

Uniwersytet Śląski w Katowicach

Wydział Matematyki, Fizyki i Chemii

Instytut Fizyki im. Augusta Chełkowskiego



ROZPRAWA DOKTORSKA

**Wyznaczanie widm energetycznych wiązek
terapeutycznych liniowych akceleratorów
medycznych**

Marzena Bakoniak

Promotor: prof. dr hab. Wiktor Zipper

Katowice 2014

Autorka otrzymała wsparcie stypendialne w ramach projektu:

„DoktoRIS – Program stypendialny na rzecz innowacyjnego Śląska”

współfinansowanego przez Unię Europejską w ramach

Europejskiego Funduszu Społecznego.



KAPITAŁ LUDZKI
NARODOWA STRATEGIA SPÓJNOŚCI

UNIA EUROPEJSKA
EUROPEJSKI
FUNDUSZ SPOŁECZNY



Najserdeczniejsze podziękowania dla
prof. dr hab. Wiktora Zippera za życzliwość, pomoc i opiekę naukową
w trakcie powstawania niniejszej pracy,
prof. dr hab. Krzysztofa Ślosarką ze umożliwienie przeprowadzenia
pomiarów dla potrzeb niniejszej pracy,
dr hab. Adama Konefała za poświęcony czas, cenne wskazówki oraz
wieloletnią współpracę.

Pragnę także podziękować Ukochanym Rodzicom za wsparcie.

Pawłowi

Spis treści

I. Wprowadzenie.....	7
II. Analiza problemu, cel i zakres pracy.....	9
III. Symulacje komputerowe w oparciu o oprogramowanie GEANT4.....	16
III.1. Metodyka badań	16
III.2. Urządzenia i warunki pomiarów.....	17
III.3. Program symulacyjny	19
III.4. Porównanie wyników eksperymentalnych i symulacyjnych.....	24
III.4a. Rozkład głębokościowy dawki względnej w osi wiązki	25
III.4b. Rozkład dawki względnej w poprzek osi wiązki	29
III.4c. Widma energetyczne w osi wiązki oraz w poprzek niej.....	32
III.4d. Średnia energia w osi wiązki oraz w poprzek niej.....	41
IV. Pomiary przy użyciu stopu Wooda	46
IV.1. Przygotowanie pomiaru transmisji promieniowania X	47
IV.2. Pomiar transmisji wiązki terapeutycznej	50
IV.3. Rekonstrukcja widm energetycznych.....	54
IV.4. Widma energetyczne wyznaczone metodą transmisji	59
V. Podsumowanie.....	63
VI. Dodatki.....	65
Literatura	65
Spis rysunków	73

Spis tabel	76
Streszczenie	77
Abstract	78

I. Wprowadzenie

Obecnie do jednej z najczęściej występujących chorób cywilizacyjnych należy zaliczyć nowotwory. W 2012 roku zanotowano wzrost zachorowań do ok. 14 mln nowych przypadków. Szacuje się, iż w ciągu następnych dwóch dekad liczba ta wzrośnie do 22 mln rocznie [*World Cancer Report 2014*, IARC]. Ze względu na różnorodną patogenezę i etiologię dotąd nie udało się ujednolicić sposobu terapii. Poza interwencją chirurgiczną stosuje się m.in. chemioterapię oraz radioterapię. Radioterapia stosowana samodzielnie bądź w korelacji z innymi technikami, stanowi metodę podstawową. Dzięki dynamicznemu rozwojowi technik terapeutycznych, obecnie ponad połowa pacjentów z rozpoznaną zmianą nowotworową leczona jest przy użyciu promieniowania jonizującego.

Pierwsze terapeutyczne napromieniania pacjentów miały miejsce w 1895 roku, zaledwie kilka miesięcy po odkryciu promieni Roentgena. Stosowano wówczas lampy rentgenowskie o napięciu 140 kV. Niewielka przenikliwość wytwarzanego przez nie promieniowania, a tym samym niekorzystny rozkład głębokościowy dawki, z maksymalną dawką na powierzchni skóry przyczynił się do intensywnego rozwoju nowych metod radioterapii. Zwrócono uwagę na izotopy promieniotwórcze, głównie ^{226}Ra emitujący promieniowanie gamma o energiach 0.24 – 2.20 MeV. Urządzenia te, zwane bombami radowymi nie znalazły jednak szerszego zastosowania za względu na wysoki koszt wytwarzania źródła radu. W roku 1943 rozpoczęto napromieniania pacjentów promieniowaniem fotonowym generowanym przez elektrony o energii 20 MeV. Postępy dokonane w czasie drugiej wojny światowej w dziedzinie budowy magnetronów, wykorzystane zostały do przyspieszania elektronów na potrzeby radioterapii. Pierwszy akcelerator liniowy w. cz.¹ powstał w 1952 roku, rok później

¹ w. cz. – wysokiej częstotliwości.

napromieniowano pierwszego pacjenta. W ostatnich latach, na skutek prac wskazujących na niekorzystną, głównie ze względu ochrony radiologicznej personelu medycznego, produkcję neutronów dla wiązek o energiach powyżej 15 MeV, w praktyce klinicznej preferowane są obecnie wiązki fotonowe o energii 6 MeV.

Najważniejszą zaletą akceleratorów medycznych jest duża moc dawki oraz wysoka energia promieniowania, dzięki której otrzymuje się mniejszą dawkę naskórną przy leczeniu głębiej położonych tkanek. Szczegóły dotyczące akceleratorów biomedycznych oraz wytwarzania wiązek terapeutycznych omawiane były szeroko w wielu pracach [Scharf, *Akceleratory biomedyczne*; Mayles, *Handbook of Radiotherapy Physics Theory and Practice*].

Dokonany w ostatnich latach znaczący postęp techniczny w dziedzinie terapii nowotworów, a także rozwój technik napromieniania takich, jak np. IMRT², VMAT³ czy tomoterapia⁴ pociąga za sobą coraz to doskonalsze procesy planowania leczenia. **Znajomość widm energetycznych wiązek promieniowania generowanego w akceleratorach biomedycznych używanych w terapii klinicznej stanowi podstawę w planowaniu napromieniania tkanek zmienionych nowotworowo, gdyż wszystkie stosowane klinicznie systemy planowania leczenia (TPS⁵) wykorzystują je do stworzenia klinicznego modelu wiązki.**

² IMRT (ang. *Intensity-Modulated Radiation Therapy*) – radioterapia z modulacją intensywności wiązki.

³ VMAT (ang. *Volumetric Modulated Arc Therapy*) – wielołukowa technika dynamiczna połączona z modulacją intensywności wiązki w trakcie obrotu głowicy; np. RapidArc.

⁴ Tomoterapia spiralna – aparat terapeutyczny połączony z funkcją spiralnej tomografii komputerowej.

⁵ TPS (ang. *Treatment Planning System*) – system planowania leczenia służący do obliczania rozkładu dawki; np. *Varian Eclipse*.

II. Analiza problemu, cel i zakres pracy

Znajomość widm energetycznych promieniowania X dla akceleratorów biomedycznych stosowanych w radioterapii ma kluczowe znaczenie zarówno dla konstruktorów głowic tych akceleratorów liniowych, jak i dla zaawansowanych systemów planowania leczenia ale również do wyznaczania współczynników $s_{w,pow}$ ⁶ [Tome, *On the calculation of mean restricted collision stopping powers*; Andreo, *Stopping power data for high-energy photon beams*] oraz współczynników k_{Q,Q_0} ⁷ [Andreo, *Absorbed dose beam quality factors for the dosimetry of high-energy photon beams*]. W literaturze znaleźć można widma energetyczne dla wiązek fotonowych i elektronowych o różnej energii (6–20 MeV), generowanych przez akceleratory medyczne różnych producentów, lecz zazwyczaj są to widma określone w powietrzu bądź dla wiązek szerokich⁸. Brak natomiast danych dotyczących widm w wodzie dla różnych parametrów wiązki, jak np. wielkość pola napromieniania. Należy podkreślić, iż charakterystyki energetyczne określane w wodzie zasadniczo różnią się od tych wyznaczanych dla powietrza, ze względu na duży udział fotonów pochodzących z rozprożeń.

Metody wyznaczania widm energetycznych promieniowania X podzielić można na metody eksperymentalne i obliczeniowe (symulacje komputerowe). Jednakże wyznaczenie ich dla ośrodka wzorcowego, jakim

⁶ Współczynnik $s_{w,pow}$ (ang. *stopping-power ratio water to air*) to wielkość bezwymiarowa, określająca krotność strat energii elektronów w wodzie w stosunku do strat w powietrzu; zależny od rodzaju i energii promieniowania.

⁷ Współczynnik k_{Q,Q_0} wprowadza korekcję pomiędzy promieniowaniem referencyjnym Q_0 , a promieniowaniem użytkownika Q .

⁸ Wiązki szerokie to terapeutyczne wiązki promieniowania, dla których rozkład dawki w osi wiązki nie zależy od wielkości pola napromieniania.

jest woda nastęca wiele trudności. Bezpośredni pomiar widma za pomocą detektorów gazowych, półprzewodnikowych czy scyntylacyjnych nie jest możliwy z uwagi na silny strumień fotonów, sięgający $10^{10} \text{ cm}^{-2}\text{s}^{-1}$ [Sheikh-Bagheri, *Monte Carlo calculation of nine megavoltage photo beam spectra using the BEAM code*]. Ponadto dodatkowym utrudnieniem jest szeroki zakres energetyczny, wynoszący do dwudziestu megaelektronowoltów. W związku z tym stosowane są dwie metody pomiarowe.

Pierwsza z nich polega na rozproszeniu wiązki promieniowania X przy pomocy płytki metalowej w taki sposób, aby fotony mogły zostać zarejestrowane przy użyciu detektora scyntylacyjnego NaI(Tl) lub półprzewodnikowego Ge(Li) czy HPGe. W tym celu umieszcza się płytkę, zwykle aluminiową w osi wiązki, w takiej odległości i pod takim kątem, aby fotony docierające do detektora posiadały energię 1.5 MeV i mniejszą. Jest to zakres, w którym łatwo można wykalibrować detektor przy użyciu powszechnie stosowanych komercyjnych źródeł promieniowania. Ponadto powyżej 1.5 MeV maleje przekrój czynny na efekt Comptona. Zmierzone w ten sposób widmo pozwala na rekonstrukcję widma energetycznego wiązki promieniowania X, w oparciu o wzór Comptona określającego zależność między energią fotonu padającego i rozproszonego pod danym kątem oraz wzór Kleina — Nishiny na całkowity przekrój czynny na rozproszenie fotonu. Widma otrzymane przy pomocy tej metody zaprezentowane zostały w wielu pracach [Levy, *Experimental and calculated bremsstrahlung spectra from a 25-MeV linear accelerator and a 19-MeV betatron*; Levy, *Measurement of primary bremsstrahlung spectrum from an 8-MeV linear accelerator*; Landry, *Measurements of accelerator bremsstrahlung spectra with a high-efficiency Ge detector*]. Metoda ta ma jednak poważne ograniczenie, a mianowicie pozwala na wyznaczenie widm dla wiązek fotonowych wyłącznie w powietrzu.

Druga z eksperymentalnych metod polega na pomiarach transmisji promieniowania X w funkcji grubości absorbentu, którym najczęściej bywały

płytki aluminiowe o grubości 2 cm. Pomiary przeprowadza się przy użyciu komory jonizacyjnej, zaś zmienną grubość warstwy osłabiającej uzyskuje się poprzez dokładanie kolejnych płytek. Dla wiązki o potencjale nominalnym 6 MV grubość warstwy aluminium wynosiła maksymalnie 160 cm [Huang, *Reconstruction of 4-MV bremsstrahlung spectra from measured transmission data*; Francois, *Validation of reconstructed bremsstrahlung spectra between 6 MV and 25 MV from measured transmission data*; Baker, *Reconstruction of 6 MV photon spectra from measured transmission including maximum energy estimation*; Baker, *Reconstruction of megavoltage photon spectra by attenuation analysis*]. Metoda ta jednak często daje niejednoznaczne wyniki.

