

POLITECHNIKA WARSZAWSKA  
WYDZIAŁ FIZYKI

# **MEDYCZNE AKCELERATORY ELEKTRONÓW**

OPRACOWANIE ZALICZENIOWE WYKONANE W RAMACH PRZEDMIOTU  
METODY I TECHNIKI JĄDROWE

Autor: Ewa Oponowicz  
Prowadzący przedmiot: prof. dr hab. Jan Pluta

Warszawa, rok akademicki 2013/2014

## Spis treści

<b>1. Wstęp</b> .....	3
1.1. Radioterapia wiązkami elektronowymi .....	4
1.2. Budowa i działanie akceleratora medycznego .....	5
<b>2. Podstawowa charakterystyka rozkładów dawki</b> .....	11
2.1. Procentowy rozkład głębokościowy dawki .....	11
2.2. Profil i płaskość .....	12
<b>3. Bibliografia</b> .....	14

## 1. Wstęp

Choroby nowotworowe należą obecnie do największych zagrożeń zdrowia publicznego. Od momentu powstania statystyk obserwowany jest ciągły wzrost zachorowalności na nowotwory, na co znaczny wpływ mają osobisty styl życia bądź wykonywany zawód. Istotnym czynnikiem jest także późna zgłaszalność pacjentów oraz ich świadomość zdrowotna, gdyż wczesne wykrycie nowotworu zwiększa prawdopodobieństwo jego wyleczenia.

W zależności od stopnia zaawansowania choroby nowotworowej i jej rodzaju wybierana jest metoda leczenia. Zazwyczaj stosowane jest leczenie radykalne, które dąży do całkowitego usunięcia guza. Rzadziej, w sytuacjach zaawansowanego stadium choroby, podejmuje się leczenie paliatywne, którego celem jest zmniejszenie dolegliwości pacjenta. Po rozpoznaniu nowotworu należy także dokonać wyboru techniki leczenia. Do najefektywniejszych należą: chirurgia onkologiczna, czyli operacyjna eliminacja nowotworu, chemioterapia jako metoda farmakologiczna oraz radioterapia, czyli metoda leczenia nowotworów za pomocą promieniowania jonizującego. Szacuje się, że ok. 60% pacjentów wymaga zastosowania terapii radiacyjnej – bądź samodzielnie, bądź też w połączeniu z innymi technikami.

Wśród technik radioterapeutycznych rozróżnić można terapię izotopową, brachyterapię oraz teleradioterapię. Terapia radioizotopowa polega na dożylnym lub doustnym podaniu pacjentowi radiofarmaceutyku, który stopniowo odkłada się w obszarze zmiany nowotworowej. Brachyterapia (inaczej radioterapia kontaktowa) zakłada napromienianie przy pomocy źródła promieniotwórczego umieszczanego w naturalnych jamach ciała – w miejscu zmiany chorobowej lub jej otoczeniu. Teleradioterapia natomiast jest metodą, w której źródło promieniowania umiejscowione jest na zewnątrz ciała pacjenta.

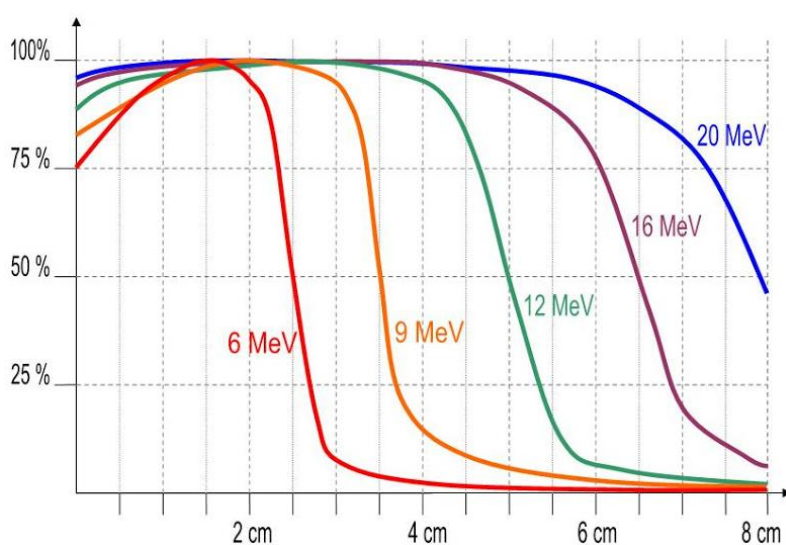
W przypadku chorób onkologicznych współczesna medycyna bazuje na wymienionych technikach a obserwowany ciągły wzrost zachorowalności na nowotwory stanowi przyczynę prowadzenia licznych badań nad rozwijaniem technik radioterapii i wprowadzaniem innowacyjnych urządzeń terapeutycznych.

