

Uniwersytet Śląski w Katowicach

Wydział Nauk Ścisłych i Technicznych

Instytut Fizyki im. Augusta Chełkowskiego

Rozprawa doktorska

Modelowanie bezfiltrowej wiązki terapeutycznej
wytwarzanej w urządzeniu CyberKnife

mgr inż. Justyna Rostocka

Promotor: dr hab. Adam Konefał, prof. UŚ

Katowice, 2026

Pragnę złożyć serdeczne podziękowania mojemu promotorowi, Panu profesorowi dr hab. Adamowi Konefałowi, za nieocenione wsparcie, cenne wskazówki oraz życzliwość okazaną podczas realizacji niniejszej pracy doktorskiej.

Serdecznie dziękuję Pani Joannie Prażmowskiej z Zakładu Fizyki Medycznej Narodowego Instytutu Onkologii w Gliwicach za przygotowanie rozkładów dawek dla wiązki 6 MV FFF z urządzenia CyberKnife 6M. Rozkłady wykorzystano do weryfikacji opracowanego modelu wiązki.

Spis treści

1.	Wstęp.....	5
2.	Cel pracy	7
3.	Zjawiska fizyczne.....	8
3.1	Oddziaływania elektronów z materią	8
3.2	Oddziaływania fotonów z materią	13
4.	Nowoczesne metody radioterapii	17
4.1	CyberKnife.....	18
4.2	Budowa urządzenia CyberKnife	18
5.	Akcelerator liniowy.....	20
5.1	Głowica akceleratora liniowego	20
6.	Metoda Monte Carlo	22
6.1	Kody Monte Carlo	24
6.2	GEANT4	25
7.	Metodyka.....	26
7.1	Geometria symulowanego układu.....	27
7.2	Oprogramowanie i symulowane procesy fizyczne	30
7.3	Eksperyment weryfikujący symulacje	30
7.4	Modelowanie wiązki wytwarzanej w urządzeniu CyberKnife.....	32
8.	Opis programu symulacyjnego	35
9.	Wyniki	47
9.1	Weryfikacja symulacji	47
9.1.1	Odszumianie rozkładów dawek uzyskanych za pomocą symulacji	47

9.1.2	Porównanie obliczonych rozkładów dawek z rozkładami zmierzonymi	56
9.2	Zależności energetyczne	70
9.3	Rozkład przestrzenny wiązki	79
9.4	Kierunki propagacji fotonów.....	82
10.	Podsumowanie	85
11.	Spis rysunków	86
12.	Spis tabel.....	92
13.	Bibliografia.....	93
14.	Streszczenie	101
15.	Abstract	102

1. Wstęp

Dzięki ogromnemu postępowi dokonanemu w konstrukcji i wytwarzaniu mikroprocesorów w ostatnich dwóch dekadach, nastąpił gwałtowny rozwój technologii komputerowych. Jednym z podstawowych zastosowań tych technologii jest modelowanie, które obecnie odgrywa ważną rolę w różnych naukach o charakterze praktycznym, w tym w szczególności w radioterapii. Bardzo użyteczne stało się modelowanie wiązek terapeutycznych różnego rodzaju promieniowania stosowanego w teleradioterapii. Dzięki dużej mocy obliczeniowej współczesnych komputerów możliwe jest modelowanie oparte na metodzie Monte Carlo gwarantującej wysoką jakość opracowanych modeli, a tym samym zapewniającej uzyskanie dokładnych wyników, w wielu wypadkach dokładniejszych od tych otrzymanych technikami eksperymentalnymi. Przykładem może być dozymetria promieniowania gamma dla małych pól promieniowania [1, 2, 3]. W tym przypadku nawet miniaturowe detektory często okazują się za duże, aby przeprowadzić pomiary dostarczające wiarygodnych wyników, dotyczy to np. profili wiązek terapeutycznych [4]. Poza tym wykorzystanie modeli posiada jeszcze jedną przewagę nad eksperymentem, mianowicie stosowane w obliczeniach (symulacjach) komputerowych detektory zwane często detektorami logicznymi są doskonałe tj. ich odpowiedź nie zależy ani od rodzaju i energii promieniowania, ani od innych czynników takich jak temperatura otoczenia, obecność w polu wiązki promieniowania kabla dostarczającego prąd do detektora i odprowadzającego do elektrometru powstały w detektorze pod wpływem promieniowania impuls elektryczny itp. [5]. Innym przykładem zastosowania modeli wiązek terapeutycznych mogą być systemy planowania leczenia, coraz częściej wykorzystujące metodę Monte Carlo. Poza tym symulacje komputerowe korzystające z modeli wiązek terapeutycznych opartych na metodzie Monte Carlo są obecnie podstawowym sposobem pozyskiwania widm energetycznych i innych parametrów charakteryzujących wiązki promieniowania wytwarzane przez różnego rodzaju akceleratory medyczne [6, 7]. Modelowanie pozwala wytworzyć olbrzymią ilość

różnorodnych danych niezbędnych do doskonalenia algorytmów bazujących na sztucznych sieciach neuronowych, które obecnie znajdują zastosowanie w rozwiązywaniu różnych skomplikowanych zadań [8]. Na przykład Medhat (2012) oraz Yoshida i in. (2002) opracowali technikę rekonstrukcji widm promieniowania gamma z wykorzystaniem detektorów germanowych o wysokiej czystości (HPGe) [9, 10]. Santos i in. (2012) oraz Vega-Carrillo i in. (2006) opracowali technikę symulacji spektroskopii gamma przy użyciu sztucznych sieci neuronowych, natomiast Pilato i in. (1999) opracowali technikę symulacji spektroskopii gamma dla radionuklidów przy zastosowaniu algorytmów sztucznej inteligencji [11, 12, 13]. Alanazi i in. (2022) oraz Salgado i in. (2021) wykorzystali sztuczne sieci neuronowe do badania przepływów w gazociągach, określając zawartość gazu, ropy i wody w rurociągach bazując na pomiarach ilościowych promieniowania gamma detektorami HPGe i NaI [14, 15].

2. Cel pracy

Celem niniejszej pracy było opracowanie modelu wiązki terapeutycznej bezfiltrowej 6 MV FFF (ang. Flattening Filter Free) wytworzonej w urządzeniu CyberKnife M6. Za pomocą opracowanego modelu wyznaczono szereg parametrów charakteryzujących wiązkę terapeutyczną w fantomie wodnym, takich jak widma energetyczne i średnia energia wiązki, kierunki propagacji fotonów określonych za pomocą wektora pędu i rozkład natężenia wiązki. Niniejsze dane otrzymano dla małego i dużego pola promieniowania odpowiednio o średnicach 15 mm i 60 mm, w zakresie głębokości d do 300 mm i dla różnych odległości r od osi wiązki. Zgromadzone dane stanowią obszerną bazę danych przeznaczoną do uczenia sztucznych sieci neuronowych. Aktualnie brakuje takich kompleksowych danych charakteryzujących wiązki terapeutyczne dla modelu M6 urządzenia CyberKnife. W tym kontekście niniejsza praca posiada charakter nowatorski. Wyniki badań przedstawione w niniejszej rozprawie zostały opublikowane w czasopiśmie *Applied Sciences* (doi: 10.3390/app152413262):

Rostocka J., Prażmowska J., Konefał A., Kapłon A., Orlef A., Sokół M – *Modeling a 6 MV FFF Beam from the CyberKnife M6 to Produce Data for Training Artificial Neural Networks*, 2025, *Applied Sciences* 15, 13262.

3. Zjawiska fizyczne

W pierwszym rozdziale zostały omówione istotne zagadnienia w kontekście modelowania terapeutycznej wiązki promieniowania rentgenowskiego oraz symulacji napromieniania fantomu wodnego tą wiązką. Oddziaływanie fotonów i elektronów z materią jest ważną kwestią w radioterapii oraz obrazowaniu medycznym. Elektrony wykorzystywane są do napromieniania zmian powierzchniowych, natomiast fotony stosowane są w leczeniu nowotworów głębiej osadzonych lub do obrazowania wewnętrznych struktur [16].

Wyróżnić można kilka rodzajów oddziaływań w zależności od energii elektronów lub fotonów oraz od rodzaju materiału, w którym oddziaływanie zachodzi. Poniżej omówiono główne z nich.

3.1 Oddziaływania elektronów z materią

Elektrony przemierzając materię mogą oddziaływać z polem elektrycznym elektronów oraz jąder atomowych. Podstawowymi procesami oddziaływań są:

1. jonizacja,
2. oddziaływania nieelastyczne – w wyniku których emitowane jest promieniowanie hamowania (niem. Bremsstrahlung), a elektron traci część swojej energii,
3. elastyczne zderzenia – mogą występować z elektronami (wtedy elektron traci część swojej energii) oraz jądrami atomów, na skutek których elektron zmienia kierunek swojego ruchu [17].

Jonizacja to zjawisko polegające na odrywaniu elektronów od elektrycznie obojętnych atomów, prowadzące do powstania dodatnio naładowanych jonów oraz

swobodnych elektronów. Aby oderwać elektron od atomu potrzebna jest energia zwana energią wiązania elektronu w atomie. Usunięcie elektronu z powłoki najbliższej jądra atomu wodoru wymaga energii 13,5 eV, natomiast dla atomu ołowiu wymagana jest energia równa 88 keV, czyli ponad 5000 razy większa. Energia wiązania elektronu na danej orbicie rośnie proporcjonalnie do kwadratu efektywnego ładunku jądra (ładunku „widzianego” przez elektron na orbicie). Dla elektronów znajdujących się na najniższej powłoce w atomach o wyższej liczbie atomowej (Z) energia wiązania opisana jest wzorem [18]:

$$13,6 \cdot (Z - 3) \text{ eV}.$$

Im elektron znajduje się na wyższej powłoce elektronowej, tym jego energia wiązania jest mniejsza, przez co łatwiej o oderwanie go od atomu. Tak więc elektrony o energii 6 MeV, czyli o energii znacznie wyższej od energii wiązania elektronów na powłoce elektronowej najbliższej jądra, mogą wybijać elektrony ze wszystkich powłok każdego izotopu. Z tego względu może dojść do samojonizacji, czyli zjawiska emisji elektronów przez atom, zachodzącego w wyniku uwolnienia energii na skutek wypełniania miejsc na niższych powłokach elektronowych przez elektrony z powłok wyższych (rys. 1). Elektron emitowany przez atom (elektron Augera) pochodzi z powłoki walencyjnej i ma ściśle określoną energię. Energię tego elektronu można obliczyć ze wzoru [19]:

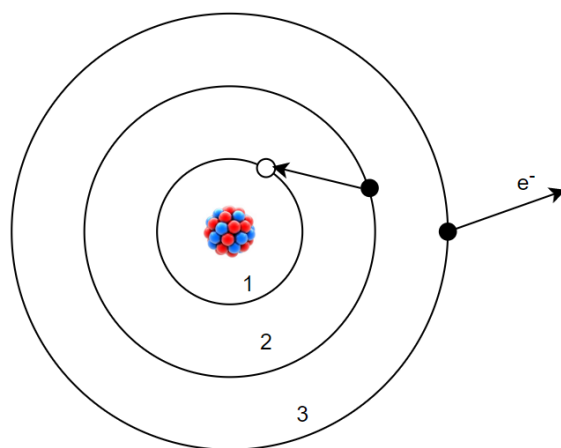
$$E_{\text{elektronu}} = E_1 - E_2 - E_3,$$

gdzie:

E_1 – energia wiązania elektronu wybitego na początku procesu (z pierwszej orbity),

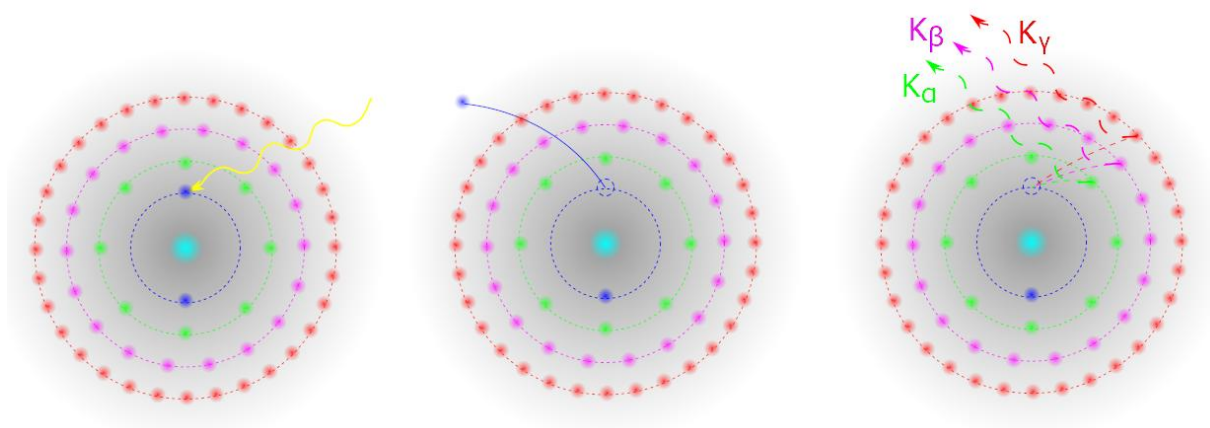
E_2 – energia elektronu przechodzącego z poziomu wyższego na niższy,

E_3 – energia wiązania elektronu opuszczającego atom.



Rysunek 1. Schemat emisji elektronu Augera.

Kolejnym procesem jest emisja charakterystycznego promieniowania rentgenowskiego, powstającego gdy po wybiciu elektronu z wewnętrznej powłoki elektronowej następuje przejście elektronu z wyższych powłok na uwolnione miejsce (rys. 2).



Rysunek 2. Schemat emisji promieniowania charakterystycznego [20].

Dodatkowo, elektrony wybite poza obszar atomu mogą ulec zjawiskom wtórnym. Średnie straty energii elektronów na jednostkę przebytej drogi w wyniku jonizacji opisuje wzór Bethego-Blocha [21]:

$$-\frac{dE}{dx} = \frac{4\pi N_A c^2 z^2 e^4}{m\beta^2} \frac{Z}{A} \left[\ln \left(\frac{2mc^2\beta^2}{I(1-\beta^2)} \right) - \beta^2 \right],$$

gdzie:

m – masa elektronu,

z – ładunek cząstki,

$$\beta = \frac{v}{c},$$

v - prędkość cząstki,

c – prędkość światła w próżni,

N_A – liczba Avogadra,

Z – liczba atomowa,

A – liczba masowa,

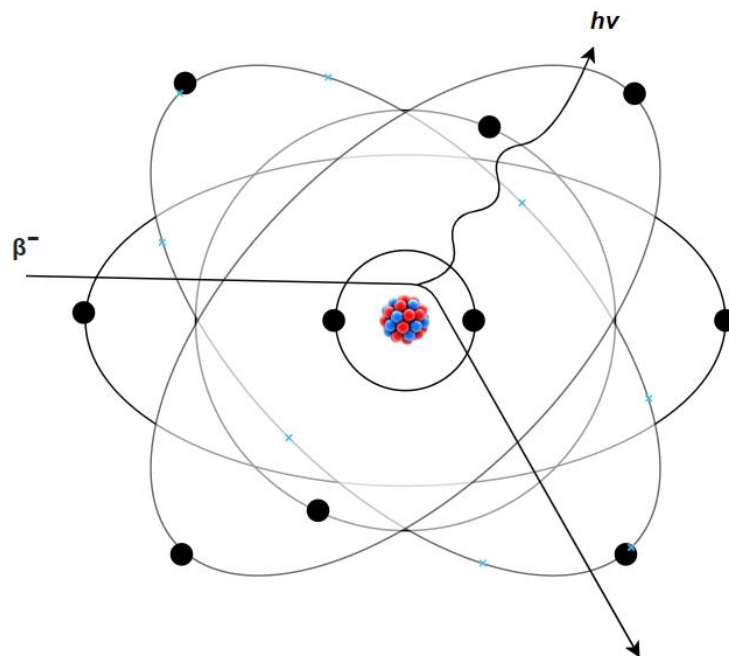
x – długość drogi przebytej przez cząstkę w ośrodku,

I – efektywny potencjał jonizacji uśredniony po wszystkich elektronach atomu lub cząsteczki ośrodka.

Straty energii elektronów na zderzenia elastyczne oraz jonizację mają istotną rolę w obszarze niewielkich energii elektronów. Dla wysokich energii dominują straty związane z emisją promieniowania hamowania [21].

Promieniowanie hamowania to promieniowanie emitowane przez swobodne elektrony, które są odchylane w polach elektrycznych naładowanych cząstek i jąder atomów. Promieniowanie hamowania to promieniowanie elektromagnetyczne. Jest emitowane przez cząsteczkę posiadającą ładunek elektryczny, która zwalnia. Mechanizm ten ilustruje rysunek 3, gdzie cząstka β^- (czyli elektron z rozpadu β^-) podróżująca przez materię zbliża się do jądra atomu i jest przez nie odchylana. To

ugięcie powoduje spowolnienie elektronu, a w konsekwencji zmniejszenie jego energii kinetycznej z emisją promieniowania hamowania [22].



Rysunek 3. Schemat powstawania promieniowania hamowania.

Zjawisko to jest opisane wzorem:

$$h\nu = E_i - E_f,$$

gdzie:

$h\nu$ – energia fotonu,

E_i jest początkową energią kinetyczną elektronu przed oddziaływaniem, a E_f jest końcową energią kinetyczną elektronu.

3.2 Oddziaływania fotonów z materią

Promieniowanie elektromagnetyczne oddziałuje z polem elektrycznym elektronów lub jąder atomów. Najważniejsze sposoby oddziaływania fotonów o energii 6 MeV to:

- efekt fotoelektryczny,
- zjawisko Comptona,
- reakcja par elektron-pozyton.

Efekt fotoelektryczny to zjawisko, w którym foton promieniowania elektromagnetycznego (np. promieniowania rentgenowskiego) o odpowiedniej energii oddziałuje z materią, w wyniku czego elektron jest wybijany poza atom [23]. Aby zjawisko mogło zajść energia padającego fotonu musi być większa niż energia wiązania elektronu w atomie. Jeżeli energia fotonu jest jednak mniejsza niż energia wiązania, to wtedy efekt fotoelektryczny nie zachodzi. Gdy foton dostarcza odpowiednią ilość energii, elektron jest wybijany z powłoki elektronowej. Pozostała energia fotonu zostaje przekształcona w energię kinetyczną wybitego elektronu [24]. Energia kinetyczna równa jest różnicy energii fotonu padającego i energii wiązania elektronu w materii. Wzór na energię kinetyczną wybitego elektronu w wyniku zajścia efektu fotoelektrycznego:

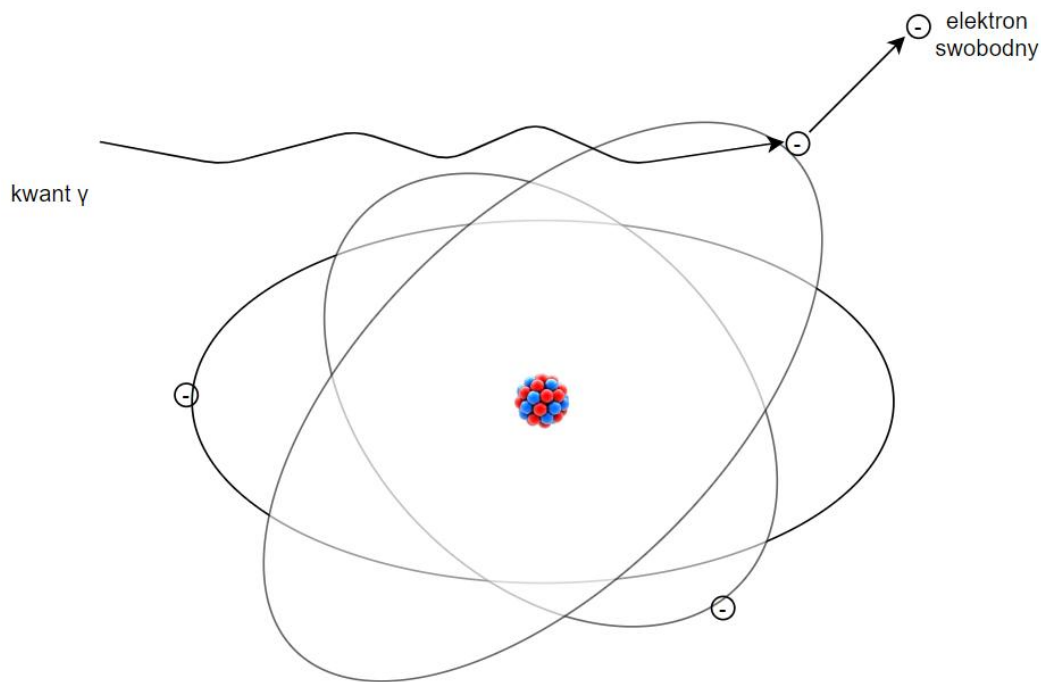
$$E_k = E_f - E_w [25],$$

gdzie:

E_k – energia kinetyczna elektronu wybitego,

E_f – energia padającego fotonu,

E_w – energia wiązania elektronu w atomie.



Rysunek 4. Schemat efektu fotoelektrycznego.

W zjawisku Comptona foton promieniowania elektromagnetycznego ulega rozproszeniu na swobodnych elektronach. Na skutek tego zjawiska foton traci część swojej energii i zmienia kierunek ruchu, a elektron zyskuje energię kinetyczną od fotonu [26]. Energia i kierunek fotonu rozproszonego i energia kinetyczna elektronu zależą od kąta rozproszenia. Zjawisko Comptona może zajść, jeżeli energia fotonu jest odpowiednio duża, aby przekazać dostateczną ilość energii elektronowi [27]. Zjawisko to można najlepiej zaobserwować dla fotonów wysokoenergetycznych, czyli dla promieniowania rentgenowskiego powstałego w akceleratorze medycznym i promieniowania gamma.

Wzór na zmianę długości fali rozproszonego fotonu w zależności od kąta rozproszenia fotonu:

$$\Delta\lambda = \lambda_1 - \lambda_2 = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos\theta) [28],$$

gdzie:

$\Delta\lambda$ – zmiana długości fali fotonu,

λ_1 – długość fali rozproszonej,

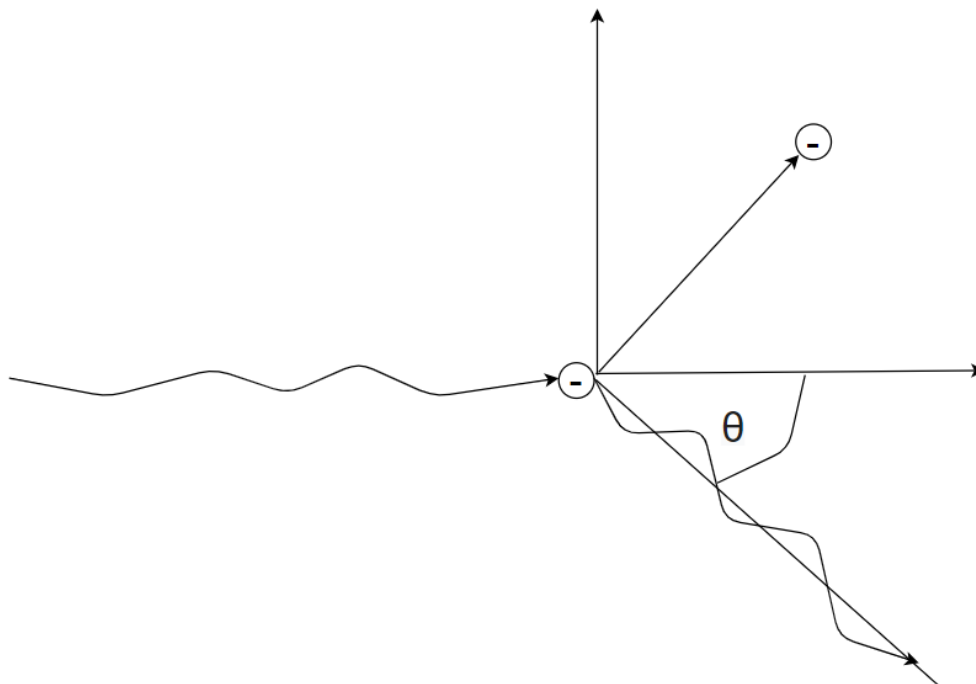
λ_2 – długość fali padającej,

h – stała Plancka,

m_e – masa spoczynkowa elektronu,

c – prędkość światła,

θ – kąt rozproszenia fotonu.



Rysunek 5. Schemat zjawiska Comptona.

Proces kreacji par zachodzi, gdy foton posiadający odpowiednio dużą energię zamienia swoją energię w parę elektron-pozyton [29]. W trakcie tego procesu foton przekształca swoją energię w masę, zgodnie ze wzorem Einsteina:

$$E = mc^2 [30],$$

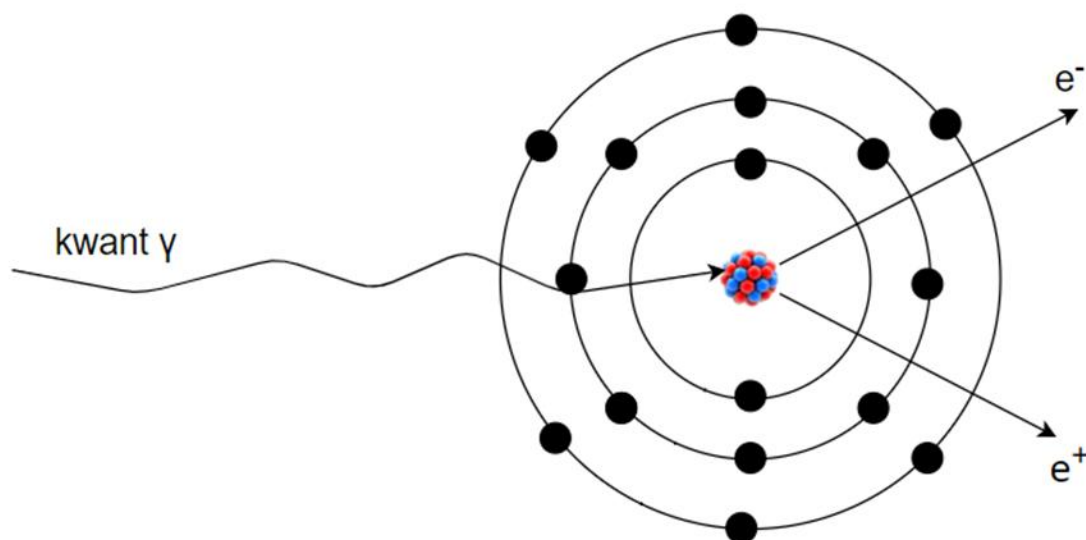
gdzie:

E – energia fotonu,

m – masa cząstki,

c – prędkość światła w próżni.

Powstaje w ten sposób cząstka i odpowiadająca jej antycząstka, które poruszają się w przeciwnych kierunkach. Para elektron-pozyton powstaje, gdy foton o energii większej niż 1,022 MeV przechodzi w pobliżu pola elektrycznego jądra atomu. Powstały w ten sposób elektron ma ładunek ujemny (e^-), natomiast pozyton – dodatni (e^+) [31].



Rysunek 6. Schemat reakcji pary elektron-pozyton.

4. Nowoczesne metody radioterapii

Radioterapia to precyzyjna forma leczenia, która polega na dostarczeniu wysokiej dawki promieniowania jonizującego do ściśle określonego obszaru ciała w celu zniszczenia guza lub innej zmiany nienowotworowej. Może stanowić alternatywę dla tradycyjnej chirurgii. Ta zaawansowana technika wykorzystuje precyzyjne obrazowanie i dokładne naprowadzanie wiązki promieniowania, minimalizując jednocześnie wpływ na zdrowe tkanki i narządy wokół guza [32]. Jednak mimo skuteczności i zalet ma pewne ograniczenia, które powodują iż nie każdy przypadek może być leczony za pomocą radioterapii [33]. Najważniejsze z nich dotyczą rozmiaru i lokalizacji guza, ruchomości guza i struktur otaczających, a także obecności sąsiednich struktur wrażliwych. W przypadku zbyt dużego guza lub zmiany trudno dostępnej, dostarczenie odpowiedniej dawki może być utrudnione. Jeżeli guz jest podatny na ruch, np. podczas oddychania, ustawienie precyzyjne wiązki promieniowania również będzie trudne. W takich sytuacjach możliwe jest jednak wykorzystanie techniki polegającej na śledzeniu ruchu pacjenta, aby skompensować ruchy pacjenta i utrzymać odpowiedni poziom leczenia. Obecność struktur wrażliwych w sąsiedztwie guza może natomiast spowodować ich uszkodzenie. W tym przypadku konieczna jest analiza ryzyka, aby zminimalizować działanie niepożądane na otaczające tkanki zdrowe. Z uwagi na fakt, iż każdy przypadek jest unikalny, ostateczna decyzja o zastosowaniu radioterapii powinna być oparta na indywidualnej ocenie pacjenta, uwzględniając powyższe czynniki.

4.1 CyberKnife

CyberKnife (CK), czyli nóż cybernetyczny jest zautomatyzowanym kompaktowym akceleratom liniowym zamontowanym na manipulatorze robotycznym ze zintegrowanym systemem naprowadzania obrazu. Zabieg wykonywany za pomocą CyberKnife polega na napromienianiu guza wiązkami promieniowania rentgenowskiego o potencjale nominalnym 6 MV. Przeznaczony jest do radiochirurgii stereotaktycznej (SRS) i stereotaktycznej radioterapii ciała (SBRT). CK jest również używany do selektywnej radioterapii konformalnej 3D (3D-CRT) i radioterapii z modulacją intensywności (IMRT). Zaletą tych technik napromieniania jest m.in. dokładny rozkład ilościowy dawki w obrębie precyzyjnie określonej, trójwymiarowej objętości celu przy jednoczesnym bardzo szybkim spadku dawki poza celem leczenia. Precyzyjne i dokładne dostarczenie dawki pomaga ograniczyć dawkę w obszarze otaczających zdrowych tkanek oraz zminimalizować potencjalne ryzyko wystąpienia objawów niepożądanych, co może prowadzić do lepszej jakości życia pacjenta po leczeniu. Mimo, iż w swojej nazwie zawiera określenie „nóż” jest metodą małoinwazyjną. Z tego względu w niektórych przypadkach może stanowić alternatywę dla klasycznej chirurgii [34, 35].

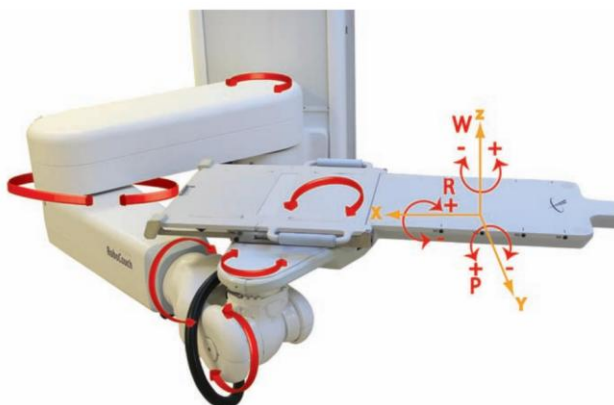
4.2 Budowa urządzenia CyberKnife

System CyberKnife złożony jest z dwóch głównych modułów: systemu planowania leczenia oraz aparatu służącego do napromieniania. W systemie planowania leczenia lekarz na podstawie tomografii komputerowej lub rezonansu magnetycznego określa planowany obszar tarczowy (PTV, ang. planning target volume), kliniczny obszar tarczowy (CTV, ang. clinical target volume) oraz narządy krytyczne, czyli tkanki szczególnie wrażliwe na działanie promieniowania jonizującego. Następnie na podstawie tych danych, czyli wykonturowanych struktur oraz

określonych parametrów leczenia przygotowywany jest optymalny plan leczenia. Do leczenia wykorzystuje się aparat składający się z przyspieszacza liniowego umieszczonego na ramieniu robota mającego sześć stopni swobody, przez co możliwe jest swobodne przemieszczanie się aparatu wokół pacjenta. Podczas sesji terapeutycznej pacjent ułożony jest na specjalnym stole, również umieszczonym na zautomatyzowanym ramieniu o sześciu stopniach swobody, pozwalającym na sterowanie we wszystkich kierunkach [34, 36, 37].