Metoda wyznaczania widm energetycznych wiązek terapeutycznych oparta na symulacjach komputerowych Monte Carlo⁹ pozwala ominąć wymienione utrudnienia i wydaje się być najbardziej kompleksowym rozwiązaniem [Sheikh-Bagheri, *Monte Carlo calculation of nine megavoltage photo beam spectra using the BEAM code*; Fippel, *A virtual photon energy fluence model for Monte Carlo dose calculation*; Konefał, *Influence of the radiation field size and the depth in irradiated medium on energy spectra of the 6 MV X-ray beams from medical linac*]. Ponadto może być stosowana dla dowolnych typów wiązek i warunków napromieniania. **Korzysta się w tym wypadku z faktu, iż rozkład dawek jest ściśle związany z widmem energetycznym wiązki.** Aby zatem wyznaczyć widmo energetyczne wiązki terapeutycznej tą metodą należy w pierwszej kolejności wykonać pomiary rozkładu dawki w osi głównej wiązki oraz w poprzek niej (profilu) przy pomocy komory cylindrycznej (typu Farmer) lub komory płasko-równoległej

⁹ Metodę Monte Carlo szczegółowo opisują m.in. Hammersley *Monte Carlo methods*, Methuen's monographs, 1964; Weinzierl *Introduction to Monte Carlo methods*, NIKHEF-00-012, 2000; Particle Data Group *Monte Carlo techniques*, European Physical Journal, 2000.

(typu Markus). Następnie analogiczne rozkłady promieniowania X wyznacza się za pomocą symulacji komputerowych. Zgodność pomiędzy wynikami eksperymentalnymi i obliczonymi metodą Monte Carlo pozwala na wyznaczenie widm energetycznych wyłącznie na podstawie symulacji komputerowych. Oczywiście program symulacyjny musi uwzględniać wszystkie istotne z punktu widzenia kształtowania wiązki elementy. Liczne prace [Verhaegen, *Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams*] pokazały, iż widmo energetyczne generowanej wiązki, a więc także rozkłady dawek w wodzie zależą od potencjału przyspieszającego wiązkę elektronów oraz od budowy głównych elementów głowicy akceleratora i materiałów, z których są one wykonane. Zatem program symulacyjny musi zawierać takie komponenty, jak tarcza konwersji elektronów na promieniowanie X, filtr wygładzający, zapewniający równomierne napromienianie całego pola terapeutycznego i układ kolimatorów umożliwiający formowanie wiązki. Oczywiście musi uwzględniać także fantom i detektory.

Zastosowany do symulacji program został oparty na oprogramowaniu GEANT4 (*Geometry AND Tracking*), które jest obecnie jednym z podstawowych narzędzi do symulacji zjawisk z zakresu fizyki jądrowej metodą Monte Carlo. GEANT4 ma postać bibliotek C++, które wykorzystywać można na platformach systemowych Unix, Linux i Windows. Charakteryzuje się możliwościami uzyskania bardzo krótkiego kroku symulacji oraz stosowania różnych modeli, z których większość oparta jest na eksperymentalnych przekrojach czynnych. Dodatkowo możliwe jest definiowanie materiałów przez podanie gęstości, liczby atomowej i abundancji, ustalenia energetycznego progu symulacji dla każdego materiału i każdej cząstki. Ponadto GEANT4 pozwala na wizualizację trajektorii cząstek i wszystkich obiektów geometrycznych zdefiniowanych w programie symulacyjnym, dzięki czemu łatwo można zauważyć

ewentualne błędy związane z niewłaściwym położeniem obiektu lub jego rozmiarami (Rysunek 1).



Rysunek 1 Wizualizacja akceleratora Clinac Varian 2300 wraz z pacjentem leżącym na stole terapeutycznym.

Oprogramowanie GEANT4 znakomicie nadaje się do wyznaczania widm energetycznych wiązek terapeutycznych, gdyż pozwala na symulację wszystkich zasadniczych procesów fizycznych zachodzących w trakcie wytwarzania oraz emisji wiązek terapeutycznych przez liniowy akcelerator medyczny, tj. *bremsstrahlung*, efekt fotoelektryczny i Comptona, tworzenie par elektron-pozyton, rozproszenie Rayleigha, elastyczne i nieelastyczne rozpraszanie cząstek naładowanych, anihilacja, rozpad promieniotwórczy, reakcje fotojądrowe i elektrojądrowe, a także elastyczne i nieelastyczne rozproszenie neutronu oraz wychwyt radiacyjny neutronu.

Pliki źródłowe oprogramowania posiadają format ASCII, dzięki czemu kod jest dostępny dla użytkownika i pozwala na wprowadzanie dowolnych zmian w programie i jak najlepsze dostosowanie go do potrzeb konkretnej symulacji. Szczegółowe informacje dotyczące GEANT4 i możliwości jego zastosowania w teleradioterapii, poza stroną domową projektu [<http://geant4.web.cern.ch/geant4/>], znaleźć można w wielu publikacjach [Agostinelli, *Geant4—a simulation toolkit*; Konefał, *The use of the new Monte Carlo software packet called GEANT4 for the calculations of the doses from the X-ray outside the primary beam*; Carrier, *Validation of GEANT4, an object-oriented Monte Carlo toolkit, for simulation in medical physics*; Konefał, *Symulacje komputerowe metodą Monte Carlo przy pomocy nowoczesnego oprogramowania GEANT4*].

Celem niniejszej pracy doktorskiej było wyznaczenie widm energetycznych dla przyspieszaczy typu Clinac Varian 2300 o nominalnym potencjale przyspieszającym 6 MV w ośrodku wzorcowym, jakim jest woda, w osi głównej wiązki promieniowania oraz w poprzek niej dla pól otwartych i pól z użyciem klina 15°.

W pierwszym etapie badań wykonano pomiary rozkładów dawki głębokościowej wzdłuż osi głównej wiązki oraz profili dla akceleratora Clinac Varian 2300 CD, dla wiązki o energii 6 MV, dla różnych pól napromieniania (otwartych oraz z użyciem klina stalowego 15°¹⁰): 3 cm x 3 cm, 10 cm x 10 cm oraz 40 cm x 40 cm. Następnie na drodze symulacji komputerowych wykonanych w oparciu o oprogramowanie GEANT4 uzyskano analogiczne charakterystyki, dzięki czemu możliwe było skonfrontowanie danych symulacyjnych z wynikami eksperymentalnymi, a także z wynikami symulacyjnymi uzyskanymi przy użyciu kodu BEAM [Sheikh-Bagheri, *Monte Carlo calculation of nine megavoltage photo beam spectra using the BEAM code*]. Ponieważ uzyskano bardzo dobrą zgodność powyższych rozkładów przystąpiono do wyznaczenia widm energetycznych oraz średniej energii wzdłuż osi głównej wiązki oraz w poprzek niej.

W drugim etapie wykonano pomiary eksperymentalne przy użyciu płytek ze stopu Wooda i dokonano rekonstrukcji widm energetycznych dla przyspieszaczy Clinac Varian 2300 CD oraz CyberKnife dla wybranych warunków napromieniania.

Uzyskane wyniki symulacyjne są reprezentatywne dla całej rodziny akceleratorów typu Clinac (tj. Clinac 2100, 1800, 21EX i 23EX), ponieważ wszystkie one posiadają identyczny układ kształtowania wiązki. Ponadto, mogą być zaadoptowane dla innych typów linaków, w przypadku zgodności rozkładów dawki głębokościowej w osi wiązki oraz profili.

¹⁰ Kąt klina – to kąt nachylenia izodozy, określany umownie na głębokości 10 cm.

III. Symulacje komputerowe w oparciu o oprogramowanie GEANT4

III.1. Metodyka badań

W pierwszym etapie pracy wykonano pomiary eksperymentalne i symulacje komputerowe w oparciu o oprogramowanie GEANT4. Wykorzystano fakt, iż rozkład dawki wzdłuż osi głównej jest ściśle związany z widmem energetycznym wiązki.

W realizacji wyróżniono następujące etapy:

- pomiary eksperymentalne rozkładów dawki głębokościowej oraz profili wykonane przy użyciu fantomu wodnego i płasko-równoległej komory jonizacyjnej typu Markus (dla pól bez klina oraz z klinem stalowym 15°),
- wyznaczenie analogicznych rozkładów przy użyciu programu symulacyjnego,
- porównanie wyników eksperymentalnych i symulacji komputerowych dla rozkładów dawek względnych oraz profili,
- wyznaczenie widm energetycznych wzdłuż osi głównej wiązki promieniowania oraz w poprzek niej (dla pól bez klina oraz z klinem),
- porównanie widma energetycznego uzyskanego w powietrzu z widmem uzyskanym przy pomocy kodu BEAM,
- wyznaczenie średniej energii w osi głównej wiązki promieniowania oraz w poprzek niej (dla pól bez klina oraz z klinem).

III.2. Urządzenia i warunki pomiarów

Pomiary eksperymentalne wykonane zostały w Centrum Onkologii – Instytucie im. Marii Skłodowskiej – Curie w Gliwicach, przy użyciu akceleratora Clinac Varian 2300 CD (Rysunek 2), zgodnie z raportem TRS-398 [IAEA, 2000]. W pomiarach wykorzystano wiązkę promieniowania X o nominalnym potencjale przyspieszającym 6 MV, zautomatyzowany fantom wodny Therapy Beam Analyser MP3 (powtarzalność pozycjonowania detektora ± 0.1 mm), elektrometr UNIDOS PTW oraz komorę jonizacyjną typu Markus PTW 23343.



Rysunek 2 Clinac Varian 2300 CD wraz z fantomem wodnym przygotowanym do pomiarów.

Pomiary bez użycia klina (pole otwarte) wykonano dla następujących pól napromieniania:

- 3 cm x 3 cm,
- 10 cm x 10 cm,
- 40 cm x 40 cm.

Natomiast pomiary z użyciem klina stalowego 15° wykonano dla pól:

- 3 cm x 3 cm,
- 10 cm x 10 cm.

Wszystkie pomiary wykonano w wodzie dla SSD¹¹ wynoszącego 100 cm.

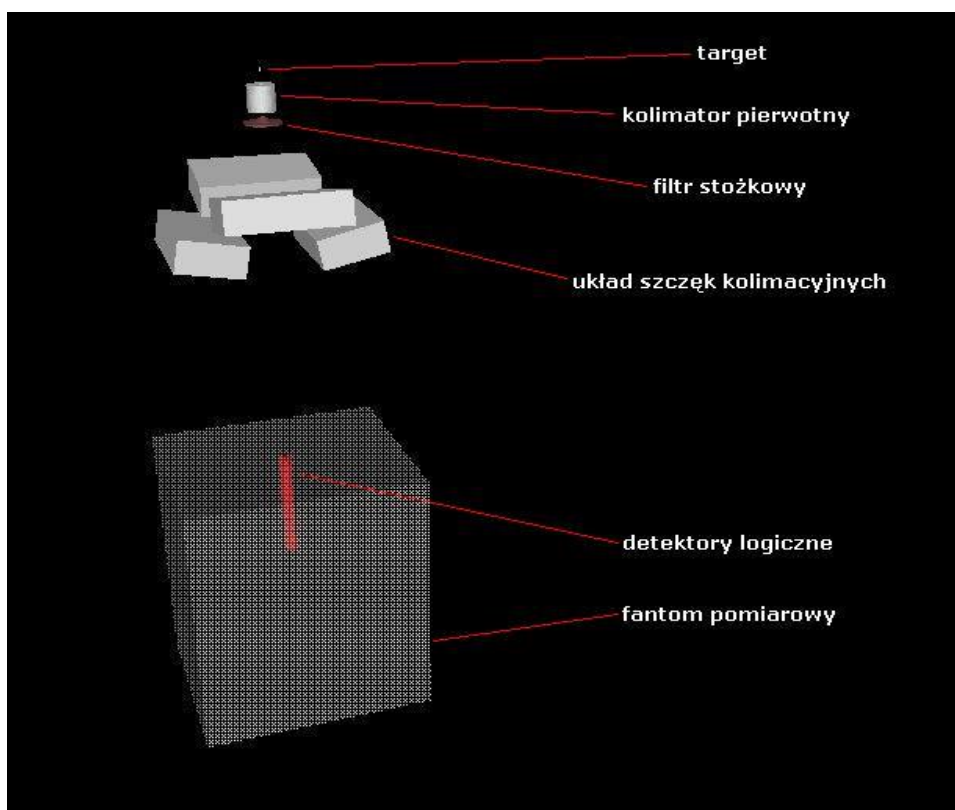
Przedstawione w niniejszej pracy dane pochodzą z powtarzanych pięciokrotnie pomiarów i zostały znormalizowane do dawki na głębokości dawki maksymalnej. Odchylenie standardowe wynosiło średnio 0.5 %.