## 1.1. Radioterapia wiązkami elektronowymi

Promieniowanie jonizujące wykorzystywane w radioterapii powoduje uszkodzenia układów biologicznych, które różnią się między sobą w zależności od energii tego promieniowania oraz jego rodzaju (elektromagnetyczne lub cząsteczkowe). Różnice pomiędzy zmianami popromiennymi dotyczą zarówno ich położenia, jak i stopnia intensywności. Zasadniczym celem terapii jest takie zoptymalizowanie właściwości promieniowania, aby odpowiednio duża dawka została dostarczona do nowotworu przy jednoczesnej minimalizacji napromieniowania tkanek zdrowych, co szczególnie dotyczy narządów krytycznych, np. szpiku kostnego.

Z racji optymalizacji kwestii ekonomicznych i medycznych, najpowszechniej stosowanym rodzajem promieniowania są wiązki fotonowe i elektronowe lub też ich połączenie zwane terapią skojarzoną. [1]

Wraz ze wzrostem energii wiązki zwiększa się głębokość, na której deponowana jest maksymalna dawka promieniowania. Miejsce depozycji największej dawki zależne jest także od rodzaju wiązki, przy czym szczególnie korzystne jest stosowanie wiązki elektronowej, dla której maksymalna dawka deponowana nie jest bezpośrednio pod skórą. W przypadku niżej położonej zmiany nowotworowej pozwala to na ochronę powierzchni skóry i zdrowych tkanek leżących ponad guzem. Wraz ze wzrostem energii maksimum charakterystyki przestaje być tak ostro zarysowane. Wiązka elektronowa charakteryzuje się także stosunkowo szybkim spadkiem wartości dawki wraz ze wzrostem głębokości oraz skończonym zasięgiem, co z kolei chroni tkanki zdrowe poniżej nowotworu (Rys. 1.1).

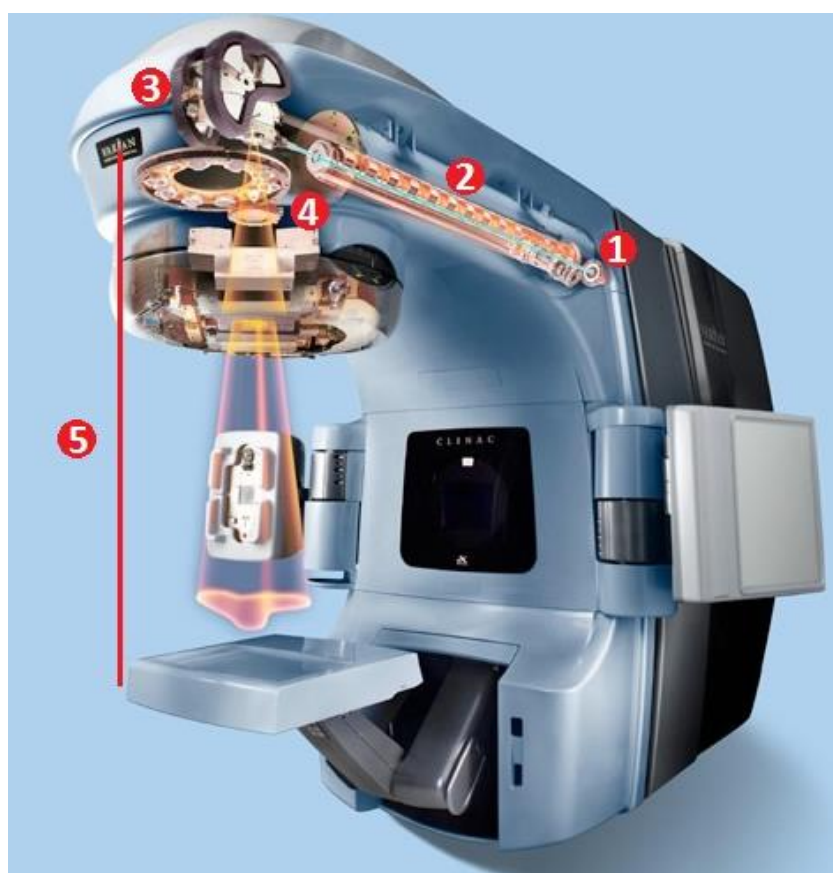


Rys. 1.1. Procentowy rozkład głębokościowy dawki w wodzie dla wiązek elektronowych o różnych energiach [2]