Rysunek 7. CyberKnife – stopnie swobody [34].



Rysunek 8. Stół terapeutyczny – stopnie swobody [34].

5. Akcelerator liniowy

Akceleratory liniowe stanowią podstawę standardowej radioterapii frakcjonowanej i zostały zmodyfikowane do celów radiochirurgii [38]. Akcelerator liniowy jest urządzeniem przyspieszającym wiązkę promieniowania w linii prostej, m.in. w celach terapeutycznych. Kluczowym elementem budowy akceleratora liniowego jest głowica, zawierająca główne elementy istotne do kolimowania wiązki.

5.1 Głowica akceleratora liniowego

Głowica akceleratora liniowego odpowiada za formowanie wiązki promieniowania w akceleratorze liniowym. Najważniejsze elementy tworzące głowicę to: tarcza konwersji (target), kolimator pierwotny, kolimator wtórny. W tarczy konwersji następuje oddziaływanie pierwotnej wiązki elektronów z materią, co powoduje produkcję promieniowania hamowania i cząstek wtórnych. Kolimator pierwotny służy do kształtowania wiązki pierwotnej. Kolimator wtórny umieszczany jest w większej odległości od źródła wiązki niż kolimator pierwotny. Zapewnia on poprawę jakości wiązki poprzez np. eliminację promieniowania rozproszonego [39, 40].

W odróżnieniu od klasycznych akceleratorów liniowych, gdzie tworzona wiązka przepuszczana jest przez tzw. filtr wygładzający, w urządzeniach CyberKnife generowana wiązka jest bezfiltrowa. Brak stosowania filtrów wygładzających pozwala uzyskać większą moc dawki, zmniejszyć udział promieniowania rozproszonego w wiązce terapeutycznej i zredukować pólcienie. Wpływa to na ograniczenie działań niepożądanych na zdrowych tkankach oraz w obszarach krytycznych otaczających nowotwór. Wiązka bezfiltrowa pozwala również skrócić czas trwania sesji terapeutycznej, ze względu na szybsze transportowanie dawki do celu. Wiązka

bezfiltrowa minimalizuje negatywny wpływ promieniowania na powierzchnię skóry, ze względu na możliwość redukcji dawki w tym obszarze [41, 42].

6. Metoda Monte Carlo

Metoda Monte Carlo jest jedną z najdokładniejszych metod symulowania transportu promieniowania przez materię i wyznaczania dawek w radioterapii [43, 44]. Polega na symulacji komputerowej procesu o charakterze losowym [45]. Metoda ta, oparta na obliczeniach numerycznych ma na celu wyznaczenie wartości wielkości fizycznej na podstawie ciągu liczb losowych, przy czym każda z liczb musi być wybierana z jednakowym prawdopodobieństwem. Liczby te generowane są za pomocą tzw. generatorów liczb pseudolosowych bazujących na odpowiednich formułach matematycznych. Jeżeli liczba przeprowadzonych symulacji danego procesu jest wystarczająco duża to można przyjąć za wartość oczekiwaną średnią arytmetyczną z uzyskanych wyników – zgodnie z prawem wielkich liczb [46, 47, 48].

Podstawową koncepcją jest wykorzystanie losowości do rozwiązania danego problemu [49]. Jednak komputer jako maszyna deterministyczna nie jest w stanie wygenerować liczb prawdziwie losowych. Z tego względu wprowadzono pojęcie liczb pseudolosowych, których wartości imitują liczby losowe. Odbywa się to przy użyciu ww. generatora liczb pseudolosowych [50].

Generatory liczb pseudolosowych można podzielić na fizyczne i komputerowe. Generatory fizyczne generują ciągi liczb losowych z wykorzystaniem zjawisk fizycznych (np. szum atmosferyczny przetwarzany jest do ciągu liczb w systemie binarnym). Generatory te są jednak rzadko stosowane ze względu na słabą stabilność próbek generowanych ciągów liczb losowych (zmiany właściwości fizycznych urządzenia, a także jego otoczenia mogą prowadzić do przypadkowych niepożądanych zmian w generowanych ciągach) [51].

Generatory komputerowe generują ciągi liczb losowych za pomocą różnych algorytmów. Liczby uzyskane w ten sposób nazywane są pseudolosowymi, ze względu na fakt, iż wykorzystanie algorytmu do generowania liczby losowej, która z założenia

nie podlega opisowi żadnym ze wzorów, jest sprzeczne. W ten sposób uzyskuje się liczby o odpowiednio dobrych własnościach statystycznych. Liczby wygenerowane w ten sposób spełniają założenia dotyczące losowości oraz niezależności. W generatorach tych jako parametr najczęściej wykorzystuje się liczby, które bazują na zdarzeniach losowych, np. czas. Zwiększa to prawdziwość liczb pseudolosowych i uzasadnia ich rozpatrywanie jako liczb losowych [52, 53].

Najistotniejszymi własnościami generatorów komputerowych są losowość, powtarzalność oraz okresowość. Generowane liczby powinny zachować jak najmniejszą korelację między sobą oraz charakteryzować się równomiernym rozkładem. Generator powinien mieć możliwość uzyskania takiej samej sekwencji liczb, np. w przypadku wystąpienia nieoczekiwanego błędu, w celu odtworzenia działania programu. Okres powtarzalności powinien przewyższać liczbę wymaganych wyników oraz być zbliżony do zakresu liczb całkowitych dla danego komputera (dla komputera 32-bitowego okres powtarzalności powinien być zbliżony do liczby $2^{31} - 1$). Generatory komputerowe powinny również generować dane liczbowe o wysokiej jakości statystycznej w odpowiednio krótkim czasie [51, 54].

Liczby pseudolosowe zostały wykorzystane w metodzie Monte Carlo, z uwagi na generowanie ich w sposób algorytmiczny. Ma to znaczenie w wyznaczaniu zasięgu oraz losu cząstki w wyniku analizy prawdopodobieństwa wystąpienia określonych oddziaływań w modelowanej geometrii [53].

Istnieje również możliwość losowania liczb o rozkładzie niejednostajnym. Jeżeli znana jest funkcja gęstości prawdopodobieństwa generowanie liczb losowych polega na utworzeniu dystrybuanty zmiennej losowej, a następnie korzysta się z zależności Monte Carlo:

$$x = G^{-1}(q) \text{ [55],}$$

gdzie:

x – wartość zmiennej losowej,

G^{-1} – funkcja odwrotna do dystrybuanty,

q – zmienna losowa ciągu liczb z przedziału $< 0, 1 >$ o rozkładzie jednostajnym.

Losowanie liczb z przedziału $< 0, 1 >$ o rozkładzie jednostajnym i przyporządkowanie ich do wartości funkcji odwrotnej do dystrybuanty opisującej dane zjawisko daje takie same rozkłady zmiennej losowej, jak losowanie z rozkładu niejednostajnego o danej funkcji gęstości prawdopodobieństwa. Jeżeli analityczna postać funkcji odwrotnej nie jest znana, wykorzystuje się metodę eliminacji von Neumanna. Metoda ta polega na generowaniu dwóch współrzędnych punktu (x, y) . Pierwsza składowa - x - posiada rozkład jednostajny w przedziale wartości, które może przyjmować argument funkcji gęstości prawdopodobieństwa. Druga składowa - y - posiada rozkład jednostajny w przedziale wartości, które może przyjmować funkcja gęstości prawdopodobieństwa. Następnie dla każdej pary liczb sprawdzana jest nierówność:

$$y \geq g(x) \text{ [56].}$$

Jeżeli dana liczba y spełnia tę nierówność, czyli punkt określony przez współrzędne znajduje się powyżej krzywej opisującej rozkład gęstości prawdopodobieństwa, to odpowiadająca jej liczba x zostaje odrzucona. W przeciwnym wypadku współrzędne punktu są akceptowane. Uzyskane wartości $g(x)$ posiadają rozkład opisany funkcją gęstości prawdopodobieństwa i można traktować je jako wynik doświadczenia fizycznego. Istotne jest, aby otrzymane w ten sposób wyniki porównać z danymi eksperymentalnymi, gdyż nie jest możliwe ścisłe określenie niepewności pomiarowej wyniku eksperymentu komputerowego [56, 57].

6.1 Kody Monte Carlo

Istnieją różne kody Monte Carlo wykorzystywane w wielu dziedzinach naukowych, m.in. w fizyce wysokich energii, fizyce jądrowej, astrofizyce, czy

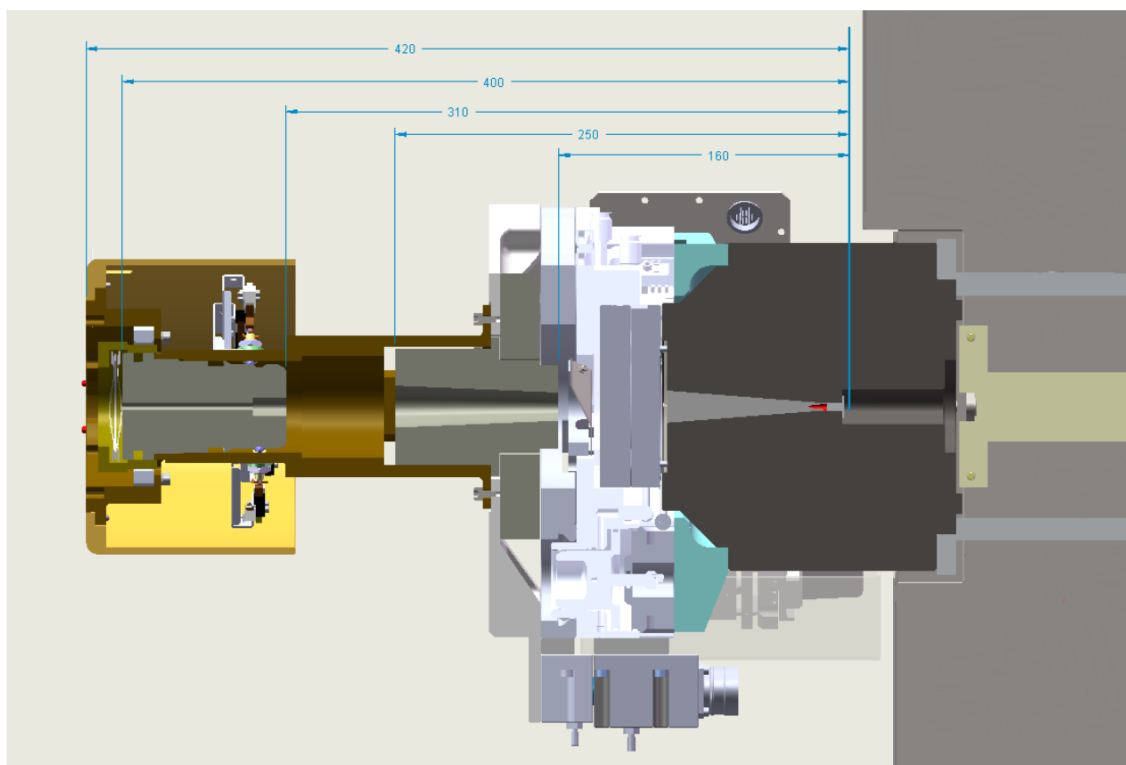
radioterapii. Kody Monte Carlo to specjalistyczne oprogramowanie komputerowe, które daje możliwość symulacji komputerowej procesu o charakterze losowym. W wyniku otrzymuje się dane w postaci liczbowej. Najpopularniejszymi kodami są GEANT4, FLUKA, MCNP, EGSnrc, BEAM, PENELOPE. Każdy z nich posiada specyficzne algorytmy i zastosowania, dostosowane do konkretnych celów symulacji, a także funkcje, obszary zastosowań i ograniczenia. Każdy z kodów jest ciągle rozwijany i udoskonalany, w celu umożliwienia prowadzenia coraz dokładniejszych symulacji oraz modelowania złożonych procesów fizycznych. Kody Monte Carlo są niezbędnym narzędziem dla inżynierów i naukowców, ponieważ pozwalają na odtworzenie złożonych procesów lub zjawisk, które byłyby zbyt trudne do opisanie za pomocą równań matematycznych lub takich, które są trudne do zweryfikowania w sposób eksperymentalny [58, 59, 60].

6.2 GEANT4

GEANT4 (GEometry AND Tracking, skrót G4) jest to darmowe oprogramowanie komputerowe służące do modelowania i symulowania oddziaływania cząstek z materią. Kod GEANT4 został opracowany w wyniku międzynarodowej współpracy wielu naukowców z Europejskiej Organizacji Badań Jądrowych (CERN). Oprogramowanie to, oparte na zaawansowanych algorytmach pozwala na symulację wielu zjawisk fizycznych, takich jak np. jonizacja atomów, zjawisko Comptona, kreacja pary e^-e^+ , efekt fotoelektryczny itd. G4 umożliwia modelowanie detektorów oraz dowolnych elementów geometrycznych, w tym np. komponentów akceleratorów medycznych itp. Wykorzystanie kodu GEANT4 do modelowania wiązki terapeutycznej pozwala uzyskać szereg różnych danych o charakterze aplikacyjnym, takich jak np. zależność energii od głębokości w fantomie wodnym, profile rozkładu dawek, rozkłady przestrzenne wiązki, pliki przestrzeni fazowej i wiele innych [61, 62, 63, 64].

7. Metodyka

Na podstawie materiałów technicznych udostępnionych przez producenta Accuray (Rysunek 9) [65], a także schematów kolimatorów z uwzględnieniem ich wymiarów i detali konstrukcyjnych opracowanych w Narodowym Instytucie Onkologii w Gliwicach wykonano schemat głowicy urządzenia CyberKnife M6. Wykonany schemat posłużył do opracowania modelu wiązki terapeutycznej 6 MV FFF (CK M6), przeznaczonego do wykorzystania w symulacjach MC.

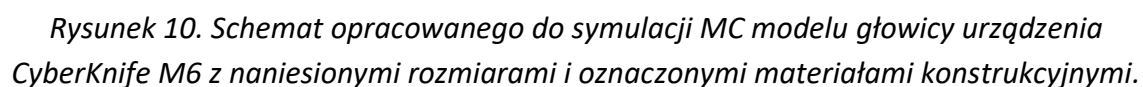


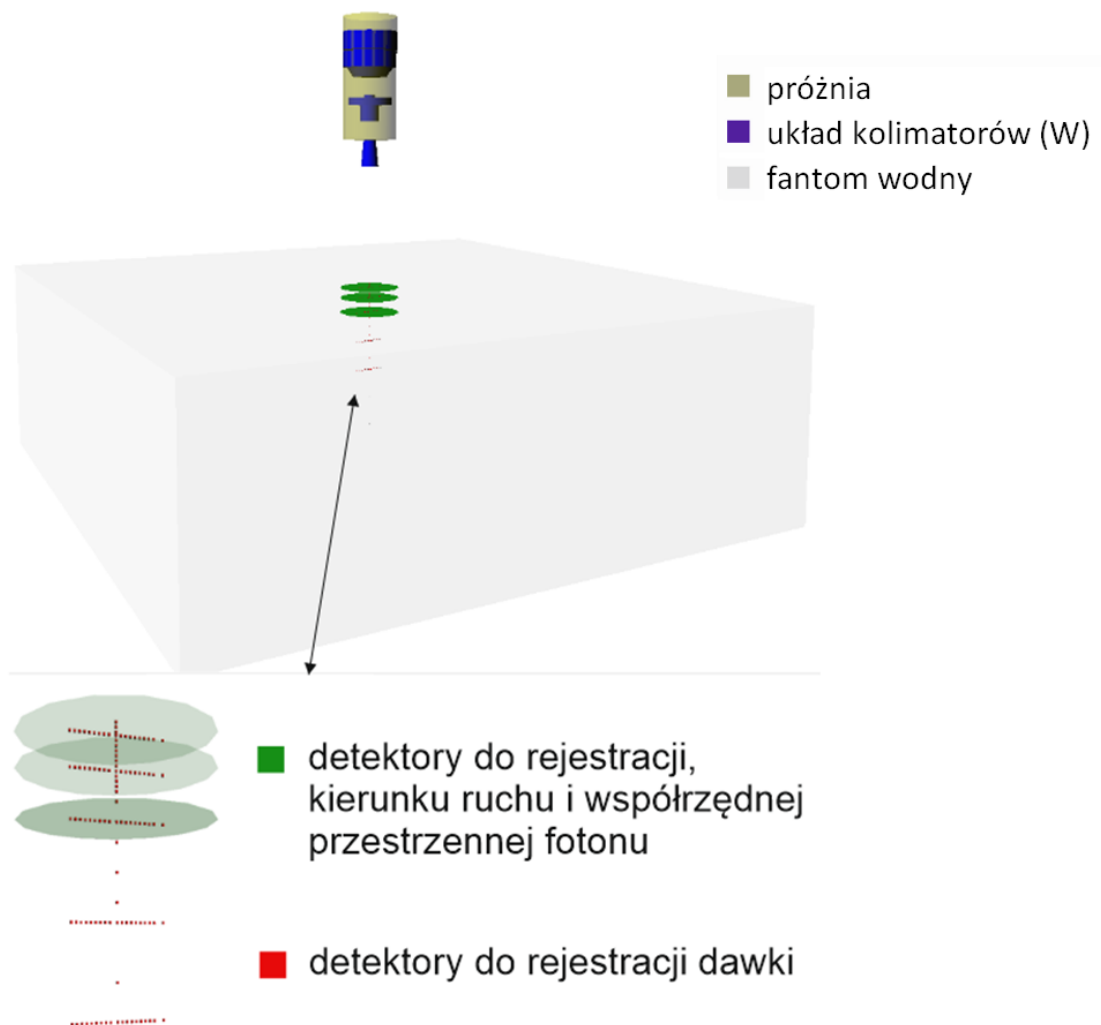
Rysunek 9. Schemat głowicy urządzenia CyberKnife M6 z kolimatorem stałym.

7.1 Geometria symulowanego układu

W opracowanym modelu uwzględniono wszystkie komponenty głowicy urządzenia CyberKnife M6 decydujące o własnościach wiązki terapeutycznej, a więc o rozkładzie dawek w napromienianej objętości. Symulacje rozpoczynały się od wiązki elektronów o energii 6,7 MeV kierowanej na tarczę konwersji (ang. target), gdzie wiązka elektronów była wyhamowywana i powstawało promieniowanie X (promieniowanie hamowania, „bremsstrahlung”). Rozkład przestrzenny wiązki elektronów przed tarczą konwersji odpowiadał rozkładowi normalnemu o szerokości połówkowej FWHM = 3 mm. Rozkłady dawek określono w fantomie wodnym o rozmiarach 100 cm x 100 cm x 69,4 cm. Rozmiary symulowanego fantomu odpowiadały fantomowi użytemu w eksperymencie weryfikującym symulacje. Dawki rejestrowano za pomocą detektorów logicznych posiadających kształt walca o wysokości 2,8 mm i średnicy podstawy 1,2 mm i 2,4 mm, odpowiednio dla pola promieniowania o średnicy 15 mm i 60 mm. Rozmiary detektorów logicznych dobrano tak, aby uzyskać dobrą statystykę tj. małe fluktuacje statystyczne w rozkładach dawek uzyskanych w symulacjach (jedno odchylenie standardowe wartości średniej < 1 %) w rozsądnie krótkim czasie. Poza tym wymogiem dotyczącym rozmiarów detektorów logicznych było zachowanie względnie małego gradientu dawki w objętości detektora, zachowując typowy kształt części czulej rzeczywistych detektorów stosowanych w dozymetrii. W celu poprawy jakości i wygładzenia rozkładów dawek, przeprowadzono proces odszumiania szumu statystycznego, będącego nieodłącznym elementem symulacji Monte Carlo. Odszumianie przeprowadzono poprzez dopasowanie funkcji matematycznych metodą najmniejszych kwadratów do uzyskanych rozkładów dawek. Energie fotonów i współrzędne przestrzenne punktów określających położenia fotonów na czterech wybranych głębokościach rejestrowano w kołach o średnicy 110 mm prostopadłych do osi głównej wiązki. Dodatkowo rejestrowano współrzędne wektorów pędu fotonów stanowiące podstawę do określenia kierunków propagacji fotonów. Symulowany układ zaprezentowano na

Poniżej przedstawiono schemat głowicy urządzenia CyberKnife M6 z komponentami uwzględnionymi w symulacjach.





Rysunek 11. Wizualizacja symulowanego układu za pomocą skryptów VRML (Virtual Reality Modeling Language) (u góry) i powiększony obszar detektorów logicznych (u dołu).

7.2 Oprogramowanie i symulowane procesy fizyczne

W symulacjach wykorzystano kod GEANT4 w wersji 4.10.7, umożliwiający symulowanie wszystkich istotnych procesów zachodzących podczas emisji modelowanej wiązki terapeutycznej, tj. konwersję elektronów na promieniowanie hamowania, zjawisko fotoelektryczne, efekt Comptona, wytwarzanie pary elektron-pozyton, rozproszenie Rayleigha, rozproszenie elektronu i pozytonu, anihilację pozytonu, rozpad promieniotwórczy, procesy jonizacji oraz relaksacji atomu [60, 61, 62]. Do symulacji oddziaływań fotonów, elektronów i pozytonów z materią zastosowano modele oddziaływań elektromagnetycznych zgromadzone w bibliotece Livermore pakietu GEANT4. Modele te opisują oddziaływania elektronów, pozytonów i fotonów z materią od około 250 eV tj. energii powłoki K w atomie węgla, korzystając z interpolowanych danych zawartych w bibliotekach EADL, EEDL, EPDL opracowanych przez Lawrence Livermore National Laboratory, rozpowszechnianych przez Międzynarodową Agencję Energii Atomowej [67]. Modele Livermore były weryfikowane w wielu pracach [68, 69, 70, 71, 72]. Symulacje zostały przeprowadzone z wykorzystaniem klastra obliczeniowego w SMCEBI w Chorzowie.

7.3 Eksperyment weryfikujący symulacje

Pomiary rozkładów dawek wykorzystane do weryfikacji symulacji wykonano w Narodowym Instytucie Onkologii im. Marii Skłodowskiej-Curie w Gliwicach. Do pomiarów zastosowano krzemową diodę SRS model 60018. Część czuła tego detektora posiada kształt walca o średnicy podstawy o 0,6 mm i wysokości 250 mm. Pomiary wykonano za pomocą zautomatyzowanego fantomu wodnego o nazwie MP3, umożliwiającego przemieszczanie detektora o 0,1 mm dzięki zastosowaniu silników

krokowych. Urządzenie CyberKnife M6 z układem pomiarowym pokazano na rysunku 12.



Rysunek 12. Urządzenie CyberKnife M6 z układem fantomowym MP3 dedykowanym do pomiarów rozkładów dawek w wodzie.

7.4 Modelowanie wiązki wytwarzanej w urządzeniu CyberKnife

Rozkład dawki jest bezpośrednio związany z widmem energetycznym fotonowej wiązki terapeutycznej.

Istnieją dwa sposoby wyznaczania widm energetycznych – eksperymentalne oraz symulacje komputerowe. W przypadku wyznaczania widm energetycznych w sposób eksperymentalny mogą wystąpić różne problemy, które mają wpływ na dokładność lub prawdziwość wyników. Najważniejsze z nich to problemy wynikające z dużej mocy wiązki terapeutycznej i ograniczonych możliwości pomiaru układów detekcyjnych, zarówno z detektorem germanowym, jak i scyntylacyjnym [73]. Bezpośredni pomiar widma owocuje czasem martwym wynoszącym nawet 100 %. Detektory używane podczas pomiaru mogą stać się miejscem, w którym zachodzą reakcje jądrowe prowadzące do wytworzenia szeregu radioizotopów, w tym np. radioizotopów germanu. Może to wpływać na dokładność pomiaru.

Metoda oparta na symulacjach Monte Carlo umożliwia pominięcie trudności, które występują podczas stosowania metod doświadczalnych oraz może zostać wykorzystana dla różnych rodzajów wiązek promieniowania [74].

Program do symulacji metodą Monte Carlo został opracowany z wykorzystaniem kodu GEANT4 (wersja 4.7.1), który oparty jest na języku programowania C++. Zasadniczą częścią programu jest model głowicy CyberKnife M6 oraz modele procesów fizycznych (elektromagnetycznych) zachodzących podczas przechodzenia elektronów, pozytonów i fotonów przez materię, takich jak np. wytwarzanie promieniowania hamowania, efekt fotoelektryczny, zjawisko Comptona, tworzenie pary e^+e^- itp. W programie została wykorzystana biblioteka G4EMLOW w wersji 2.3, która zawiera dane dla procesów elektromagnetycznych. Opracowany model wiązki uwzględnia pięć zasadniczych etapów modelowania. Pierwszym jest modelowanie padania wiązki elektronów o energii 6,7 MeV na tarczę konwersji.

Wiązka elektronów cechuje się przy tym rozkładem przestrzennym w postaci rozkładu normalnego o szerokości połówkowej $FWHM = 3 \text{ mm}$. Drugim etapem jest modelowanie powstawania promieniowania hamowania w tarczy konwersji. W trzecim etapie modelowane jest przechodzenie powstałych w tarczy konwersji fotonów przez poszczególne komponenty głowicy urządzenia CyberKnife. W ten sposób kształtowana jest wiązka terapeutyczna. W czwartym etapie modelowane jest oddziaływanie fotonów wiązki terapeutycznej w fantomie wodnym. Natomiast w ostatnim etapie modelowane jest rejestrowanie energii i innych parametrów fotonów i powstałych w oddziaływaniach fotonowych elektronów w określonych w fantomie wodnym objętościach zwanych detektorami logicznymi.

Ze względu na trudność opracowania dobrego modelu bezfiltrowej wiązki terapeutycznej wytwarzanej w urządzeniu CyberKnife, który bazuje na metodzie Monte Carlo istnieje niewiele prac w tej tematyce. Poniżej przytoczono kilka z nich.

Jedną z pierwszych jest praca F. Araki zatytułowana „Monte Carlo study of a Cyberknife stereotactic radiosurgery system” (2006) [75]. Prezentowane w niej badania dotyczą dozymetrii dla małych pól dla jednego z pierwszych modeli urządzenia CyberKnife. Autor korzystał z kodu EGSnrc do symulacji wiązki przed fantomem wodnym oraz kodu DOSXYZnrc do obliczenia rozkładów dawki głębokościowej wzdłuż osi głównej wiązki oraz profili w wodzie. Model uwzględniał wszystkie istotne komponenty głowicy CK takie jak: tarcza konwersji, kolimator pierwotny i wtórny oraz filtr elektronów. Araki modyfikował rozkład energetyczny fotonów wchodzących do fantomu wodnego w taki sposób, aby różnica między rozkładem dawek zmierzonym i wyznaczonym za pomocą symulacji nie przekraczała 2 %.

W innej pracy z 2008 roku, której autorem jest T. Kawachi, zatytułowanej „Reference dosimetry Condition and beam quality correction factor for CyberKnife beam” [76] zostały porównane współczynniki korelacji jakości wiązki (ang. beam quality correction factors) dla akceleratora liniowego Clinac 21EX oraz urządzenia CyberKnife. Dane zostały wyznaczone na drodze symulacji wiązki fotonowej

o potencjale nominalnym 6 MV, za pomocą kodu EGSnrc. Różnica między rozkładem dawki obliczonym a zmierzonym wahała się wokół 1 %.

W pracy zatytułowanej „Implementation of Monte Carlo Dose Calculation for CyberKnife treatment planning” (2008) [66] autorzy: C.-M. Ma, J.S. Li, J. Deng i J. Fan wykorzystali kod NRCC BEAM do modelowania wiązki 6 MV wytwarzanej w urządzeniu CyberKnife. W modelu uwzględniono 12 kolimatorów stożkowych, których wymiary i materiały zostały dobrane na podstawie informacji udostępnionych przez producenta. Energia padających na tarczę konwersji elektronów została określona w symulacjach, tak aby uzyskać zgodność ze zmierzonym rozkładem dawek głębokościowych. Obliczone dawki zostały porównane z danymi z systemu planowania leczenia stosowanego dla urządzenia CyberKnife. Rozbieżności nie przekraczały 0,5 % w przypadku leczenia obszarów głowy, szyi oraz wątroby. Dla płuc rozbieżności te były znaczne – wahały się wokół 10 %. Jednak należy zauważyć, że algorytm obliczeniowy został zmodyfikowany przez autorów, w wyniku czego skracał się czas obliczeń nawet 62 razy w porównaniu z pełnymi symulacjami Monte Carlo.

8. Opis programu symulacyjnego

Symulacje komputerowe wiązki promieniowania X (fotonowej) generowanej przez CyberKnife opierały się na obliczeniach transportu elektronów oraz fotonów w poszczególnych elementach głowicy akceleratora liniowego, a także w próżni, powietrzu i wodzie.

Geant4 dostarcza klas dedykowanych do modelowania cząstek, oddziaływań i detektorów, a także do zapisu wyników przeprowadzonych symulacji. Do opracowania modelu wiązki 6 MV FFF w ramach niniejszej pracy wykorzystano następujące klasy:

- AccDetectorConstruction,
- AccPhysicsList,
- AccPrimaryGenerationAction,
- AccRunAction,
- AccEventAction,
- AccTrackingAction,
- AccSteppingAction,
- AccDetDoseHit,
- AccDetDoseSD.

Klasa AccDetectorConstruction posłużyła do zdefiniowania kształtów, rozmiarów i materiałów dla elementów głowicy CyberKnife. Dodatkowo zdefiniowano przestrzeń określającą obszar symulacji.

Poniżej przedstawiono fragment kodu zawierający definicje pierwiastków i materiałów, m.in.: nazwę pierwiastka oraz jego symbol, liczbę masową oraz atomową pierwiastka, temperaturę i ciśnienie.

