



Radioterapia protonowa, cz. 2: Charakterystyka wiązek

Proton radiotherapy, part 2: beam characteristics

Marzena Rydygier¹, Marta Bałamut¹, Katarzyna Czerska¹, Konrad Guguła¹, Hubert Jabłoński¹, Wiktor Komenda¹, Dawid Krzempke¹, Małgorzata Liszka², Natalia Mojżeszek¹, Paweł Rogalski¹, Renata Kopeć¹

¹ Instytut Fizyki Jądrowej im. Henryka Niewodniczańskiego Polskiej Akademii Nauk w Krakowie, ul. Radzikowskiego 152, 31-342 Kraków, tel. (+48) 12 399 6221, e-mail: marzena.rydygier@ifj.edu.pl

² SkandionKliniken, von Kraemers Allé 26, 75-237 Uppsala, Szwecja

Urządzenia do wytwarzania i dostarczania terapeutycznej wiązki protonowej

Aby cząstka naładowana mogła zostać wykorzystana w radioterapii, musi posiadać odpowiednią energię. Istnieje wiele urządzeń pozwalających na nadanie cząstkom wymaganej energii, nazywanych akceleratorami. Obecnie do przyspieszania cząstek naładowanych wykorzystywane są głównie cyklotrony oraz synchrotrony.

Klasyczny **cyklotron** izochroniczny zbudowany jest z dwóch cylindrycznych elektrod, tak zwanych duantów, które są umieszczone w jednorodnym polu magnetycznym B , wytworzonym przez elektromagnes, zorientowanym prostopadle do płaszczyzny duantów. Do elektrod doprowadzone jest zmienne napięcie, które cyklicznie zmienia kierunek pola elektrycznego w szczelinie pomiędzy duantami.

Jeżeli ze źródła jonów, znajdującego się w środku cyklotronu, zostanie wyemitowana naładowana cząstka, to porusza się

ona będzie pod wpływem pola elektrycznego w stronę jednego z duantów. Gdy cząstka znajdzie się w obszarze duanta, przestaje na nią działać pole elektryczne (ekranowane przez miedziane ścianki duantów), natomiast będzie na nią działać zewnętrzne pole magnetyczne. Pod jego wpływem cząstka porusza się po torze kołowym. Po zatoczeniu łuku cząstka ponownie wchodzi w obszar pomiędzy duantami. Jeżeli równocześnie zostanie zmieniony kierunek pola elektrycznego pomiędzy nimi, to cząstka ponownie doznaje przyspieszenia w szczelinie. Ten proces będzie powtarzany cyklicznie, jeśli częstotliwość, z jaką krąży cząstka, będzie zsynchronizowana z częstotliwością zmian pola elektrycznego pomiędzy duantami. Wzór opisujący częstotliwość krążenia cząstki w polu o indukcji B [1]:

$$f = \frac{qB}{2\pi m} \quad (1.1),$$

gdzie q to ładunek elektryczny cząstki, B to indukcja pola magnetycznego, m to masa cząstki. Częstotliwość krążenia cząstki

150

Streszczenie

Charakterystyka wiązki protonowej jest w dużej mierze zdeterminowana przez swoje właściwości oddziaływań protonów z materią oraz specyfikę urządzeń służących do przyspieszania, sterowania i transportu wiązki. Różne konstrukcje systemów dostarczających wiązkę mogą znacząco wpływać na jej właściwości fizyczne, a co za tym idzie, część wymagań klinicznych może być powiązanych z cechami konstrukcyjnymi systemu dostarczania wiązki. W niniejszym opracowaniu przedstawiono główne zagadnienia charakterystyki wiązki protonowej związane z jej modyfikacją na potrzeby wykorzystania do celów klinicznych.

Słowa kluczowe: radioterapia protonowa, podstawy fizyczne, charakterystyka wiązki protonowej, wiązka pasywnie rozproszona, skanowanie wiązką protonową, głębokościowy rozkład dawki, SOBP

Abstract

The characteristics of the proton beam is determined by the specific properties of proton-matter interactions and the specificity of the devices used to accelerate, control and transport the beam. Different designs of the beam delivery nozzles can significantly affect its physical properties, and thus some clinical requirements may be related to the design features of the beam delivery system. This paper presents the main issues of proton beam characteristics related to its modification for clinical application.

Key words: proton radiotherapy, physical basics, proton beam characteristics, passive scattering, proton beam scanning, depth dose distribution, SOBP

otrzymano / received:

21.03.2022

poprawiono / corrected:

29.03.2022

zaakceptowano / accepted:

07.04.2022



w polu B nie zależy od jej prędkości, a częstotliwość tę można odpowiednio dobrać, zmieniając pole B.