Maksymalne uzyskiwane głębokości dawki maksymalnej w przypadku wiązki elektronowej to ok. 6-7 cm dla energii 22 MeV, swoje zastosowanie ma zatem w terapii dość płytko położonych nowotworów.

## 1.2. Budowa i działanie akceleratora medycznego

Najczęściej stosowanym współcześnie urządzeniem medycznym, które pozwala na otrzymanie wiązki elektronowej o parametrach umożliwiających jej bezpośrednie zastosowanie terapeutyczne jest akcelerator liniowy (ang. *linear accelerator, linac*) (Rys. 1.2.).

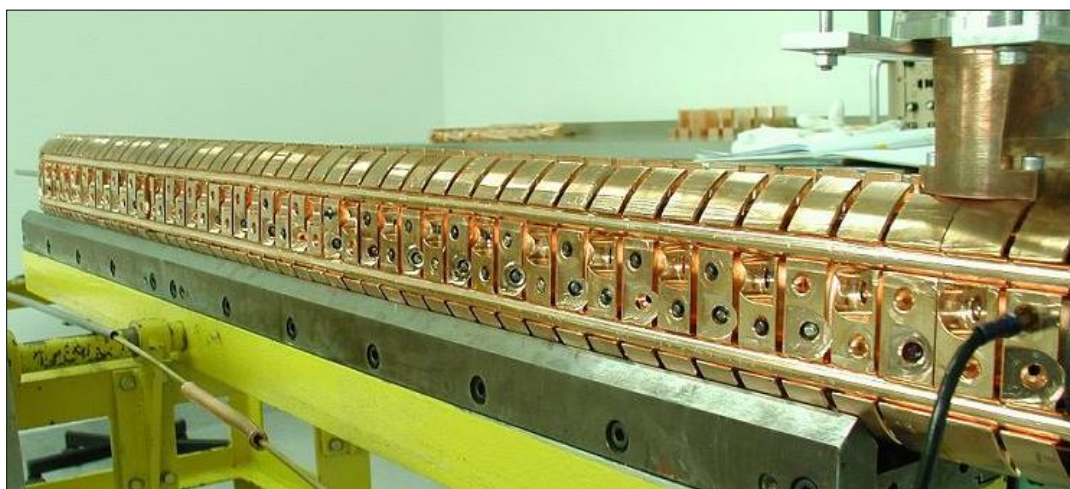


Rys. 1.2. Akcelerator medyczny firmy Varian: 1 – źródło elektronów tzw. działo elektronowe, 2 – struktura przyspieszająca, 3 – układ dewiacji wiązki, 4 – układ dozymetryczny, 5 – układ formowania wiązki terapeutycznej [3]

Pierwszym elementem budowy akceleratora, istotnym z punktu tworzenia wiązki promieniowania, jest działo elektronowe, które w procesie termoemisji dostarcza wiązki elektronowej o energii rzędu kilkudziesięciu keV. Zbudowane jest z katody żarzonej, elektrody ogniskującej wiązkę oraz anody. Prąd elektryczny, przepływający przez katodę, powoduje jej nagrzewanie.

W wyniku tego elektrony zyskują energię przewyższającą pracę wyjścia z materiału katody i odrywają się od macierzystych atomów. Następnie są przyspieszane różnicą potencjałów pomiędzy katodą a anodą i wprowadzane do układu przyspieszającego [4].

Zadaniem struktury przyspieszającej (Rys. 1.3.) jest akceleracja cząstek przy pomocy fali elektromagnetycznej wzbudzonej w układzie wnęk rezonansowych. Wnęki te wykonane są z wysokogatunkowej miedzi w celu utrzymania niewielkich strat rezystancji. W środku panuje próżnia utrzymywana przez pompę próżniową. Istotne jest także utrzymanie stałej temperatury układu w celu uniknięcia zmian częstotliwości rezonansowej struktury na skutek rozszerzalności temperaturowej. Do tego służy układ chłodzenia wodnego.