Deklaracja zmiennych wykorzystywanych przy definiowaniu pierwiastków i materiałów:

```
G4double a;  
G4double z;  
G4int ncomponents, natoms, iz, n;  
G4double density, fractionmass;  
G4String name, symbol;  
G4double temperature, pressure, abundance;
```

Przykładowa definicja pierwiastków zawiera cztery parametry: nazwę pierwiastka, jego symbol, liczbę atomową i masę molową:

```
G4Element* elN = new G4Element("Nitrogen", "N", 7,  
14.01*g/mole);  
G4Element* elO = new G4Element("Oxygen", "O", 8, 16.00*g/mole);  
G4Element* elH = new G4Element("Hydrogen", "H", 1, 1.01*g/mole);
```

Na bazie zdefiniowanych pierwiastków zostały zdefiniowane materiały. W kodzie programu podano ich nazwę, gęstość oraz liczbę pierwiastków tworzących dany materiał. Poniżej przedstawiono definicję powietrza i wody. W przypadku powietrza uwzględniono dwa główne pierwiastki, które je tworzą: azot i tlen, oraz podano ich przybliżony stosunek mas. Dla wody podano liczbę atomów danego pierwiastka w cząsteczce:

```
G4Material* Air = new G4Material("air", 1.290*mg/cm3,  
ncomponents=2);  
Air->AddElement(elN, fractionmass=0.7);  
Air->AddElement(elO, fractionmass=0.3);  
  
G4Material* H2O = new G4Material("water", 1.0*g/cm3,  
ncomponents=2);  
H2O->AddElement(elH, natoms= 2);  
H2O->AddElement(elO, natoms= 1);
```

Definiując wolfram, z którego zbudowane są komponenty układu kolimującego wiązkę terapeutyczną 6MV FFF oraz miedź, z której wykonana jest tarcza konwersji, uwzględniono naturalne izotopy tych pierwiastków. Dla wolframu są to cztery izotopy

^{182}W , ^{183}W , ^{184}W , ^{186}W . Izotop ^{180}W został pominięty ze względu na jego relatywnie małą abundancję wynoszącą 0,12 %.

```
G4Isotope* W2 = new G4Isotope(name="W182", iz=74, n=182,
a=181.9*g/mole);
G4Isotope* W3 = new G4Isotope(name="W183", iz=74, n=183,
a=182.9*g/mole);
G4Isotope* W4 = new G4Isotope(name="W184", iz=74, n=184,
a=183.9*g/mole);
G4Isotope* W6 = new G4Isotope(name="W186", iz=74, n=186,
a=185.9*g/mole);

G4Element* natW = new G4Element("natural W", "W",
ncomponents=4);
natW->AddIsotope(W2, abundance= 26.3*perCent);
natW->AddIsotope(W3, abundance= 14.3*perCent);
natW->AddIsotope(W4, abundance= 30.8*perCent);
natW->AddIsotope(W6, abundance= 28.6*perCent);

G4Material* W = new G4Material(name="Tungsten", 19.3*g/cm3, 1);
W->AddElement(natW, fractionmass=1);
```

Dla miedzi zdefiniowano izotopy: ^{63}Cu , ^{65}Cu :

```
G4Isotope* Cu3 = new G4Isotope(name="Cu63", iz=29, n=63,
a=62.93*g/mole);
G4Isotope* Cu5 = new G4Isotope(name="Cu65", iz=29, n=65,
a=64.928*g/mole);

G4Element* natCu = new G4Element(name="natural Cu", symbol="Cu",
ncomponents=2);
natCu->AddIsotope(Cu3, abundance= 69.17*perCent);
natCu->AddIsotope(Cu5, abundance= 30.83*perCent);

G4Material* Cu = new G4Material(name="Copper", 8.96*g/cm3, 1);
Cu->AddElement(natCu, fractionmass=1);
```

Definiowanie próżni polegało na wprowadzeniu trzech parametrów: gęstości, ciśnienia oraz temperatury.

```
density = 1.2-20*g/cm3;
pressure = 3.e-18*pascal;
```

```

temperature = 2.73*kelvin;
G4Material* vacuum = new G4Material(name = "Galactic", z=1.,
a=1.01*g/mole,
density, kStateGas, temperature, pressure);

```

Głowica urządzenia CyberKnife została określona w objętości zwanej „World” stanowiącej wirtualne laboratorium - Świat, w którym odbywały się symulacje. Geometria Świata została zdefiniowana przy pomocy trzech klas: G4Box, G4LogicalVolume oraz G4PhysicalVolume. W pierwszej klasie zdefiniowano kształt objętości, czyli prostopadłościan oraz wymiary 1,2 m x 1,2 m x 1,2 m (połowa długości boków). W kolejnej klasie G4LogicalVolume określono materiał wypełniający objętość, czyli powietrze. Ostatnia klasa zawierała pozycję (0, 0, 0) odnoszącą się do środka prostopadłościanu (funkcja trójwektora bez parametrów wewnętrznych) i deklarację, że prostopadłościan jest objętością pierwotną (0 – parametr po nazwie objętości logicznej). W klasie tej można również uwzględniać rotacje lub operacje boolowskie.

```

G4double World_x = 1.2*m;
G4double World_y = 1.2*m;
G4double World_z = 1.2*m;

G4Box* solidWorld = new G4Box("World", World_x, World_y,
World_z); G4LogicalVolume* logicWorld = new
G4LogicalVolume(solidWorld, Air, "World");
G4PhysicalVolume* physWorld = new G4PVPlacement(0,
G4ThreeVector(), "World", logicWorld, 0, false, 0);

```

W ten sam sposób zdefiniowano „inWorld”, czyli objętość umieszczoną w Świecie, w której zostały zdefiniowane detektory. Objętość ta miała kształt walca o średnicy 181,3 mm i wysokości 311 mm oraz była wypełniona próżnią.

```

G4double inWorld_pRMin = 0.0*cm;
G4double inWorld_pRMax = (181.3/2)*mm;
G4double inWorld_pDz = (311/2)*mm;
G4double inWorld_pSPhi = 0.*deg;
G4double inWorld_pDPhi = 360.*deg;
G4Tubs* solidinWorld = new

```

```

G4Tubs("inWorld",inWorld_pRMin,inWorld_pRMax,inWorld_pDz,
                                             inWorld_pSPhi,inWorld_pDPhi);
G4LogicalVolume* logicinWorld = new
G4LogicalVolume(solidinWorld,vacuum,"inWorld");
G4double inWorldPos_x = 0.0*cm;
G4double inWorldPos_y = 0.0*cm;
G4double inWorldPos_z = 0.0*cm;

G4VPhysicalVolume* physinWorld = new G4PVPlacement(0,
G4ThreeVector(inWorldPos_x,inWorldPos_y,inWorldPos_z),
logicinWorld,"inWorld",logicWorld,false,0);

```

Poniżej przedstawiono fragmenty kodów zawierające definicję targetu oraz jednego z komponentów głowicy, biorącego udział w kolimacji wiązki. Dla targetu przypisano jako materiał miedź, natomiast dla komponentów kolimujących wolfram. Środek targetu został przesunięty wzdłuż osi głównej wiązki o 7,25 mm względem środka Świata. Target posiadał kształt walca o promieniu 4,8 mm i wysokości 6,9 mm.

```

G4double target_pRMin = 0.0*cm;
G4double target_pRMax = (4.8/2)*mm;
G4double target_pDz = (6.9/2)*mm;
G4double target_pSPhi = 0.*deg;
G4double target_pDPhi = 360.*deg;
G4Tubs* solidtarget = new G4Tubs("target", target_pRMin,
target_pRMax, target_pDz, target_pSPhi,target_pDPhi);
G4LogicalVolume* logictarget = new
G4LogicalVolume(solidtarget,Cu,"target");
G4double targetPos_x = 0.0*cm;
G4double targetPos_y = 0.0*cm;
G4double targetPos_z = 7.25*mm;

G4VPhysicalVolume* phystarget = new G4PVPlacement(0,
G4ThreeVector(targetPos_x,targetPos_y,targetPos_z),
logictarget,"target",logicinWorld,false,0);

G4VisAttributes* targetVisAtt = new
G4VisAttributes(G4Colour(1,1,0));
targetVisAtt->SetForceSolid(true);
logictarget->SetVisAttributes(targetVisAtt);

```

Komponent głowicy – kolimator pierwotny, którego część została opisana jako stożek ścięty o promieniu zewnętrznym wejściowym i wyjściowym równym odpowiednio 72,45 mm i 56,35 mm oraz promieniu wewnętrznym wejściowym równym 6,45 i wyjściowym równym 9,65. Wysokość elementu wynosiła 32,2 mm.

```
G4double phiStart4 = 0;
G4double phiTotal4 = 360*deg;
G4int numZPlanes4 = 2;
const G4double zPlaneE4[] = { (68.4)*mm, (100.6)*mm};
const G4double rInnerE4[] = { (12.9/2)*mm, (19.3/2)*mm};
const G4double rOuterE4[] = { (144.9/2)*mm, (112.7/2)*mm};

G4Polycone* solidpcolE4 = new G4Polycone("E4", phiStart4,
phiTotal4, numZPlanes4, zPlaneE4, rInnerE4, rOuterE4);

G4LogicalVolume* logiccolE4 = new
G4LogicalVolume(solidpcolE4,W,"E4");

G4double pcolE4Pos_x = 0.0*cm;
G4double pcolE4Pos_y = 0.0*cm;
G4double pcolE4Pos_z = 0.0*cm;
G4VPhysicalVolume* physpcolE4 = new
G4PVPlacement(0,G4ThreeVector(pcolE4Pos_x,pcolE4Pos_y,pcolE4Pos_
z),
logiccolE4,"E4",logicinWorld,false,0);
```

Wewnątrz objętości Świata został również zdefiniowany fantom wodny o wymiarach 100 cm x 100 cm x 69,4 cm.

```
G4double Phantom_x = 100/2*cm;
G4double Phantom_y = 100/2*cm;
G4double Phantom_z = 69.4/2*cm;
G4Box* solidPhantom = new
G4Box("Phantom",Phantom_x,Phantom_y,Phantom_z);
G4LogicalVolume* logicPhantom = new
G4LogicalVolume(solidPhantom,H2O,"Phantom");
G4double PhantomPos_x = 0.0*cm;
G4double PhantomPos_y = 0.0*cm;
G4double PhantomPos_z = (80.0+34.7)*cm;
G4VPhysicalVolume* physPhantom = new G4PVPlacement(0,
```

```
G4ThreeVector(PhantomPos_x, PhantomPos_y, PhantomPos_z),
logicPhantom, "Phantom", logicWorld, false, 0);
```

W fantomie wodnym zdefiniowano 113 detektorów logicznych, które rejestrowały zarówno energię docierających do nich fotonów, jak również energię promieniowania zdeponowaną w ich objętości. Detektory posiadały kształt walców o wysokości 2,8 mm i promieniu 1,2 mm dla małego pola i 2,4 mm dla dużego pola. Każdy z nich jako wycinek fantomu wodnego był wypełniony wodą i znajdował się w ściśle określonym położeniu tj. na odpowiedniej głębokości i w określonej odległości od osi wiązki (oś z). Pierwsze 23 detektory znajdowały się wzdłuż osi z, służyły do zbierania danych wzdłuż osi wiązki, w tym danych obejmujących rozkłady głębokościowe dawek. Natomiast pozostałe detektory logiczne były odsunięte od osi z, ułożone wzdłuż osi y na wybranych głębokościach. Na każdej głębokości zostało zdefiniowanych 18 detektorów logicznych.

Poniżej przedstawiono definicję pierwszego detektora. Pierwszy detektor położony wzdłuż osi wiązki znajdował się w fantomie wodnym na głębokości 1,4 mm ($z = -34,5$ cm - współrzędna w fantomie określona względem jego środka), a ostatni na głębokości 30 cm ($z = -4,7$ cm). Poniżej przedstawiono definicję pierwszego detektora.

```
G4double Det2dose_pRMin = 0.0*mm;
G4double Det2dose_pRMax = 2.4*mm;
G4double Det2dose_pDz    = (2.8/2)*mm;
G4double Det2dose_pSPhi  = 0.*deg;
G4double Det2dose_pDPhi  = 360.*deg;
G4Tubs* solidDetdose = new
G4Tubs("Detector2_for_dose", Det2dose_pRMin, Det2dose_pRMax, Det2dose_pDz, Det2dose_pSPhi, Det2dose_pDPhi);
```

```
G4LogicalVolume* logicDet2dose = new
G4LogicalVolume(solidDetdose, H2O, "Detector2_for_dose");
G4double Det2dosePos_x = 0.0*cm;
G4double Det2dosePos_y = 5*cm;
G4double Det2dosePos_z = -34.5*cm;
G4VPhysicalVolume* physDet2dose = new G4PVPlacement(0,
```

```
G4ThreeVector(Det2dosePos_x, Det2dosePos_y, Det2dosePos_z),  
logicDet2dose, "Detector2_for_dose", logicPhantom, false, 0);
```

Kolejna klasa, `AccPhysicsList` należy do obowiązkowych klas. Obejmuje ona definicję trzech metod wirtualnych:

```
ConstructParticle ();  
ConstructProcesses ();  
SetCuts ();
```

Pierwsza metoda, `ConstructParticle ()` służy do definiowania cząstek, które będą wykorzystywane w programie symulacyjnym (np. elektrony). Implementacja metody `Construct Particles`:

```
void AccPhysicsList::ConstructParticle()  
{  
    ConstructMyBosons();  
    ConstructMyLeptons();  
    ConstructMyHadrons();  
    ConstructMyShortLiveds();  
}
```

W kolejnej metodzie, `ConstructProcess` należy zdefiniować procesy fizyczne wykorzystywane w symulacji dla danej cząstki (np. procesy elektromagnetyczne). Implementacja metody `ConstructProcess`:

```
void AccPhysicsList::ConstructProcess()  
{  
    AddTransportation();  
    ConstructEM();  
    ConstructOp();  
    ConstructHad();  
    ConstructGeneral();  
}
```

W metodzie `SetCuts ()` ustawiono minimalną wartość cięć dla wszystkich symulowanych procesów tj. limity energii dla symulowanych cząstek wtórnych. Implementacja metody `SetCuts`:

```
void AccPhysicsList::SetCuts()
```

```

{
    if (verboseLevel >1)
        G4cout << "AccPhysicsList::SetCuts:";

    if (verboseLevel>0){
        G4cout << "AccPhysicsList::SetCuts:";
        G4cout << -"CutLength : "
            << G4BestUnit(defaultCutValue,"Length") << G4endl;
    }

    G4double lowlimit=250*eV;
    G4ProductionCutsTable::GetProductionCutsTable()-
>SetEnergyRange(lowlimit,100.*GeV);

    SetCutValue(cutForGamma, "gamma");
    SetCutValue(cutForElectron, "e-");
    SetCutValue(cutForPositron, "e+");

    if (verboseLevel>0) DumpCutValuesTable();
}

```

Kod GEANT4 pozwala zdefiniować cząstkę niefizyczną geantino, która nie oddziałuje z materią. Zatem porusza się zawsze po linii prostej. Ta własność sprawia, że geantino jest często wykorzystywane do testowania poprawności ułożenia obiektów w symulacjach.

```

G4Geantino::GeantinoDefinition();
G4ChargedGeantino::ChargedGeantinoDefinition();

```

Klasa `AccPrimaryGeneratorAction` odpowiada za generowanie cząstek pierwotnych, które muszą być jak wszystkie inne cząstki zdefiniowane w programie symulacyjnym. Głównym zadaniem tej klasy jest określenie cząstek pierwotnych oraz ich parametrów (np. energii początkowej i kierunku emisji). W klasie tej można również określić położenie źródła cząstek pierwotnych (tj. punktu bądź przestrzeni, z której będą emitowane) oraz rozkład przestrzenny kierunków ich misji. Poniżej przedstawiono opis i implementację klasy `AccPrimaryGeneratorAction`.

Na początku tworzony jest obiekt `G4ParticleGun`, który odpowiada za emisję pojedynczych cząstek. Każda cząstka (tu: elektron) ma przypisaną energię losowaną

w ściśle określony sposób. Energia ta jest losowana przy zastosowaniu metody „akceptacji i odrzucenia” von Neumana na podstawie rozkładu widma energetycznego dokładnie opisanego funkcją matematyczną. Następnie losowana jest pozycja i kierunek ruchu cząstki. Proces generowania cząstki powtarza się wielokrotnie w zależności od zadeklarowanej liczby cząstek pierwotnych w symulacji.

```
AccPrimaryGeneratorAction::AccPrimaryGeneratorAction()
{
    G4int n_particle = 1;
    particleGun = new G4ParticleGun(n_particle);
}

void AccPrimaryGeneratorAction::GeneratePrimaries(G4Event*
anEvent)
{
    G4double E = G4UniformRand() * 6700.0;
    G4double u = G4UniformRand();
    G4double g_E;

    if (E <= 80) {
        g_E = 3.755231566340E-07 * pow(E, 3) - 4.634467568600E-
05 * pow(E, 2) + 2.014479741233E-03 * E + 1.914628654178E-03;
    } else if (E <= 205) {
        g_E = 1.03665154067486E-08 * pow(E, 4) -
6.40579181384760E-06 * pow(E, 3) + 1.37064797641015E-03 * pow(E,
2) - 1.10918665835122E-01 * E + 3.01523414293567E+00;
    } else if (E <= 1000) {
        g_E = 110296987834.2980 * pow(E, -2.39096652205373) *
exp(-31.5444231856224 * pow(E, -0.170927659899643));
    } else if (E <= 5000) {
        g_E = 596151961872.1730 * pow(E, -3.43165393509351) *
exp(-414.0963916453890 * pow(E, -0.665156196387764));
    } else {
        g_E = -0.00002 * E + 0.110743368335074;
    }

    if (u < g_E) {
        particleGun->SetParticleEnergy(E * keV);
    } else {
        return GeneratePrimaries(anEvent);
    }

    G4double r = G4UniformRand() * 34;
```

```

G4double x1 = r * cos(G4UniformRand() * 360 * M_PI / 180);
G4double y1 = r * sin(G4UniformRand() * 360 * M_PI / 180);

particleGun->SetParticlePosition(G4ThreeVector(x1 * mm,
y1 * mm, -35 * cm));

G4double Fi = CLHEP::RandGauss::shoot(5.1, 1.8);
G4double fi = G4UniformRand() * 360;
G4double pxyz = G4UniformRand();
G4double pxy = pxyz * cos((90 - Fi) * M_PI / 180);
G4double px = pxy * sin(fi * M_PI / 180);
G4double py = pxy * cos(fi * M_PI / 180);
G4double pz = sqrt(pxyz * pxyz - px * px - py * py);

particleGun->SetParticleMomentumDirection(G4ThreeVector(px *
cm, py * cm, pz * cm));

particleGun->GeneratePrimaryVertex(anEvent);
}

```

W klasach AccDet2doseHit oraz AccDet2doseSD zdefiniowano detektory, które służą do rejestrowania dawki pochłoniętej przez materiał detektora. Klasa AccDet2doseSD reprezentuje detektor rejestrujący trafienia cząstek przechodzących przez detektor. Gdy energia jest deponowana, tworzony jest obiekt AccDet2doseHit.

```

G4bool AccDet2doseSD::ProcessHits(G4Step* aStep,
G4TouchableHistory* ROhist)
{
    G4double edep = aStep->GetTotalEnergyDeposit();
    if(edep == 0.) return false;

    AccDet2doseHit* newHit = new AccDet2doseHit();
    newHit->SetTrackID(aStep->GetTrack()->GetTrackID());
    newHit->SetEdep(edep);
    newHit->SetPos(aStep->GetPostStepPoint()->GetPosition());

    Det2doseCollection->insert(newHit);

    return true;
}

```

Klasa `AccDet2doseHit` reprezentuje pojedyncze zdarzenie w detektorze. Zdarzenie zawiera informacje o zdeponowanej energii (`edep`), położeniu (`pos`) oraz identyfikatorze ścieżki (`trackID`).

```
AccDet2doseHit::AccDet2doseHit(const AccDet2doseHit& right)
{
    edep = right.edep;
    pos = right.pos;
    trackID = right.trackID;
}
```

Kolejne dwie klasy, `AccTrackingAction` i `AccSteppingAction`, służą do monitorowania oraz kontrolowania informacji dotyczących trajektorii cząstek w symulacji, a także kilku innych parametrów, np. energii cząstki.

Klasa `AccEventAction` dostarcza informacji o każdym zdarzeniu. Dzięki poniższej implementacji uzyskano wyniki w postaci numeru detektora oraz całkowitej energii zdeponowanej w detektorze, wyrażonej w elektronowoltach.

```
G4double a1 = 1;

if(D2dHC)
{
    int n_hit = D2dHC->entries();
    G4double totE = 0;
    if(n_hit>0)
    {
        for(int i=0;i<n_hit;i++)
        {
            totE += (*D2dHC)[i]->GetEdep();
        }
        G4cout << "2 " << (totE / eV) * a1 << " npp: " << evt-
>GetEventID () + 1 << G4endl;
    }
}
```

Natomiast ostatnia klasa `AccRunAction` pozwala na zapisywanie wyników do pliku.

9. Wyniki

Badania wykonano dla wybranych warunków napromieniowania, tj. SSD = 80 cm i dwóch pól promieniowania – małego pola o średnicy 15 mm i dużego pola o średnicy 60 mm. W tym celu wykorzystano kolimatory stałe. Wyznaczono widma energetyczne, średnie energie fotonów wiązki terapeutycznej 6 MV FFF (ang. Flattening Filter Free) oraz rozkłady fluencji fotonów i kierunki propagacji fotonów na wybranych głębokościach d w wodzie, jako funkcję odległości r od głównej osi wiązki.

9.1 Weryfikacja symulacji

Weryfikacja symulacji jest kluczowym etapem w procesie obliczeniowym. Ma ona na celu ocenę poprawności opracowanego modelu wiązki i jego zgodności z rzeczywistą wiązką. Dwa główne aspekty, na które warto zwrócić uwagę w tym kontekście, to odsumowanie uzyskanych w symulacjach rozkładów dawek w fantomie wodnym oraz porównanie wyników symulacji z danymi zmierzonymi.

9.1.1 Odszumianie rozkładów dawek uzyskanych za pomocą symulacji

Procentowe dawki głębokościowe w osi wiązki (PDD) i profile w wodzie na wybranych głębokościach $d_1 = 1,5 \text{ cm}$, $d_2 = 5 \text{ cm}$, $d_3 = 10 \text{ cm}$ i $d_4 = 20 \text{ cm}$ zostały zweryfikowane dla obu rozpatrywanych pól promieniowania, tj. pola o średnicy 15 mm i 60 mm oraz SSD = 80 cm. Rozkłady dawek uzyskane w symulacjach, przed porównaniem z rozkładami zmierzonymi, zostały poddane procedurze odszumiania poprzez dopasowanie trzech lub czterech wielomianów i innych funkcji matematycznych do rozkładów dawek przy użyciu metody najmniejszych kwadratów.

Rozkłady dawek głębokościowych w osi wiązki dla małego i dużego pola zostały wygładzone za pomocą funkcji opisanej poniższym wzorem:

$$PDD(d) = ad^b \cdot \exp(cd^f) + gd^h,$$

gdzie:

- PDD (ang. percentage depth dose) – procentowa dawka głębokościowa, d – głębokość w fantomie wodnym, a, b, c, f, h – parametry uzyskane z dopasowania.

Parametry funkcji zostały przedstawione w tabeli 1.

Tabela 1. Zestawienie parametrów funkcji dla małego i dużego pola.

	Pole promieniowania	
	15 mm	60 mm
$a =$	85,59549	400,5127
$b =$	1,032038	1,328732
$c =$	-4,26052	-6,01168
$f =$	0,225402	0,196648
$g =$	-0,23231	-0,01653
$h =$	-0,12072	0,599394

Funkcja potęgowa ad^b opisuje wyłącznie początkowy obszar narastania dawki. W tym obszarze liczba elektronów wtórnych, wytworzonych przez wiązkę fotonów, wzrasta wraz z głębokością. W miarę zwiększania się głębokości, zaczyna dominować funkcja wykładnicza $\exp(cd^f)$. Chociaż funkcja potęgowa nadal rośnie, funkcja wykładnicza zanika coraz szybciej, co reprezentuje osłabienie pierwotnej wiązki fotonów, gdy przechodzi ona przez wodę. Na małych głębokościach wzrost funkcji potęgowej jest silniejszy niż zanik funkcji wykładniczej, co powoduje, że dawka wzrasta. Na określonej głębokości, zwanej dawką maksymalną d_{max} , osiągnany jest szczyt dawki. Jest to punkt, w którym tempo wzrostu dawki z funkcji potęgowej jest dokładnie równoważone przez

tempo spadku dawki z funkcji wykładniczej. Poza dawką maksymalną, zanik wykładniczy przewyższa wzrost funkcji potęgowej, co powoduje, że dawka maleje wraz ze wzrostem głębokości. To dokładnie obserwuje się na krzywych PDD. Dodatkowy człon gd^h powoduje niewielkie przesunięcie dopasowanej funkcji w kierunku punktów z symulacji w zakresie największych rozważanych głębokości.

Natomiast profile zostały opisane za pomocą kilku wielomianów. Przykładowo dla pola o średnicy 15 mm na głębokości 10 cm dopasowanie do punktów uzyskanych z symulacji komputerowych opisano za pomocą trzech wielomianów:

Wielomian 1 (dla $d \leq 0$; 6 mm >):

$$-0,000979295 \cdot d^3 + 0,004085935 \cdot d^2 - 0,010557789 \cdot d + 0,999783204$$

Wielomian 2 (dla $d \leq 6$ mm; 7,8 mm >):

$$-0,012443993 \cdot d^2 + 0,030523854 \cdot d + 1,136842994$$

Wielomian 3 (dla $d \leq 7,8$ mm; 11,4 mm >):

$$\begin{aligned} &-0,01138331 \cdot d^4 + 0,441537088 \cdot d^3 - 6,345696838 \cdot d^2 + 39,88197564 \cdot d \\ &- 91,78630188 \end{aligned}$$

Analogiczne dopasowania wykonano dla pozostałych profili, w tym dla pola o średnicy 60 mm na głębokości 10 cm. W tym przypadku profile opisano za pomocą czterech wielomianów przedstawionych poniżej:

Wielomian 1 (dla $d \leq 0$; 22,5 mm >):

$$-0,00000429832 \cdot d^3 + 0,0000312854 \cdot d^2 - 0,001802367 \cdot d + 1,003676504$$

Wielomian 2 (dla $d \leq 22,5$ mm; 30 mm >):

$$-0,000958781 \cdot xd^2 - 0,039283354 \cdot d + 0,531507627$$

Wielomian 3 (dla $d \leq 30$ mm; 35 mm >):

$$-0,023296832 \cdot d^2 - 1,408385675 \cdot d - 20,43731663$$

Wielomian 4 (dla $d \leq 35 \text{ mm}$; $42,5 \text{ mm} >$):

$$-0,0000058859 \cdot d^5 + 0,001290637 \cdot d^4 - 0,00112970786 \cdot d^3 + 4,934732404 \cdot d^2 - 107,589995 \cdot d + 936,919906$$

Każdy punkt w procentowych rozkładach dawek głębokościowych w osi wiązki i profilach uzyskanych w symulacjach odpowiadał wartości dawki zarejestrowanej przez pojedynczy detektor logiczny. Łącznie dla jednego pola promieniowania zastosowano 113 detektorów logicznych w celu otrzymania procentowego rozkładu dawek w osi wiązki i czterech profili. Detektory logiczne zostały rozmieszczone nierównomiernie, z większą ich liczbą w obszarach o większym gradiencie dawki. W tych miejscach odległości między sąsiadującymi detektorami były mniejsze. Na rysunkach 13 i 17 przedstawiono procentowy rozkład dawek głębokościowych w osi wiązki uzyskany bezpośrednio z symulacji i dopasowanej funkcji dla pól o średnicy odpowiednio 15 mm i 60 mm. Podobnie rysunki 15 i 19 przedstawiają przykładowe profile na głębokości 10 cm otrzymane z symulacji i wielomiany je opisujące. Różnice między wartościami dawek uzyskanymi bezpośrednio z symulacji i obliczonymi za pomocą dopasowanych funkcji w ponad 90 % przypadków nie przekraczały 1,5 %, zarówno dla rozkładu PDD, jak i profili. Wspomniana różnica 1,5 % dla 90 % danych może stanowić przewidywany przedział błędu dla augmentacji danych poprzez dodanie szumu. Zaszumione dane z fluktuacjami statystycznymi mogą być wykorzystane jako rozszerzenie zbioru treningowego, co pomaga modelom sztucznej inteligencji stać się bardziej odpornymi i lepiej radzić sobie z danymi zaszumionymi. Problem ten został omówiony w pracy [77]. Różnice między rozkładami otrzymanymi bezpośrednio z symulacji i rozkładami obliczonymi za pomocą dopasowanych funkcji przedstawiono na rysunkach 14, 16, 18 i 20. Aby ocenić jakość dopasowania, wprowadzono parametry $Diff_1$ i $Diff_2$, definiujące różnicę między wartością obliczoną za pomocą funkcji a wartością uzyskaną bezpośrednio w symulacjach. Dla rozkładów PDD zdefiniowano parametr $Diff_1$ następująco:

$$Diff_1(d, 0) = \frac{PDD_f(d, 0) - PDD_s(d, 0)}{PDD_s(d, 0)} \cdot 100 \%,$$

gdzie:

- $PDD_s(d, 0)$ oznacza procentową dawkę głębokościową w wodzie na głębokości d , w osi wiązki ($r = 0$), otrzymaną bezpośrednio z symulacji,
- $PDD_f(d, 0)$ to procentowa dawka głębokościowa w wodzie na tej samej głębokości d w osi wiązki obliczona przy użyciu funkcji dopasowanej do rozkładów z symulacji.

Analogicznie parametr $Diff_2$ zdefiniowano dla profili:

$$Diff_2(d, r) = \frac{\frac{PDD_f(d, r)}{PDD_f(d, 0)} - \frac{PDD_s(d, r)}{PDD_s(d, 0)}}{\frac{PDD_s(d, r)}{PDD_s(d, 0)}} \cdot 100 \%$$

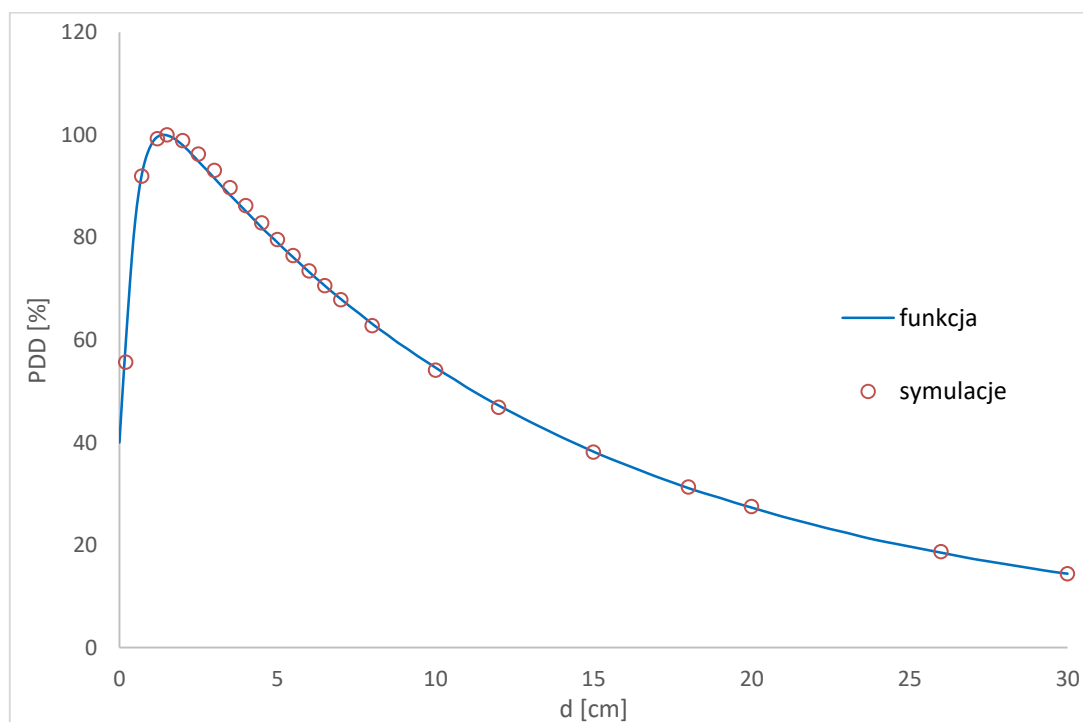
gdzie:

- $PDD_f(d, r)$ i $PDD_f(d, 0)$ to procentowa dawka głębokościowa w wodzie na głębokości d , w odległości r od osi wiązki i w osi wiązki ($r = 0$), obliczona przy użyciu dopasowanej funkcji,
- $PDD_s(d, r)$ i $PDD_s(d, 0)$ to procentowa dawka głębokościowa w wodzie na tej samej głębokości d , w odległości r od osi wiązki i w osi wiązki ($r = 0$), uzyskana bezpośrednio z symulacji.