Cząstki poruszają się w cyklotronie po spirali, ponieważ cząstka, przechodząc przez szczelinę pomiędzy duantami, pod wpływem przyłożonego pomiędzy nimi napięcia, zwiększa swoją prędkość (przyspieszana polem elektrycznym) i równocześnie zwiększa promień R swojej orbity zgodnie ze związkiem

$$R = \frac{mv}{qB} \quad (1.2),$$

gdzie m – masa cząstki, q – ładunek cząstki, v – prędkość, B – indukcja pola magnetycznego. Po osiągnięciu maksymalnego promienia cząstki są wyprowadzane poza cyklotron za pomocą elektrody nazywanej *deflektorem*.

Maksymalna energia, jaką uzyskują cząstki w cyklotronie, jest ograniczona relatywistycznym wzrostem ich masy. Powyżej pewnej prędkości protonów ok. 20-30 MeV, ich prędkość zaczyna być już znaczna w stosunku do prędkości światła c (np.: $v/c = 0,2$ dla protonów o en. 20 MeV) [2]. Ze względu na efekty relatywistyczne masa cząstek wzrasta, a co za tym idzie, maleje częstotliwość krążenia cząstek (równanie 1.1), co prowadzi do utraty synchronizacji i ogranicza energię, do jakiej może być przyspieszona cząstka. Modyfikacją w budowie cyklotronów, pozwalającą na uniknięcie efektów relatywistycznych, są cyklotrony izochroniczne, w których zastosowano zmianę budowy elektromagnesu w taki sposób, aby pole magnetyczne było tym silniejsze, im dalej od środka akceleratora.

Nowoczesne cyklotrony izochroniczne dedykowane do przyspieszania cząstek na potrzeby radioterapii protonowej pozwalają na przyspieszanie cząstek do energii 230-250 MeV [2]. Średnica magnesów to zwykle ok. 3,5-5 m. Najważniejszymi zaletami cyklotronu są charakter ciągły wiązki oraz fakt, iż jej intensywność można regulować bardzo szybko do praktycznie dowolnej pożądanej wartości. Chociaż wiązka opuszczająca cyklotron ma stałą, ściśle określoną energię, energia wiązki na stanowisku terapeutycznym może być regulowana bardzo szybko i dokładnie za pomocą szybkiego degradera i odpowiedniej konstrukcji linii wiązki. Ponadto prostota koncepcji projektowej i stosunkowo niewielka liczba elementów są często uważane za zalety dla niezawodności i dostępności akceleratora.

Ze względu na potrzebę dostarczania cząstek o coraz wyższych energiach, głównie ze względu na eksperymenty z zakresu fizyki jądrowej, naturalnym rozwinięciem akceleratora kołowego, jakim był sektorowy cyklotron izochroniczny, było skonstruowanie **synchrotronu**, w którym wykorzystano elementy akceleratora liniowego (wnęki przyspieszające) oraz sektory magnetyczne (elementy zakrzywiające tor przyspieszanych cząstek). Powstanie synchrotronu pozwoliło na przyspieszanie cząstek (od elektronów po ciężkie jony) do coraz wyższych energii, sięgających nawet gigaelektronowoltów.

Wraz ze zmianą konstrukcji, zmieniła się charakterystyka czasowa przyspieszanej wiązki cząstek naładowanych, ponieważ zastąpiono komorę akceleracji rurą bellową, tzw. jonowodem, z tego

powodu nie można już było przyspieszać quasi-ciągłej wiązki cząstek naładowanych. Proces akceleracji w synchrotronie rozpoczyna się poprzez wstrzyknięcie paczki cząstek naładowanych o określonej energii, do tej energii, zostaje dostrojone pole magnetyczne całego toru prowadzenia wiązki. Następnie cząstki trafiają w obszar przyspieszającego pola elektrycznego we wnękach przyspieszających, w trakcie przyspieszania zmienia się pole magnetyczne całego toru akceleratora do energii cząstki, osiągniętej podczas przyspieszania. Wraz ze wzrostem energii przyspieszanych cząstek, pole magnetyczne na nie działające jest również zwiększane, aby zachować stały promień obiegu cząstek. Proces ten jest powtarzany do momentu osiągnięcia zadanej energii, a paczka cząstek opuszcza pierścień przyspieszający poprzez wyłączenie jednego z magnesów zakrzywiających i trafia do jonowodu. Jedną z trudności, którą napotykali konstruktorzy synchrotronu, to czas zsynchronizowania czasu przelotu paczki po okręgu z odpowiednią fazą napięcia RF we wnęce przyspieszającej.

Przedstawiony powyżej proces akceleracji cząstek naładowanych w synchrotronie implikuje charakterystykę czasową otrzymywanej wiązki. Podstawową sprawą jest jej pulsacyjność, czas pomiędzy kolejnymi paczkami będzie zależał od czasu okrążenia pierścienia akceleracji oraz ilości tych okrążeń do uzyskania zadanej energii (np. 1000 okrążeń). Należy jeszcze dodać, że budowa sektorowa elementów zakrzywiających i ogniskujących na pierścieniu akceleracji synchrotronu sprzyja doskonałemu kontrolowaniu parametrów akcelerowanych cząstek naładowanych, w szczególności rozmiarów przekrojów poprzecznych.