Rys. 1.3. Struktura przyspieszająca [12]

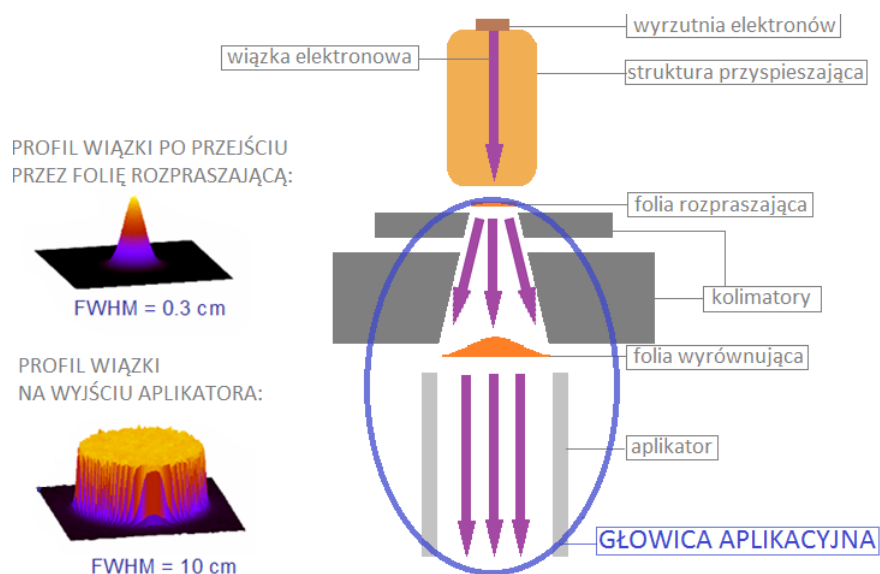
Istnieją dwa modele przyspieszania wiązki: układ o fali stojącej i bieżącej. W pierwszym przypadku źródło fali może być usytuowane w dowolnej odległości od końca struktury. Po dotarciu do końca układu wnęk fala odbija się, tworząc stan stacjonarny. W układzie o fali bieżącej fale wprowadzane są przy jednym z końców struktury i propagują przez całą jej długość. Ostatecznie użyte są ponownie do zasilenia struktury lub przekazywane do obciążenia, np. wody. Powszechniej wykorzystywany jest układ o fali stojącej. Pozwala on na wykonanie struktury o mniejszej długości, wymaga jednak użycia dodatkowego urządzenia, jakim jest cyrkulator, który zabezpiecza generator wysokich częstotliwości przed powrotem energii odbitej od struktury.

Źródłem mocy wysokich częstotliwości jest magnetron lub klistron. Magnetron to urządzenie oscylacyjne, którego działanie opiera się na zjawisku rezonansu, pracujące w silnym polu magnetycznym. Zbudowany jest z kilku współosiowo bloków anodowych ułożonych wokół centralnie umieszczonej katody. Wytworzone na katodzie i przemieszczające się w kierunku anody elektrony

krążą wokół niej w wyniku przyłożonego pola elektromagnetycznego. Ruch elektronów powoduje powstanie promieniowania elektromagnetycznego o wysokiej częstotliwości. Klustron natomiast jest układem o strukturze liniowej i pracuje jak wzmacniacz. Zasada działania opiera się na grupowaniu w rezonatorze wejściowym elektronów emitowanych z katody w paczki o jednakowej prędkości, które w wyniku rezonansu oddają swoją energię w postaci promieniowania elektromagnetycznego. Wzmocnienie klustronu zależy od liczby rezonatorów pośrednich, które się w nim znajdują.

W idealnym przypadku struktura przyspieszająca umieszczona byłaby w osi centralnej wiązki terapeutycznej (pionowej) i takie rozwiązanie stosowane jest w akceleratorach niskich energii. Jednak potrzeba generacji wiązki o wysokich energiach (rzędu MeV) niesie za sobą konieczność zwiększenia długości struktury, co implikuje konieczność usytuowania jej w poziomie. Wówczas, po osiągnięciu przez wiązkę odpowiednio dużej energii, przechodzi ona przez układ magnesów odchylających, których zadaniem jest zakrzywienie toru ruchu wiązki o  $270^\circ$ , tak aby mogła być dostarczona do pacjenta. Ponieważ wiązka na wejściu ma rozrzut energetyczny w zakresie  $\pm 10\%$ , układ dewiacji spełnia też rolę filtra energii, dostarczającego, w dobrym przybliżeniu, wiązkę monoenergetyczną. Kolejnym elementem budowy jest układ formowania wiązki – głowica aplikacyjna.