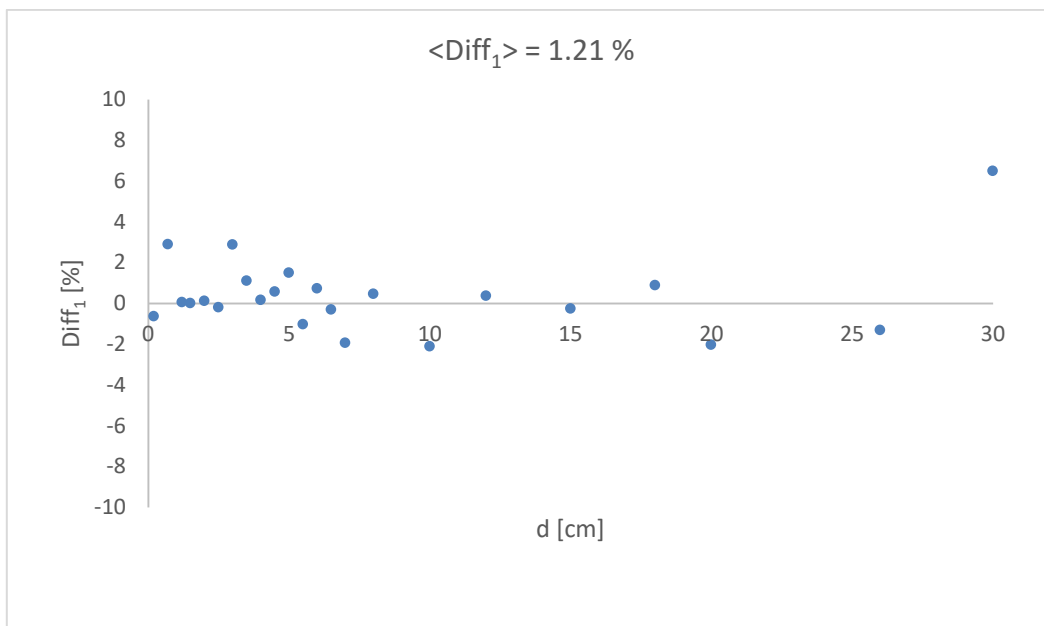
Opisana procedura odsumiania danych została zastosowana do dwóch rozkładów PDD i ośmiu profili. We wszystkich tych przypadkach średnie wartości $\langle Diff_1 \rangle$ i $\langle Diff_2 \rangle$ były na poziomie dziesiątych części procenta.

Rozkłady dawek dla pola o średnicy 15 mm uzyskano dla $1,2 \cdot 10^{10}$ symulowanych elektronów pierwotnych, natomiast w przypadku pola o średnicy 60 mm obliczenia rozkładu dawek wykonano symulując $8,6 \cdot 10^9$ uderzeń elektronów w tarczę konwersji.

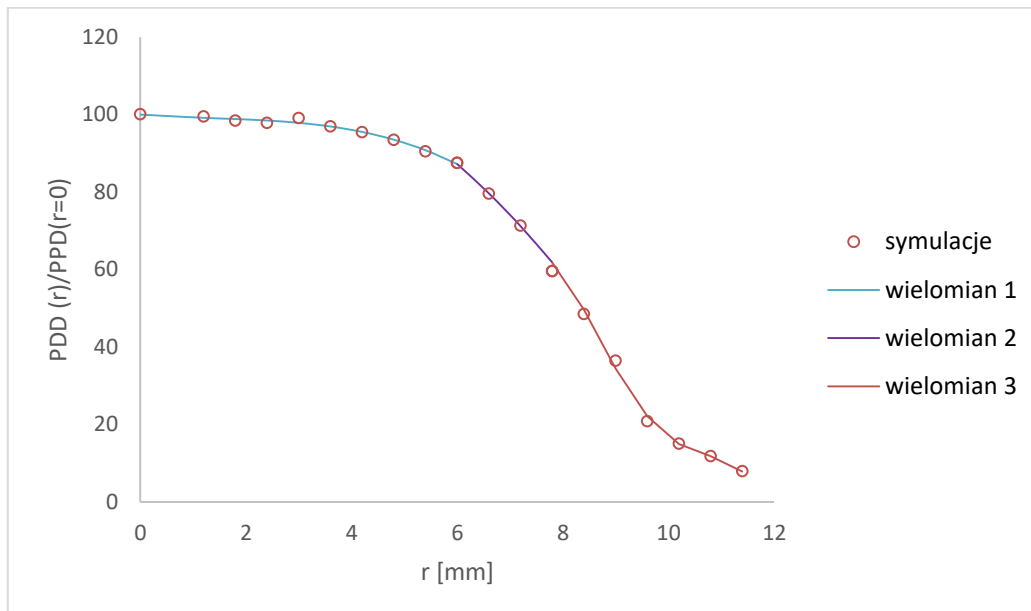
Zastosowanie procedury opartej na detektorach logicznych i dopasowaniu funkcji wygładzającej rozkłady dawek stanowi alternatywę dla metody opartej na plikach zawierających dane przestrzeni fazowej (ang. phase-space data files). Zaletą zastosowanej metody jest przede wszystkim to, że jedyne pliki o większych rozmiarach, to pliki wynikowe stosunkowo małe w porównaniu do plików z danymi przestrzeni fazowej o rozmiarach zwykle od kilkunastu gigabajtów do nawet kilku terabajtów. Praca z mniejszymi plikami pozwala uniknąć wielu problemów związanych na przykład z brakiem odpowiednio dużej przestrzeni na dyskach twardych. Inną niezwykle wydajną metodą, która pozwala na uzyskanie wyników z małymi fluktuacjami statystycznymi w krótkim czasie, jest metoda oparta na modelu wiązki bezpośrednio wchodzącej do fantomu. Taki model opiera się na matematycznym opisie szeregu złożonych zależności między współrzędnymi fotonów, ich energią i wektorem pędu, przez co jest bardzo skomplikowany.



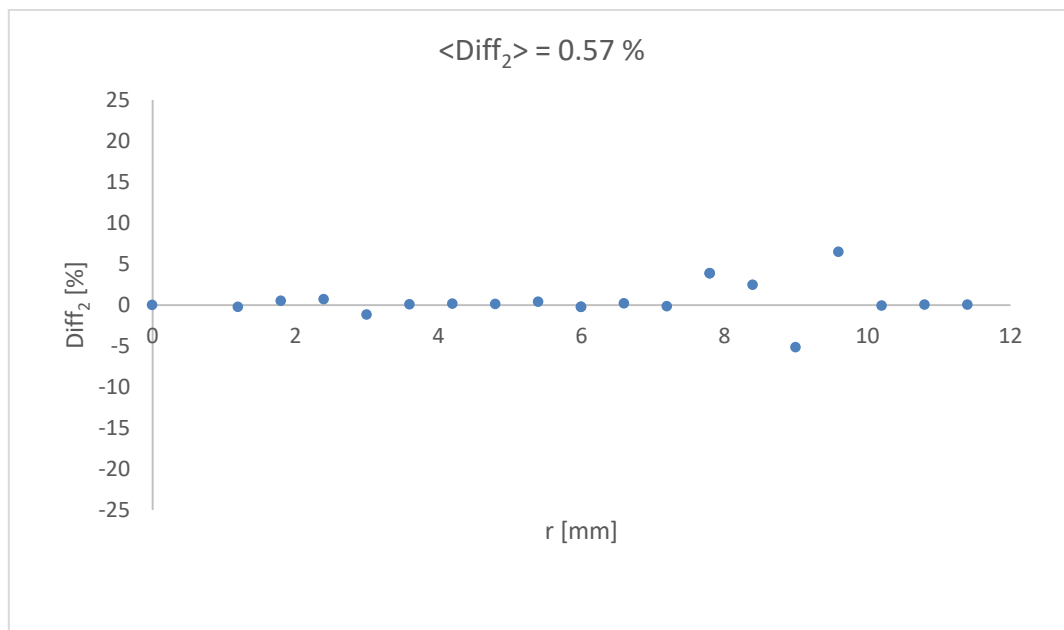
Rysunek 13. Procentowy rozkład dawek głębokościowych (PDD) uzyskany bezpośrednio z symulacji, przedstawiony jako zbiór punktów reprezentowanych przez kółka, oraz rozkład wygładzony za pomocą funkcji dopasowanej do tych punktów (tabela 1) w celu odszumienia rozkładu uzyskanego w symulacjach dla pola o średnicy 15 mm.



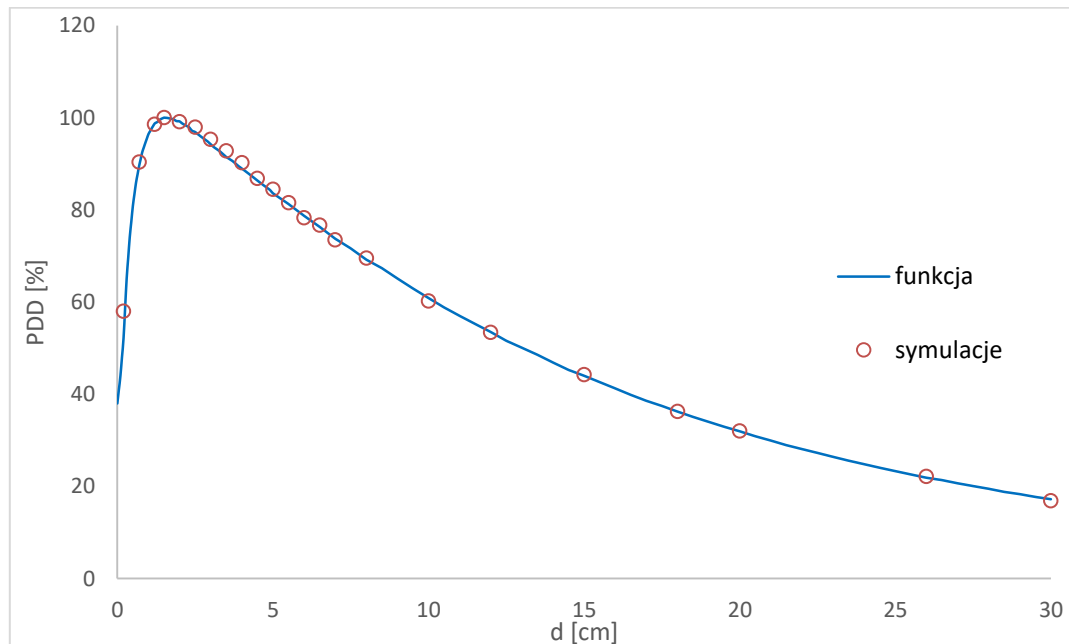
Rysunek 14. Różnice procentowe (Diff_1) między wartościami dawek uzyskanymi bezpośrednio z symulacji, a wartościami obliczonymi za pomocą dopasowanej funkcji dla procentowych dawek głębokościowych w osi wiązki, dla pola o średnicy 15 mm.



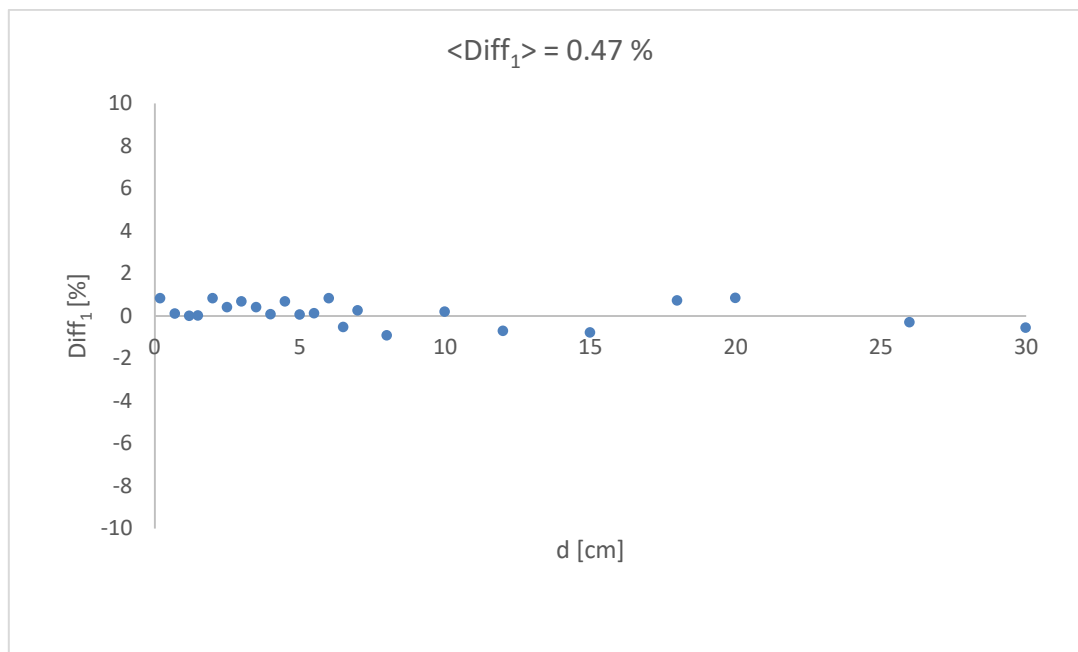
Rysunek 15. Profil na głębokości $d = 10$ cm uzyskany bezpośrednio z symulacji, przedstawiony jako zbiór punktów reprezentowanych przez kółka, oraz profil wygładzony za pomocą wielomianów dopasowanych do tych punktów w procesie odszumiania, dla polu o średnicy 15 mm.



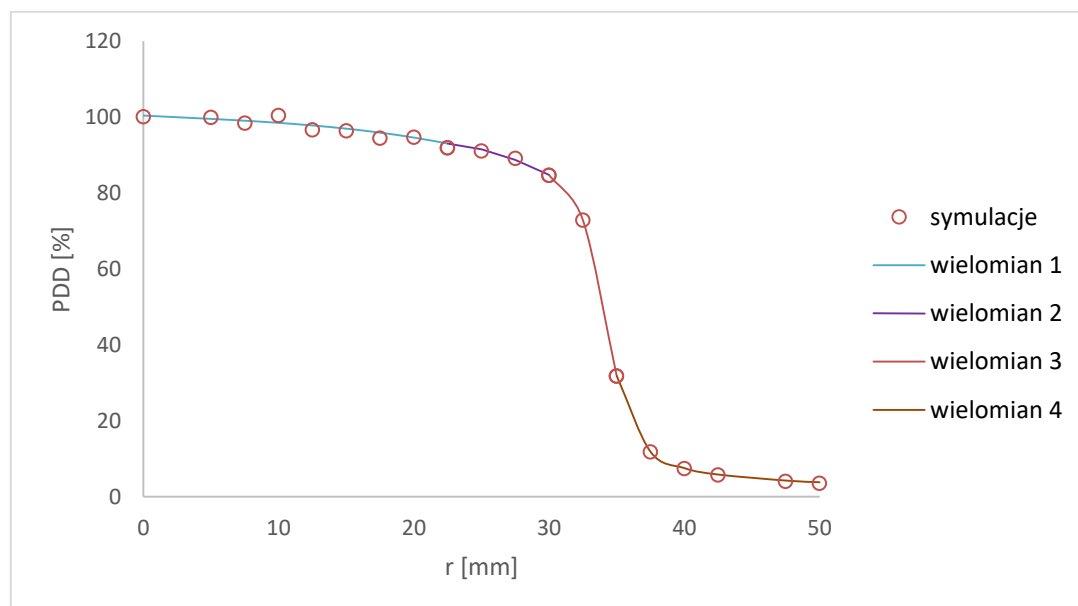
Rysunek 16. Różnice procentowe (Diff_2) między wartościami dawek uzyskanymi bezpośrednio w symulacjach, a wartościami obliczonymi za pomocą wielomianów, dla profilu na głębokości $d = 10$ cm, dla pola o średnicy 15 mm.



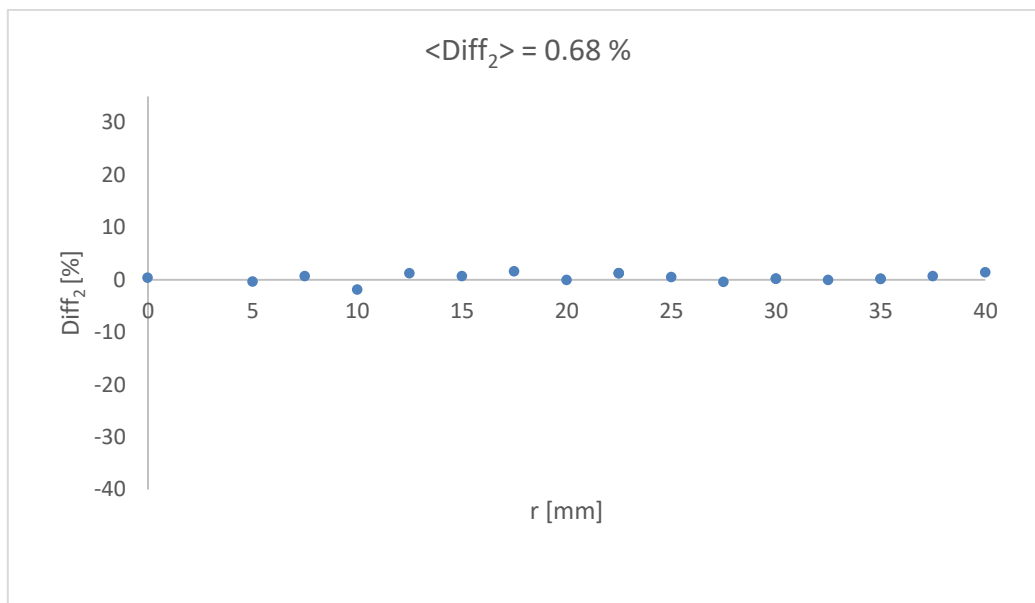
Rysunek 17. Procentowe rozkłady dawek głębokościowych (PDD) uzyskane bezpośrednio z symulacji, przedstawione jako zbiór punktów reprezentowanych przez kółka, oraz rozkłady wygładzone za pomocą funkcji dopasowanej do tych punktów (tabela 1) w procesie odszumiania danych dla pola o średnicy 60 mm.



Rysunek 18. Różnice procentowe (Diff_1) między wartościami dawek uzyskanymi bezpośrednio z symulacji, a wartościami obliczonymi za pomocą dopasowanej funkcji dla procentowych rozkładów głębokościowych w osi wiązki, dla pola o średnicy 60 mm.



Rysunek 19. Profil na głębokości $d = 10$ cm uzyskany bezpośrednio z symulacji, przedstawiony jako zbiór punktów reprezentowanych przez kółka, oraz profil obliczony za pomocą wielomianów dopasowanych do tych punktów w procesie odszumiania danych, dla pola o średnicy 60 mm.



Rysunek 20. Różnice procentowe (Diff_2) między wartościami dawek uzyskanymi bezpośrednio z symulacji, a wartościami obliczonymi za pomocą wielomianów dla profilu na głębokości $d = 10$ cm, dla pola o średnicy 60 mm.

9.1.2 Porównanie obliczonych rozkładów dawek z rozkładami zmierzonymi

Do weryfikacji poprawności wyników uzyskanych drogą symulacji zastosowano rozkłady procentowych dawek głębokościowych i profile po odsumowaniu, wykonane zgodnie z opisaną w poprzednim rozdziale procedurą. Zatem, ze zmierzonymi rozkładami dawek porównano rozkłady dawek obliczone za pomocą funkcji matematycznych otrzymanych z dopasowania. Na rysunkach 21, 23, 25, 27 i 29 zaprezentowano takie porównanie dla mniejszego pola o średnicy 15 mm, a na rysunkach 31, 33, 35, 37 i 39 zamieszczono analogiczne porównanie dla pola o średnicy 60 mm.

Aby ocenić zgodność wyników symulacji z pomiarami, wprowadzono parametry Diff_3 i Diff_4 , definiujące różnicę między obliczonymi dawkami głębokościowymi

a zmierzonymi. W przypadku procentowych dawek głębokościowych w osi wiązki parametr $Diff_3$ zdefiniowano następująco:

$$Diff_3(d, 0) = \frac{PDD_f(d, 0) - PDD_p(d, 0)}{PDD_p(d, 0)} \cdot 100 \%$$

gdzie:

- $PDD_f(d, 0)$ oznacza procentową dawkę głębokościową w wodzie na głębokości d , w osi wiązki ($r = 0$), otrzymaną z symulacji tj. obliczoną za pomocą dopasowanej funkcji,
- $PDD_p(d, 0)$ oznacza procentową dawkę głębokościową zmierzoną w wodzie na tej samej głębokości d w osi wiązki.

Natomiast do oceny zgodności profili dawek wprowadzono następujący parametr $Diff_4$:

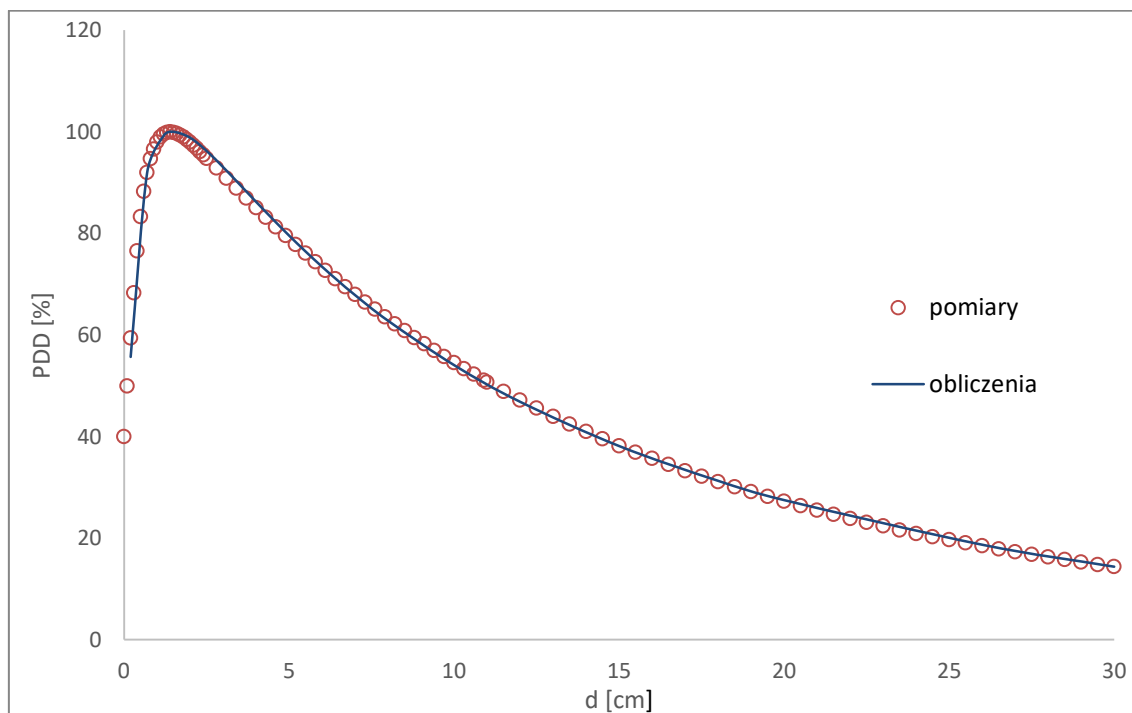
$$Diff_4(d, r) = \frac{\frac{PDD_f(d, r)}{PDD_f(d, 0)} - \frac{PDD_p(d, r)}{PDD_p(d, 0)}}{\frac{PDD_p(d, r)}{PDD_p(d, 0)}} \cdot 100 \%$$

gdzie:

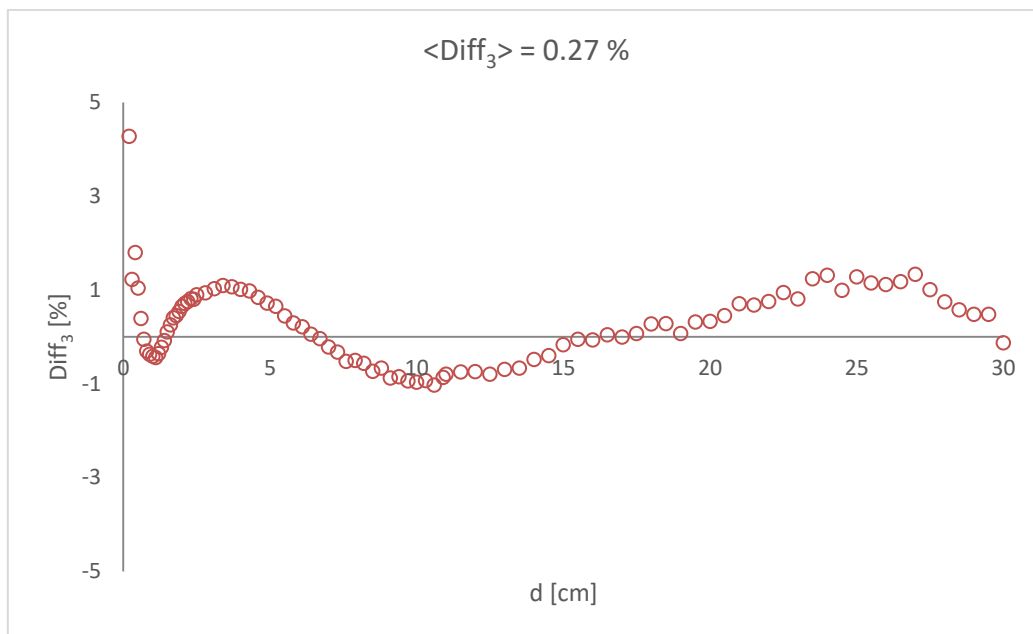
- $PDD_f(d, r)$ i $PDD_f(d, 0)$ oznaczają procentową dawkę głębokościową w wodzie na głębokości d , odpowiednio w odległości r od osi wiązki i w osi wiązki ($r = 0$), otrzymaną z symulacji tj. obliczoną za pomocą dopasowanej funkcji,
- $PDD_p(d, r)$ i $PDD_p(d, 0)$ to procentowa dawka głębokościowa zmierzona w wodzie na tej samej głębokości d i odpowiednio w tej samej odległości r od osi wiązki i w osi wiązki.

Różnice procentowe między wartościami dawek obliczonymi i otrzymanymi z pomiaru dla procentowych dawek głębokościowych i profili przedstawiono na

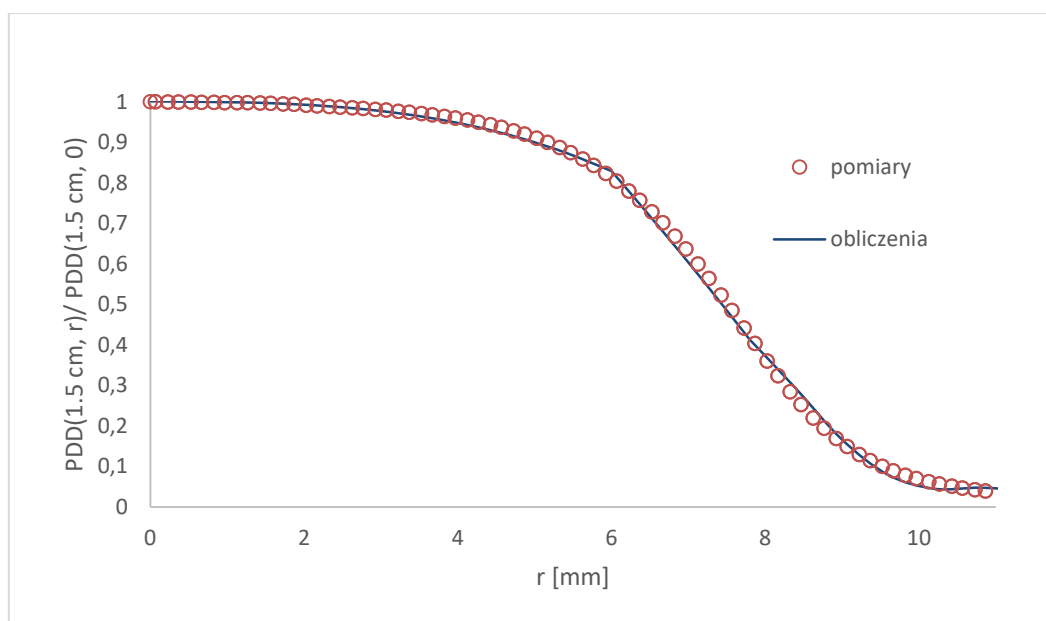
rysunkach 22, 24, 26, 28 i 30 dla małego pola o średnicy 15 mm oraz dla dużego pola o średnicy 60 mm na rysunkach 32, 34, 36, 38 i 40.



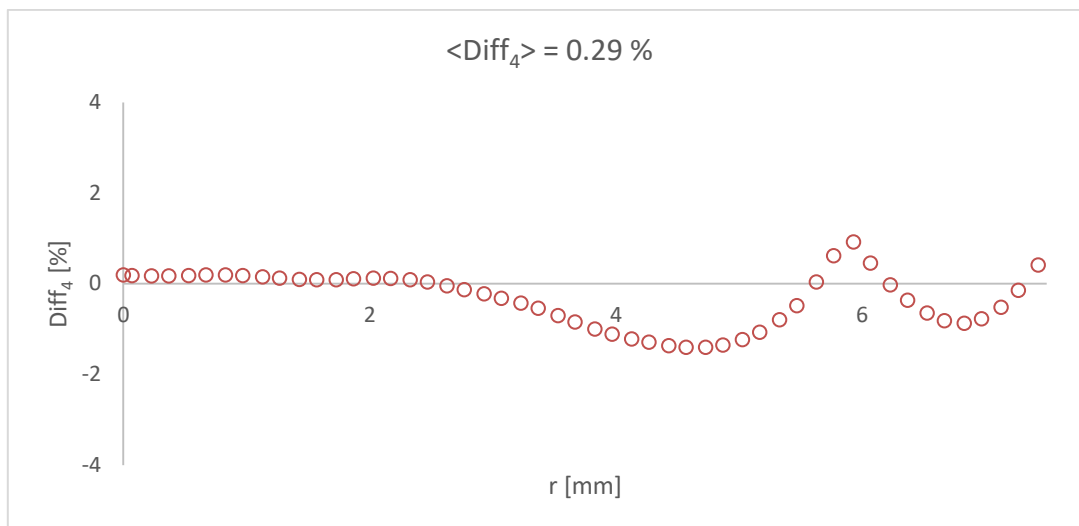
Rysunek 21. Porównanie obliczonych i zmierzonych procentowych rozkładów dawek głębokościowych w osi wiązki w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 15 mm.