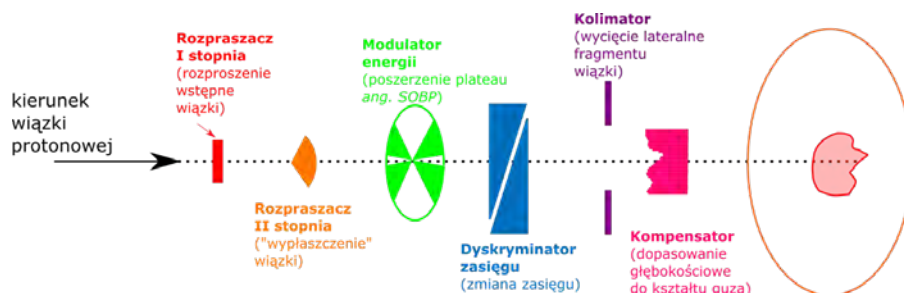
Na chwilę obecną synchrotronu są jednymi z uniwersalnych akceleratorów zarówno do przyspieszania lekkich cząstek jak elektrony, czy cięższych protonów, czy nawet takich jonów jak jony złota czy ołowiu. Stanowią podstawę w laboratoriach badawczych z zakresu biologii, fizyki ciała stałego i nowych materiałów, fizyki jądrowej oraz fizyki cząstek elementarnych.

Formowanie wiązki na potrzeby radioterapii

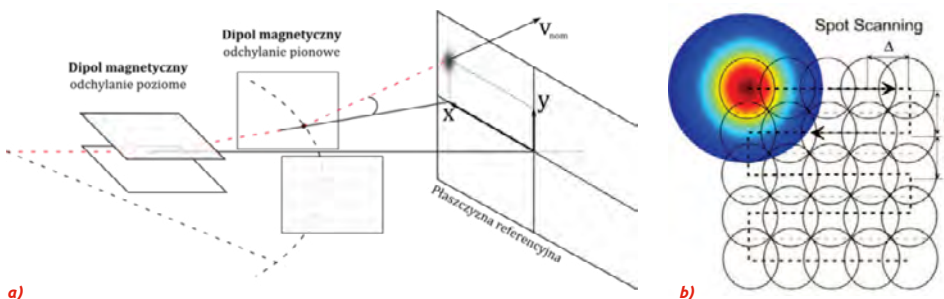
Szerokość pików Bragga w wiązce monoenergetycznej jest na ogół zbyt mała (FWHM wynosi kilkanaście milimetrów), aby objąć obszarem podwyższonej jednorodnej dawki całą objętość leczoną.

Jednorodny głębokościowy rozkład dawki, tzw. „poszerzony obszar pików Bragga” (ang. *Spread-Out Bragg Peak, SOBP*), można uzyskać poprzez superpozycję wiązek niemodulowanych o odpowiednio malejących energiach (zasięgach w tkance lub wodzie) oraz fluencjach (wagach względnych). W wyniku zsumowania wkładów poszczególnych pików Bragga, oznaczonych na rycinie kolorem niebieskim, uzyskuje się równomierny rozkład dawki z głębokością w obszarze plateau zwanego SOBP, oznaczonego kolorem czerwonym.

W celu sprawnego postępowania się nomenklaturą dotyczącą klinicznego zastosowania wiązki protonowej, na rycinie 2 zamieszczono lokalizację i oznaczenia parametrów opisujących modulowany pik Bragga.



Ryc. 4 Elementy toru formowania wiązki protonowej z wykorzystaniem metody pasywnego rozpraszania wiązki
 Źródło: Opracowanie własne.



Ryc. 5 Zasada trybu skanującego ołówkowej wiązki protonowej dla wybranej (np. referencyjnej) płaszczyzny skanowania na głębokości Z. Głębokość położenia płaszczyzny skanowania jest kontrolowana przez zmianę energii wiązki; a) ilustracja działania magnesów skanujących (źródło: opracowanie własne); b) ilustracja napromieniania powierzchni metodą step-by-step
 Źródło: Rys. 2b w [5].

energii możliwe jest poszerzenie głębokościowego wymiaru wiązki protonowej (tzw. SOB), natomiast dyskryminator zasięgu odpowiada za dopasowanie zasięgu wykorzystywanej wiązki do potrzeb lokalizacyjnych danego nowotworu (wiązka nie może penetrować zbyt płytko ani zbyt głęboko względem zaplanowanego obszaru tarczowego) [3]. Oba te elementy układu formowania wiązki są wykonywane z materiałów o małej liczbie atomowej (PMMA) celem ograniczenia efektu zbytniego rozproszenia wiązki protonowej. Dodatkowe elementy traktu, takie jak kolimator i kompensator, są elementami ostatecznego formowania wiązki dla indywidualnych potrzeb pacjenta. Kolimator jest zwykle wykonywany z materiału o dużej gęstości, ponieważ jego zadaniem jest wycięcie fragmentu wiązki o kształcie odpowiadającym rzutowi nowotworu na płaszczyznę prostopadłą do osi wiązki. Pozostała część wiązki musi zostać zatrzymana w materiale kolimatora. Celem wykorzystania kompensatora jest konformalne uformowanie wiązki do rozmiaru i kształtu guza w jego dystalnej części, aby zminimalizować narażenie na napromienianie narządów znajdujących się za nowotworem.