¹¹ SSD (ang. *source – surface – distance*) – odległość wzdłuż osi wiązki od źródła promieniowania do napromienianej powierzchni.

III.3. Program symulacyjny

Program symulacyjny, powstały w oparciu o wersję GEANT4 4.7.1. symulował pracę akceleratora biomedycznego Clinac Varian 2300 i wiązkę promieniowania fotonowego o nominalnym potencjale przyspieszającym 6 MV. Energia elektronów pierwotnych padających na target wynosiła 6 MeV i posiadała gaussowski rozkład przestrzenny [Tzedakis, *Influence of initial electron beam parameters on Monte Carlo calculated absorbed dose distributions for radiotherapy photon beams*; Sheikh-Bagheri, *Monte Carlo calculation of nine megavoltage photo beam spectra using the BEAM code*]. Uwzględnione zostały wszystkie elementy głowicy, mające istotny wpływ na rozważaną wiązkę promieniowania X, tj. tarcza konwersji (target, wykonany z miedzi), kolimatory stałe i ruchome (materiał wypełniający - wolfram), filtr wygładzający (wykonany z miedzi), klin stalowy (stal nierdzewna) 15°, a także elementy układu pomiarowego, który stanowił fantom (wypełniony wodą) oraz detektory (Rysunek 3, Rysunek 5).

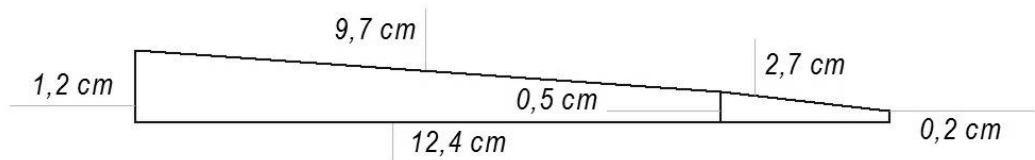
Szczegółowy opis targetu znaleźć można w literaturze [Williams, *Deterministic calculations of photon spectra for clinical accelerator targets*], pozostałe elementy głowicy zaś nie mają istotnego wkładu w charakterystyki akceleratora [Fippel, *A virtual photon energy fluence model for Monte Carlo dose calculation*; Mohan, *Energy and angular distributions of photons from medical linear accelerators*; Sheikh-Bagheri, *Monte Carlo calculation of nine megavoltage photo beam spectra using the BEAM code*; Konefał, *Influence of the radiation field size and the depth in irradiated medium on energy spectra of the 6 MV X-ray beams from medical linac*].



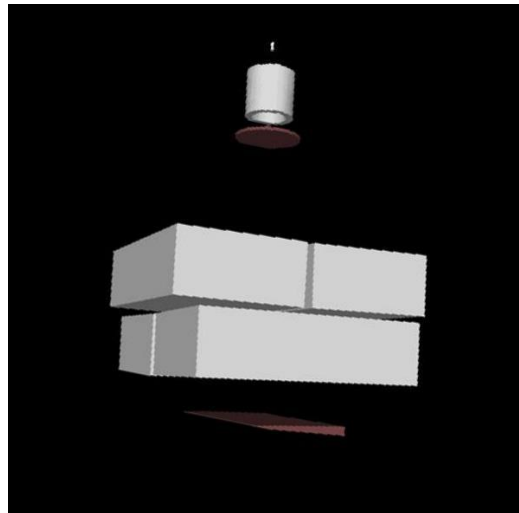
Rysunek 3 Wizualizacja układu kolimacyjnego akceleratora oraz fantomu z układem detektorów logicznych.

Detektory stanowiły walcowate detektory logiczne (biny) o przedziale energetycznym 100 keV, średnicy 1.5 cm i wysokości 0.2 cm (objętość 1.41 cm³). Wymiary geometryczne binu są analogiczne do wymiarów komory jonizacyjnej typu Markus, przedział energetyczny został wybrany z kolei biorąc pod uwagę takie czynniki, jak zmiana fluencji fotonów w objętości binu, dobra statystyka, moc obliczeniowa dostępnych jednostek obliczeniowych oraz relatywnie krótki czas symulacji. Każdy z detektorów wypełniony był wodą i umieszczony na odpowiedniej głębokości, w osi głównej wiązki. Pierwszy detektor zdefiniowany był na głębokości 0.10 cm, a kolejne, co 0.25 cm w głąb fantomu. Ostatni detektor zdefiniowano na głębokości 27.35 cm. W ten sposób wykorzystano 109 detektorów

logicznych, które rejestrowały energię padającego promieniowania fotonowego.



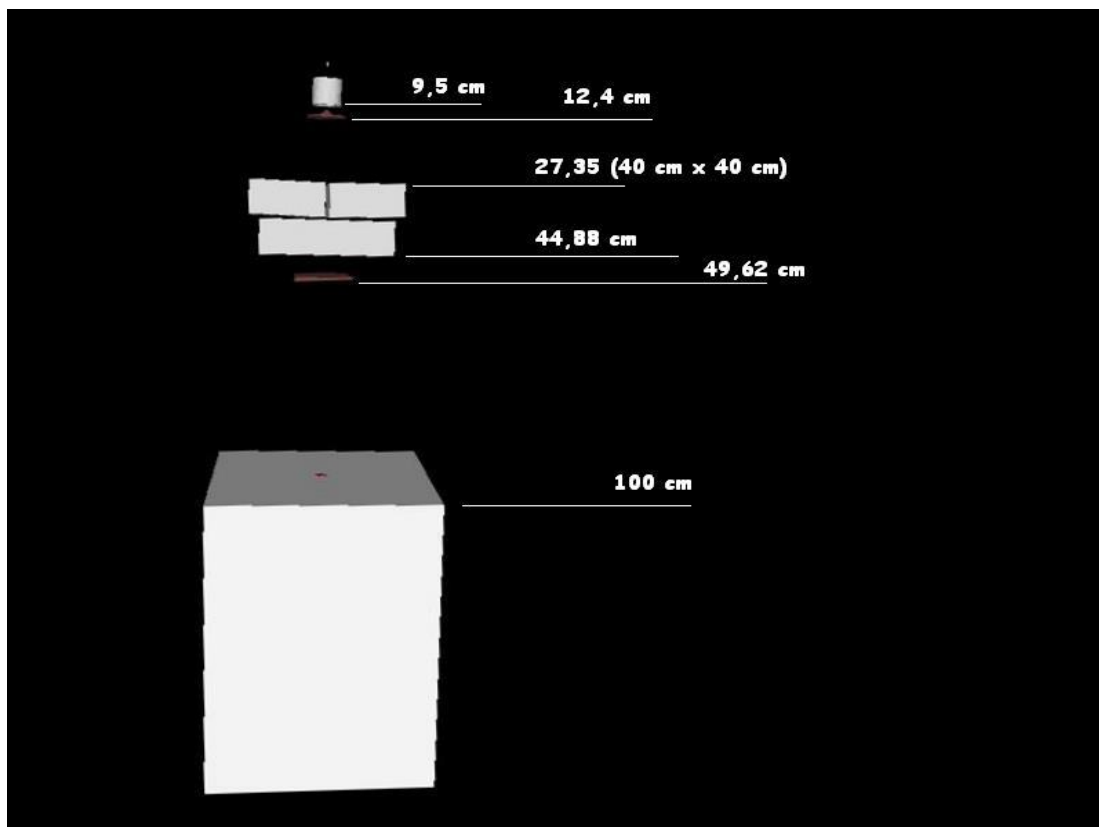
Rysunek 4 Schemat klina stalowego o kącie 15° - widok z boku.



Rysunek 5 Wizualizacja układu kolimacyjnego akceleratora wraz z klinem 15° .

Każdy z symulowanych elementów głowicy akceleratora umieszczony został w odpowiedniej odległości od źródła promieniowania, zgodnie

z danymi producenta (Rysunek 6). Podobnie dla klina stalowego 15° - wymiary zostały dopasowane do danych producenta (Rysunek 4).



Rysunek 6 Wizualizacja układu kolimacyjnego wraz z klinem stalowym o kącie 15° oraz fantomem, wraz z odległościami od źródła promieniowania.

Program symulacyjny uwzględniał wszystkie istotne procesy fizyczne, zachodzące w elementach głowicy i w fantomie (*bremssstrahlung*, jonizację, rozpraszanie elektronów i pozytonów, anihilację, efekt fotoelektryczny, zjawisko Comptona i in.) i wykorzystywał model *Low Energy* (G4EMLOW 2.3), który stosowany jest dla symulacji oddziaływań elektromagnetycznych fotonów, elektronów, hadronów i jonów o niskiej energii.

Symulacje wykonano dla takich samych warunków napromieniania, jak w pomiarach eksperymentalnych:

- 3 cm x 3 cm,
- 10 cm x 10 cm,
- 40 cm x 40 cm,

w odległości SSD wynoszącej 100 cm.

Symulacje z użyciem filtra klinowego zostały wykonane z kolei dla dwóch pól napromieniania:

- 3 cm x 3 cm,
- 10 cm x 10 cm,

(ze względu na wymiary geometryczne klina: 12.4 cm x 25.3 cm), dla identycznych warunków, jak w przypadku symulacji dla pola otwartego.

Ponadto wykonano symulację dla pola otwartego w powietrzu, w celu porównania wyników z symulacjami otrzymanymi przy pomocy kodu BEAM [Sheikh-Bagheri, *Monte Carlo calculation of nine megavoltage photo beam spectra using the BEAM code*] oraz dokonano oceny wpływu rozmiaru binu na kształt charakterystyki (1.41 cm^3 oraz 0.16 cm^3).

Symulacje przeprowadzono przy pomocy komputerów stanowiących klaster linuksowy w Zakładzie Fizyki Jądrowej i Jej Zastosowań Uniwersytetu Śląskiego w Katowicach. Czas trwania obliczeń wynosił średnio 10^6 elektronów padających na target na godzinę, przy wykorzystaniu 3 GHz procesora Pentium. Całkowita liczba wystrzelonych elektronów dla każdego z programów wahała się od 10^8 do 10^9 , a fluktuacje statystyczne (odchylenie standardowe) wynosiły ok. 1 %.

III.4. Porównanie wyników eksperymentalnych i symulacyjnych

Wyniki eksperymentalne rozkładu głębokościowego dawek przedstawiono dla poszczególnych pól napromieniania. Uzyskano zgodność rozkładów otrzymanych dzięki symulacjom z rozkładami eksperymentalnymi.

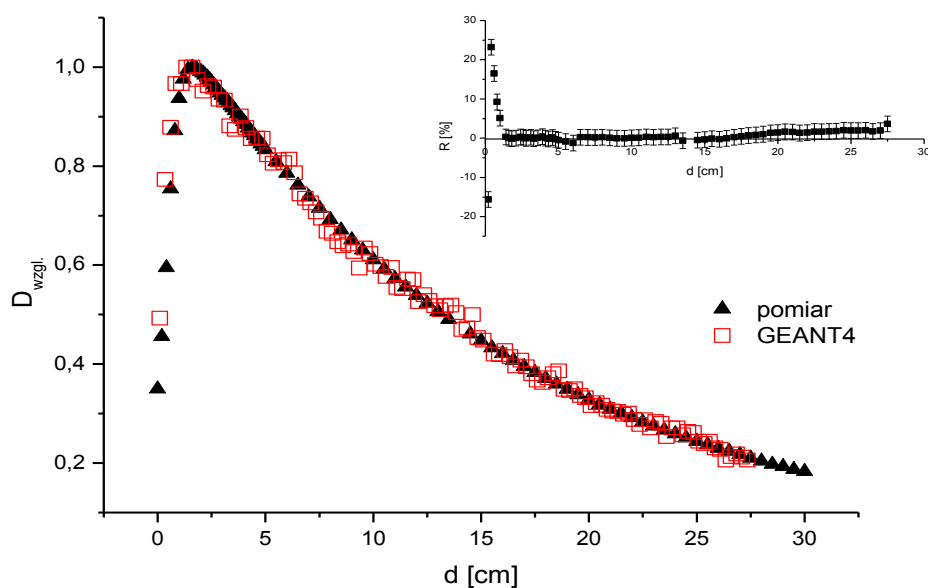
Następnie porównano profile, widma energetyczne oraz średnią energię w osi wiązki oraz w poprzek niej dla pól bez użycia klina oraz z klinem. Symulacje dla każdego z pól przeprowadzono pięciokrotnie i niezależnie, tzn. każda pojedyncza symulacja odpowiadała innej wartości startowej generatora losowości.