Głowica aplikacyjna stanowi ostatni element budowy akceleratora medycznego, który zapewnia ostateczne dopasowanie właściwości wiązki do wymagań terapii (Rys. 1.4.).



**Rys. 1.4. Schemat budowy niskoenergetycznego liniowego akceleratora medycznego (krótka, umieszczona w pionie struktura przyspieszająca) [5]**

Po opuszczeniu struktury przyspieszającej i układu dewiacji, wiązka nie nadaje się jeszcze do bezpośredniego zastosowania terapeutycznego. Jej średnica, zdefiniowana przez geometrię struktury przyspieszającej o średnicy kanału centralnego rzędu kilku mm, jest znacząco za mała. Pożądane jest zatem jej powiększenie do kilkudziesięciu cm i osiągnięcie wiązki o jednorodnym

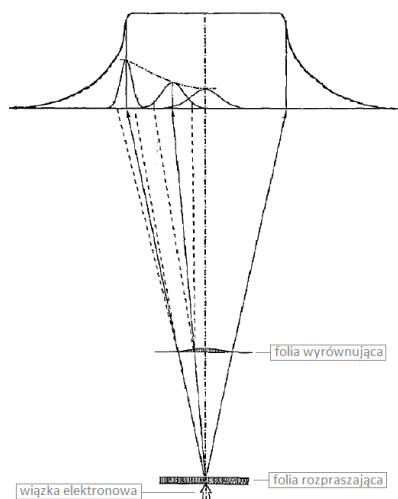
rozkładzie przestrzennym. W tym celu dla wiązek elektronowych stosuje się układy folii. Pierwszą z nich jest folia rozpraszająca, drugą zaś folia wyrównująca.

Folia rozpraszająca jest umiejscowiona bezpośrednio pod okienkiem próżniowym układu dewiacji. W punkcie tym wiązka elektronów ma średnicę ok. 3 mm. Pod nieobecność folii rozpraszającej wiązka, na skutek rozpraszania w powietrzu, z wolna zwiększałaby swoją średnicę. Zmiana ta byłaby jednak o wiele za mała by uzyskać rozkład przestrzenny przydatny do terapii. Zadaniem folii rozpraszającej jest zatem poszerzenie rozkładu kąтового wiązki, który wraz z pokonywaną przez wiązkę odległością przekłada się na szerokość rozkładu przestrzennego.

Folia rozpraszająca wykonana jest z materiału o dużej liczbie atomowej  $Z$ , a jej grubość dobierana jest metodą, która polega na znalezieniu takiej grubości folii, dla której – pod nieobecność jakichkolwiek pozostałych elementów kształtujących wiązkę – intensywność wiązki na brzegach pola terapeutycznego, w odległości SSD, spada do ok. 60% intensywności w osi wiązki. W praktyce dokonuje się tego dla największego pola, jakie będzie możliwe do otrzymania z danego aparatu terapeutycznego. W przypadku wiązek elektronowych pole to jest nie większe niż  $25 \times 25 \text{ cm}^2$ . Ponieważ na wybór grubości folii wpływa także energia wiązki, powszechnie stosowanym rozwiązaniem jest podajnik obrotowy, który pozwala na dobranie folii odpowiedniej do stosowanej energii.

Wiązka, której przestrzenny rozkład po wejściu do głowicy aplikacyjnej reprezentowany był funkcją Gaussa, po przejściu przez tę folię ma nadal rozkład gaussowski, lecz szerszy. Do zastosowań radioterapeutycznych wymagana jest jednak wiązka jednorodna o równomiernym rozkładzie przestrzennym. W celu osiągnięcia takich parametrów należy zastosować folię wyrównującą. Jej profil jest ukształtowany jak funkcja gaussowska, co powoduje, że elektrony poruszające się najbliżej osi centralnej przy przejściu przez tę folię są najmocniej rozpraszane, zaś te które poruszały się dalej od osi są rozpraszane słabiej. Sumarycznie prowadzi to do wyrównania rozkładu przestrzennego wiązki w płaszczyźnie pacjenta. Schemat działania układu folii przedstawiony jest na Rys. 1.5. W celu minimalizacji powstawania promieniowania hamowania, folia ta zbudowana jest z materiału o małej liczbie  $Z$ , w praktyce najczęściej z aluminium.