Wiązka aktywna (skanująca)

W trybie skanującym wykorzystywane są wąskokolimowane (tzw. ołówkowe) wiązki protonowe o przekroju kilku lub kilkunastu milimetrów [4]. Skanujący tryb pracy głowicy polega na odchyłaniu, za pomocą zestawu dipoli magnetycznych, ołówkowej wiązki protonowej w kierunkach X i Y na wybranej płaszczyźnie, leżącej na głębokości Z (Ryc. 5a). Napromienianie kolejnych płaszczyzn odbywa się punkt po punkcie (ang. *step by step*,

Ryc. 5b) na kolejno malejących z głębokością maksymalnych zasięgach niemodulowanych wiązek ołówkowych (Ryc. 5).

Ponieważ zasięg wiązki określany jest przez jej energię, oznacza to przypisanie kolejnym płaszczyznom skanowania odpowiednio malejącej energii wlotowej wiązek ołówkowych. Energia wlotowa wiązek jest kontrolowana przez pracę degradera oraz selektora energii. Czas zmiany energii wiązki o 10 MeV na stanowisku terapeutycznym gantry w IFJ PAN wynosi ok. 1-5 sekund. Wykorzystując tryb skanujący i dobierając odpowiednio rzuty przekrojów objętości leczonej w kolejnych płaszczyznach skanowania, możliwe jest konformalne dostarczenie dawki terapeutycznej do objętości leczonej.

Profil wiązki – jego obszary oraz fizyczne podstawy ich powstawania

Z punktu widzenia radioterapii równie istotna jak znajomość zasięgu wiązki jest znajomość profilu poprzecznego wiązki. W przypadku wiązki pasywnej można oczekiwać, że z powodu procesów rozpraszania i oddziaływań jądrowych protonów w wiązce, początkowy profil „ostro” określony u wlotu wiązki przez zewnętrzny kolimator ulegać będzie rozmyciu ze wzrostem zasięgu wiązki w ośrodku. Dla wiązek protonowych wzrost szerokości profili poprzecznych i ich rozmycia z głębokością jest istotny [6]. Niezależnie od techniki napromieniania wiązką protonową (pasywnej czy aktywnej) parametry charakteryzujące dane pole promieniowania opisuje profil wiązki prostopadły do osi wiązki, którego kształt zamieszczono na rycinie 6.



Na profilu wyznaczyć można trzy główne obszary:

- obszar terapeutyczny – obejmujący obszar jednorodnej dawki z zakresu 95-100%; obszar ten obejmuje pierwotną wiązkę promieniowania o jednorodnym rozkładzie dawki;
- obszar półcienia – czyli obszar dużego gradientu dawki na brzegu pola napromieniania, zwykle określane w zakresie 10-95% wartości mocy dawki; szerokość półcienia zależna jest od rodzaju i energii promieniowania, odległości źródła promieniowania od kolimatora oraz zasięgu i charakteru oddziaływania cząstek wiązki pierwotnej z atomami ośrodka; w idealnym przypadku wartość półcienia powinna być zerowa, jednak fizycznie jest to niemożliwe;
- obszar cienia – to obszar niskiej dawki znajdujący się poza obszarem pola napromieniania ($D < 10\%$); jego występowanie jest w głównej mierze powodowane przez promieniowanie wtórne generowane w trakcie interakcji wiązki z elementami konstrukcyjnymi linii terapeutycznej.

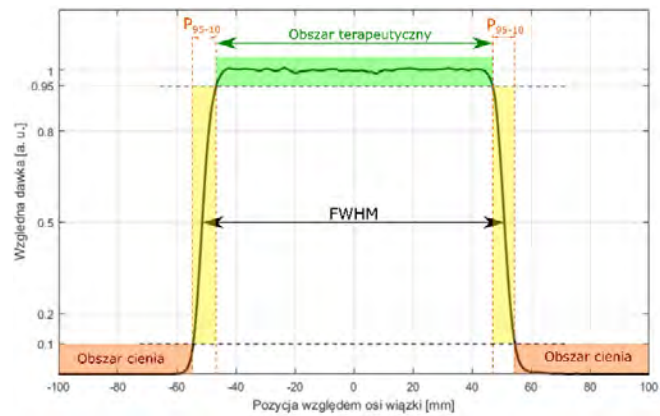
Parametry opisujące kształt profilu:

- FWHM (ang. *Full Width at Half Maksimum*) – szerokość profilu na wysokości 50% dawki w osi wiązki terapeutycznej na środku profilu, w obszarze terapeutycznym;
- szerokość półcienia – to odległość, określana prostopadle do osi wiązki promieniowania, w obszarze dużego lateralnego spadku dawki, dla którego wartość profilu maleje z 95% do 10% (czasami podawane jest również 80-20%);
- jednorodność – określa stopień wahań dawki w obszarze terapeutycznym;
- symetria – określa stosunek dawki zdeponowanych w poszczególnych połówkach profilu (względem osi wiązki).