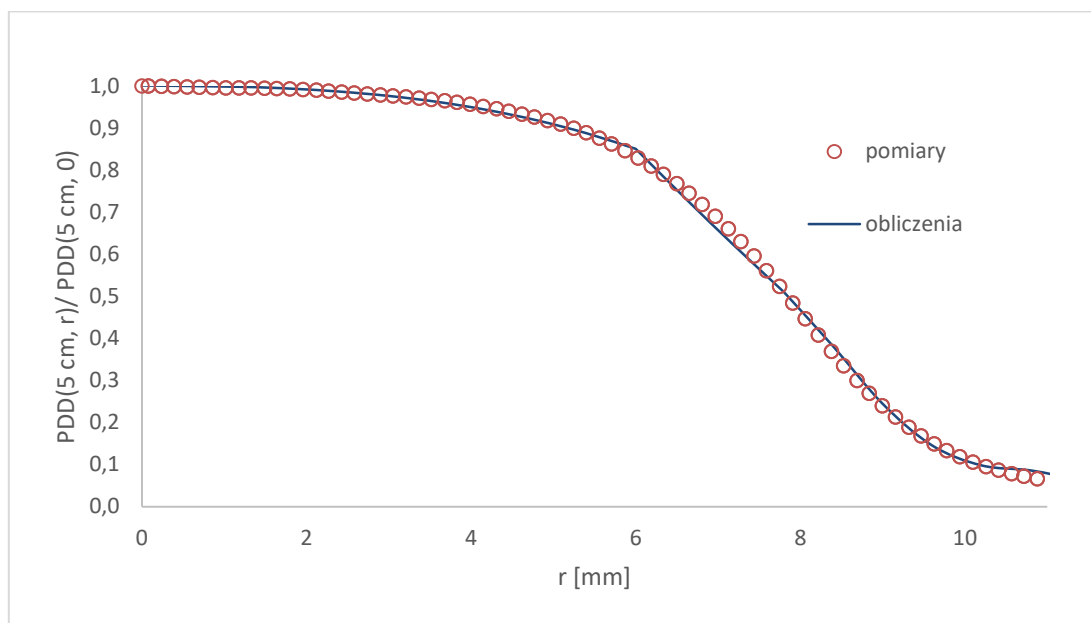
Rysunek 22. Różnice procentowe (Diff_3) między wartościami dawek z obliczeń i pomiaru w osi wiązki w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 15 mm.



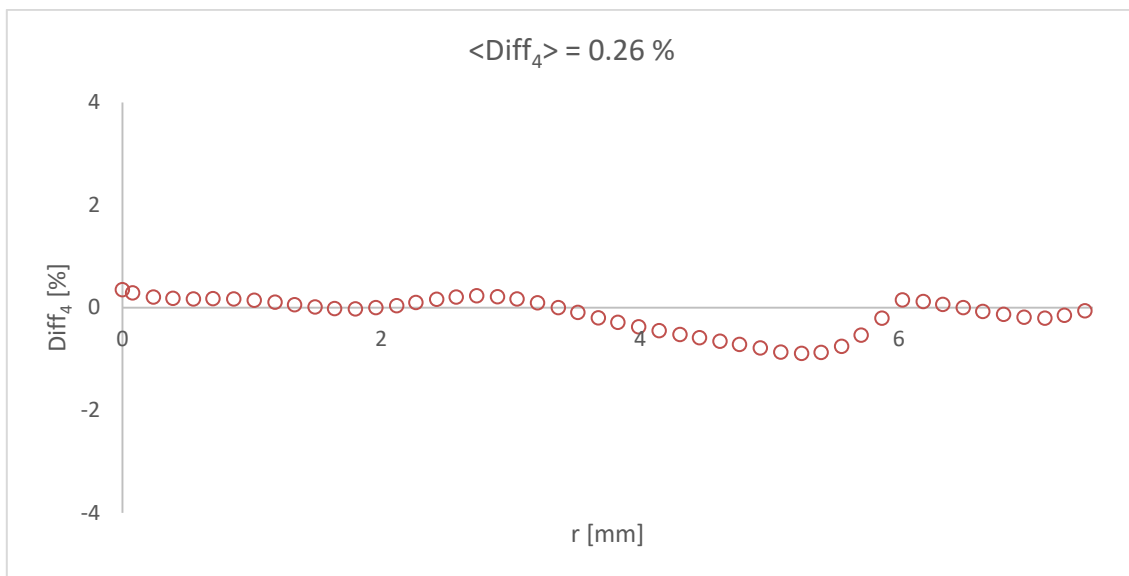
Rysunek 23. Porównanie profili dawek obliczonych i zmierzonych na głębokości $d = 1,5$ cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 15 mm.



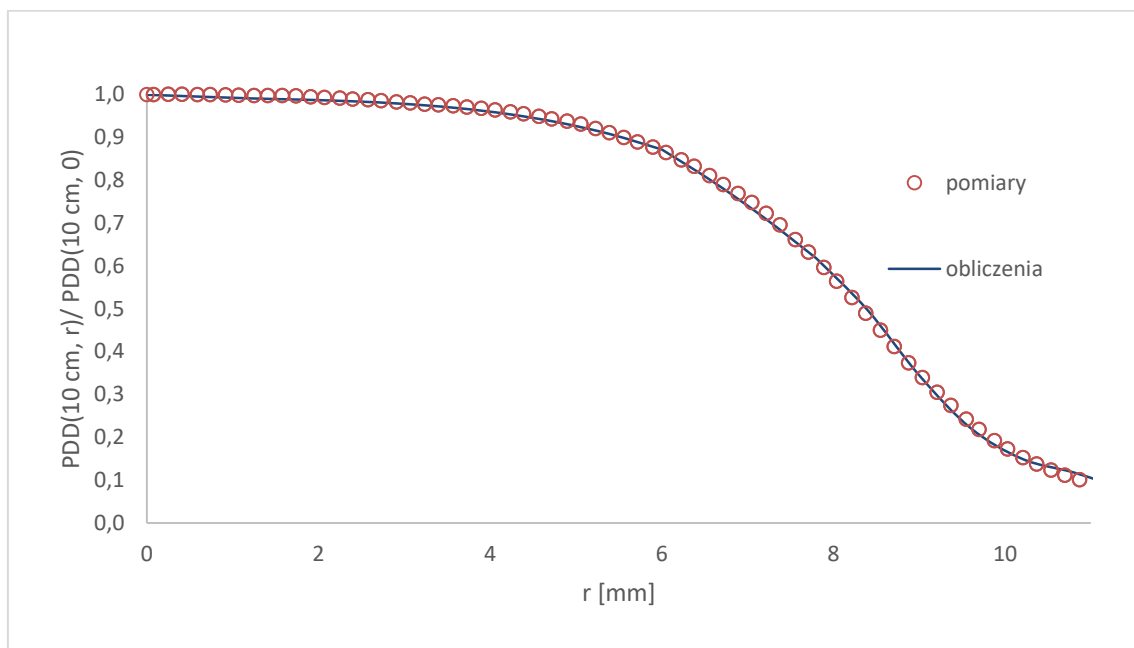
Rysunek 24. Różnice procentowe (Diff_4) między wartościami dawek uzyskanymi z obliczeń i pomiaru dla profili na głębokości $d = 1,5$ cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 15 mm.



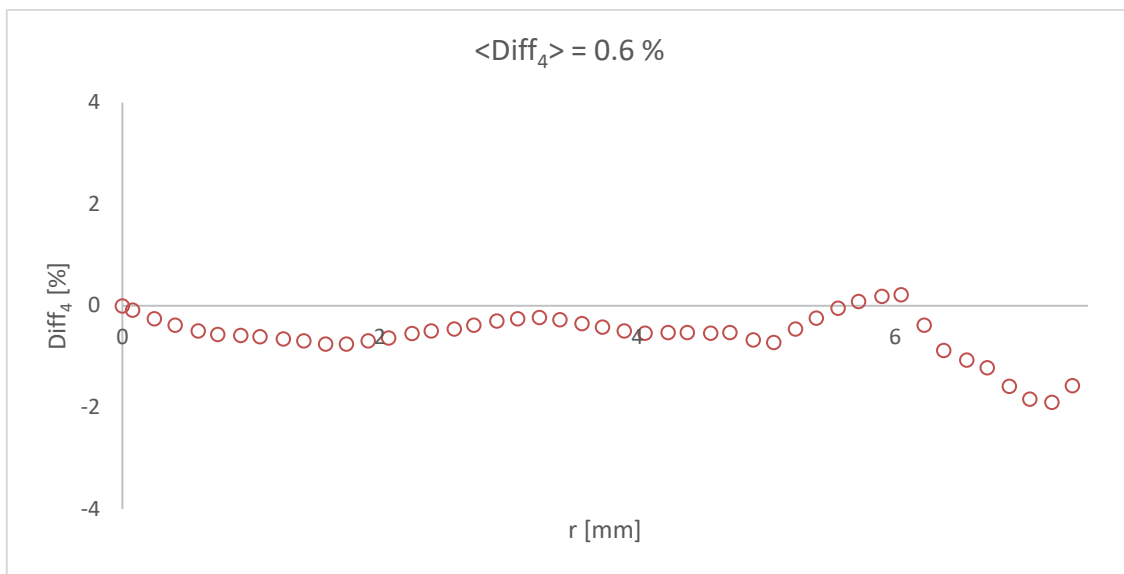
Rysunek 25. Porównanie profili dawek obliczonych i zmierzonych na głębokości $d = 5$ cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 15 mm.



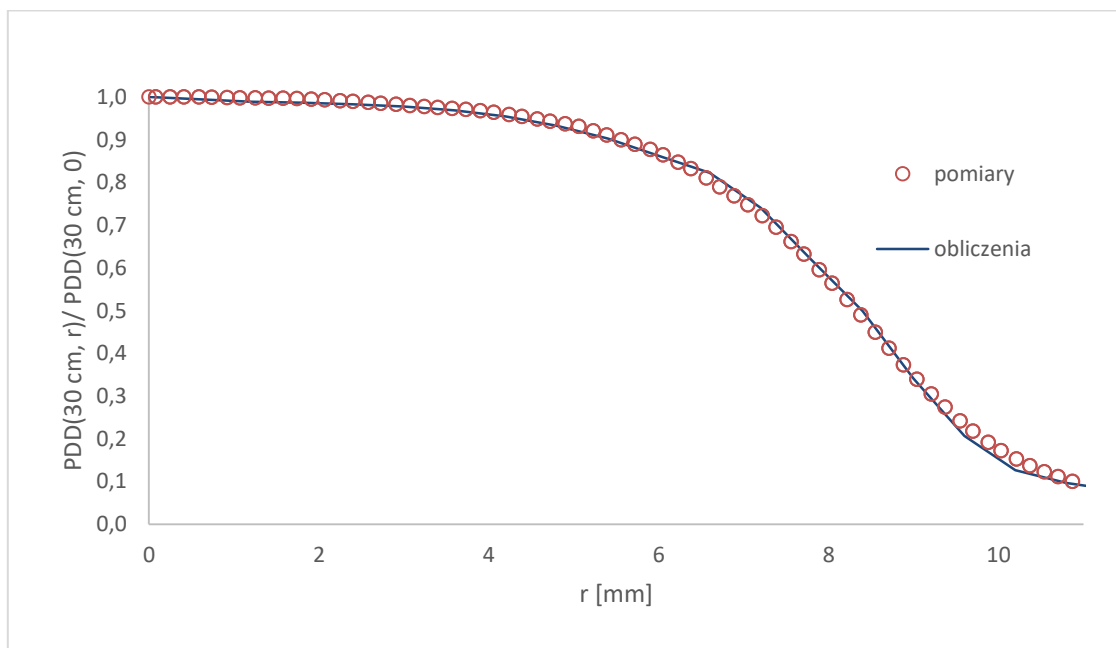
Rysunek 26. Różnice procentowe (Diff_4) między wartościami dawek uzyskanymi z obliczeń i pomiaru dla profili na głębokości $d = 5 \text{ cm}$ w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 15 mm .



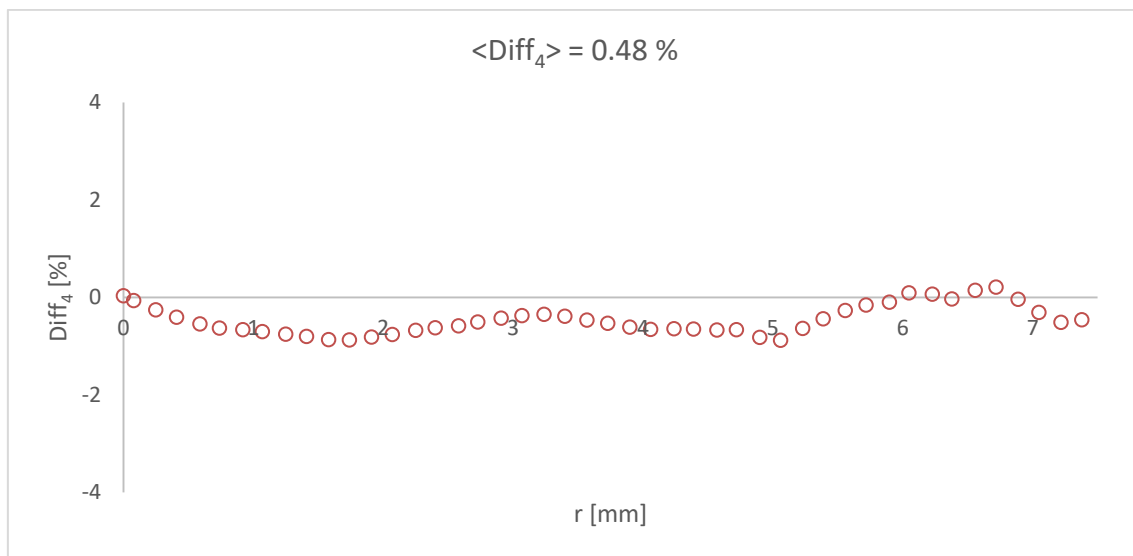
Rysunek 27. Porównanie profili dawek obliczonych i zmierzonych na głębokości $d = 10 \text{ cm}$ w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 15 mm .



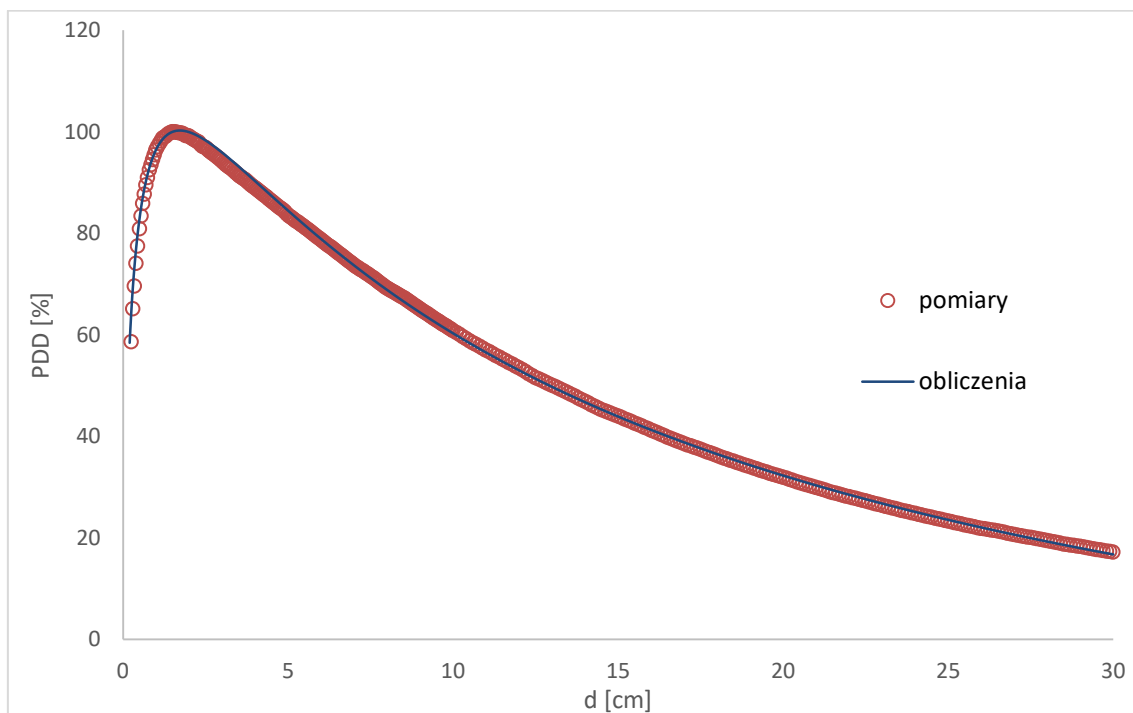
Rysunek 28. Różnice procentowe ($Diff_4$) między wartościami dawek uzyskanymi z obliczeń i pomiaru dla profili na głębokości $d = 10$ cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 15 mm.



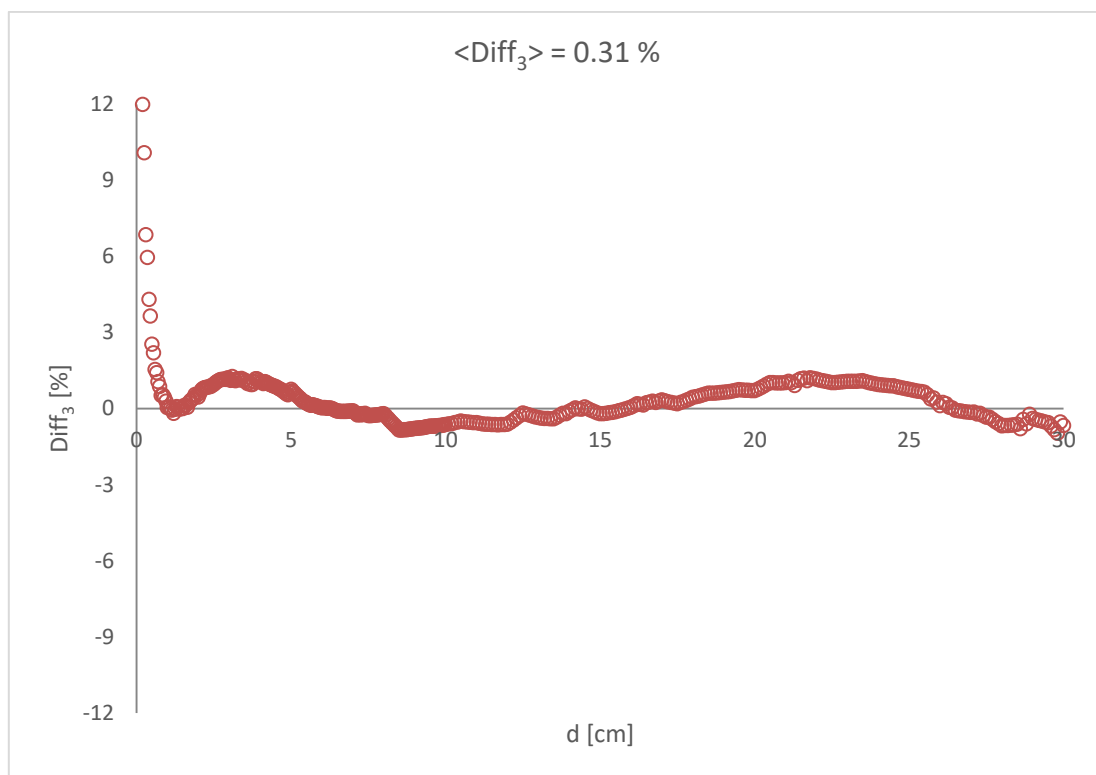
Rysunek 29. Porównanie profili dawek obliczonych i zmierzonych na głębokości $d = 30$ cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 15 mm.



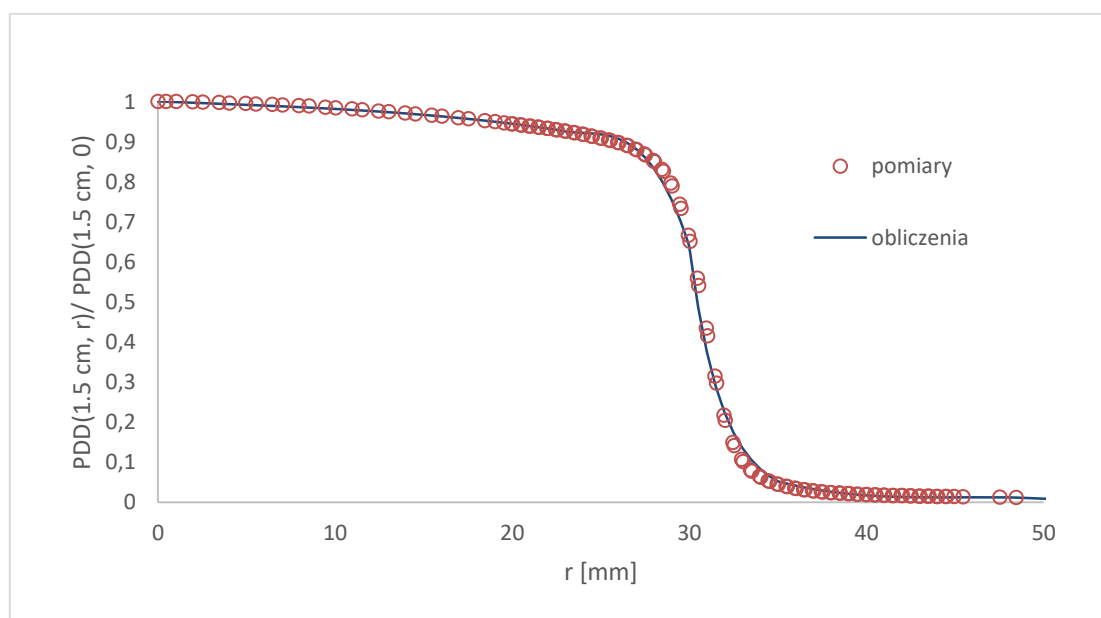
Rysunek 30. Różnice procentowe (Diff₄) między wartościami dawek uzyskanymi z obliczeń i pomiaru dla profili na głębokości d = 30 cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 15 mm.



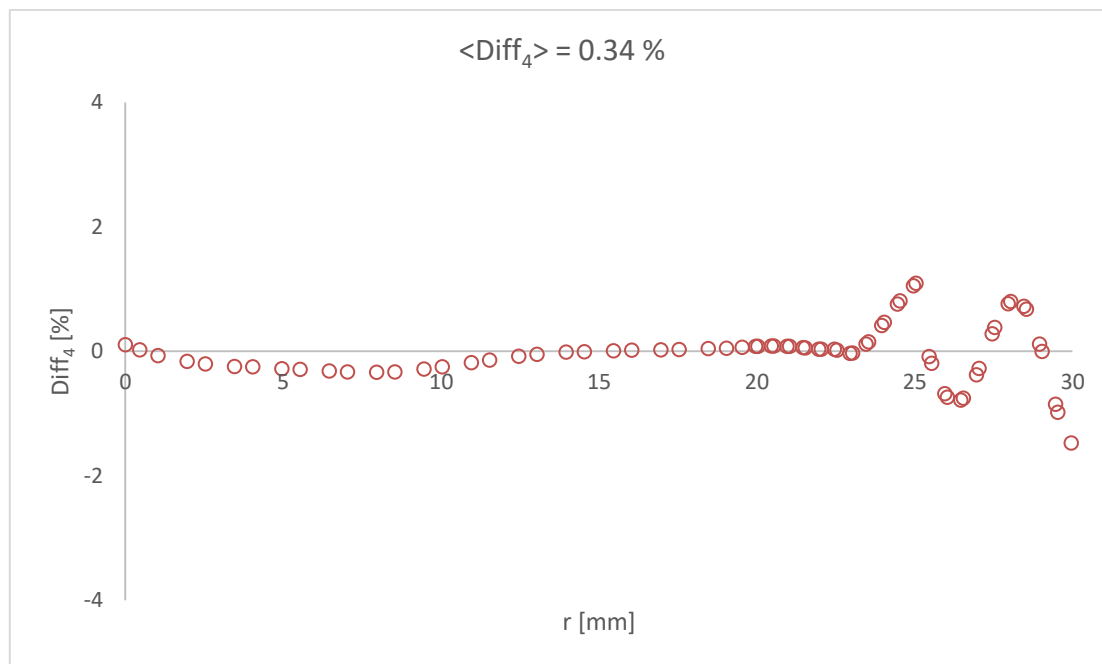
Rysunek 31. Porównanie obliczonych i zmierzonych procentowych rozkładów dawek głębokościowych w osi wiązki w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.



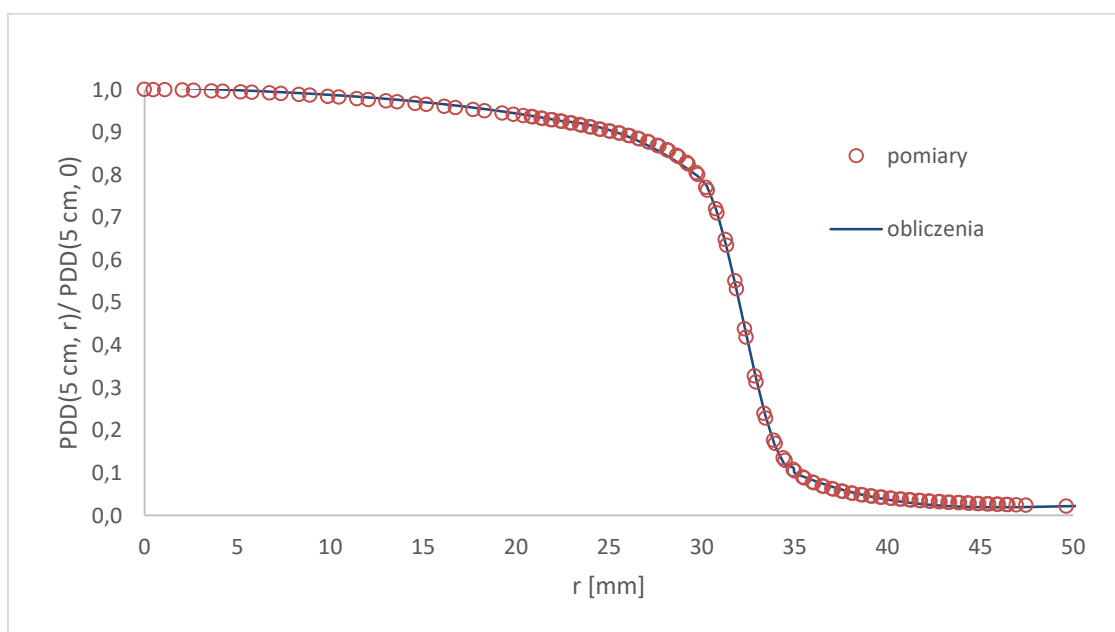
Rysunek 32. Różnice procentowe (Diff_3) między wartościami dawek z obliczeń i pomiaru w osi wiązki w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.



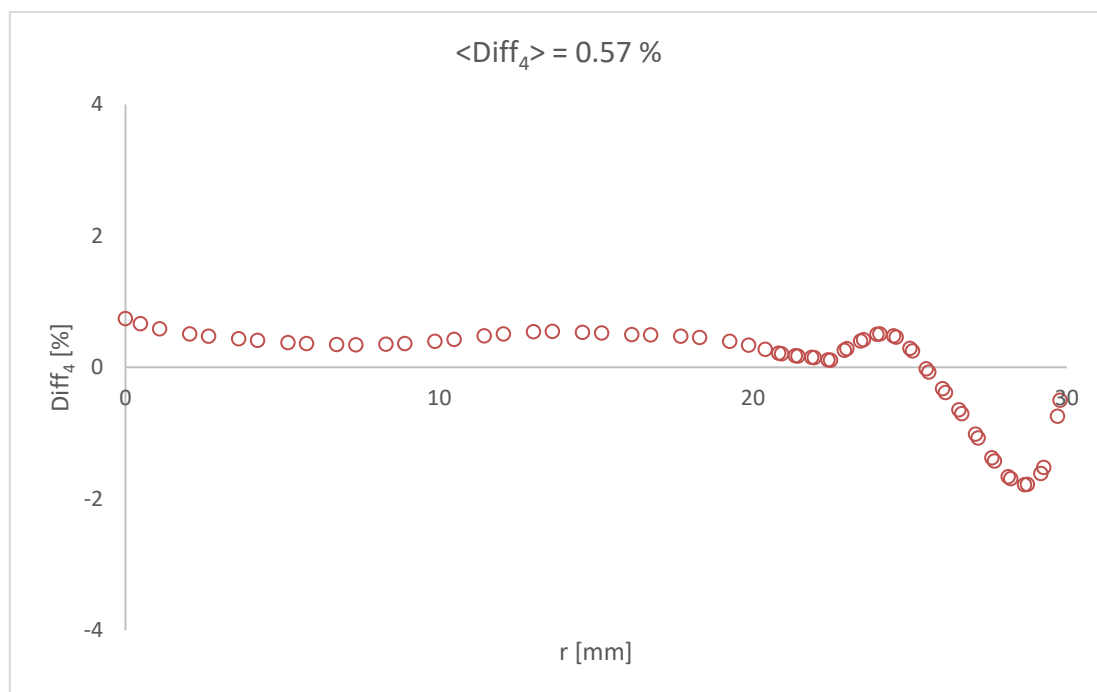
Rysunek 33. Porównanie profili dawek obliczonych i zmierzonych na głębokości $d = 1,5$ cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.



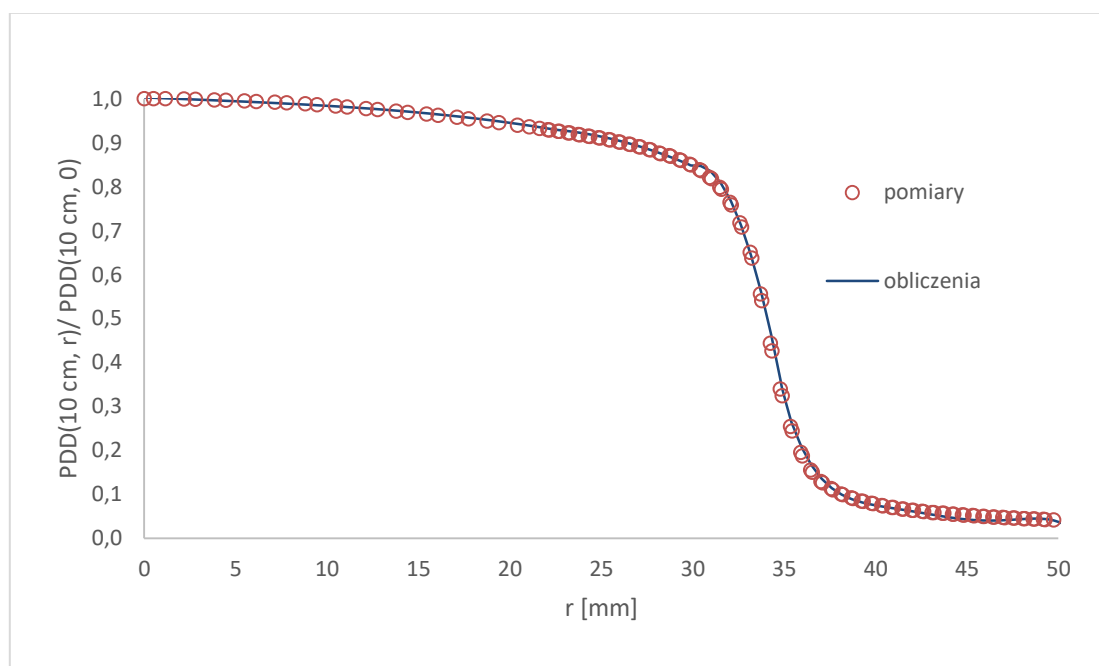
Rysunek 34. Różnice procentowe (Diff_4) między wartościami dawek uzyskanymi z obliczeń i pomiaru dla profili na głębokości $d = 1,5 \text{ cm}$ w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.