W następnych podrozdziałach, ze względu na ogromną ilość danych (charakterystyki wyznaczone zostały dla wszystkich zdefiniowanych detektorów logicznych - w sumie 635 widm energetycznych), przedstawione zostaną wybrane rozkłady głębokościowe dawek względnych, profile, widma energetyczne oraz zależność średniej energii w osi głównej wiązki oraz w poprzek niej dla wszystkich rozpatrywanych warunków napromieniania. Wszystkie widma zaś znajdują się na płycie CD dołączonej do niniejszej pracy.

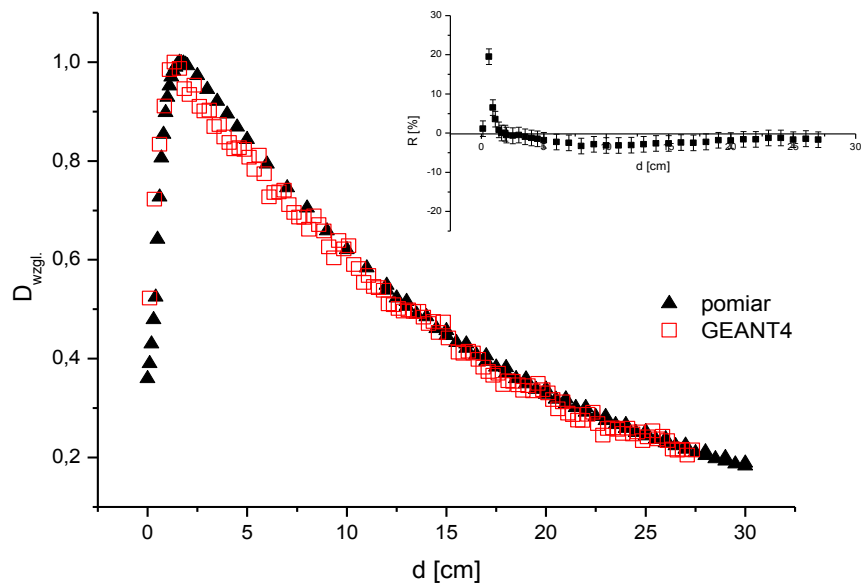
III.4a. Rozkład głębokościowy dawki względnej w osi wiązki

Energia promieniowania zdeponowana w każdym z detektorów logicznych została przeliczona na dawkę względną. Następnie rozkład uzyskany na drodze symulacji został porównany z wynikami eksperymentalnymi. Takie postępowanie jest warunkiem wiarygodności programu symulacyjnego.

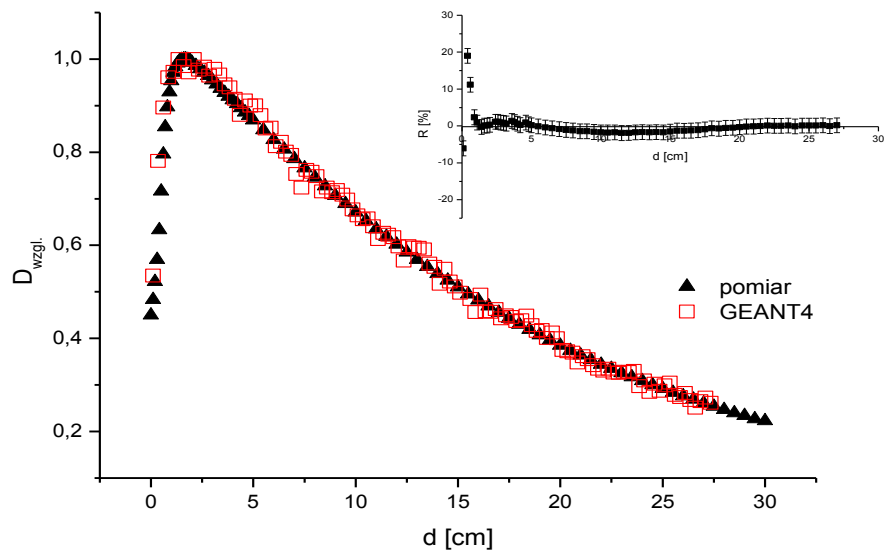
Poniżej przedstawiam rozkłady dawki głębokościowej dla wszystkich rozpatrywanych pól (Rysunek 7-11).



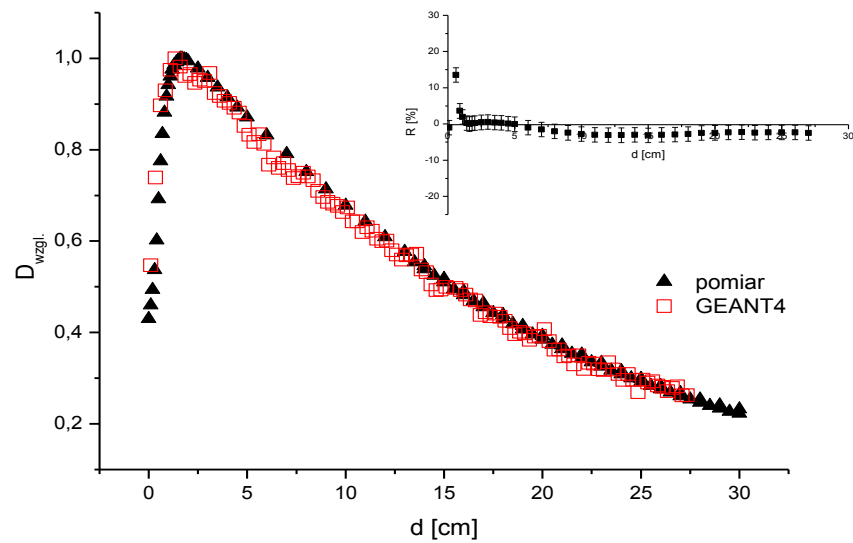
Rysunek 7 Porównanie eksperymentalnego oraz symulacyjnego rozkładu głębokościowego dawki względnej $D_{wzgl.}$ dla pola 3 cm x 3 cm, z uwzględnieniem różnic procentowych R .



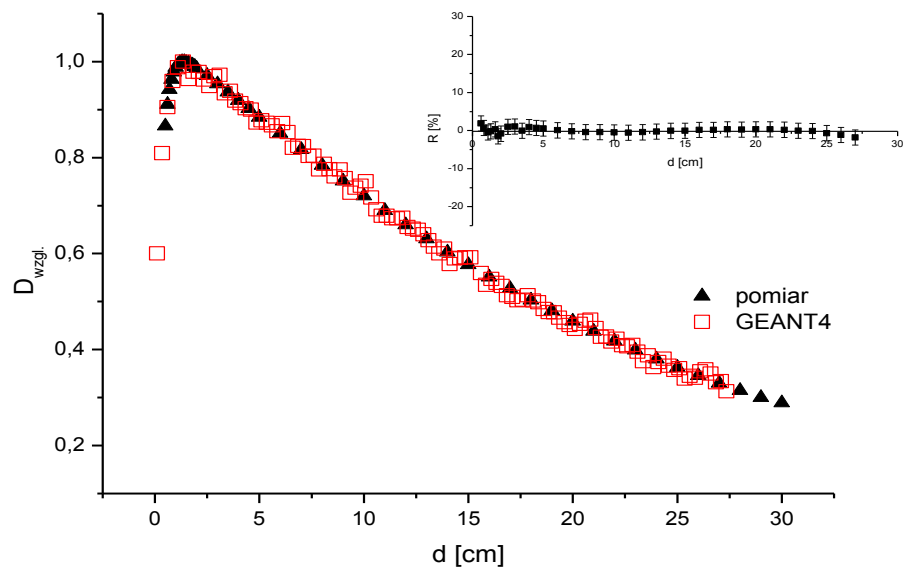
Rysunek 8 Porównanie eksperymentalnego oraz symulacyjnego rozkładu głębokościowego dawki względnej $D_{wzgl.}$ dla pola 3 cm x 3 cm z klinem 15°, z uwzględnieniem różnic procentowych R .



Rysunek 9 Porównanie eksperymentalnego oraz symulacyjnego rozkładu głębokościowego dawki względnej $D_{wzgl.}$ dla pola 10 cm x 10 cm, z uwzględnieniem różnic procentowych R .



Rysunek 10 Porównanie eksperymentalnego oraz symulacyjnego rozkładu głębokościowego dawki względnej $D_{wzgl.}$ dla pola 10 cm x 10 cm z klinem 15°, z uwzględnieniem różnic procentowych R .



Rysunek 11 Porównanie eksperymentalnego oraz symulacyjnego rozkładu głębokościowego dawki względnej $D_{wzgl.}$ dla pola 40 cm x 40 cm, z uwzględnieniem różnic procentowych R .

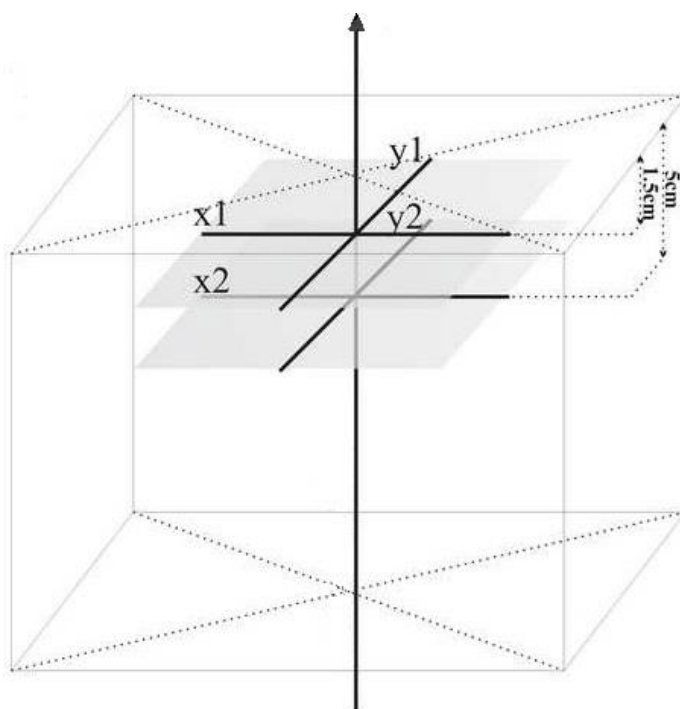
Największe różnice występują w obszarze *build-up*¹² i są związane z konstrukcją komory jonizacyjnej, a dokładniej grubością jej ścianek. Ponadto w obszarze tak dużego gradientu rzeczywisty pomiar jest niezwykle trudny. Dodatkowo przy pomiarach w wodzie dla małych głębokości utrudnieniem jest tworzący się menisk, podczas gdy symulacje komputerowe pozwalają na wyznaczenie dawki w punkcie [Mesbahi, *Monte Carlo calculation of Varian 2300C/D Linac photon beam characteristics: a comparison between MCNP4C, GEANT3 and measurements*]. Średnie różnice nie przekraczają 2 % dla pól otwartych, a dla pól klinowanych 2.5 %. Tak dobra zgodność pomiędzy zmierzonymi i obliczonymi przy pomocy GEANT4 rozkładami dawek w osi wiązki pozwoliła na przejście do kolejnego etapu pracy, tj. do wyznaczenia rozkładów dawki względnej w poprzek wiązki.

