S, g)}{100}$$

gdzie  $K(S)$  jest współczynnikiem przedstawiającym zależność dawki w maksimum od wielkości pola.

## **NAZWY I SYMBOLE STOSOWANE W DOZYMETRII KLINICZNEJ**

### **Bolus**

Jest to materiał tkankopodobny umieszczany wokół napromieniowanego obszaru w celu spowodowania dodatkowego pochłaniania i rozpraszania promieniowania. Stosuje się go również w celu zniwelowania wpływu ukośnego wejścia wiązki na napromieniowany obszar.

### **Build-up**

Jest to zjawisko narastania mocy dawki z głębokością w materiale napromieniowanym wiązką promieniowania X lub gamma. Moc dawki osiąga maksymalną wartość na określonej głębokości, w zależności od energii fotonów. Głębokość maksymalnej dawki wynosi 3cm dla fotonów 23 MV, 2 cm dla 10 MV i 0.5 cm dla gamma Co-60.

### **Dawka na pole (dawka podana na pole)**

Termin ten wprawdzie nie jest zalecany do stosowania ze względu na niejednoznaczność, jednak przyjął się w rutynowym stosowaniu. Należy go zatem ściśle zdefiniować. Będzie to dawka w osi wiązki na głębokości maksymalnej dawki pochodząca od danej wiązki promieniowania X. Dla wiązki promieniowania X 23 MV będzie to dawka na głębokości 3 cm i odpowiednio dla promieniowania X 10 MV na głębokości 2 cm. Dla promieniowania X o potencjale generującym poniżej 400 kV będzie to dawka na powierzchni (skórze). Podobnie określić można dawkę na pole w przypadku stosowania wiązek elektronów.

### **Dawka na skórze**

Jest to dawka dostarczona przez wiązkę promieniowania w interesującym nas punkcie na napromieniowanej powierzchni ciała. W terapii wielopolowej wartość dawki na skórze może się

zwiększyć wskutek dawki wyjściowej pochodzącej od innych wiązek promieniowania.

### **Dawka standardowa $D_{st}$**

Jest to wartość mocy dawki zmierzona w standardowych (referencyjnych) warunkach. Stanowi ona podstawę w obliczeniach rozkładów dawek i czasów napromieniowania w planowaniu leczenia pacjentów.

### **Dawka wyjściowa**

Jest to dawka, pochodząca od pojedynczej stacjonarnej wiązki promieniowania, na powierzchni skóry pacjenta, w miejscu wychodzenia wiązki.

### **Fantom**

Jest to objętość materiału tkankopodobnego, posiadająca wymiary na tyle duże, aby zapewnić warunki pełnego rozproszenia dla stosowanej wiązki promieniowania. Czasem stosuje się anatomiczny fantom, który w kształcie jest podobny do ciała pacjenta.

### **Głębokość maksymalnej dawki (Peak absorbed dose)**

Jest to głębokość, na osi symetrii wiązki promieniowania, gdzie moc dawki osiąga swoją maksymalną wartość (por. Build-Up).

**Uwaga:** Należy pamiętać, że w przypadku zastosowania filtrów klinowych maksymalna dawka może być zlokalizowana poza osią wiązki i na mniejszej głębokości. Ta maksymalna dawka nie jest zbieżna z pojęciem maksymalnej dawki, określonym w nagłówku.

### **Głębokość standardowa**

Jest to głębokość w fantomie na której określa się wydajność urządzenia terapeutycznego (nazywana także głębokością referencyjną).

### **Izocentrum**

Większość urządzeń terapeutycznych jest tak skonstruowanych, że źródło promieniowania (ognisko) może zataczać łuk wokół horyzontalnej osi. Oś wiązki promieniowania, która jest zarazem osią kolimatora, porusza się w płaszczyźnie wertykalnej. Izocentrum jest punktem przecięcia się osi obrotu i osi wiązki promieniowania.

### **Izodoza**

Jest to linia (z reguły na płaszczyźnie), na której dawka jest stała.

### **Materiał tkankopodobny**

To materiał, w którym pochłanianie i rozpraszanie promieniowania X, gamma i elektronów jest takie jak w odpowiednim materiale biologicznym (tkanka miękka, tkanka mięśniowa, kości lub tkanka tłuszczowa). Najlepszym odpowiednikiem tkanki miękkiej jest woda

### **Oś obrotu**

Jest to prosta wokół której głowica urządzenia terapeutycznego może się obracać. Oś obrotu ma kierunek horyzontalny (por. izocentrum).