**Rysunek 1.5. Zasada działania układu folii w głowicy aplikacyjnej [13]**

Kolejnym elementem układu formowania wiązek są kolimatory, których rolą jest ograniczenie pola napromieniania w płaszczyźnie równoległej do płaszczyzny pacjenta. Dodatkowo, mają one za zadanie chronić przed promieniowaniem ubocznym, a więc tym, które przenika poza założony obszar napromieniania. Kolimatory absorbują promieniowanie rozpraszane pod zbyt dużym kątem oraz fotony jako cząstki promieniowania hamowania powstającego w folii rozpraszającej. Wyróżnia się kolimatory wstępne oraz nastawne, czyli tzw. szczęki. Kolimatory nastawne charakteryzują się możliwością zmiany ich położenia i są głównym kolimatorem w radioterapii klasycznej. W przypadku napromieniania elektronami, które wielokrotnie rozpraszają się w powietrzu, po układzie folii i kolimatorów stosuje się także zestaw aplikatorów, czyli układ blaszek z centralnie położonymi otworami. (Rys. 1.6.) Ich zasadniczym celem jest precyzyjne zdefiniowanie kształtu pola tuż przed płaszczyzną pacjenta – ostatnia warstwa znajduje się zazwyczaj w odległości ok. 5 cm od płaszczyzny pacjenta [6].



**Rys. 1.6. Aplikatory firmy Elekta [7]**

W głowicy aplikacyjnej znajduje się także komora jonizacyjna, kontrolująca parametry promieniowania dostarczanego przez akcelerator w celu zapewnienia bezpieczeństwa pacjenta oraz personelu podczas terapii. Podstawowe wielkości kontrolowane przez komorę to moc dawki, stabilność, płaskość i symetria wiązki. Promieniowanie przechodząc przez komorę wzbudza w niej prąd jonizacji, który jest proporcjonalny do intensywności wiązki [8]

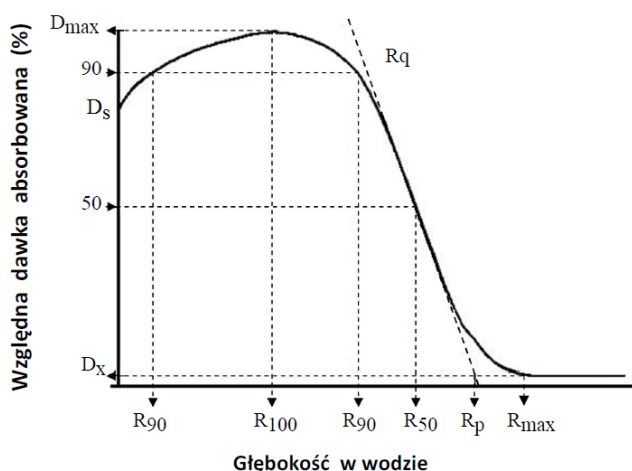
## 2. Podstawowa charakterystyka rozkładów dawki

W celu zapewnienia bezpieczeństwa terapii wiązki terapeutyczne akceleratorów medycznych podlegają okresowym kontrolom jakości i zgodności z wymaganiami norm krajowych [9].

W ramach procedur kontrolnych wykonuje się pomiar bezwzględnej wartości dawki w punkcie odniesienia (dozymetria kalibracyjna) oraz przestrzennych rozkładów dawki w ośrodku symulującym ciało pacjenta (dozymetria względna). W praktyce do pomiarów stosowany jest analizator pola, czyli prostopadłościenny zbiornik wodny (zwany zwyczajowo fantomem wodnym), zaopatrzony w dwa detektory promieniowania poruszające się wzdłuż trzech osi. Powierzchnia wody w fantomie znajduje się w odległości nominalnego SSD (ang. *Source to Skin Distance*), zwykle równego 100 cm. Detektorami są najczęściej komory jonizacyjne, z których jedna służy do pomiaru wartości pola, a druga mierzy dawkę promieniowania w punkcie odniesienia. Pozwala to na uniknięcie wpływu niestabilności pracy akceleratora. Dane zbierane z komór jonizacyjnych wprowadzane są bezpośrednio do komputera, gdzie odbywa się ich analiza. Wynikiem są rozkłady głębokościowe dawki promieniowania oraz profile wiązki [10] [11].