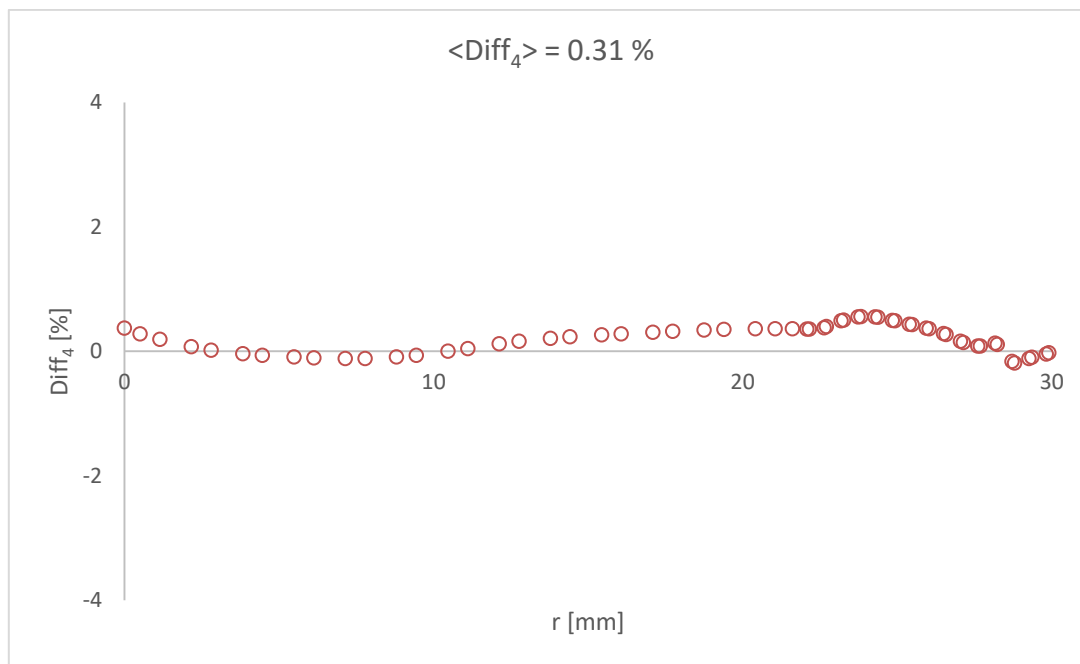
Rysunek 35. Porównanie profili dawek obliczonych i zmierzonych na głębokości $d = 5 \text{ cm}$ w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.



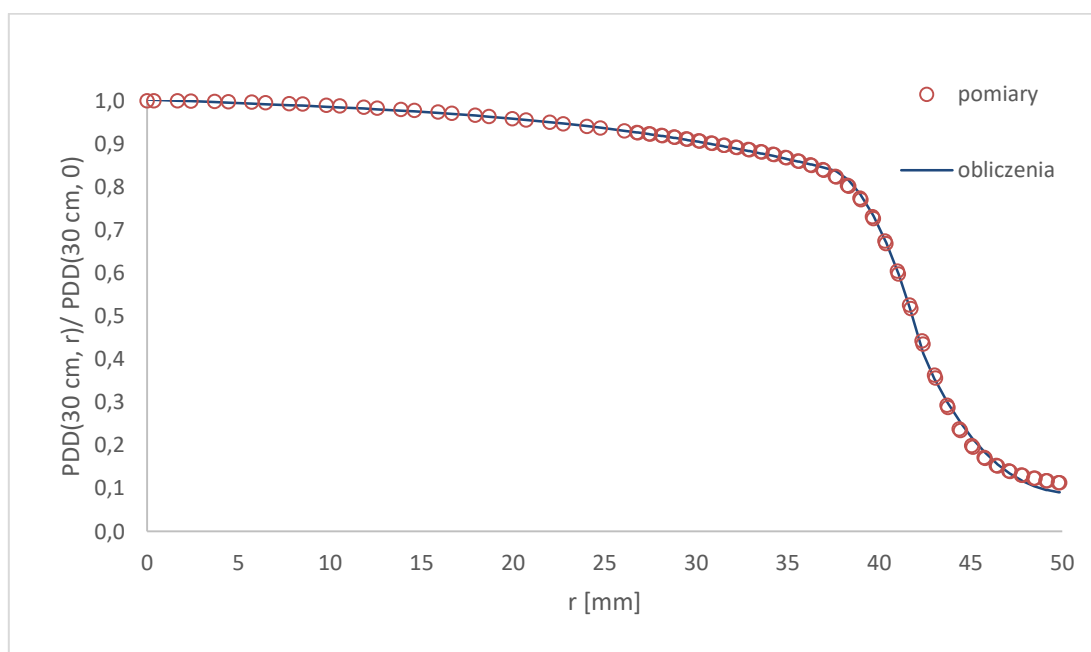
Rysunek 36. Różnice procentowe (Diff_4) między wartościami dawek uzyskanymi z obliczeń i pomiaru dla profili na głębokości $d = 5$ cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.



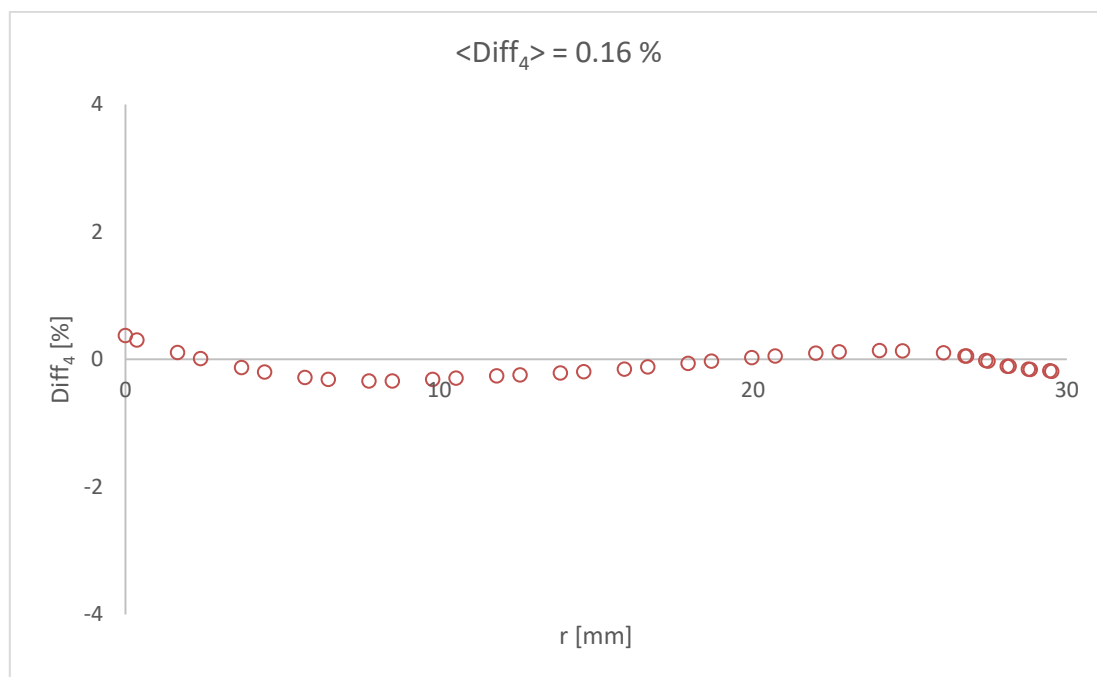
Rysunek 37. Porównanie profili dawek obliczonych i zmierzonych na głębokości $d = 10$ cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.



Rysunek 38. Różnice procentowe ($Diff_4$) między wartościami dawek uzyskanymi z obliczeń i pomiaru dla profili na głębokości $d = 10$ cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.



Rysunek 39. Porównanie profili dawek obliczonych i zmierzonych na głębokości $d = 30$ cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.



Rysunek 40. Różnice procentowe (Diff_4) między wartościami dawek uzyskanymi z obliczeń i pomiaru dla profili na głębokości $d = 30$ cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.

Porównując obliczone rozkłady dawek głębokościowych z rozkładami zmierzonymi, wykazano, że w przypadku PDD największe rozbieżności występują w obszarze narastania dawki, gdzie wartość Diff_3 osiąga kilka procent. W przypadku profili dawek wartość Diff_4 zwiększa się w pobliżu krawędzi profilu. Ogólnie pomiary w obszarze o dużym gradiencie dawki są niezwykle trudne, ponieważ nawet niewielka zmiana położenia detektora, rzędu ułamka milimetra, powoduje zmianę dawki o kilka procent. Natomiast słabością symulacji jest znacznie mniejsza liczba zdarzeń na większych głębokościach oraz na krawędziach profili, co pogarsza statystykę obliczeń.

Przy szacowaniu błędu pomiarowego nie uwzględniono błędu systematycznego wynikającego z faktu zastosowania krzemowej diody SRS model 60018, jak również ewentualnych rozbieżności pomiędzy urządzeniami typu CyberKnife M6, gdyż nie dysponowano danymi pozwalającymi określić ten błąd.

Do weryfikacji opracowanego modelu wiązki wykorzystano rozkłady dawek głębokościowych poza obszarem dużego gradientu dawki. Jest to typowe podejście do problemu weryfikacji symulacji stosowane przez wielu badaczy (np. Sheikh-Bagheri i Rogers 2002a i 2002b) [78, 79]. W przypadku rozkładów PDD weryfikacji nie podlegał obszar narastania dawki do głębokości dawki maksymalnej tj. do 1,5 cm. W przypadku profili z weryfikacji wyłączono ich krawędzie, tj. rozkłady dawek głębokościowych w odległości większej niż 30 mm od osi wiązki dla pola o średnicy 60 mm i 7,5 mm dla pola o średnicy 15 mm. Błąd parametrów $Diff_3$ i $Diff_4$ oszacowano, korzystając z następującej zależności:

$$\Delta Diff_3(d, 0) = \pm \sqrt{\Delta D_f(d, 0)^2 + \Delta D_f(1.5cm, 0)^2 + \Delta D_m(d, 0)^2 + \Delta D_m(1.5cm, 0)^2}$$

$$\Delta Diff_4(d_i, r) = \pm \sqrt{\Delta D_f(d_i, r)^2 + \Delta D_f(d_i, 0)^2 + \Delta D_m(d_i, r)^2 + \Delta D_m(d_i, 0)^2}$$

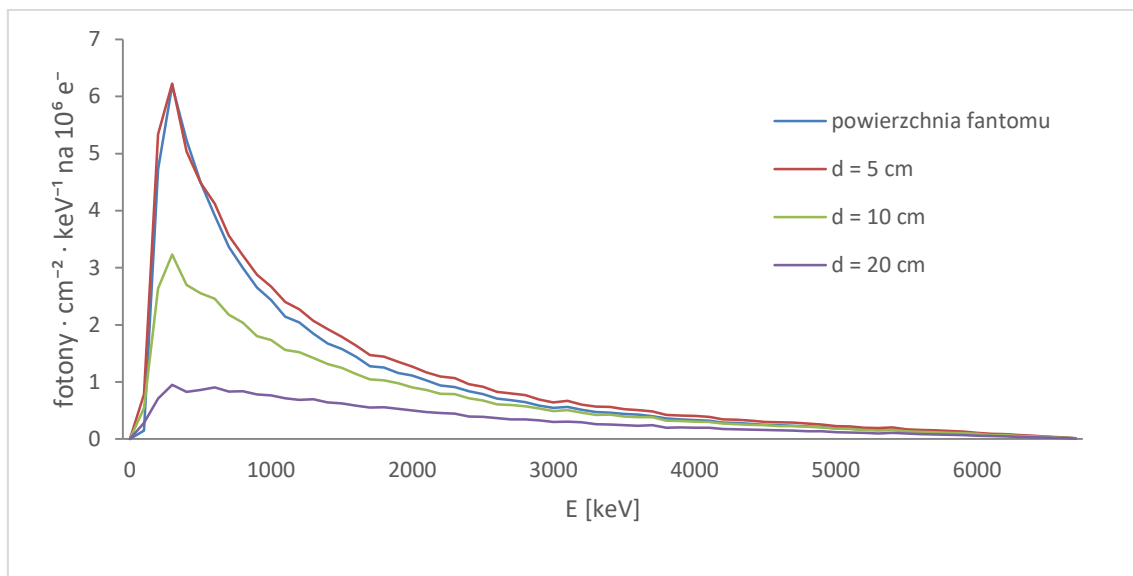
gdzie:

- $\Delta D_f(d, 0)$, $\Delta D_f(d, r)$ oznaczają błąd dawki w punktach określonych przez parametry d , r i $r = 0$ wyznaczonych na podstawie obliczeń, wyrażony w procentach,
- $\Delta D_m(d_i, 0)$, $\Delta D_m(d_i, r)$ to błąd dawki zmierzonej w tych samych punktach, również wyrażony w procentach.

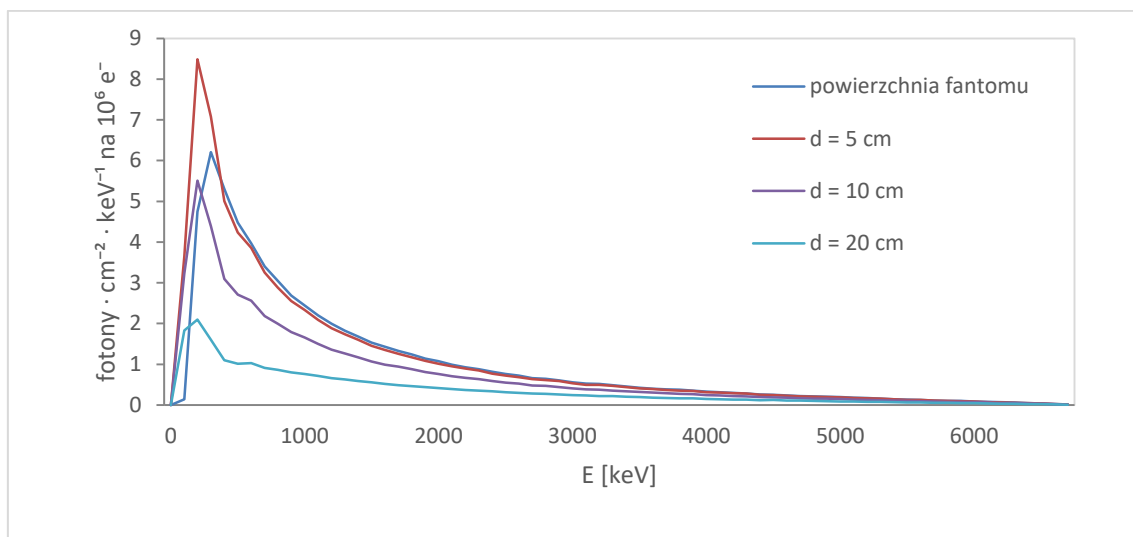
W przedstawionych badaniach oszacowany w ten sposób błąd $\Delta Diff_3$ oraz $\Delta Diff_4$ nie przekracza $\pm 2,5$ % wartości $Diff_3$ i $Diff_4$.

9.2 Zależności energetyczne

Jednym z podstawowych parametrów charakteryzujących wiązkę promieniowania jest jej energia, reprezentowana przez widmo energetyczne. Opracowany model posłużył do określenia zależności energetycznych dla rozpatrywanej wiązki terapeutycznej. Na rysunkach 41 i 42 przedstawiono widma energetyczne na powierzchni fantomu wodnego oraz na różnych głębokościach w osi wiązki dla obu rozpatrywanych pól promieniowania. Na rysunkach 44 – 49 przedstawiono widma energetyczne wyznaczone w różnych odległościach od osi wiązki na wybranych głębokościach w fantomie wodnym. Widma przedstawiają liczbę fotonów na jednostkę energii 1 keV, przechodzących przez jednostkową powierzchnię 1 cm^2 (fluencja fotonów na jednostkę energii) jako funkcję energii fotonu. Liczbę tak wyznaczonych fotonów unormowano do miliona elektronów uderzających w tarczę konwersji (tzw. elektronów pierwotnych, ang. primary electrons). Takie widma można łatwo powiązać z prądem rzeczywistego urządzenia CyberKnife M6.



Rysunek 41. Widma energetyczne wiązki promieniowania X wytworzonej w urządzeniu CyberKnife M6 na wybranych głębokościach w fantomie wodnym, dla pola promieniowania 15 mm. Każde widmo zostało wyznaczone w obszarze koła o środku w osi wiązki i promieniu r określonym przez dawkę wynoszącą 80 % dawki w osi wiązki na danej głębokości (Tabela 2).



Rysunek 42. Widma energetyczne wiązki promieniowania X wytworzonej w urządzeniu CyberKnife M6 na wybranych głębokościach w fantomie wodnym, dla pola promieniowania 60 mm. Każde widmo zostało wyznaczone w obszarze koła o środku w osi wiązki i promieniu r określonym przez dawkę 80 % dawki w osi wiązki na danej głębokości (Tabela 2).

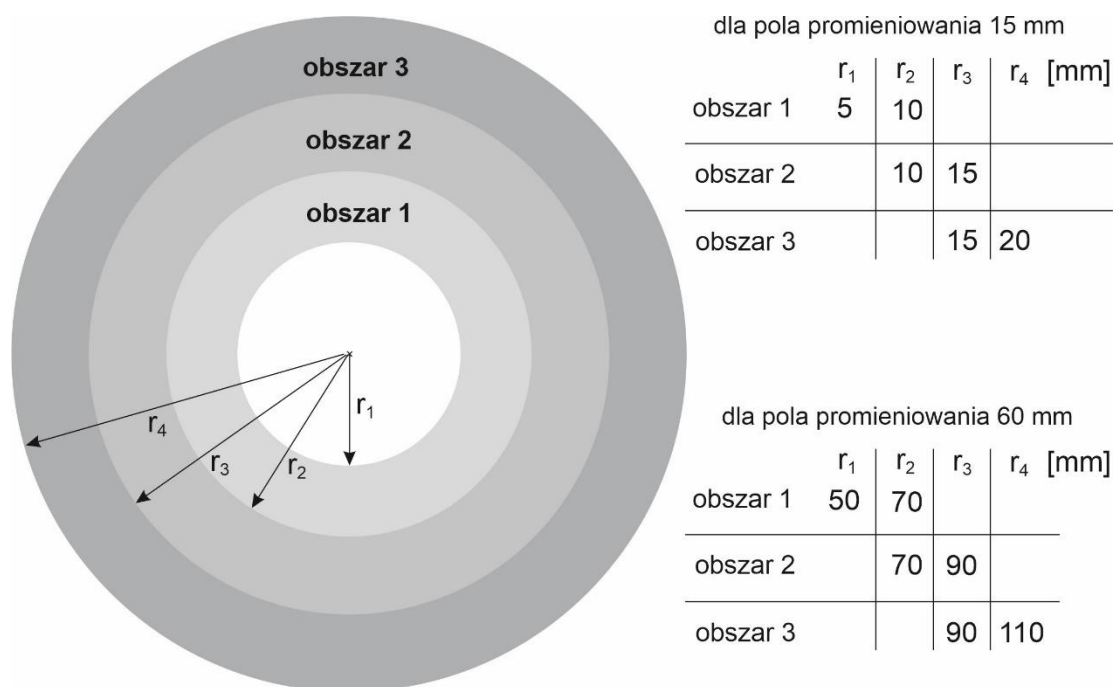
W przypadku pola o średnicy 15 mm widmo na powierzchni fantomu nie różni się znacząco od widma na głębokości 5 cm. Pokazuje to, że większość fotonów docierających do fantomu dociera również na głębokość $d = 5$ cm, a przyczynek do widma na tej głębokości od fotonów rozproszonych w wodzie nie jest duży. W przypadku pola 60 mm większy przyczynek do widm wnoszą fotony rozproszone w wodzie. W rezultacie liczba fotonów w niskoenergetycznej części widma na głębokości 5 cm wyraźnie przekracza liczbę fotonów w tej części widma określonego na powierzchni fantomu. W tabeli 2 przedstawiono promienie kół wyznaczających obszary, w których określono widma przedstawione na rysunkach 41 i 42. Promienie kół są wyznaczane przez dawkę wynoszącą 80 % dawki w osi wiązki na danej głębokości. Do wyznaczenia promieni wykorzystano zmierzone profile dawki głębokościowej (rysunki 23, 25, 27, 29 i 33, 35, 37, 38). Aby jednak określić promienie kół, w obrębie których wyznaczano widma na powierzchni fantomu, wykorzystano rozkłady fotonów wchodzących do fantomu pokazane na rysunkach 55 i 56.

Tabela 2. Powierzchnie kół wraz z ich promieniami, w obrębie których wyznaczono widma energetyczne zaprezentowane na rysunkach 41 i 42.

	Pole promieniowania	
	15 mm	60 mm
d [cm]	r [mm]	r [mm]
powierzchnia fantomu	6,0	28,5
5	6,3	29,8
10	6,6	31,5
20	7,0	34,8

W ramach badań wyznaczono również widma w obszarach poza wiązką terapeutyczną w różnych odległościach od osi wiązki. Szczegóły dotyczące wielkości tych obszarów podano na rysunku 43. Obszar 1 w przypadku pola o średnicy 15 mm jest wyjątkowy, ponieważ jego wielkość i położenie względem osi wiązki dobrano tak, aby obszar ten obejmował krawędź profilu. Występowanie dużego gradientu dawki na

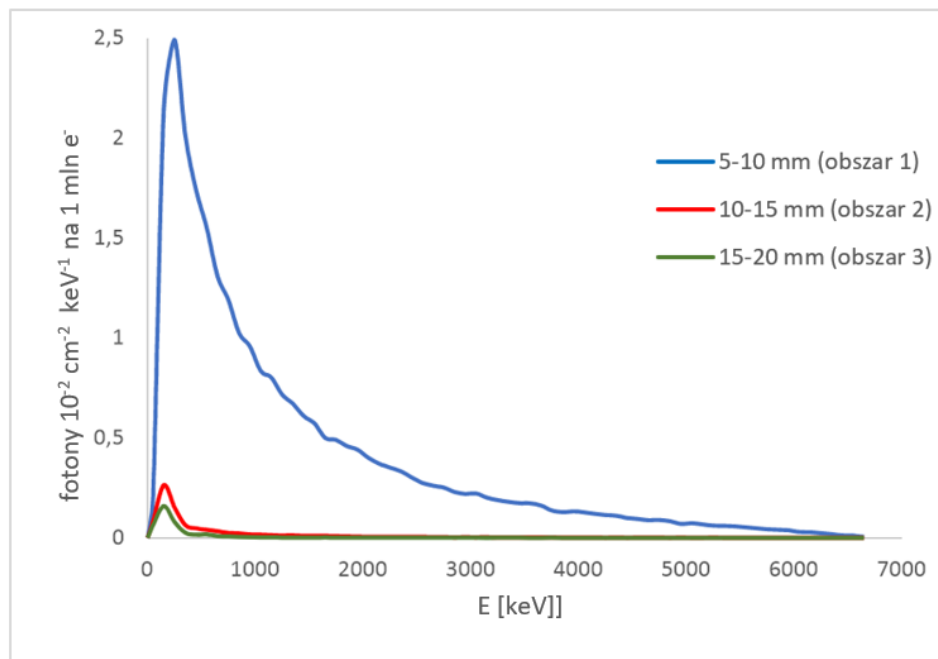
stosunkowo dużym obszarze w porównaniu do całego pola terapeutycznego pozwoliło sprawdzić, czy widmo reprezentujące krawędź wiązki jest podobne do widma w polu lub poza polem. Okazuje się, że widma w obszarze 1 na wybranych głębokościach przypominają przebieg widma w polu, są zdominowane przez fotony wiązki wchodzącej do fantomu, a nie przez fotony o niższej energii z procesu rozpraszania w wodzie. Widma w obszarach poza polem są wyraźnie przesunięte w kierunku niższej energii. Rysunki 50 - 52 pokazują, jak średnia energia fotonu E_0 zmienia się w zależności od głębokości d w fantomie wodnym i odległości r od osi wiązki dla obu rozpatrywanych pól.



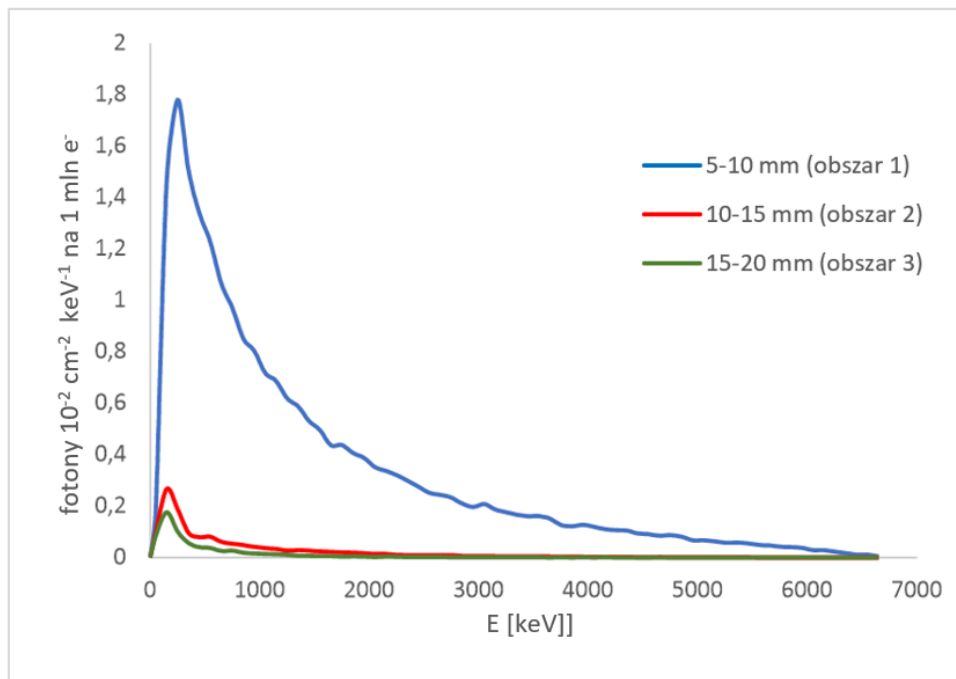
Rysunek 43. Schematyczne przedstawienie obszarów, w obrębie których wyznaczono widma zamieszczone na rysunkach 44 - 49. Obszary określone są przez promień minimalny r_{min} i maksymalny r_{max} .

Średnia energia fotonów wiązki terapeutycznej E_0 na powierzchni fantomu jest identyczna dla obu rozpatrywanych pól promieniowania i wynosi $1369,0 \pm 1,0$ keV.

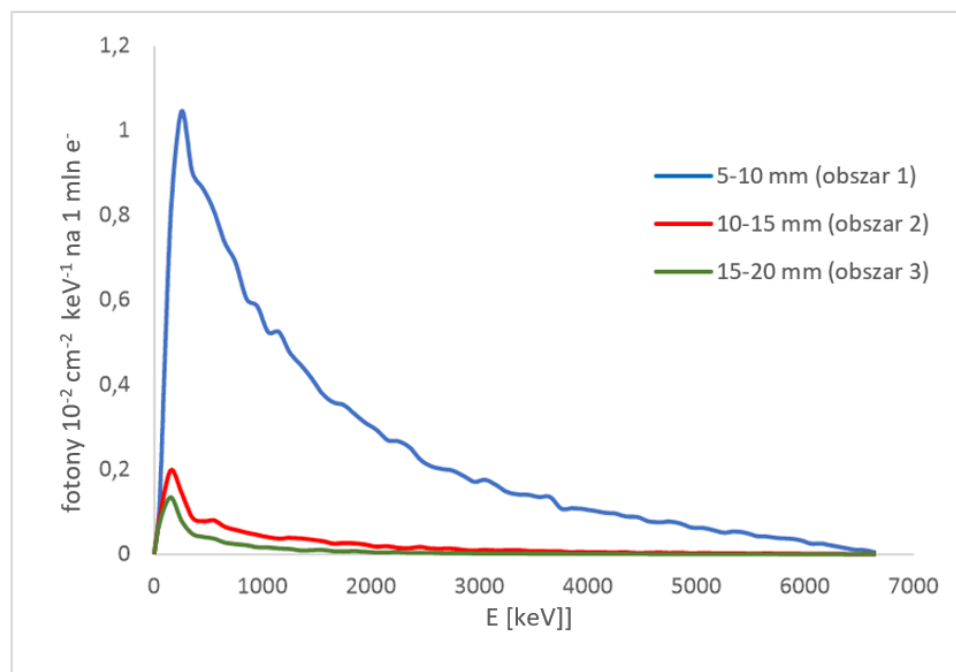
W zakresie głębokości do 4,5 mm następuje niewielki spadek średniej energii, po którym obserwuje się wyraźny, ciągły wzrost E_0 . Spadek jest mniejszy dla mniejszego pola, przy jednoczesnym większym wzroście średniej energii E_0 . W momencie wejścia wiązki terapeutycznej do fantomu pewna część fotonów wiązki ulega procesom rozpraszania co prowadzi do degradacji energii fotonów. W przypadku szerszej wiązki fotony łatwiej opuszczają obszar wiązki terapeutycznej ze względu na fakt, że większość fotonów wchodzi do fantomu pod większymi kątami niż fotony w węższej wiązce (rysunek 57 i 58). Część z tych fotonów po rozproszeniu traci energię i zmienia kierunek propagacji, wracając do obszaru wiązki terapeutycznej. Dlatego udział rozproszonych fotonów charakteryzujących się niższymi energiami w stosunku do wszystkich fotonów tworzących wiązkę terapeutyczną jest większy w przypadku szerszej wiązki. Kolejne warstwy wody działają jak filtr energetyczny, który w wyniku procesów rozpraszania Comptona i efektu fotoelektrycznego usuwa fotony z wiązki tym efektywniej im niższa jest energia fotonu. Dlatego średnia energia wzrasta wraz z głębokością.