### **Oś wiązki**

Jest to prosta przechodząca od środka źródła promieniowania do środka symetrii figury (prostokąta) uformowanej przez krawędzie diafragmy, która określa wiązkę promieniowania.

### **Pole**

Jest to przekrój wiązki prostopadły do osi wiązki. Pole jest dwuwymiarowe podczas gdy wiązka jest trójwymiarowa. Pole może być zdefiniowane w dowolnej odległości od źródła. Ponadto rozróżnia się dwa pojęcia:

#### a. Pole geometryczne

Pole geometryczne posiada kształt uformowany przez kolimator i określa się je jako rzut na płaszczyznę prostopadłą do osi wiązki. Wielkość geometrycznego pola może być określona w dowolnej odległości od źródła. W praktyce wielkość pola określa się w odległości SSD lub izocentrum. Zwykle wskaźnikiem pola geometrycznego jest pole symulowane poprzez układ optyczny za pomocą wiązki światła .

#### b. Pole fizyczne

Jest stosowane w dozymetrii. Definiuje się go jako pole zawarte między izodozą 50% na głębokości maksymalnej mocy dawki lub w izocentrum. W tym przypadku pole fizyczne jest nieco większe od pola geometrycznego. Niekiedy pole fizyczne definiuje się przez izodozę 80% lub 90%. W tym przypadku pole fizyczne będzie nieco mniejsze od pola geometrycznego.

### **Procentowa dawka - %D(S,g) (Percentage Depth Dose)**

Jest to wyrażona w procentach wartość mocy dawki w osi wiązki w punkcie na głębokości g w

stosunku do mocy dawki w punkcie maksymalnej dawki.

### **Promieniowanie gamma**

Jest to promieniowanie elektromagnetyczne o dyskretnej energii. Jest emitowane przez wzbudzone jądra atomowe. Powstaje jako towarzyszące promieniowanie w wyniku rozpadu promieniotwórczego jąder atomowych. Ze środowiskiem oddziałuje podobnie jak promieniowanie X.

### **Promieniowanie jonizujące**

Promieniowaniem jonizującym jest każde promieniowanie (korpuskularne lub elektromagnetyczne), które powoduje jonizację, to znaczy proces, w którym atom lub cząstka wskutek oderwania się elektronów z powłoki elektronowej, nabywa ładunek elektryczny. Promieniowanie jonizujące może powodować jonizację bezpośrednią lub pośrednią. Bezpośrednią jonizację powodują cząstki obdarzone ładunkiem elektrycznym, między innymi cząstki alfa (promieniowanie alfa) cząstki beta (promienie beta). Pośrednią jonizację powoduje promieniowanie gamma.

### **Promieniowanie X (promieniowanie hamowania)**

Jest to promieniowanie elektromagnetyczne powstałe w wyniku hamowania elektronów o wysokiej energii zwłaszcza w materiałach o wysokiej liczbie atomowej. Promieniowanie X wytwarzane jest w lampach rentgenowskich (energia do kilkuset keV) lub w liniowych przyspieszaczach elektronów (energia do kilkudziesięciu MeV). Posiada ciągłe widmo energetyczne, jest przenikliwe, przechodząc przez środowisko jest w nim pochłaniane. Pochłanianie można wyrazić wzorem exponencjalnym. Jonizuje środowisko pośrednio poprzez wytworzenie elektronów w wyniku absorpcji fotoelektrycznej, rozproszenia Comptonowskiego, bądź efektu tworzenia pary pozyton-elektron.

### **Punkt referencyjny**

Jest to arbitralny punkt leżący w fantomie w osi wiązki promieniowania. Głębokość punktu referencyjnego (odniesienia) zależy od rodzaju i energii promieniowania. Może to być punkt maksymalnej mocy dawki, którą przyjmuje się jako 100% w przypadku procentowych dawek. Może to być punkt znajdujący się w izocentrum (por. głębokość standardowa).

### **SAD (Source-Axis-Distance)**

Jest to odległość wzdłuż osi wiązki od źródła promieniowania do osi obrotu. Pojęcie stosowane w technice obrotowej.