### 2.1. Procentowy rozkład głębokościowy dawki

Procentowy rozkład głębokościowy dawki promieniowania elektronowego (ang. *percent depth dose curve, PDD*) w wodzie, przedstawiony na Rysunku 2.1., jest stosunkiem dawki promieniowania w danym punkcie wzdłuż osi centralnej do maksymalnej dawki promieniowania. Dla danego akceleratora kształt krzywej PDD zależy od energii wiązki oraz wielkości naświetlanego pola i szczegółów budowy głowicy terapeutycznej.



Rys. 2.1. Procentowy rozkład głębokościowy dawki promieniowania elektronowego w wodzie

W przypadku promieniowania elektronowego w interesującym nas zakresie energii dawka na powierzchni fantomu ( $D_s$ ) jest mniejsza niż maksymalna dawka deponowana na pewnej głębokości

w osi centralnej ( $D_{max}$ ) i wynosi około 80% jej wartości. Początkowe narastanie dawki wynika z powstawania w wodzie elektronów wtórnych, które jonizując wodę dają dodatkowy wkład do dawki. Stopniowo, w wyniku kolejnych rozprożeń i strat jonizacyjnych elektrony wytracają swoją energię i – za głębokością odpowiadającą dawce maksymalnej ( $R_{100}$ ) – dawka szybko zanika. Nachylenie zanikania dawki zależy od energii wiązki elektronów i wraz z jej wzrostem staje się mniej strome. Ostatni odcinek charakterystyki jest w przybliżeniu wartością stałą i wyznacza promieniowanie tła spowodowane zanieczyszczeniem wiązki fotonami (*Bremsstrahlung*). Wartość dawki promieniowania tła ( $D_x$ ) rośnie wraz ze wzrostem energii wiązki elektronowej. Dla akceleratorów liniowych z podwójnym układem folii jest ona zazwyczaj nie większa niż 1% dla wiązki o energii 4 MeV i nie większa niż 4% dla 20 MeV. Przecięcie prostej odpowiadającej promieniowaniu tła z prostą styczną do spadku charakterystyki wyznacza wartość zasięgu praktycznego ( $R_p$ ), czyli takiej głębokości, na jaką docierają elektrony o największej energii. Końcową wartością odczytaną z charakterystyki jest zasięg maksymalny ( $R_{max}$ ). Znając głębokość depozycji maksymalnej dawki, wyznaczamy też takie głębokości w wodzie, dla których dawka spada do 10, 50, 90 i 90%  $D_{max}$  – odpowiednio  $R_{10}$ ,  $R_{50}$ ,  $R_{80}$  i  $R_{90}$ , przy czym dwie ostatnie wielkości mogą ze względu na szybkość opadania charakterystyki przyjąć po 2 wartości.

Opis energetyczny wiązki przedstawia się w nieco bardziej skomplikowany sposób, gdyż z uwagi na złożoność widma energetycznego nie można wyznaczyć pojedynczego parametru określającego wiązkę. Możliwe jest wyznaczenie przybliżonej wartości średniej energii wiązki [9][7]:

$$E_{50} [MeV] = 0,656 + 2,059 \cdot R_{50} [cm] + 0,022 \cdot (R_{50})^2 [cm^2]$$

oraz określenie najbardziej prawdopodobnej energii wiązki na powierzchni fantomu:

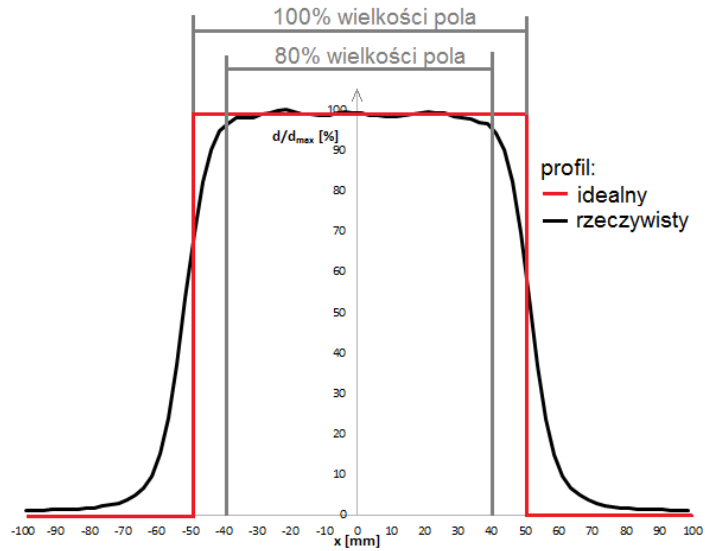
$$E_p [MeV] = 0,22 + 1,98 \cdot R_p [cm] + 0,0025 \cdot (R_p)^2 [cm^2].$$