W przypadku skolimowanej wiązki skanującej profil opisany na rycinie 6 jest superpozycją poszczególnych plamek jonów (tzw. spotów). Rozkład poprzeczny intensywności (fluencji) skolimowanej wiązki protonowej może być opisany rozkładem normalnym, gdyż wielokrotne rozpraszanie wiązki protonowej w ośrodku ma w przybliżeniu rozkład normalny. Szerokość wiązki będąca sumą „szerokości torów” pojedynczych cząstek (protonów) w wiązce, wynikają z ich wielokrotnych rozproszeń, będzie więc rosła z głębokością w ośrodku [7]. Jeżeli rozkład poprzeczny intensywności wiązki jest zbliżony do dwuwymiarowego rozkładu normalnego, możliwe jest wyznaczenie jego dyspersji (wartości sigma) na podstawie wyznaczonej szerokości połówkowej FWHM. Jeśli rozkład dwuwymiarowy odbiega, nawet w niewielkim stopniu, od rozkładu normalnego, to rozmiar wiązki (wartość sigma) określane jest z wykorzystaniem krzywej rozkładu normalnego dopasowanej do rzeczywistego rozkładu wiązki, z zachowaniem parametru dopasowania na akceptowalnym poziomie.

Rozkład poprzeczny ołówkowej wiązki protonowej zdeterminowany jest w głównej mierze przez wielokrotne rozpraszania kulombowskie (MCS) i reakcje jądrowe. Te składowe profilu poprzecznego wiązki ołówkowej, w wyniku których generowane są cząstki naładowane, przedstawiono na rycinie 7 [8].

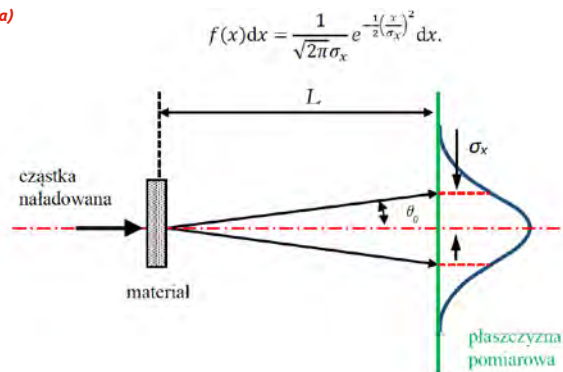
Aktywne skanowanie wiązką na stanowiskach terapeutycznych gantry wykonywane jest przy pomocy wiązek ołówkowych.



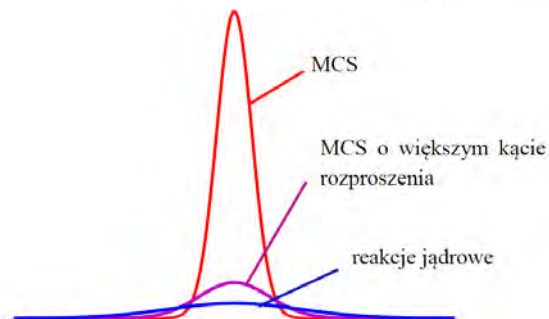
Ryc. 6 Poprzeczny profil rozproszonej wiązki protonowej z zaznaczeniem obszarów: terapeutycznego, półcienia (P_{95-10}) oraz obszaru cienia

Źródło: Opracowanie własne.

a)



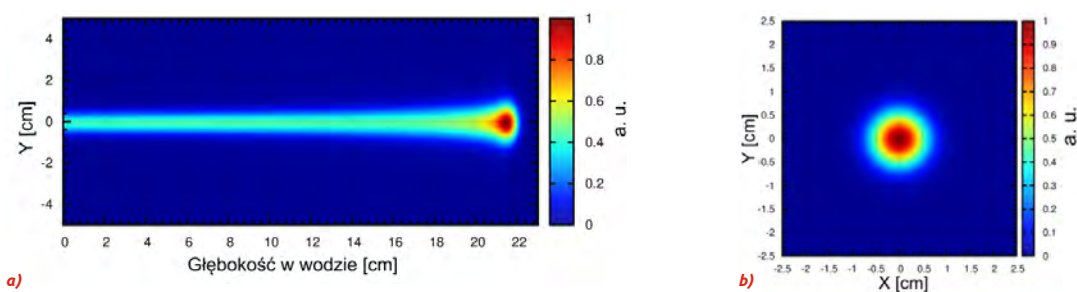
b)



Ryc. 7 Poglądowa rycina przedstawiająca składowe profile poprzeczne wiązki ołówkowej; a) cząstka naładowana po przejściu przez warstwę materiału zmienia kierunek ruchu wskutek MCS. Wartości kątów rozpraszania mają charakter stochastyczny i mogą zostać opisane za pomocą rozkładu Gaussa. Parametrem opisującym szerokość rozkładu kątów rozpraszania jest θ_0 . Odpowiadający mu parametr opisujący poszerzenie wiązki σ_x może zostać wyznaczony poprzez pomiar wykonany wzdłuż płaszczyzny prostopadłej do kierunku wiązki; b) poglądowa rycina przedstawiająca składowe profile poprzeczne wiązki ołówkowej. Każda ze składowych może zostać opisana za pomocą rozkładu Gaussa o różnej amplitudzie i szerokości [8]

Źródło: Rys. 2.10 oraz 2.12 w [8].