### **SSD (Source-Surface-Distance)**

Jest to odległość wzdłuż osi wiązki od źródła promieniowania do napromieniowanej powierzchni (skóry). Stosuje się ją w technice wiązek stacjonarnych.

### **TAR(S,g) (Tissue-Air-Ratio)**

Jest to iloraz wartości mocy dawek zmierzonych w osi wiązki w fantomie na danej głębokości  $g$  i w powietrzu w warunkach równowagi elektronów. W obu pomiarach mocy dawki odległość od źródła i przekrój wiązki w tej odległości są identyczne.

### **Technika obrotowa (Arc Therapy or Pendulum Therapy)**

Jest to technika napromieniowania, podczas której wiązka promieniowania jest w ruchu. Źródło promieniowania zatacza łuk wokół pacjenta ulokowanego w osi obrotu. Odległość od źródła do osi obrotu jest stała.

### **Technika stacjonarnych wiązek**

Obszar guza (Target Volume) jest napromieniowywany w różnym czasie jedną lub kilkoma wiązkami skierowanymi pod określonym kątem w stosunku do pacjenta. W praktyce stosuje się dwie następujące techniki stacjonarnych wiązek.

### **Technika SSD**

Podczas stosowania tej techniki odległość od źródła promieniowania do napromieniowanej powierzchni (skóry) jest a priori ustalona. Odległość od źródła promieniowania do guza jest uzależniona od położenia guza i kierunku wiązki.

### **Technika izocentryczna**

Wybrany punkt obszaru guza jest umieszczony w izocentrum. Odległość od źródła promieniowania do wybranego punktu obszaru guza jest stała i równa się promieniowi obrotu źródła wokół izocentrum. Odległość od źródła do napromieniowanej powierzchni (skóry) jest zależna od głębokości położenia i kierunku wiązki.

### **TPR(S,g) (Tissue-Phantom-Ratio)**

Jest to iloraz wartości mocy dawek zmierzonych w fantomie, w osi wiązki na danej głębokości  $g$  i

głębokości referencyjnej. W obu pomiarach mocy dawki odległość od źródła i przekrój wiązki w tej odległości są identyczne. W praktyce dany punkt pomiarowy znajduje się w izocentrum (por. punkt referencyjny). TPR zależy od pola  $S$  i głębokości  $g$ .

### **Współczynnik wielkości pola $C(S)$**

Współczynnik wielkości pola napromieniania  $C(S)$  jest określany jako stosunek mocy dawki mierzonej na głębokości standardowej (referencyjnej), dla pola określonego na tej głębokości, do mocy dawki dla pola standardowego  $S = 100 \text{ cm}^2$ .

Uwaga:

Pole  $S = 100 \text{ cm}^2$ , SAD i głębokość przyjmują wartości takie, jak dla pomiaru dawki standardowej w technice izocentrycznej.

### **Współczynnik wielkości pola $q(S)$**

$q(S)$  jest to stosunek mocy dawki mierzonej dla pola  $S$ , określonego na powierzchni fantomu, do mocy dawki dla pola  $S = 100 \text{ cm}^2$  dla stałej odległości SSD i stałej głębokości (referencyjnej) pomiaru.

Uwaga:

Pole  $S = 100 \text{ cm}^2$ , SSD i głębokość przyjmują wartości takie, jak dla pomiaru dawki standardowej w technice SSD.

### **Współczynnik klina**

Współczynnik ten określa się jako stosunek mocy dawki w danym punkcie w osi wiązki promieniowania bez filtra klinowego do mocy dawki w tym samym punkcie z założonym filtrem klinowym.

### **Wydajność urządzenia terapeutycznego**

Jest to zmierzona wartość mocy dawki promieniowania wytworzonego przez dane urządzenie w ściśle określonych warunkach.

### **Zasięg praktyczny $R_p$**

Jest to głębokość w fantomie określona z wykresu spadku dawki z głębokością dla elektronów, jako głębokość punktu przecięcia się stycznej do krzywej spadku dawki i prostej, która określa poziom dawki pochodzącej od promieniowania hamowania (czasem podaje się jako głębokość punktu przecięcia się stycznej z poziomem zerowej dawki).

### **Zasięg $R_{50}$**

Zasięg  $R_{50}$  to taka głębokość w fantomie, dla której procentowa dawka głębokościowa spada do 50%.