## 2.2. Profil i płaskość

Wykorzystanie wiązki elektronowej do zastosowań radioterapeutycznych wymaga, aby rozkład przestrzenny dostarczonej dawki (profil) był równomierny w objętości naświetlanego obiektu oraz jak najmniejszy poza nim. Wynika zatem, że w idealnej sytuacji spadek dawki promieniowania powinien być skokowy na granicy pola terapeutycznego. W rzeczywistości jednak, ze względu na oddziaływania, osiągnięcie takiego profilu nie jest możliwe. Definiowany jest zatem parametr określany jako *płaskość*. Określana jest ona w wodzie w płaszczyźnie prostopadłej do osi wiązki, w obszarze 80% wymiarów naświetlanego pola na głębokości odpowiadającej głębokości depozycji dawki maksymalnej w osi wiązki terapeutycznej. Literatura przedstawia kilka definicji płaskości, z których najpowszechniejsza jest następująca:

$$płaskość = \left[ \left( \frac{D_{max}}{D_{min}} \right) - 1 \right] \cdot 100\% .$$

Według krajowych zaleceń kontroli urządzeń medycznych [9], parametr ten dla pól o rozmiarach nie mniejszych niż  $10 \times 10$  [cm<sup>2</sup>], nie powinien przekraczać 10% dla wiązek elektronowych.



**Rysunek 2.2. Profile wiązki (idealny i rzeczywisty) dla pola napromieniania o wielkości  $10 \times 10$  [cm<sup>2</sup>]**

### 3. Bibliografia

- [1] Scharf W., Akceleratory biomedyczne, Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa 1994
- [2] <http://ozradonc.wikidot.com/electron-beam-dose-distribution>
- [3] [http://www.varian.com/us/oncology/radiation\\_oncology/clinac/#.ULusgYMTFhZ](http://www.varian.com/us/oncology/radiation_oncology/clinac/#.ULusgYMTFhZ)
- [4] Watson J., *Elektronika*, WKŁ, Warszawa 2006
- [5] Rysunek autorstwa dra Przemysława Adricha; wykorzystany za zgodą autora
- [6] Mayles P., Nahum A., Rosenwald J., *Handbook of Radiotherapy Physics. Theory and Practice*, Taylor&Francis Group, New York 2007
- [7] *Presicion Radiation Therapy*, Electron Applicators, broszura reklamowa firmy Elekta
- [8] Hendee W., Ibbott G., Hendee E., *Radiation Therapy Physics*, Third Edition, Wiley-Liss, 2005
- [9] Kania M., Rostkowska J., *Krajowe zalecenia dotyczące kontroli aparatów stosowanych w teleradioterapii: Medyczny akcelerator liniowy*, Warszawa, Polish J. Med. Phys & Eng, 7.3 (2001)
- [10] Łobodziec W., *Leksykon onkologii, Dozymetra w radioterapii*, Nowotwory Journal of Oncology, volume 56, number 3, 2006, s. 351-358
- [11] Hryniewicz A., Rokita E., *Fizyczne metody diagnostyki medycznej i terapii*, Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa, 2000
- [12] wykłady dra Sławomira Wronki do przedmiotu *Akceleratory biomedyczne*, realizowanego na Wydziale Elektroniki i Technik Informatycznych Politechniki Warszawskiej w semestrze zimowym r.a. 2012/2013
- [13] Grusell E., Montelius A., Brahmeg A., Riknerl G., Russell K., *A general solution to charged particle beam flattening using an optimized dual-scattering-foil technique, with application to proton therapy beams*, Phys. Med. Biol. 39, 1994, s. 2201-2216
- [14] Kainz K. K., Antolak J.A., Almond P. R., Bloch C.D., Hogstrom K.R., *Dual scattering foil design for poly-energetic electron beams*, Phys. Med. Biol. 50, 2005, s.755–767