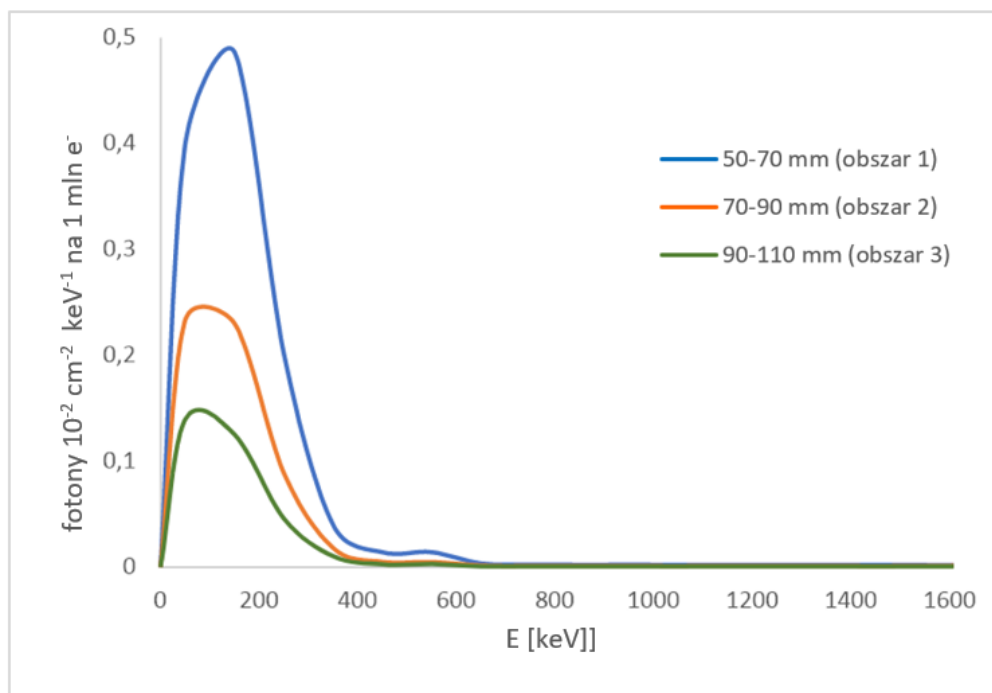
Rysunek 44. Widma energetyczne na głębokości $d = 1,5$ cm w fantomie wodnym, w różnych odległościach od osi wiązki dla pola promieniowania o średnicy 15 mm.



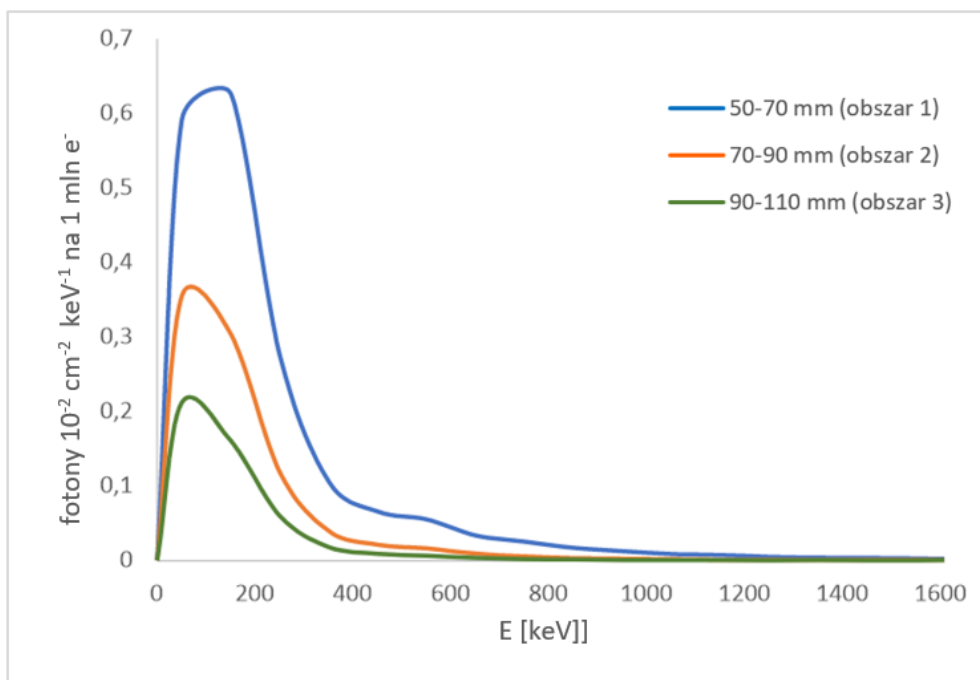
Rysunek 45. Widma energetyczne na głębokości $d = 5$ cm w fantomie wodnym, w różnych odległościach od osi wiązki dla pola promieniowania o średnicy 15 mm.



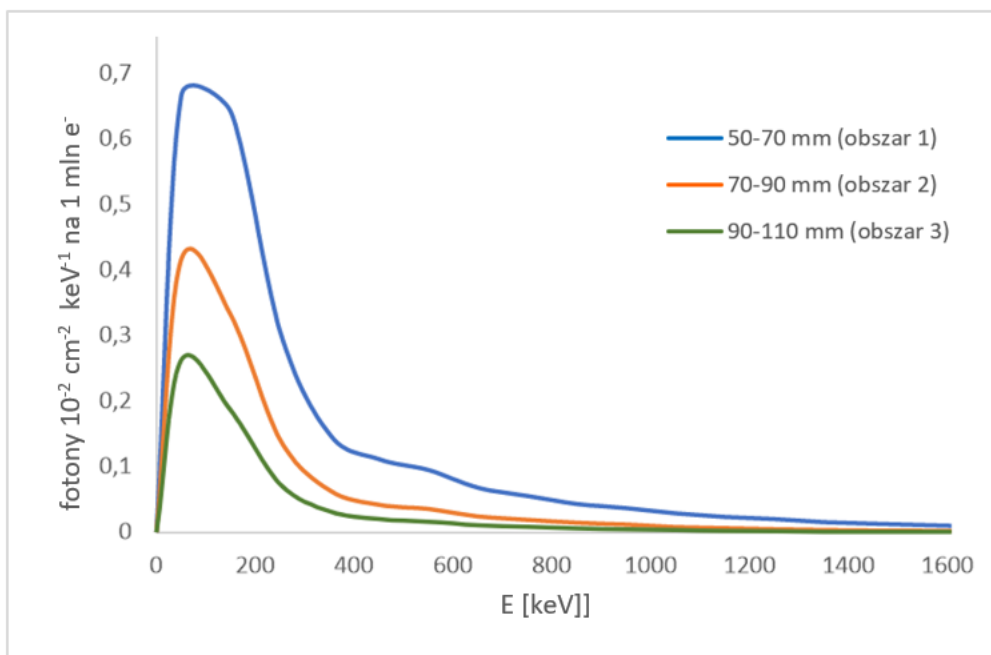
Rysunek 46. Widma energetyczne na głębokości $d = 10$ cm w fantomie wodnym, w różnych odległościach od osi wiązki dla pola promieniowania o średnicy 15 mm.



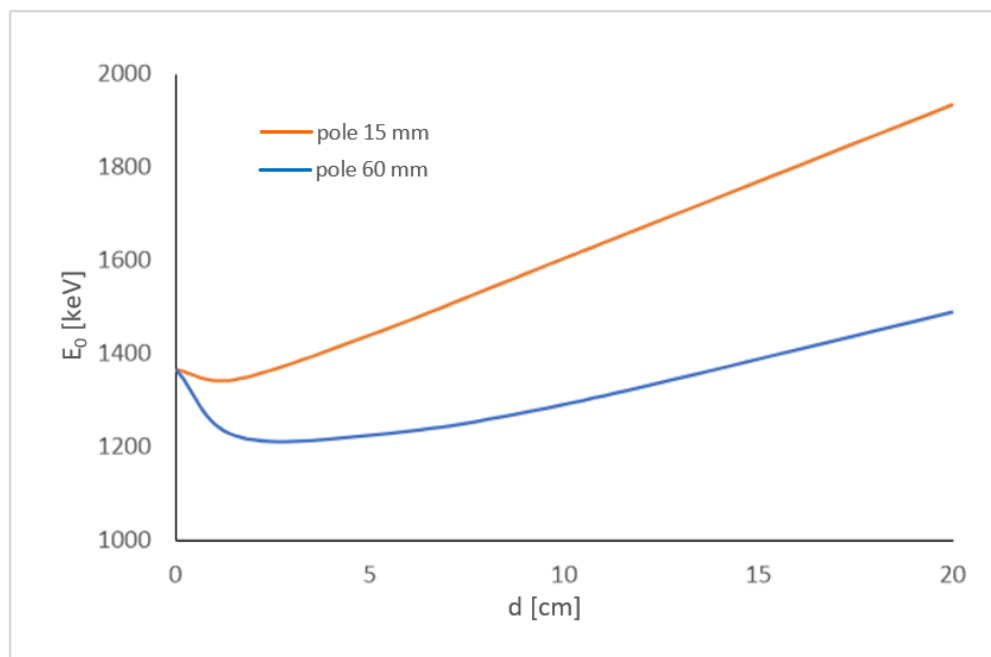
Rysunek 47. Widma energetyczne na głębokości $d = 1,5$ cm w fantomie wodnym, w różnych odległościach od osi wiązki dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.



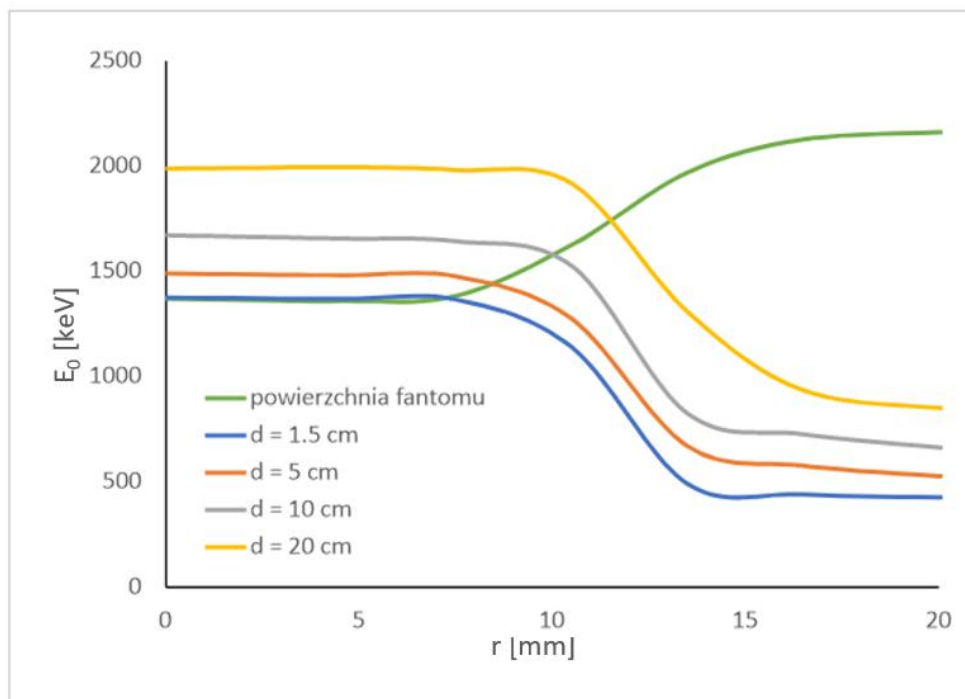
Rysunek 48. Widma energetyczne na głębokości $d = 5$ cm w fantomie wodnym, w różnych odległościach od osi wiązki dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.



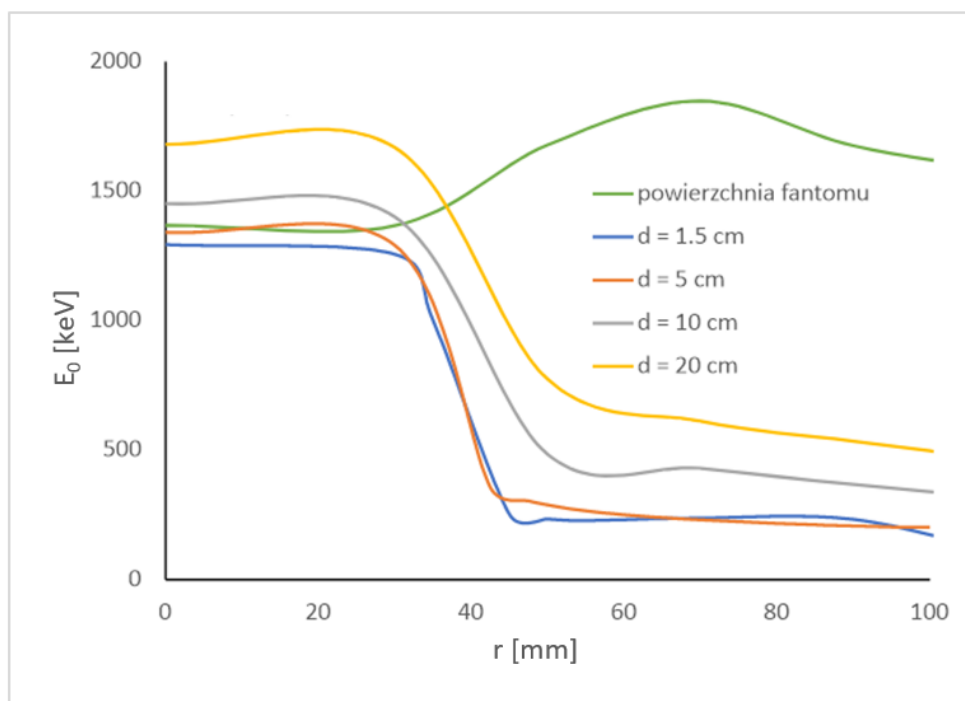
Rysunek 49. Widma energetyczne na głębokości $d = 10$ cm w fantomie wodnym, w różnych odległościach od osi wiązki dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.



Rysunek 50. Średnie energia fotonów w funkcji głębokości d w fantomie wodnym.



Rysunek 51. Średnie energia fotonów w funkcji odległości r od osi wiązki dla pola promieniowania o średnicy 15 mm.

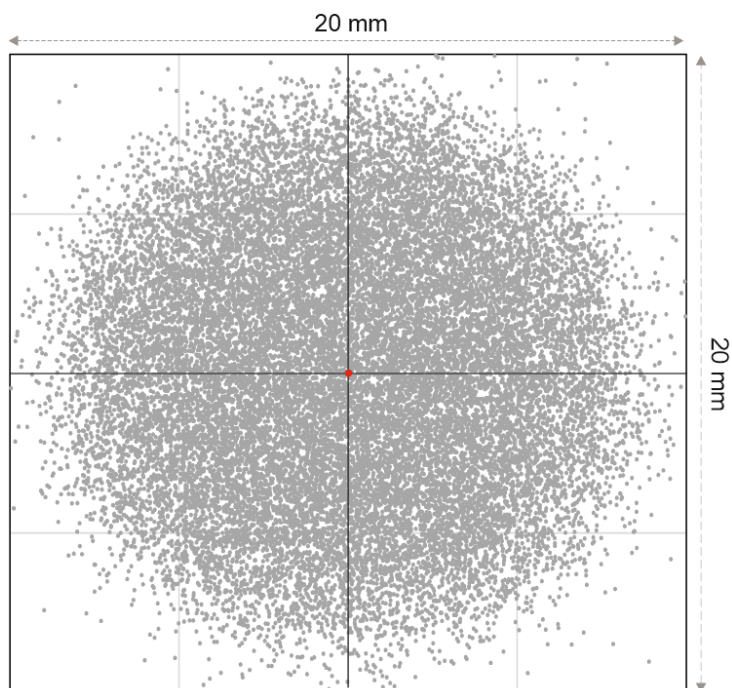


Rysunek 52. Średnie energia fotonów w funkcji odległości r od osi wiązki dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.

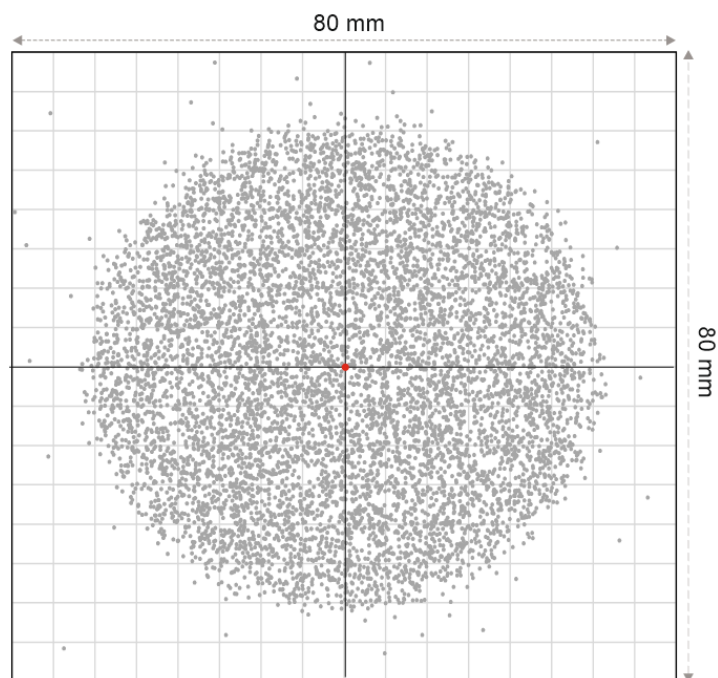
Natomiast średnia energia fotonów na danej głębokości w obszarze wiązki terapeutycznej, aż do krawędzi wiązki jest w przybliżeniu stała, po czym następuje gwałtowny spadek energii. Dowodzi to, że obszar poza wiązką terapeutyczną jest całkowicie zdominowany przez fotony o niskiej energii pochodzące z rozpraszania fotonów w efekcie Comptona. Zmiany średniej energii w funkcji odległości od osi wiązki odpowiadają przebiegom profili wiązki na wybranych głębokościach. Wyjątkiem jest powierzchnia fantomu, gdzie średnia energia wzrasta poza polem terapeutycznym. Dowodzi to pomijalnego udziału fotonów rozproszonych w wodzie w polu fotonowym na powierzchni fantomu.

9.3 Rozkład przestrzenny wiązki

Rozkład przestrzenny wiązki 6 MV FFF wchodzącej do fantomu wodnego ma ogromny wpływ zarówno na rozkład procentowych dawek głębokościowych w osi wiązki, jak i na profile. Na rysunkach 53 i 54 zaprezentowano rozkłady fotonów na powierzchni fantomu wodnego dla obu rozpatrywanych pól promieniowania. Oba pola charakteryzują się równomiernym rozkładem fotonów. W przypadku pola o średnicy 60 mm krawędź pola jest wyraźnie zarysowana, natomiast w przypadku pola o średnicy 15 mm krawędź pola jest bardziej rozmyta. Znajduje to odzwierciedlenie w profilach.

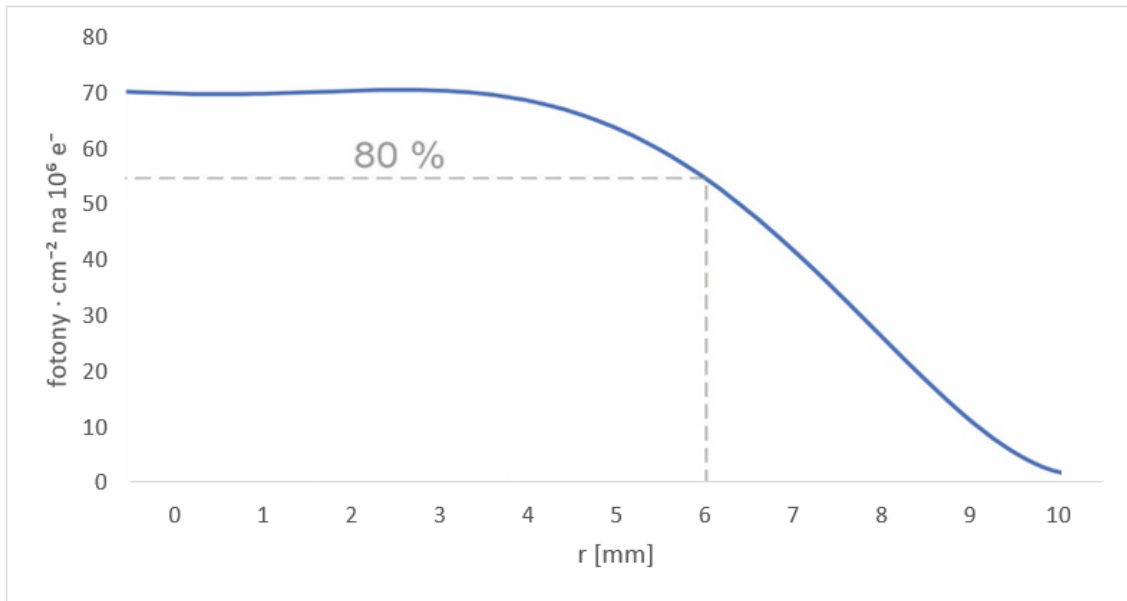


Rysunek 53. Rozkłady fotonów na powierzchni fantomu dla pola promieniowania o średnicy 15 mm. Miejsca wejść fotonów do fantomu wodnego są reprezentowane przez kropki.

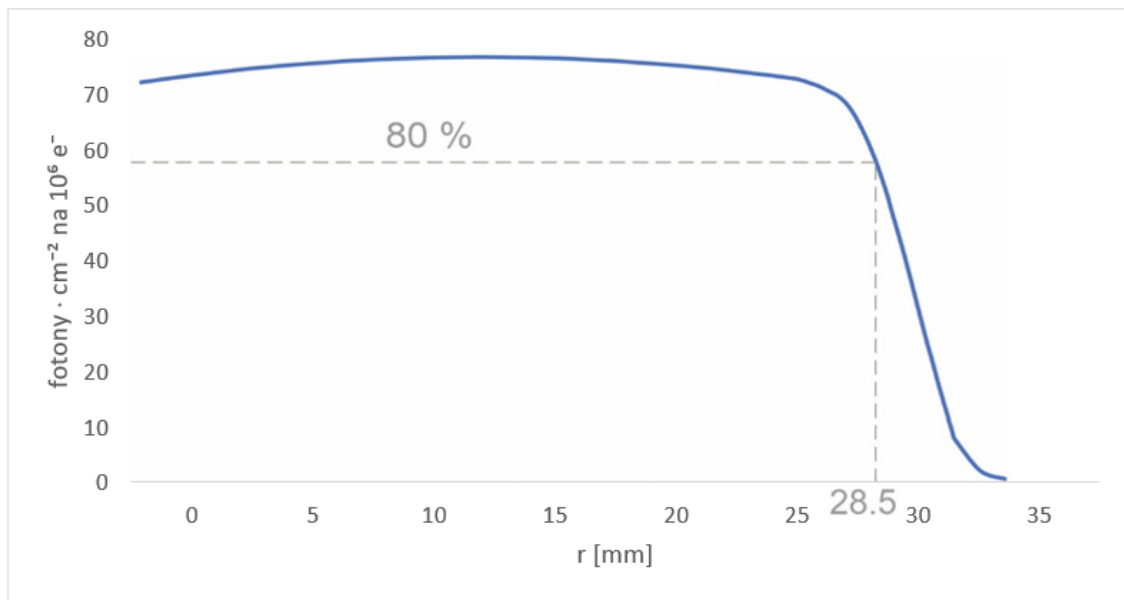


Rysunek 54. Rozkłady fotonów na powierzchni fantomu dla pola promieniowania o średnicy 60 mm. Miejsca wejść fotonów do fantomu wodnego są reprezentowane przez kropki.

Gęstość fotonów w polu przedstawiono na rysunkach 55 i 56.



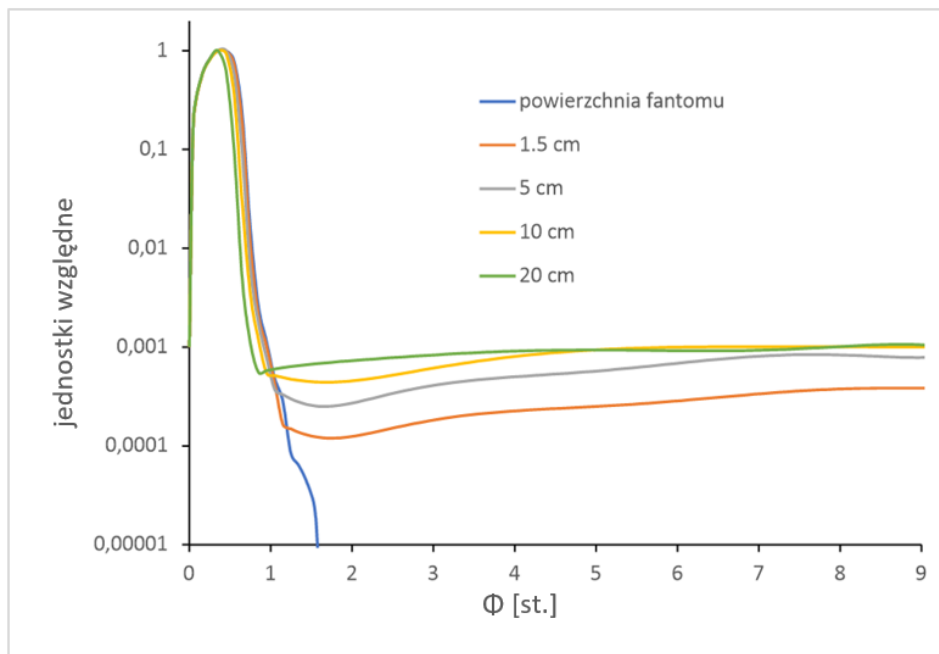
Rysunek 55. Rozkłady fluencji fotonów na powierzchni fantomu wodnego w funkcji odległości od osi wiązki, dla pola o średnicy 15 mm.



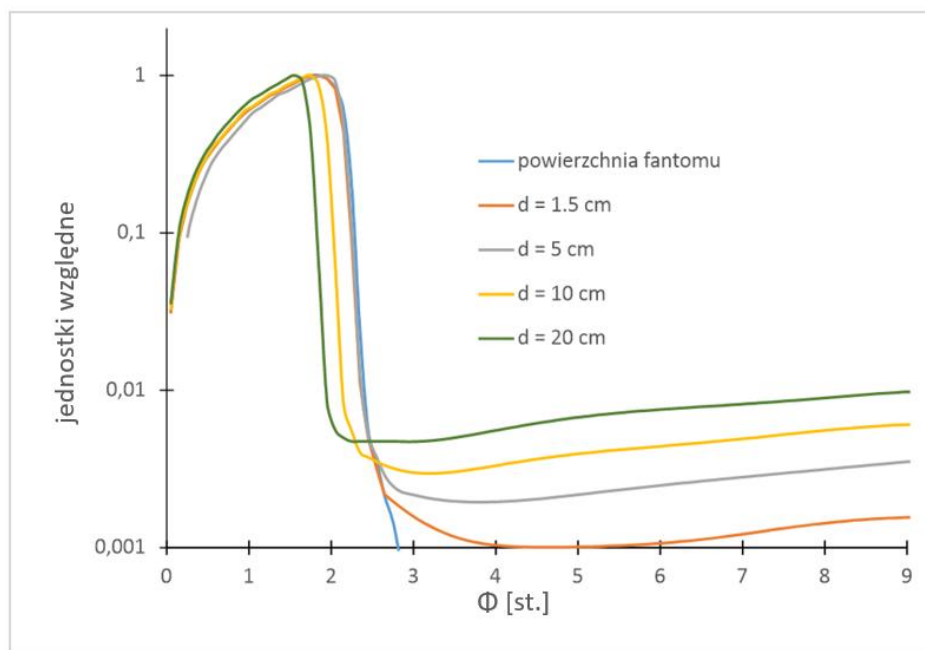
Rysunek 56. Rozkłady fluencji fotonów na powierzchni fantomu wodnego w funkcji odległości od osi wiązki, dla pola o średnicy 60 mm.

9.4 Kierunki propagacji fotonów

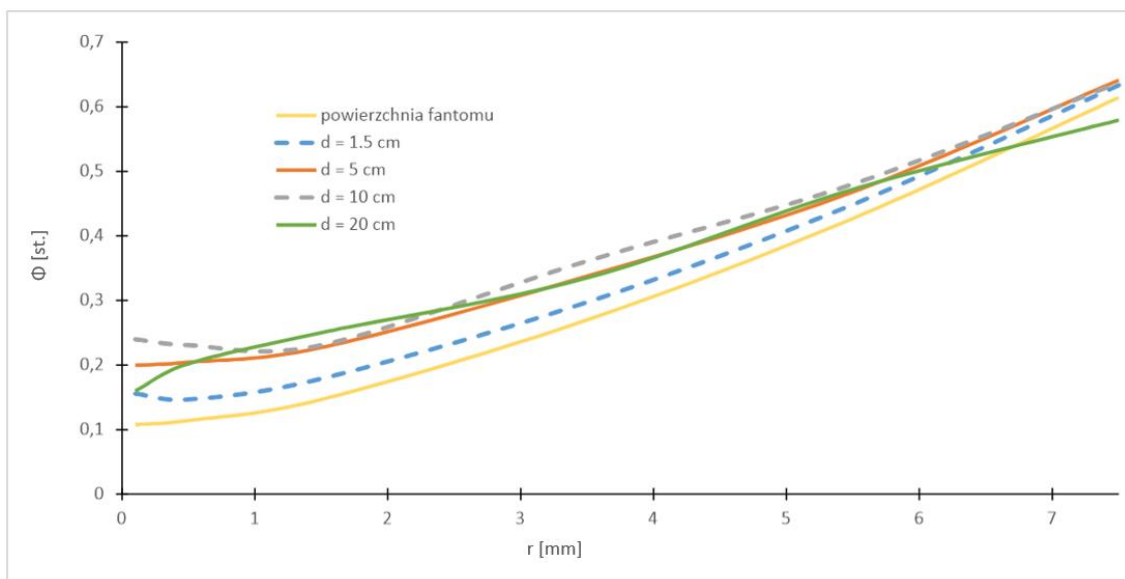
Rozkład kierunków propagacji fotonów jest związany z wielkością pola promieniowania. Na rysunkach 57 i 58 przedstawiono rozkład kierunków propagacji fotonów względem osi wiązki na wybranych głębokościach. Natomiast rysunki 59 i 60 pokazują, jak kierunki propagacji fotonów zmieniają się w zależności od odległości od osi wiązki. Ogólnie rzecz biorąc, w obrębie wiązki terapeutycznej kąty Φ między kierunkami propagacji fotonów a osią wiązki są niewielkie na powierzchni fantomu, nie przekraczają 1,5 stopnia dla pola 15 mm i nieco więcej, do 2,5 stopnia, w przypadku pola 60 mm. Wraz ze wzrostem głębokości d , liczba fotonów poruszających się po trajektoriach tworzących większe kąty Φ wzrasta. Są to głównie fotony pochodzące z procesów rozpraszania fotonów w wodzie. Ponadto, niezależnie od głębokości w fantomie, kąt Φ wzrasta wraz ze wzrostem odległości od osi wiązki. Tendencja ta jest już widoczna na powierzchni fantomu dla obu rozpatrywanych pól i jest konsekwencją odpowiedniego uformowania wiązki przez układ kolimacyjny.



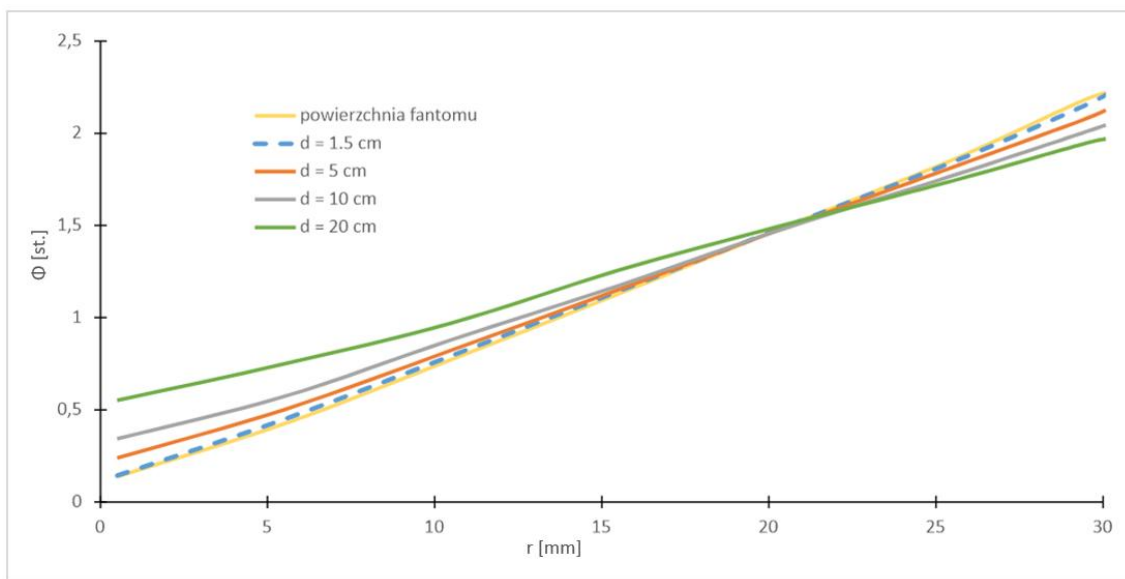
Rysunek 57. Rozkłady kierunków propagacji fotonów w fantomie wodnym i na jego powierzchni. Kierunki te określone są za pomocą kąta Φ pomiędzy trajektorią fotonu, a osią wiązki dla pola o średnicy 15 mm.