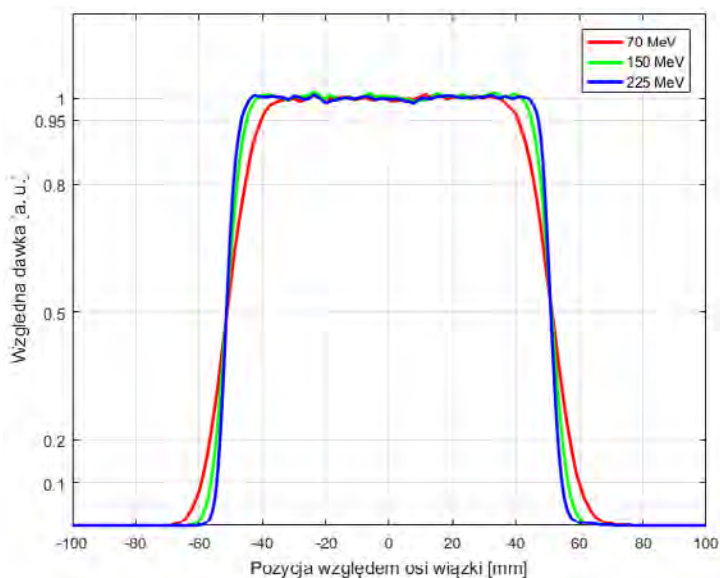
Wykorzystując algorytm Monte Carlo w programie FLUKA [9], dokonano symulacji transportu wiązki ołówkowej o energii 180 MeV w wodzie, której wynik ilustruje rycina 8. Rozkład dawki z głębokością, z charakterystycznym rozproszeniem mikrowiązki w części dystalnej, widoczny jest na rycinie 8a, zaś dwuwymiarowy rozkład poprzeczny monoenergetycznej mikrowiązki protonowej na głębokości 20 cm – na rycinie 8b.



Ryc. 8 Dwuwymiarowe obrazy graficzne wyniku symulacji transportu otówkowej wiązki protonowej o energii początkowej 180 MeV w wodzie: a) rozkład dawki z głębokością – przekrój wzdłuż osi wiązki; b) rozkład poprzeczny dawki w wiązce w płaszczyźnie na głębokości 20 cm
Źródło: Dzięki uprzejmości dr inż. Magdaleny Kłodowskiej.

Zależność wielkości półcienia od energii

Kształt profilu i szerokość półcienia zależy w szczególności od traktu prowadzenia wiązki w jonowodzie¹, energii wiązki, wielkości pola, odległości SSD, głębokości pomiaru z oraz prostej, wzdłuż której wykonywany jest dany pomiar. Na trakt prowadzenia wiązki protonowej składa się wiele elementów, począwszy od elementów systemu selekcji energii, poprzez układy soczewek



Ryc. 9 Wlotowe profile poprzeczne wiązki protonowej dla pola o rozmiarze 10 cm x 10 cm dla energii 70 MeV, 150 MeV oraz 225 MeV. Wyraźnie widoczne poszerzenie szerokości półcienia wraz ze zmniejszaniem się energii wiązki
Źródło: Opracowanie własne.

i dipoli magnetycznych, korygujących kształt oraz pozycję wiązki w poszczególnych punktach, kończąc na komorach jonizacyjnych rejestrujących własności dozymetryczne systemu. Każdy ze wspomnianych elementów traktu może wpływać na zmianę szerokości półcienia wiązki, rejestrowanego na stanowisku do napromieniania. W związku z powyższym szerokość półcienia zależna od traktu wiązki jest charakterystyczna dla danego systemu.

Zależność wielkości półcienia od energii wiązki protonowej związana jest z procesem oddziaływania cząstek z atomami

¹ Jonowodem nazywa się rurę próżniową, w której prowadzona jest wiązka protonowa.

ośrodka, przez który przechodzą. Zmiana wielkości półcienia zdeterminowana jest w głównej mierze przez wielokrotne rozpraszania kulombowskie (MCS) na jądrach atomowych ośrodka i reakcje jądrowe poszczególnych cząstek. MCS powodują, że wraz ze wzrostem głębokości penetracji wiązki następuje poszerzenie jej spektrum energetycznego, a to z kolei przyczynia się do obserwowanego poszerzenia poprzecznego pierwotnej wiązki protonów. Z tego względu obserwuje się zwiększenie szerokości półcienia w miarę zmniejszania się energii wiązki. Na rycinie 9 zamieszczono profile wiązki protonowej dla energii 70 MeV, 150 MeV oraz 225 MeV, ukazujące wyraźnie zwiększenie się szerokości półcienia w miarę zmniejszania energii.