¹² *Build-up* to zjawisko narastania mocy dawki wraz z głębokością w materiale napromienianym wiązką promieniowania X lub γ .

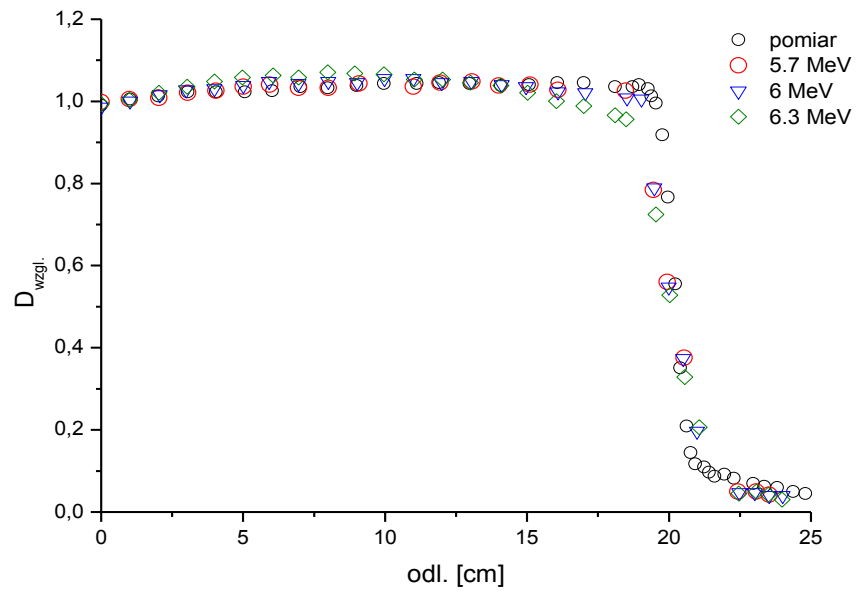
III.4b. Rozkład dawki względnej w poprzek osi wiązki

Uzyskanie zgodności wyników eksperymentalnych i symulacyjnych dla rozkładów dawek głębokościowych było pierwszym etapem, dzięki któremu uwiarygodniono poprawność metody symulacyjnej. W dalszej kolejności wyznaczono profile dla różnych wartości energii elektronów padających na tarczę konwersji.

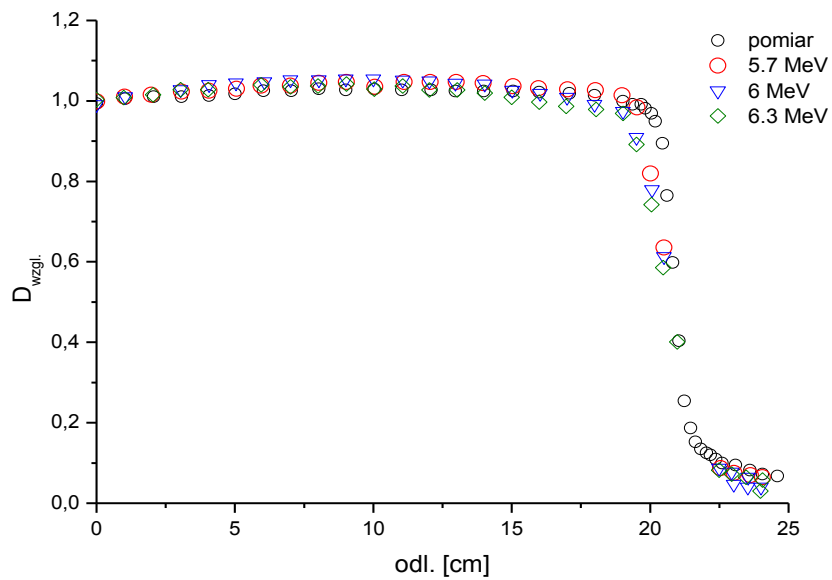
Symulacje wykonano dla dwóch głębokości ułożenia wszystkich 109 wykorzystywanych wcześniej binów w poprzek osi głównej wiązki, tj. 1.5 cm oraz 5 cm, dla pola otwartego 40 cm x 40 cm w odległości SSD = 100 cm (Rysunek 12). Energia promieniowania zdeponowana w każdym z detektorów została przeliczona na dawkę względną.



Rysunek 12 Wizualizacja ułożenia binów logicznych na potrzeby wyznaczenia profili wiązki.



Rysunek 13 Zestawienie profili zmierzonych oraz wyznaczonych przy pomocy programu symulacyjnego dla różnych energii na głębokości 1.5 cm.



Rysunek 14 Zestawienie profili zmierzonych oraz wyznaczonych przy pomocy programu symulacyjnego dla różnych energii na głębokości 5 cm.

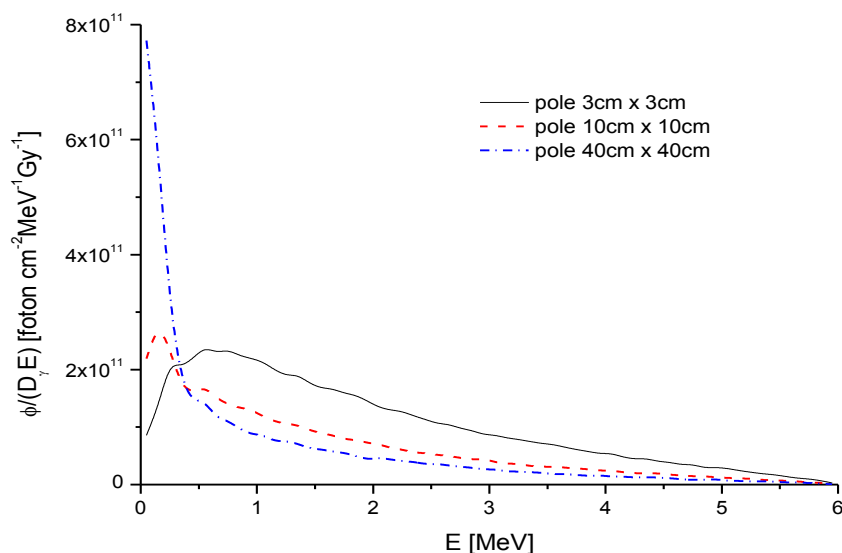
Część autorów [Sheikh-Bagheri, *Monte Carlo calculation of nine megavoltage photo beam spectra using the BEAM code*] wskazuje na konieczność zastosowania w programach symulacyjnych nieznacznie mniejszych energii, tj. 5.7 MeV, część zaś – wyższych, tj. 6.2 MeV [Hartmann Siantar, *Description and dosimetric verification of the PEREGRINE Monte Carlo dose calculation system for photon beams incident on a water phantom*] od energii nominalnej. Można zauważyć, iż dla zastosowanego modelu dla energii 5.7 MeV zgodność występuje dla głębokości 1.5 cm (Rysunek 13), jednakże dla głębokości 5 cm wyraźnie zauważalna jest tendencja zwyżkowa odbiegająca znacznie od pomiarów eksperymentalnych (Rysunek 14). Charakterystyki wyznaczone dla energii 6.3 MeV z kolei wyraźnie odbiegają od wyników eksperymentalnych. Przedstawione profile potwierdzają słuszność wyboru w rozpatrywanym przypadku 6 MeV jako energii elektronów pierwotnych padających na tarczę. Największe różnice dla tej energii występują w obszarze *build-up* i są wywołane analogicznymi powodami, jak w przypadku omawianych wcześniej rozkładów dawki głębokościowej. Średnie różnice nie przekraczają 1.5 %.

Uzyskana zgodność pomiędzy rozkładami dawek w osi wiązki oraz w poprzek niej pochodzącymi z pomiarów i analogicznymi rozkładami uzyskanymi na drodze symulacji komputerowych potwierdziła poprawność metody numerycznej, zastosowanych modeli fizycznych i zdefiniowanej geometrii akceleratora. Symulacje zostały uznane za wiarygodne, zatem przystąpiono do obliczeń widm energetycznych i średniej energii w osi głównej wiązki oraz w poprzek niej.

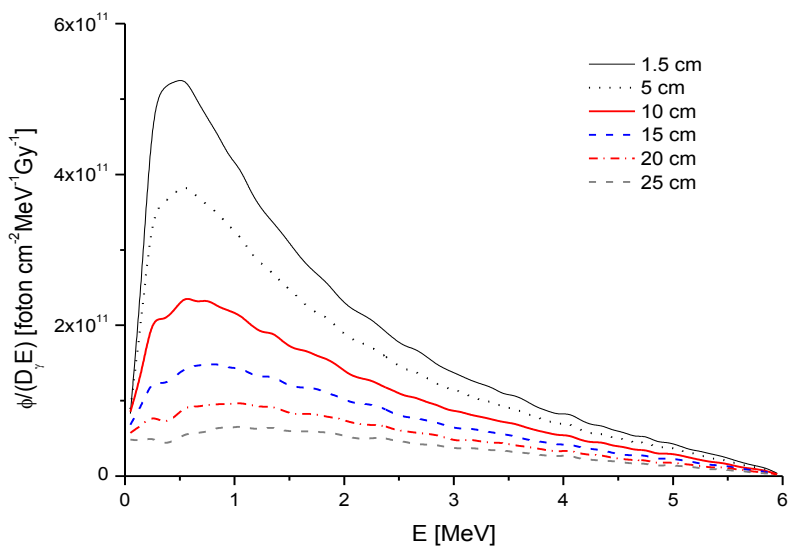
III.4c. Widma energetyczne w osi wiązki oraz w poprzek niej

Widma energetyczne wyznaczone zostały wzdłuż osi głównej wiązki oraz w poprzek niej wyłącznie na podstawie symulacji. Energia zdeponowana w każdym z detektorów odniesiona została do 1 cm^2 powierzchni binu, energii fotonu wynoszącej 1 MeV oraz 1 Gy dawki określonej dla danego pola na głębokości 10 cm . W ten sposób uniezależniono fluencję fotonów od szerokości binu oraz wydajności akceleratora.

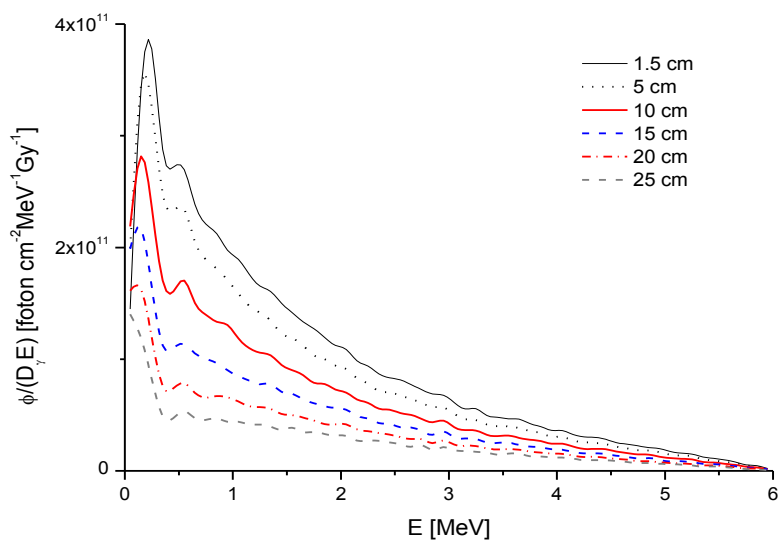
Poniżej przedstawiono wybrane widma energetyczne wiązki promieniowania X o potencjale nominalnym 6 MV wytworzonej w akceleratorze medycznym typu Clinac 2300 dla wybranych głębokości (Rysunek 15-18).