Rysunek 58. Rozkłady kierunków propagacji fotonów w fantomie wodnym i na jego powierzchni. Kierunki te określone są za pomocą kąta Φ pomiędzy trajektorią fotonu, a osią wiązki, dla pola o średnicy 60 mm.



Rysunek 59. Rozkłady kierunków propagacji fotonów w fantomie wodnym i na jego powierzchni w funkcji odległości r od osi wiązki dla pola o średnicy 15 mm.



Rysunek 60. Rozkłady kierunków propagacji fotonów w fantomie wodnym i na jego powierzchni w funkcji odległości r od osi wiązki, dla pola o średnicy 60 mm.

10. Podsumowanie

Rozszerzający się zakres zastosowań sztucznych sieci neuronowych stwarza potrzebę dostarczania kompleksowych danych, które mogą być wykorzystywane do trenowania systemów opartych na algorytmach tych sieci. Najczęściej dane o widmach energetycznych publikowane są w pracach charakteryzujących wiązki terapeutyczne generowane w różnych typach akceleratorów medycznych. Są to głównie widma dla pojedynczego pola promieniowania w powietrzu lub rzadziej widma w osi wiązki na różnych głębokościach w wodzie [73, 74]. Prace, w których widma określono w innych obszarach fantomu są rzadkością [6]. Unikatowymi pracami są te prezentujące przestrzenny rozkład fotonów wiązki lub też kierunki ich propagacji.

Ze względu na dużą ilość danych, praca ta została ograniczona do dwóch pól promieniowania, największego pola oferowanego przez urządzenie CyberKnife M6 i jednego małego. Pola wybrano w celu pokazania różnic między dużymi i małymi polami. Opracowany model można z powodzeniem wykorzystać do generowania danych dla pozostałych dostępnych pól. Wygenerowane dane przedstawiono za pomocą odpowiednich wykresów. Natomiast najlepszą formą danych do trenowania sztucznych sieci neuronowych są dane w postaci liczb. Jednak publikowanie danych liczbowych w pracy nie jest praktyczne. Ponadto precyzyjne odczytanie danych z wykresu i przekształcenie ich na liczby nie stanowi obecnie problemu. Istnieje wiele programów do tego celu, takich jak powszechnie używany GetData Graph Digitizer i wiele innych. Opracowano również bazę danych z wynikami z niniejszej pracy w postaci cyfrowej. Baza ta została umieszczona na Dysku Google pod adresem: <https://drive.google.com/drive/folders/1fBw-hcOI0QkkhvMVJq6Qk0pesRhvcGk>

11. Spis rysunków

<i>Rysunek 1. Schemat emisji elektronu Augera.....</i>	<i>10</i>
<i>Rysunek 2. Schemat emisji promieniowania charakterystycznego [20].....</i>	<i>10</i>
<i>Rysunek 3. Schemat powstawania promieniowania hamowania.....</i>	<i>12</i>
<i>Rysunek 4. Schemat efektu fotoelektrycznego.</i>	<i>14</i>
<i>Rysunek 5. Schemat zjawiska Comptona.</i>	<i>15</i>
<i>Rysunek 6. Schemat kreacji pary elektron-pozyton.....</i>	<i>16</i>
<i>Rysunek 7. CyberKnife – stopnie swobody [34].</i>	<i>19</i>
<i>Rysunek 8. Stół terapeutyczny – stopnie swobody [34].</i>	<i>19</i>
<i>Rysunek 9. Schemat głowicy urządzenia CyberKnife M6 z kolimatorem stałym.....</i>	<i>26</i>
<i>Rysunek 10. Schemat opracowanego do symulacji MC modelu głowicy urządzenia CyberKnife M6 z naniesionymi rozmiarami i oznaczonymi materiałami konstrukcyjnymi.</i>	<i>28</i>
<i>Rysunek 11. Wizualizacja symulowanego układu za pomocą skryptów VRML (Virtual Reality Modeling Language) (u góry) i powiększony obszar detektorów logicznych (u dołu).</i>	<i>29</i>
<i>Rysunek 12. Urządzenie CyberKnife M6 z układem fantomowym MP3 dedykowanym do pomiarów rozkładów dawek w wodzie.</i>	<i>31</i>
<i>Rysunek 13. Procentowy rozkład dawek głębokościowych (PDD) uzyskany bezpośrednio z symulacji, przedstawiony jako zbiór punktów reprezentowanych przez kółka, oraz rozkład wygładzony za pomocą funkcji dopasowanej do tych punktów (tabela 1) w celu odsumienia rozkładu uzyskanego w symulacjach dla pola o średnicy 15 mm.</i>	<i>52</i>
<i>Rysunek 14. Różnice procentowe ($Diff_1$) między wartościami dawek uzyskanymi bezpośrednio z symulacji, a wartościami obliczonymi za pomocą dopasowanej funkcji dla procentowych dawek głębokościowych w osi wiązki, dla pola o średnicy 15 mm... ..</i>	<i>53</i>
<i>Rysunek 15. Profil na głębokości $d = 10$ cm uzyskany bezpośrednio z symulacji, przedstawiony jako zbiór punktów reprezentowanych przez kółka, oraz profil</i>	

wygładzony za pomocą wielomianów dopasowanych do tych punktów w procesie odsumiania, dla pola o średnicy 15 mm.	53
Rysunek 16. Różnice procentowe ($Diff_2$) między wartościami dawek uzyskanymi bezpośrednio w symulacjach, a wartościami obliczonymi za pomocą wielomianów, dla profilu na głębokości $d = 10$ cm, dla pola o średnicy 15 mm.	54
Rysunek 17. Procentowe rozkłady dawek głębokościowych (PDD) uzyskane bezpośrednio z symulacji, przedstawione jako zbiór punktów reprezentowanych przez kółka, oraz rozkłady wygładzone za pomocą funkcji dopasowanej do tych punktów (tabela 1) w procesie odsumiania danych dla pola o średnicy 60 mm.	54
Rysunek 18. Różnice procentowe ($Diff_1$) między wartościami dawek uzyskanymi bezpośrednio z symulacji, a wartościami obliczonymi za pomocą dopasowanej funkcji dla procentowych rozkładów głębokościowych w osi wiązki, dla pola o średnicy 60 mm.	55
Rysunek 19. Profil na głębokości $d = 10$ cm uzyskany bezpośrednio z symulacji, przedstawiony jako zbiór punktów reprezentowanych przez kółka, oraz profil obliczony za pomocą wielomianów dopasowanych do tych punktów w procesie odsumiania danych, dla pola o średnicy 60 mm.	55
Rysunek 20. Różnice procentowe ($Diff_2$) między wartościami dawek uzyskanymi bezpośrednio z symulacji, a wartościami obliczonymi za pomocą wielomianów dla profilu na głębokości $d = 10$ cm, dla pola o średnicy 60 mm.	56
Rysunek 21. Porównanie obliczonych i zmierzonych procentowych rozkładów dawek głębokościowych w osi wiązki w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 15 mm.	58
Rysunek 22. Różnice procentowe ($Diff_3$) między wartościami dawek z obliczeń i pomiaru w osi wiązki w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 15 mm.	59
Rysunek 23. Porównanie profili dawek obliczonych i zmierzonych na głębokości $d = 1,5$ cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 15 mm.	59

<i>Rysunek 24. Różnice procentowe ($Diff_4$) między wartościami dawek uzyskanymi z obliczeń i pomiaru dla profili na głębokości $d = 1,5$ cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 15 mm.</i>	<i>60</i>
<i>Rysunek 25. Porównanie profili dawek obliczonych i zmierzonych na głębokości $d = 5$ cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 15 mm.</i>	<i>60</i>
<i>Rysunek 26. Różnice procentowe ($Diff_4$) między wartościami dawek uzyskanymi z obliczeń i pomiaru dla profili na głębokości $d = 5$ cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 15 mm.</i>	<i>61</i>
<i>Rysunek 27. Porównanie profili dawek obliczonych i zmierzonych na głębokości $d = 10$ cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 15 mm.</i>	<i>61</i>
<i>Rysunek 28. Różnice procentowe ($Diff_4$) między wartościami dawek uzyskanymi z obliczeń i pomiaru dla profili na głębokości $d = 10$ cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 15 mm.</i>	<i>62</i>
<i>Rysunek 29. Porównanie profili dawek obliczonych i zmierzonych na głębokości $d = 30$ cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 15 mm.</i>	<i>62</i>
<i>Rysunek 30. Różnice procentowe ($Diff_4$) między wartościami dawek uzyskanymi z obliczeń i pomiaru dla profili na głębokości $d = 30$ cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 15 mm.</i>	<i>63</i>
<i>Rysunek 31. Porównanie obliczonych i zmierzonych procentowych rozkładów dawek głębokościowych w osi wiązki w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.</i>	<i>63</i>
<i>Rysunek 32. Różnice procentowe ($Diff_3$) między wartościami dawek z obliczeń i pomiaru w osi wiązki w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.</i>	<i>64</i>
<i>Rysunek 33. Porównanie profili dawek obliczonych i zmierzonych na głębokości $d = 1,5$ cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.</i>	<i>64</i>
<i>Rysunek 34. Różnice procentowe ($Diff_4$) między wartościami dawek uzyskanymi z obliczeń i pomiaru dla profili na głębokości $d = 1,5$ cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.</i>	<i>65</i>

Rysunek 35. Porównanie profili dawek obliczonych i zmierzonych na głębokości $d = 5$ cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.	65
Rysunek 36. Różnice procentowe ($Diff_4$) między wartościami dawek uzyskanymi z obliczeń i pomiaru dla profili na głębokości $d = 5$ cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.	66
Rysunek 37. Porównanie profili dawek obliczonych i zmierzonych na głębokości $d = 10$ cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.	66
Rysunek 38. Różnice procentowe ($Diff_4$) między wartościami dawek uzyskanymi z obliczeń i pomiaru dla profili na głębokości $d = 10$ cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.	67
Rysunek 39. Porównanie profili dawek obliczonych i zmierzonych na głębokości $d = 30$ cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.	67
Rysunek 40. Różnice procentowe ($Diff_4$) między wartościami dawek uzyskanymi z obliczeń i pomiaru dla profili na głębokości $d = 30$ cm w fantomie wodnym, dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.	68
Rysunek 41. Widma energetyczne wiązki promieniowania X wytworzonej w urządzeniu CyberKnife M6 na wybranych głębokościach w fantomie wodnym, dla pola promieniowania 15 mm. Każde widmo zostało wyznaczone w obszarze koła o środku w osi wiązki i promieniu r określonym przez dawkę wynoszącą 80 % dawki w osi wiązki na danej głębokości (Tabela 2).	71
Rysunek 42. Widma energetyczne wiązki promieniowania X wytworzonej w urządzeniu CyberKnife M6 na wybranych głębokościach w fantomie wodnym, dla pola promieniowania 60 mm. Każde widmo zostało wyznaczone w obszarze koła o środku w osi wiązki i promieniu r określonym przez dawkę 80 % dawki w osi wiązki na danej głębokości (Tabela 2).	71
Rysunek 43. Schematyczne przedstawienie obszarów, w obrębie których wyznaczono widma zamieszczone na rysunkach 44 - 49. Obszary określone są przez promień minimalny r_{min} i maksymalny r_{max}	73
Rysunek 44. Widma energetyczne na głębokości $d = 1,5$ cm w fantomie wodnym, w różnych odległościach od osi wiązki dla pola promieniowania o średnicy 15 mm.	74

<i>Rysunek 45. Widma energetyczne na głębokości $d = 5$ cm w fantomie wodnym, w różnych odległościach od osi wiązki dla pola promieniowania o średnicy 15 mm.....</i>	<i>75</i>
<i>Rysunek 46. Widma energetyczne na głębokości $d = 10$ cm w fantomie wodnym, w różnych odległościach od osi wiązki dla pola promieniowania o średnicy 15 mm.....</i>	<i>75</i>
<i>Rysunek 47. Widma energetyczne na głębokości $d = 1,5$ cm w fantomie wodnym, w różnych odległościach od osi wiązki dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.....</i>	<i>76</i>
<i>Rysunek 48. Widma energetyczne na głębokości $d = 5$ cm w fantomie wodnym, w różnych odległościach od osi wiązki dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.....</i>	<i>76</i>
<i>Rysunek 49. Widma energetyczne na głębokości $d = 10$ cm w fantomie wodnym, w różnych odległościach od osi wiązki dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.....</i>	<i>77</i>
<i>Rysunek 50. Średnie energia fotonów w funkcji głębokości d w fantomie wodnym.....</i>	<i>77</i>
<i>Rysunek 51. Średnie energia fotonów w funkcji odległości r od osi wiązki dla pola promieniowania o średnicy 15 mm.</i>	<i>78</i>
<i>Rysunek 52. Średnie energia fotonów w funkcji odległości r od osi wiązki dla pola promieniowania o średnicy 60 mm.</i>	<i>78</i>
<i>Rysunek 53. Rozkłady fotonów na powierzchni fantomu dla pola promieniowania o średnicy 15 mm. Miejsca wejść fotonów do fantomu wodnego są reprezentowane przez kropki.</i>	<i>80</i>
<i>Rysunek 54. Rozkłady fotonów na powierzchni fantomu dla pola promieniowania o średnicy 60 mm. Miejsca wejść fotonów do fantomu wodnego są reprezentowane przez kropki.</i>	<i>80</i>
<i>Rysunek 55. Rozkłady fluencji fotonów na powierzchni fantomu wodnego w funkcji odległości od osi wiązki, dla pola o średnicy 15 mm.</i>	<i>81</i>
<i>Rysunek 56. Rozkłady fluencji fotonów na powierzchni fantomu wodnego w funkcji odległości od osi wiązki, dla pola o średnicy 60 mm.</i>	<i>81</i>
<i>Rysunek 57. Rozkłady kierunków propagacji fotonów w fantomie wodnym i na jego powierzchni. Kierunki te określone są za pomocą kąta Φ pomiędzy trajektorią fotonu, a osią wiązki dla pola o średnicy 15 mm.</i>	<i>83</i>

<i>Rysunek 58. Rozkłady kierunków propagacji fotonów w fantomie wodnym i na jego powierzchni. Kierunki te określone są za pomocą kąta Φ pomiędzy trajektorią fotonu, a osią wiązki, dla pola o średnicy 60 mm.</i>	<i>83</i>
<i>Rysunek 59. Rozkłady kierunków propagacji fotonów w fantomie wodnym i na jego powierzchni w funkcji odległości r od osi wiązki dla pola o średnicy 15 mm.</i>	<i>84</i>
<i>Rysunek 60. Rozkłady kierunków propagacji fotonów w fantomie wodnym i na jego powierzchni w funkcji odległości r od osi wiązki, dla pola o średnicy 60 mm.</i>	<i>84</i>

12. Spis tabel

<i>Tabela 1. Zestawienie parametrów funkcji dla małego i dużego pola.</i>	<i>48</i>
<i>Tabela 2. Powierzchnie kół wraz z ich promieniami, w obrębie których wyznaczono widma energetyczne zaprezentowane na rysunkach 41 i 42.</i>	<i>72</i>

13. Bibliografia

- [1] Eklund, K., Ahnesjö, A. – Modeling silicon diode dose response factors for small photon fields, 2010, *Phys. Med. Biol.* 55, 7411-7423.
- [2] Czarnecki, D., Zink, K. – Monte Carlo calculated correction factors for diodes and ion chambers in small photon fields, 2013, *Phys. Med. Biol.* 58, 2431-2444.
- [3] Czarnecki, D., Zink, K. – Corrigendum: Monte Carlo calculated correction factors for diodes and ion chambers in small photon fields, 2014, *Phys. Med. Biol.* 59, 791-794.
- [4] Das, I.J., Ding, G.X., Ahnesjö, A. – Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry, 2008, *Med. Phys.* 35, 206-215.
- [5] Pietrzak, R., Konefał, A., Sokół, M., Orlef, A. – Comparison of depth-dose distributions of proton therapeutic beams calculated by means of logical detectors and ionization chamber modeled in Monte Carlo codes, 2016, *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A.* 826, 55-59.
- [6] Konefał, A., Bakoniak, M., Orlef, A., Maniakowski, Z., Szewczuk, M. – Energy spectra in water for the 6 MV X-ray therapeutic beam generated by Clinac-2300 linac, 2015, *Radiat. Meas.* 72, 12-22.
- [7] Pietrzak, R., Konefał, A. – Determination of energy spectra in water for 6 MV X rays from a medical linac, 2016, *Acta Phys. Pol. B*, 47(3), 783-788.
- [8] Patlán-Cardoso, F., Ibáñez-Orozco, O., Rodríguez-Romo, S. – X-ray dose profiles using artificial neural networks, 2023, *Appl. Radiat. Isot.* 192
- [9] Medhat, M.E. – Artificial intelligence methods applied for quantitative analysis of natural radioactive sources, 2012, *Ann. Nucl. Energy* 45, 73–79.

- [10] Yoshida, E., Shizuma, K., Endo, S., Oka, T. – Application of neural networks for the analysis of gamma-ray spectra measured with a Ge spectrometer, 2002, Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. 484 (1), 557-563.
- [11] Santos, J.A.L., Silva, E.R., Ferreira, T.A.E., Villela, E.C. – Unfolding neutron spectra obtained from BS TLD system using genetic algorithm, 2012, Appl. Radiat. Isot. 71, 81–86.
- [12] Vega-Carrillo, H.R., Martín Hernández-Dávila, V., Manzanares-Acuña, E., Mercado Sánchez, G.A., Pilar Iñiguez de la Torre, M., Barquero, R., Palacios, F., Méndez Villafañe, R., Arteaga Arteaga, T., Manuel Ortiz Rodríguez, J. – Neutron spectrometry using artificial neural networks, 2006, Radiat. Meas. 41 (4), 425-431.
- [13] Pilato, V., Tola, F., Martinez, J.M., Huver, M. – Application of neural networks to quantitative spectrometry analysis, 1999, Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A. 422 (1), 423–427.
- [14] Alanazi, A.K., Alizadeh, S.M., Nurgalieva, K.S., Nesic, S., Grimaldo Guerrero, J.W., AboDief, H.M., Eftekhari-Zadeh, E., Nazemi, E., Narozhnyy, I.M. – Application of neural network and time-domain feature extraction techniques for determining volumetric percentages and the type of two phase flow regimes independent of scale layer thickness, 2022, Appl. Sci. 12 (3), 1336.
- [15] Salgado, C.M., de Freitas Dam, R.S., de Carvalho Conti, C., Salgado, W.L. – Threephase flow meters based on X-rays and artificial neural network to measure the flow compositions, 2021, Flow Meas. Instrum. 82, 102075.
- [16] M. Rahman, A. Trigilio, G. Franciosini, R. Moeckli, R. Zhang, T. T. Böhlem – FLASH radiotherapy treatment planning and models for electron beams, 2022, Radiotherapy and Oncology, Volume 175, Pages 210-222
- [17] M. Lewocki – Oddziaływanie promieniowania jonizującego z materią, 2013, Instytut Fizyki Uniwersytetu Szczecińskiego

- [18] L. Dobrzyński – Elementy fizyki jądrowej i reaktorowej, 2015, Narodowe Centrum Badań jądrowych
- [19] K. Muchin - Doświadczalna fizyka jądrowa, 1978, Fizyka jądra atomowego, WNT, Warszawa
- [20] https://pl.wikipedia.org/wiki/Promieniowanie_charakterystyczne (dostęp do strony 02.08.2021 r.)
- [21] http://hep.fuw.edu.pl/II_Pracownia/P2/HTML/2.htm (dostęp do strony 02.08.2021 r.)
- [22] M. F. L'Annunziata – Bremsstrahlung - Handbook of Radioactivity Analysis (edycja 2), 2003
- [23] K. Buchtela – Gamma-Ray Spectrometry - Encyclopedia of Analytical Science, 2019, Radiochemical methods, 15-22
- [24] J. R. Fanchi – Shared Earth Modeling - Chapter 4: Well Logging, 2002, 52 – 68
- [25] W. Łobodziec – Dozymetria promieniowania jonizującego w radioterapii, 1999, Prace Naukowe Uniwersytetu Śląskiego w Katowicach, Wydawnictwo Uniwersytetu Śląskiego
- [26] J. J. Stephanos, A. W. Addison – Electrons, Atoms, and Molecules in Inorganic Chemistry - Chapter 1: Particle Wave Duality, 2017, 1-33
- [27] <https://radiopaedia.org/articles/compton-effect> (dostęp do strony 07.11.2021 r.)
- [28] <https://www.britannica.com/science/Compton-effect> (dostęp do strony 07.09.2021 r.)
- [29] J.G.Stacy, W.T. Vestrand – Gamma-Ray Astronomy, 2003, Encyclopedia of Physical Science and Technology (Third Edition), 397-432

- [30] R. Ruffini, G. Vereshchagin, S. S. Xue – Electron-positron pairs in physics and astrophysics: from heavy nuclei to black holes, 2009, High Energy Astrophysical Phenomena
- [31] J. E. Penner-Hahn - X-Ray Absorption Spectroscopy – Reference Module in Chemistry, Molecular Sciences and Chemical Engineering, 2019, Encyclopedia of Analytical Science (Third Edition), 404-419
- [32] E. J. Lehrer, R. O. Kowalchuk, H. Ruiz-Garcia, K. W. Merrell, P. D. Brown, J. D. Palmer, S. H. Burri, J. P. Sheehan, A. Quinones-Hinojosa, D. M. Trifiletti - Preoperative stereotactic radiosurgery in the management of brain metastases and gliomas, 2022, Neurosurgery, Volume 9
- [33] J. R. Adler, Jr - Indications and limitations of stereotactic radiosurgery, 1993, West J Med., volume 158(1)
- [34] D. Bodusz – CyberKnife – Broszura informacyjna dla chorych w trakcie leczenia promieniami i ich opiekunów, 2014, Centrum Onkologii w Gliwicach im. Marii Skłodowskiej – Curie
- [35] <https://cyberknife.com> (dostęp do strony 05.07.2021 r.)
- [36] K. Bujko – Basics of radiation therapy, 2010, Centrum Onkologii w Warszawie im. Marii Skłodowskiej – Curie
- [37] <https://www accuray.com> (dostęp do strony 06.07.2021 r.)
- [38] S. Dutta, R. K. Woo, T. M. Krummel - Pediatric Surgery (Seventh Edition) - Chapter 4: Advanced and Emerging Surgical Technologies and the Process of Innovation, 2012, 37-75
- [39] D. I. Thwaites, J. B. Tuohy – Back to the future: the history and development of the clinical linear accelerator, 2006, Physics in Medicine & Biology, Volume 51

- [40] J. Seeman, D. Schulte, J. P. Delahaye, M. Ross, S. Stapnes i inni – Design and Principles of Linear Accelerators and Colliders, 2020, Particle Physics Reference Library, Chapter 7
- [41] B. Baic, B. Kozłowska, M. Dybek – Wybrane parametry wiązek fotonowych bezfiltrowych FFF i konwencjonalnych FF o energii 6MV i 10MV - analiza kształtu półprofili, 2017, Inżynier i Fizyk Medyczny
- [42] M. Ito, T. Kawamura, Y. Mori, T. Mori, A. Takeuchi i inni – Dose distributions of high-precision radiotherapy treatment: A comparison between the CyberKnife and TrueBeam systems, 2018, International Journal of Radiation Research, Volume 16, No. 4
- [43] M. Momennezhad, M. T. Bahreyni Toosi, R. Sadeghi, H. Gholamhoseinian, S. Nasseri – A Monte Carlo simulation and dosimetric verification of physical wedges used in radiation therapy, 2010, Journal of Radiation research
- [44] S. Guatelli, A. Mantero, P. M. Lorenzo, J. Moscicki, M. G. Pia – Geant4 Simulation in a Distributed Computing Environment, 2006, IEEE Nuclear Science Symposium Conference Record, 110 – 113
- [45] N. Matuszak – Metoda Monte Carlo i jej zastosowanie w radioterapii, 2019, Letters in Oncology Science, volume 16(2), 50 – 57
- [46] M. H. Kalos, P. A. Whitlock – Monte Carlo Methods, 2008, WILEY-BLACKWELL - Weinheim
- [47] S. K. Park, K. W. Miller – Random Number Generators: good ones are hard to find, 1988, Communications of the ACM, Volume 31, Issue 10, 1192 – 1201
- [48] A. Konefał: Symulacje metodą Monte Carlo za pomocą oprogramowania GEANT4, 2006, Postępy Fizyki. Tom 57

- [49] L. T. Campos, D. Braz, L. A. da Rosa – Monte Carlo simulations of regular fields for electrons beams from a medical accelerator using EGSnrc, 2009, International Nuclear Atlantic Conference
- [50] D. Mitrenga – Metodyczne podstawy symulacji stochastycznej Monte Carlo, 2014, Uniwersytet Ekonomiczny w Katowicach
- [51] M. Romaniuk – Metody Monte Carlo, 2019, Oficyna Wydawnicza Politechniki Warszawskiej
- [52] W. Niemiro – Symulacje stochastyczne i metody Monte Carlo, 2013, Uniwersytet Warszawski
- [53] J. E. Gentle – Random Number Generation and Monte Carlo Methods, 2011, Springer, Second Edition
- [54] D. P. Landau, K. Binder – A Guide to Monte Carlo Simulations in Statistical Physics, 2009, Cambridge University Press, Third Edition
- [55] D. P. Kroese, T. Taimre, Z. I. Botev – Handbook of Monte Carlo Methods, 2011, John Wiley & Sons
- [56] Ch. P. Robert, G. Casella – Monte Carlo Statistical Methods, 2011, Springer, Second Edition
- [57] T. Rolski – Symulacje stochastyczne i teoria Monte Carlo, 2013, Uniwersytet Wrocławski
- [58] H. Hirayama, Y. Namito i inni – The EGS5 Code System, 2016, High Energy Accelerator Research Organization
- [59] A. Ferrari, P. R. Sala, A. Fasso, J. Ranft – FLUKA: a multi-particle transport code, 2005, CERN
- [60] Geant4 Collaboration – Book For Toolkit Developers, 2017

- [61] S. Agostinelli, J. Allison i inni – Geant4 - a simulation toolkit, 2003, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research
- [62] J. Allison, K. Amako i inni – Geant4 developments and applications, 2006, IEEE Transactions on Nuclear Science
- [63] J. Allison, K. Amako i inni – Recent developments in Geant4, 2016, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research
- [64] A. Konefał: Udział fizyki jądrowej w rozwiązywaniu problemów współczesnej radioterapii, 2011, Wydawnictwo Uniwersytetu Śląskiego
- [65] https://www accuray.com/wp-content/uploads/cyberknife-treatment-delivery-system_technical-specifications.pdf (dostęp do strony 07.07.2021 r.)
- [66] C.-M. Ma, J.S. Li, J. Deng, J. Fan – Implementation of Monte Carlo Dose Calculation for CyberKnife treatment planning, 2008, Journal of Physics: Conference Series
- [67] <https://www.iaea.org/resources/databases/photon-and-electron-interaction-data> (dostęp do strony 19.11.2024 r.)
- [68] Kadri, O., Ivanchenko, V.N., Gharbi, F., Trabelsi, A. – GEANT4 simulation of electron energy deposition in extended media, 2007, Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. B. 58, 381-387
- [69] Cirrone, G.A.P., et al. – Validation of the GEANT4 electromagnetic photon crosssections for elements and compounds, 2010, Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A. 618, 315-322
- [70] Ivanchenko, V.N., et al. – Recent improvements in GEANT4 electromagnetic physics and interfaces, 2011, Progress in Nuclear Science and Technology 2, 898-903
- [71] Leung, M.K., Chow, J.C., Chithrani, B.D., Lee, M.J., Oms, B., Jaffray, D.A. – Irradiation of gold nanoparticles by x-rays: Monte Carlo simulation of dose

enhancements and the spatial properties of the secondary electrons production, 2011, Med. Phys. 38, 624-631

[72] Brown, J.M.C., Dimmock, M.R., Gillam, J.E., Paganin, D.M. – A low energy bound atomic electron compton scattering model for GEANT4, 2014, Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. B. 338, 77-88.

[73] Knoll G.F. – Radiation Detection and Measurement, 2010, 4th edition Wiley

[74] Verhaeen, F. – Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams, 2003, Phys. Med. Biol, 48(21)

[75] F. Araki – Monte Carlo study of a Cyberknife stereotactic radiosurgery system, 2006, Medical Physics

[76] T. Kawachi i inni – Reference dosimetry Condition and beam quality correction factor for CyberKnife beam, 2008, Medical Physics

[77] Neph, R., Lyu, Q., Huang, Y., Yang, Y.M., Sheng, K. – DeepMC: a deep learning method for efficient Monte Carlo beamlet dose calculation by predictive denoising in magnetic resonance-guided radiotherapy, 2021, Phys Med Biol. 66, 035022

[78] Sheikh-Bagheri, D., Rogers, D.W.O. – Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using BEAM code, 2002, Med. Phys. 29, 391-40

[79] Sheikh-Bagheri, D., Rogers, D.W.O. – Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using BEAM code, 2002, Med. Phys. 29, 379-390

14. Streszczenie

W ramach niniejszej pracy opracowano model wiązki CyberKnife M6 6 MV FFF oparty na metodzie Monte Carlo, aby w symulacjach komputerowych uzyskać obszerne dane charakteryzujące tę wiązkę. Wygenerowane dane mogą być podstawą do uczenia sztucznych sieci neuronowych. Dane obejmują widma energetyczne wiązki, jej średnią energię, rozkłady przestrzenne wiązki i rozkłady kierunków propagacji fotonów dla dwóch wybranych pól promieniowania - dużego o średnicy 60 mm i małego o średnicy 15 mm. Do opracowania modelu wiązki wykorzystano kod GEANT4. Opracowany model zweryfikowano poprzez porównanie rozkładów dawek głębokościowych w osi wiązki oraz profili uzyskanych w symulacjach i pomiarach.

15. Abstract

A Monte Carlo-based model of the CyberKnife M6 6 MV FFF beam was developed to produce extensive data characterizing this beam in computer simulations. The generated data can be the basis for learning artificial neural networks. The data include the energy spectra of the beam, its average energy, spatial distributions of the beam and distributions of photon propagation directions for two selected radiation fields - a large one with a diameter of 60 mm and a small one with a diameter of 15 mm. The GEANT4 code was used to develop the beam model. The developed model was verified by comparing the depth dose distributions in the beam axis and the profiles obtained in simulations and measurements.