W przypadku otówkowej wiązki skanującej zjawisko zwiększania się szerokości półcienia wraz ze zmniejszaniem się energii wiązki obserwujemy analizując parametry profilu poprzecznych, opisujących wielkość wiązki (np. sigma, FWHM). Jak wskazano na rycinie 7, z powodu procesów rozpraszania i oddziaływań jądrowych protonów w wiązce, początkowy profil „ostro” określony u wlotu wiązki przez zewnętrzny kolimator ulegać będzie rozmyciu ze wzrostem zasięgu wiązki w ośrodku. Wiązka protonów na skutek oddziaływań elastycznych z jądrami atomów podlega licznym rozproszeniom. Pomimo że w tego typu zderzeniach protony tracą tylko niewielką ilość energii, a każde z nich prowadzi do zmiany trajektorii protonu o relatywnie mały kąt, to pozostają one bardzo ważne. Proces wielokrotnego rozpraszania kulombowskiego cząstek opisuje teoria Moliera [10] z modyfikacjami Gotshalka [11]. Rozpraszanie wiązki protonowej definiuje się za pomocą tzw. zdolności rozpraszania T (ang. *scattering power*), która wyraża się wzorem [12]:

$$T = \frac{\langle d\theta^2 \rangle}{dx} \quad (1.3),$$


gdzie: $\langle \theta^2 \rangle$ to kwadrat średniego rozproszenia kąтового, a x to grubość absorbenta, przez którą przeszedł proton. Zarówno zjawisko rozrzutu energetycznego strat energii, jak i procesy wielokrotnego rozpraszania kulombowskiego wiązki protonowej przyczyniają się do występowania zmian w strukturze energetyczno-przestrzennej wiązki protonowej. Wraz ze wzrostem głębokości w ośrodku absorbującym następuje stopniowe poszerzenie widma energetycznego pierwotnej wiązki protonowej.

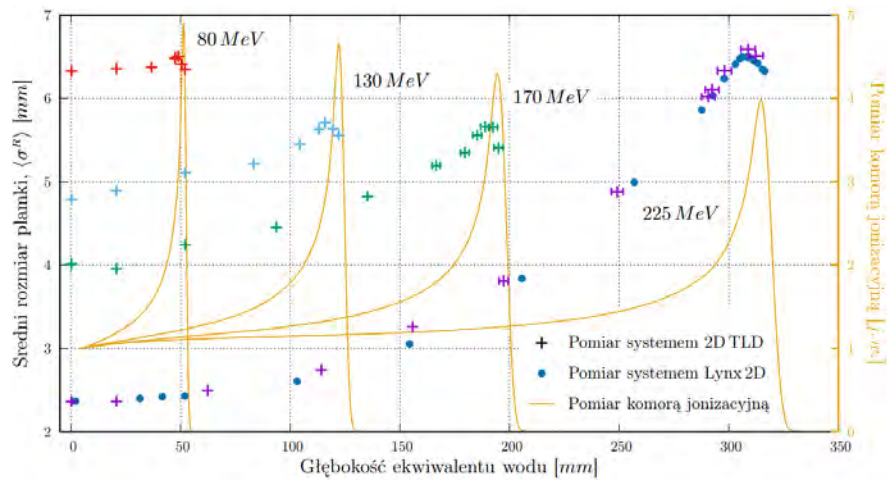


Oba ww. zjawiska mają wpływ na kształt zarówno rozkładu głębokościowego, jak i poprzecznego dawki, co przedstawia rycina 10.

W wyniku rozproszenia wąskiego wiązki ołówkowa poszerza się wraz z głębokością w fantomie. W Centrum Cyklotronowym Bronowice Instytutu Fizyki Jądrowej PAN dla energii 80 MeV wiązka poszerzenie wiązki wynosi od $\sigma = 6,3$ mm przy wejściu do fantomu do $\sigma = 6,5$ mm na głębokości ok. 50 mm ekwiwalentu wody. Podobnie węższe wiązki ołówkowe o wyższych energiach początkowych ulegają poszerzeniu niezależnie od rozmiaru wiązki początkowej, przy czym maksimum tego poszerzenia obserwuje się na głębokościach odpowiadających zasięgom jonów w wodzie. Szczególnie widoczne jest to dla wyższej energii, dla której początkowa wiązka o średnim rozmiarze $\sigma = 2,4$ mm, na końcu drogi protonów w wodzie ma średni rozmiar $\sigma = 6,6$ mm.