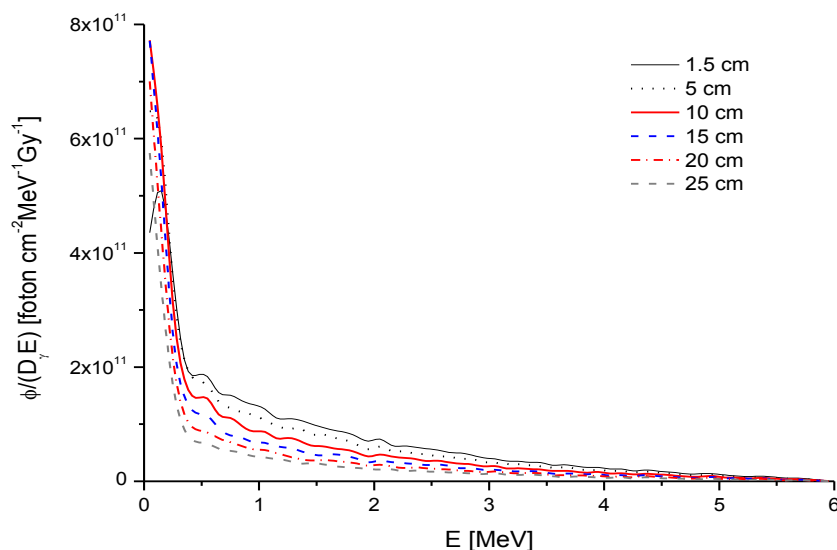
Rysunek 15 Zestawienie widm energetycznych dla pól otwartych na głębokości 10 cm .



Rysunek 16 Widma energetyczne dla pola otwartego 3 cm x 3 cm dla wybranych głębokości.



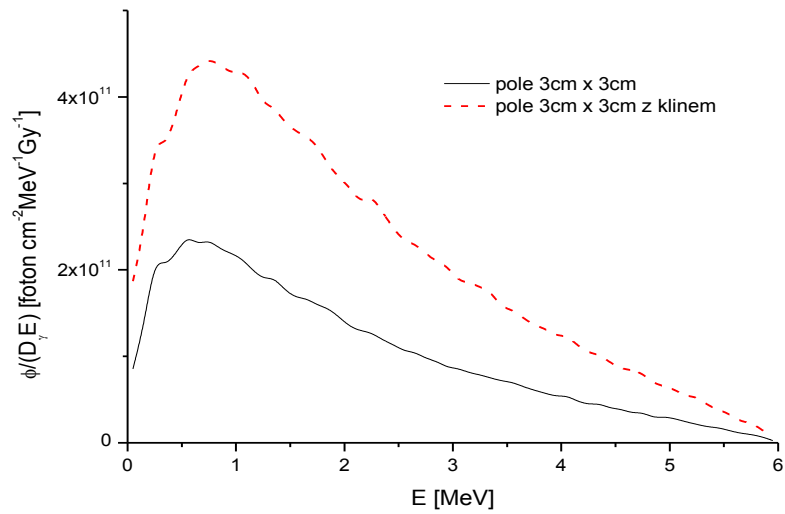
Rysunek 17 Widma energetyczne dla pola otwartego 10 cm x 10 cm dla wybranych głębokości.



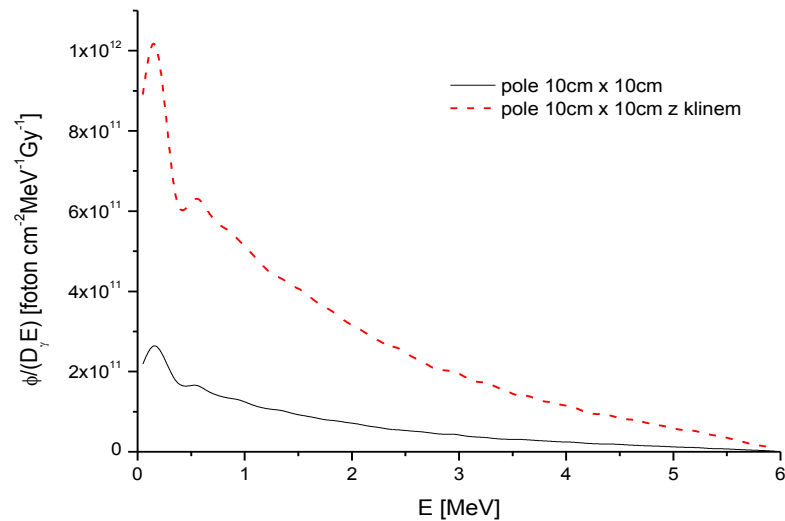
Rysunek 18 Widma energetyczne dla pola otwartego 40 cm x 40 cm dla wybranych głębokości.

Kształt widma zależy zarówno od wielkości pola napromieniania, jak i głębokości w ośrodku. Należy w tym miejscu zwrócić także uwagę na fakt, iż rodzaj ośrodka będzie miał tutaj duże znaczenie. W porównaniu do powietrza, w wodzie na kształt widma wpływ będą miały niskoenergetyczne fotony pochodzące z rozprożeń wiązki pierwotnej. I tak dla pola 40 cm x 40 cm wyraźnie widoczny jest zwiększony udział tych właśnie fotonów, zaś dla mniejszych pól zauważalnie wzrasta udział fotonów o wyższych energiach, co związane jest zapewne z większą kolimacją wiązki.

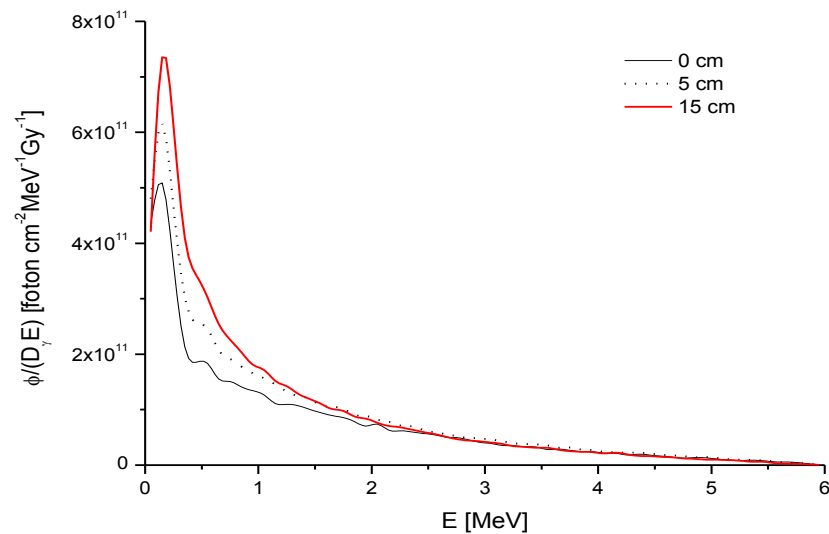
Na kolejnych rysunkach (Rysunek 19-22) przedstawione zostały widma dla pól z użyciem klina stalowego 15° oraz widma w poprzek osi głównej wiązki.



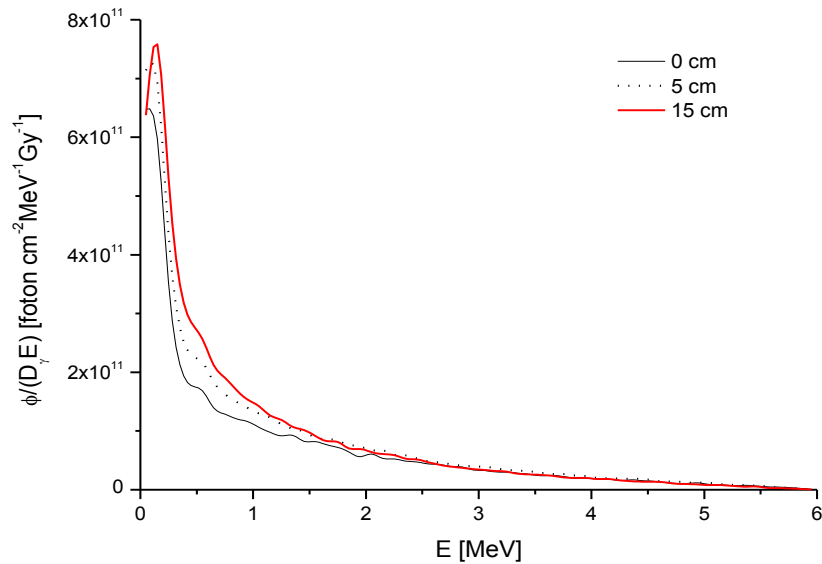
Rysunek 19 Widma energetyczne dla pola otwartego oraz klinowanego 3 cm x 3 cm na głębokości 10 cm.



Rysunek 20 Widma energetyczne dla pola otwartego oraz klinowanego 10 cm x 10 cm na głębokości 10 cm.



Rysunek 21 Widma energetyczne w poprzek osi głównej wiązki na głębokości 1.5 cm dla pola 40 cm x 40 cm.

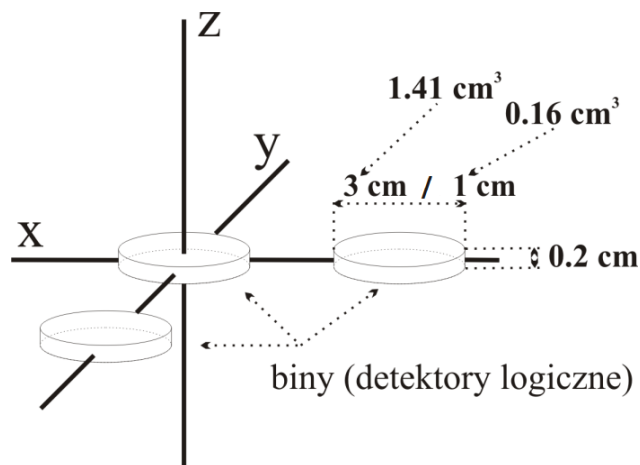


Rysunek 22 Widma energetyczne w poprzek osi głównej wiązki na głębokości 5 cm dla pola 40 cm x 40 cm.

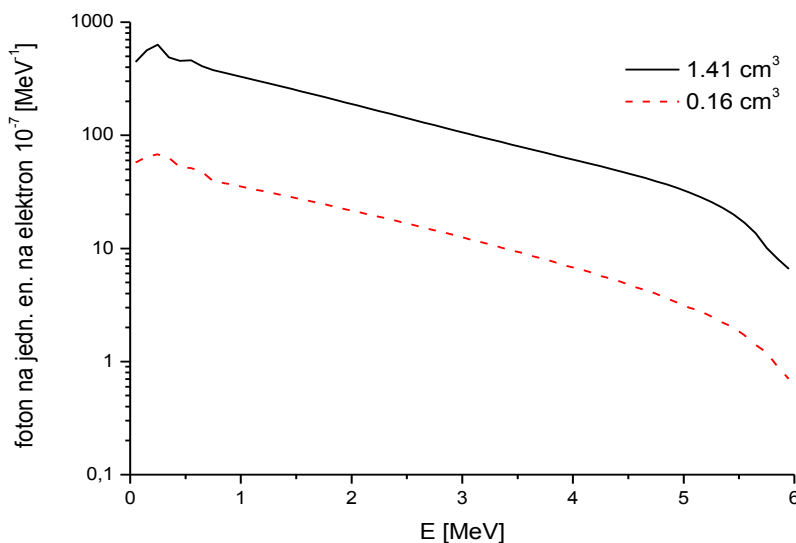
W przypadku pól klinowanych wyraźnie zauważalny jest zwiększony udział fotonów wysokoenergetycznych, co związane jest z utwardzaniem promieniowania przez materiał klina, zaś w przypadku widm energetycznych w poprzek osi głównej wiązki, wraz z odległością od osi głównej wzrasta udział fotonów rozproszonych.

Niepewność wyznaczenia powyższych widm energetycznych nie przekracza 2.5 % (odchylenie standardowe wartości średniej z poziomem ufności 0.7).

Następnie wykonano porównanie widm energetycznych obliczonych dla dwóch binów o różnej objętości, tj. 1.41 cm^3 oraz 0.16 cm^3 (Rysunek 23).



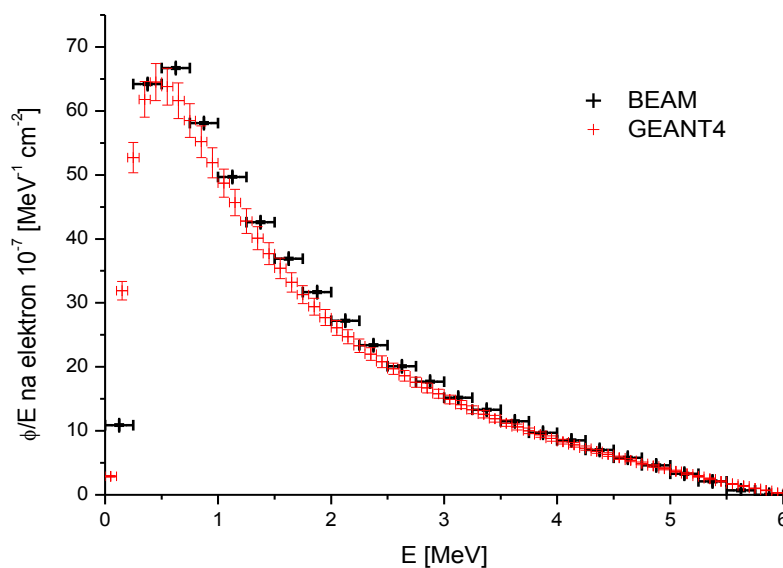
Rysunek 23 Przykładowe umiejscowienie oraz rozpatrywane rozmiary binów dla wybranych warunków symulacyjnych.



Rysunek 24 Widma energetyczne na głębokości 1 cm dla dwóch binów o różnej objętości, zarejestrowanych dla pola 10 cm x 10 cm.

Prezentowane widma zostały otrzymane na głębokości 1 cm w wodzie dla pola napromieniania 10 cm x 10 cm (Rysunek 24). Ilość zarejestrowanych fotonów oczywiście jest zależna od rozmiaru binu, jednak nie ma wpływu na kształt charakterystyki energetycznej. Stosunek liczby zarejestrowanych fotonów dla binu o objętości 1.41 cm^3 do binu 0.16 cm^3 wynosi blisko 9 i jest w przybliżeniu równy stosunkowi objętości tych binów względem siebie. Największe różnice nie przekraczają 3 % i są spowodowane fluktuacjami statystycznymi.

W celu dodatkowego uwiarygodnienia wyników symulacji opartych na oprogramowaniu GEANT4, porównano uzyskane wyniki do analogicznych badań przeprowadzonych przy użyciu kodu BEAM [Sheikh-Bagheri, *Monte Carlo calculation of nine megavoltage photo beam spectra using the BEAM code*]. Widmo to zostało wyznaczone w powietrzu, dla pola otwartego 10 cm x 10 cm przy SSD = 100 cm. Autorzy ww. pracy wykonali symulacje dla binu o promieniu 2.5 cm oraz przedziału energetycznego 0.25 MeV. Ponieważ rozmiar binu wpływa na ilość zarejestrowanych fotonów, energia zdeponowana w każdym z detektorów odniesiona została do 1 cm² powierzchni binu oraz energii fotonu wynoszącej 1 MeV. W ten sposób widma uniezależnione zostały od szerokości binu i przedziału energetycznego (Rysunek 25).



Rysunek 25 Porównanie widm energetycznych dla kodu GEANT4 oraz BEAM [Sheikh-Bagheri, *Monte Carlo calculation of nine megavoltage photo beam spectra using the BEAM code*].

Różnice procentowe pomiędzy rozkładem uzyskanym przy pomocy kodu BEAM, a analogicznym rozkładem uzyskanym przy pomocy GEANT4 nie przekraczają 7 %, a średnio wynoszą 3 %. Wpływ na różnicę będą miały oczywiście fluktuacje statystyczne, ale także różny wybór parametru *CutValue*¹³, zdefiniowanego w programie symulacyjnym.

¹³ *CutValue* – parametr cięcia wyrażany w jednostkach długości. Wartość ta jest przeliczana na energię dla wszystkich zdefiniowanych w programie materiałów i procesów. Parametr cięcia wpływa więc także na liczbę symulowanych cząstek wtórnych. Mała wartość tego parametru zapewnia dokładną symulację, lecz pociąga to za sobą wzrost czasu obliczeń.

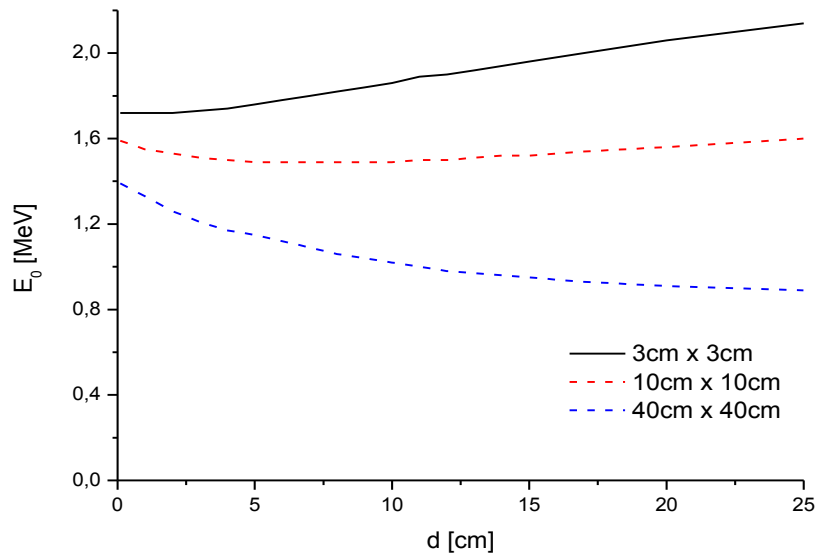
III.4d. Średnia energia w osi wiązki oraz w poprzek niej

W kolejnym etapie analizy wyznaczono zależność pomiędzy średnią energią w osi głównej wiązki a głębokością oraz pomiędzy średnią energią a odległością od osi głównej wiązki w fantomie wodnym (Tabela 1-2; Rysunek 26-28). Średnia energia wyznaczona została dla każdego detektora logicznego jako stosunek sumy całkowitej energii zdeponowanej w danym binie do liczby zarejestrowanych zdarzeń.

Tabela 1 Średnia energia E_0 i całkowita liczba fotonów TNPh (*Total Number of Photons*) docierających do binu (1.41 cm^3) na jeden milion elektronów uderzających w target w funkcji głębokości d w wodzie dla różnych pól napromieniowania.

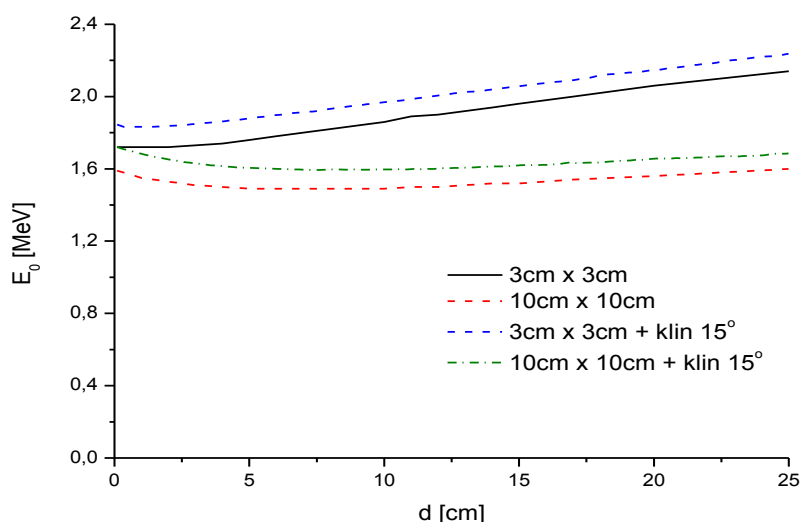
Głębokość w wodzie wzdłuż osi głównej d [cm]	3 cm x 3 cm		10 cm x 10 cm		40 cm x 40 cm	
	TNPh/ 10^6el.	E_0 [MeV]	TNPh/ 10^6el.	E_0 [MeV]	TNPh/ 10^6el.	E_0 [MeV]
0.1	88.2	1.72	99.3	1.59	115.0	1.39
1	84.7	1.72	97.4	1.55	115.7	1.33
2	80.0	1.72	94.3	1.53	115.7	1.26
3	75.0	1.73	90.9	1.51	115.2	1.21
4	70.0	1.74	87.2	1.50	114.2	1.17
5	65.2	1.76	83.5	1.49	112.3	1.15
6	60.7	1.78	79.5	1.49	109.9	1.12
7	56.5	1.80	75.5	1.49	108.0	1.09

8	52.6	1.82	71.6	1.49	105.5	1.06
9	49.0	1.84	68.0	1.49	102.8	1.04
10	45.6	1.86	64.2	1.49	99.7	1.02
11	42.4	1.89	60.7	1.50	96.9	1.00
12	39.6	1.90	57.2	1.50	93.8	0.98
13	36.8	1.92	53.9	1.51	90.4	0.97
14	34.3	1.94	50.7	1.52	87.6	0.96
15	31.9	1.96	48.0	1.52	84.6	0.95
17	27.8	2.00	42.6	1.54	78.1	0.93
20	22.7	2.06	35.4	1.56	69.9	0.91
25	16.3	2.14	26.4	1.60	55.1	0.89



Rysunek 26 Wykres zależności średniej energii E_0 w osi wiązki od głębokości dla pól otwartych.

Średnia energia E_0 wiązki promieniowania w funkcji głębokości zależy od wymiarów pola napromieniania (Rysunek 26). W przypadku pola 40 cm x 40 cm średnia energia zmniejsza się wraz z głębokością ze względu na zwiększony udział promieniowania miękkiego (E_0 dla 0.1cm/ E_0 dla 25cm = 1.56). W przypadku pola 10 cm x 10 cm średnia energia wykazuje tendencję spadkową do głębokości ok. 5 cm (E_0 dla 0.1cm/ E_0 dla 5cm = 1.07), następnie zaś wzrasta od głębokości ok. 10 cm (E_0 dla 10cm/ E_0 dla 25cm = 0.93). Zaś w przypadku pola 3 cm x 3 cm wraz z odległością średnia energia w osi wiązki wzrasta, co związane jest z wytracaniem energii przez fotony wysokoenergetyczne (E_0 dla 0.1cm/ E_0 dla 25cm = 0.80).



Rysunek 27 Wykres zależności średniej energii E_0 w osi wiązki od głębokości dla pól otwartych oraz z użyciem klina 15° .

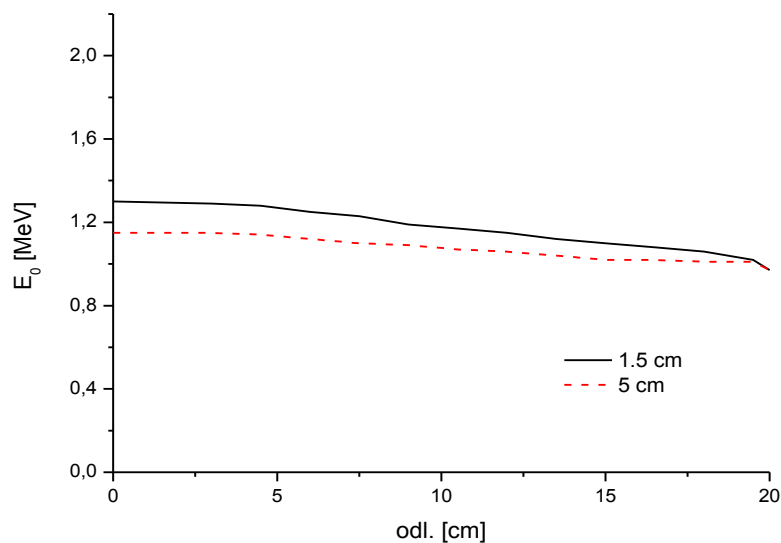
Podobnie, jak w przypadku fluencji, średnia energia w osi wiązki dla pól z użyciem klina 15° wykazuje wzrost wartości, średnio o 4 %

(0.10 MeV), ze względu na utwardzenie promieniowania przez materiał klina (Rysunek 27).

Tabela 2 Średnia energia E_0 i całkowita liczba fotonów TNPh (*Total Number of Photons*) docierających do binu (1.41 cm^3) na jeden milion elektronów uderzających w target w funkcji odległości od głównej osi wiązki na głębokości 1.5 cm i 5 cm w wodzie dla wiązki szerokiej o polu napromieniowania $40 \text{ cm} \times 40 \text{ cm}$.