Wiązka jonów, niezależnie od ośrodka, oddziałuje z atomami, ulegając rozproszeniu. W przypadku ołówkowej wiązki skanującej, głównymi składowymi mającymi wpływ na szerokość półcienia będą: sposób formowania wiązki (tzw. emitancja wiązki) (i), rozproszenie cząstek na elementach traktu wiązki (ii), takich jak okienko na wyjściu z jonowodu czy przelotowa komora jonizacyjna, jak i warstwa powietrza, przez którą musi przejść wiązka, zanim trafi do celu (iii). Im większa jest odległość pomiędzy miejscem wylotu wiązki z jonowodu a pacjentem (lub fantomem), tym większa szerokość półcienia. Dodatkowo w przypadku traktu wiązki z wykorzystaniem kolimatora, występować będzie dodatkowa składowa, będąca efektem rozpraszania cząstek na jego krawędzi, oraz transmisja części promieniowania przez materiał kolimatora. Te dodatkowe efekty będą miały największy przyczynę na szerokość półcienia, w szczególności przy powierzchni pacjenta lub fantomu.

Podsumowując, zastosowanie wiązki protonowej do celów klinicznych wymaga dokładnego poznania jej charakterystyki, ponieważ może ona mieć wpływ na końcowy efekt radioterapii. Wiele parametrów opisujących wiązkę jest związanych ze specyficzną budową aparatury produkującej i dostarczającej wiązkę na stanowisko terapeutyczne. Z tego względu należy pamiętać, że parametry wiązki są charakterystyczne nie tylko dla każdego ośrodka, ale również dla każdego stanowiska w danym ośrodku radioterapeutycznym. Dokładniejsza charakterystyka wiązki na danym stanowisku pozwala na precyzyjniejsze przygotowanie modelu wiązki w systemie planowania leczenia, a co za tym idzie – wierniejsze odwzorowanie modelu w stosunku do rzeczywistych parametrów osiąganych na stanowisku. 



Ryc. 10 Rozmiar plamki na różnych głębokościach ekwiwalentu wody dla czterech wybranych energii początkowych wiązki protonowej. Poziome krzyże błędów określające niepewność wyznaczenia głębokości ekwiwalentu wody zostały pominięte, gdy były one mniejsze od rozmiaru punktu. Dodatkowo na prawej osi pokazano znormalizowane wyniki pomiaru głębokościowego rozkładu dawki wykonane komorą jonizacyjną
Źródło: Rys. 6.34 z [13].

Piśmiennictwo

1. Ludwig-Maximilians Universität München: *Electron Motion in Electric and Magnetic Fields*, [online], available: <https://virtuelle-experimente.de/en/b-feld/anwendung/zyklotron2.php> [data uzyskania dostępu: 20.04.2022].
2. H. Paganetti: *Proton Therapy Physics*, CRC Press, 2012.
3. J. Swakoń, P. Olko, D. Adamczyk, T. Cywicka-Jakiel, J. Dąbrowska, B. Dulny, L. Grzanka, T. Horwacik, T. Kajdrowicz, B. Michalec, T. Nowak, M. Ptaszkiewicz, U. Sowa, L. Stolarczyk i M.P.R. Waligórski: *Facility for proton radiotherapy of eye cancer at IFJ PAN in Krakow*, Radiation Measurements, 2010.
4. B. Marchand, D. Prieels i B. Bauvir: *IBA proton pencil beam scanning: an innovative solution for cancer treatment*, Proceedings of EPAC, Wiedeń, 2000.
5. V.P. Moskvina, N.C. Estabrook, C.-W. Cheng, I.J. Das i P.A.S. Johnstone: *Effect of Scanning Beam for Superficial Dose in Proton Therapy*, Technology in Cancer Research and Treatment, 2015, 643.
6. B. Gottschalk: *Passive Beam Spreading in Proton Radioation Therapy*, Cambridge, 2004.
7. F.H. Attix: *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, Weinheim: WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2004.
8. N. Mojszeszek: Rozprawa doktorska, [w:] *Dozymetria i kontrola jakości skanującej wiązki protonowej na stanowisku gantry*, Kraków, 2018.
9. A. Ferrari, P.R. Sala, A. Fass`o i J. Ranft, FLUKA: a multi-particle transport code, Geneva, 2005.
10. H. Breuer, B.J. Smit: *Proton Therapy and Radiosurgery*, New York: Springer-Verlag Berlin Heidelberg GmbH, 2000.
11. B. Gottschalk, A. Koehler, R.J. Schneider, J.M. Sisterson, M. Wagner: *Multiple Coulomb scattering of 160 MeV protons*, Nuclear Instruments & Methods in Physics Research Section B-beam Interactions with Materials and Atoms, 1993, 467-490.
12. W.D. Newhauser, R. Zhang: *The physics of proton therapy*, Phys. Med. Biol.
13. J. Gajewski: *Rozwój dwuwymiarowego, termoluminescencyjnego systemu dozymetrycznego dla zapewnienia jakości w jonoterapii nowotworów*, Kraków: Praca doktorska, 2016.
14. R. Slopema: *Basic Physics of Proton Therapy*, University of Florida Proton Therapy Institute.