Odległość od osi głównej wiązki [cm]	Głębokość w wodzie			
	1.5 cm		5 cm	
	TNPh/ 10^6 el.	E_0 [MeV]	TNPh/ 10^6 el.	E_0 [MeV]
0	115.7	1.30	112.3	1.15
3	120.0	1.29	114.7	1.15
4.5	122.9	1.28	117.3	1.14
6	125.2	1.25	118.3	1.12
7.5	127.8	1.23	120.7	1.10
9	130.2	1.19	121.3	1.09
10.5	131.0	1.17	122.0	1.07
12	132.7	1.15	122.5	1.06
13.5	133.5	1.12	122.8	1.04
15	135.0	1.10	122.8	1.02
16.5	137.4	1.08	122.3	1.02
18	137.2	1.06	121.3	1.01

19.5	102.4	1.02	110.9	1.01
20	79.8	0.97	98.4	0.97



Rysunek 28 Wykres zależności średniej energii E_0 w odległości od osi głównej wiązki dla dwóch wybranych głębokości dla pola 40 cm x 40 cm.

Średnia energia zmienia się także wraz z głębokością w zależności od odległości od osi głównej wiązki (Rysunek 28). Wartość ta maleje wraz z odległością od osi głównej wiązki (E_0 dla 0cm/ E_0 dla 20cm = 1.34) zarówno dla głębokości 1.5 cm, jak i 5 cm (E_0 dla 0cm/ E_0 dla 20cm = 1.19). Niepewności dla średniej energii nie przekraczają 1.5 % (odchylenie standardowe wartości średniej z poziomem ufności 0.7).

IV. Pomiary przy użyciu stopu Wooda

W drugim etapie pracy dokonano rekonstrukcji widm energetycznych dla przyspieszaczy Clinac Varian 2300 CD oraz CyberKnife w oparciu o pomiary transmisji promieniowania 6 MV przez stop Wooda. Do eksperymentu wykorzystano stop Wooda, piecyk *Low Melting Alloy Dispenser model 878*, fantom polistyrenowy *I'mRT Phantom SCANDITRONIX* (fantom stały, wykorzystywany do pomiarów dozymetrycznych, przeznaczony do stosowania dla promieniowania X generowanego przy potencjale przyspieszającym z zakresu od 70 kV do 50 MV), elektrometr UNIDOS PTW oraz komorę jonizacyjną typu Farmer PTW 30001, dostępne dzięki uprzejmości Zakładu Planowania Radioterapii i Brachyterapii Centrum Onkologii Instytutu im. Marii Skłodowskiej-Curie, oddział w Gliwicach.

IV.1. Przygotowanie pomiaru transmisji promieniowania X

Jako materiał osłabiający wiązkę promieniowania X zastosowano płytki wykonane ze stopu Wooda, który używany jest do wykonywania osłon indywidualnych i osłon stałych w radioterapii. Stop ten nazywany również stopem Lipowitza, charakteryzuje się bardzo niską temperaturą topnienia (66 - 72 °C), posiada srebrnobiałą barwę i drobnoziarnistą konsystencję. Współczynnik absorpcji stopu Wooda jest zbliżony do ołowiu. Według Tablic Chemicznych Mizerskiego, najniższą temperaturę topnienia ma stop Wooda o następującym składzie chemicznym:

- Bi 50.1 %,
- Pb 24.9 %,
- Sn 14.6 %,
- Cd 10.4 %.

Tablicowa gęstość tego stopu wynosi $\rho = 9.7 \text{ g/cm}^3$. Przeprowadzono również pomiar gęstości stopu Wooda użytego w eksperymencie jako warstwy osłabiającej, ze względu na brak szczegółowych danych dotyczących jego składu chemicznego i ewentualnych zanieczyszczeń. Wykonano bryłę w kształcie elipsoidy, o objętości $0.252 \pm 0.005 \text{ cm}^3$, której masę wyznaczono za pomocą trzech różnych wag laboratoryjnych. Średnia wartość masy wyniosła $2.4859 \pm 0.0001 \text{ g}$, a otrzymana wartość gęstości wynosiła $9.859 \pm 0.001 \text{ g/cm}^3$.

Materiał wybrany został ze względu na jego relatywnie powszechną dostępność w ośrodkach onkologicznych.

Płytki zostały przygotowane w modelarni Zakładu Planowania Radioterapii i Brachyterapii Instytutu Onkologii im. Marii Skłodowskiej – Curie w Gliwicach i powstawały w następujących etapach:

1. Podgrzanie stopu w środowisku wodnym w piecyku *Low Melting Alloy Dispenser model 878*, ok. 2 – 3 godz. (topnienie stopu).
2. Przygotowanie formy (aplikatorów elektronowych) - pomiar poziomicą.
3. Wylanie płytek.
4. Stygnięcie ok. 2.5 – 3.5 godz.
5. Wyciągnięcie płytki z formy i wyrównywanie przy pomocy pilnika do metalu i papieru ściernego.

Płytki miały kształt prostokątów o wymiarach 26 cm x 26 cm i średniej grubości $5.7 \text{ mm} \pm 0.4 \text{ mm}$ (Rysunek 29). Pomiary wykonano przy użyciu śruby mikrometrycznej.



Rysunek 29 Zdjęcie przedstawiające płytki ze stopu Wooda.

Przygotowano 25 płytek, których grubość wystarczyła, by odpowiednio osłabić wiązkę promieniowania fotonowego tj. uzyskać transmisję nie przekraczającą 5 %.

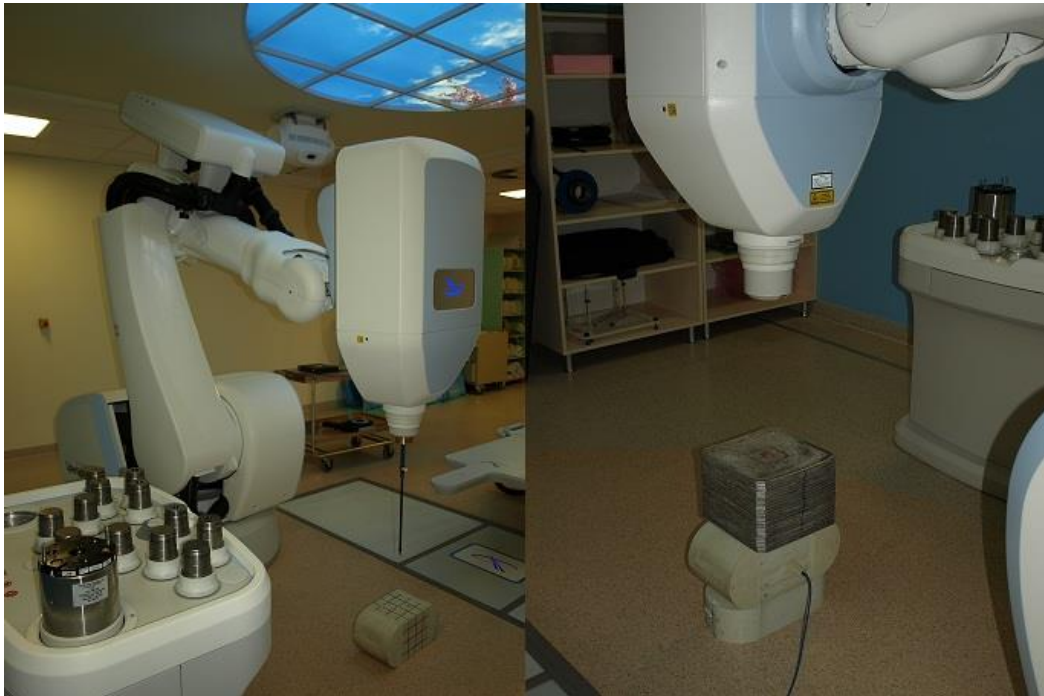
IV.2. Pomiar transmisji wiązki terapeutycznej

Pomiary transmisji promieniowania wykonano zgodnie z raportem TRS-398 [IAEA, 2000], w pierwszej kolejności dla przyspieszacza Clinac Varian 2300, dla pól otwartych o wymiarach 3 cm x 3 cm oraz 10 cm x 10 cm (Rysunek 30). SSD wynosiło 100 cm, komora jonizacyjna umieszczona była w fantomie na głębokości 10 cm. Początkowo wykonano pomiar bez absorbentu, następnie zaś po kolei dokładając po jednej płytce.

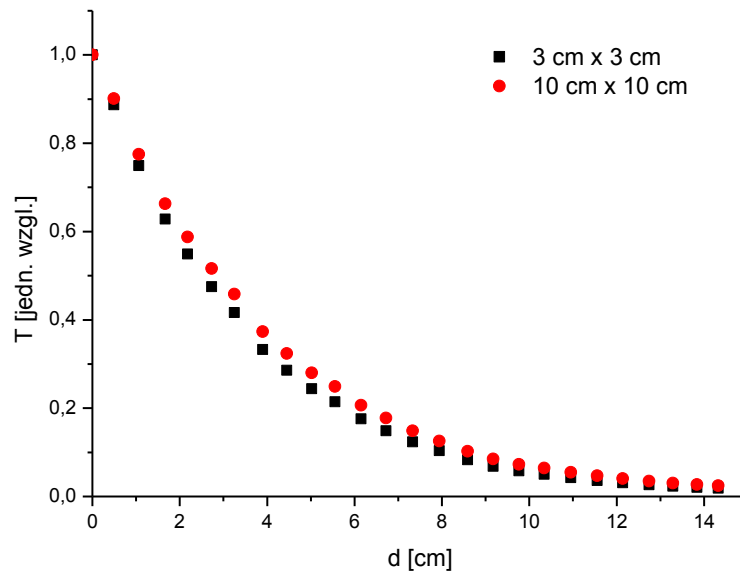


Rysunek 30 Zdjęcia przedstawiające umiejscowienie fantomu I'mRT SCANDITRONIX pod głowicą przyspieszacza Clinac Varian 2300 CD.

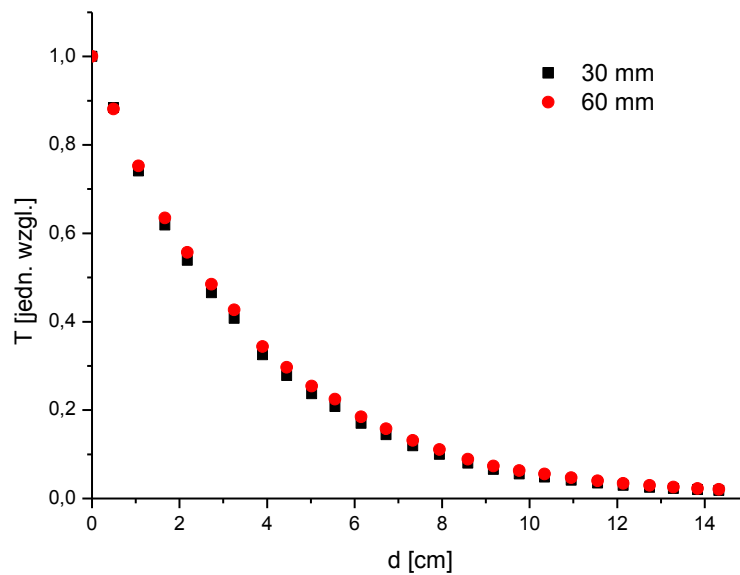
Następnie wykonano analogiczne pomiary dla przyspieszacza CyberKnife (Rysunek 31) dla dwóch pól o średnicy 30 mm oraz 60 mm (użyto kolimatorów stałych). W tym przypadku, zgodnie z zaleceniami producenta SSD wynosiło 80 cm, a komora analogicznie, jak poprzednio umieszczona była na głębokości 10 cm w fantomie.



Rysunek 31 Zdjęcia przedstawiające umiejscowienie fantomu I'mRT SCANDITRONIX pod głowicą przyspieszacza CyberKnife.



Rysunek 32 Zależność transmisji promieniowania w funkcji grubości stopu Wooda dla przyspieszacza Clinac Varian 2300 CD.



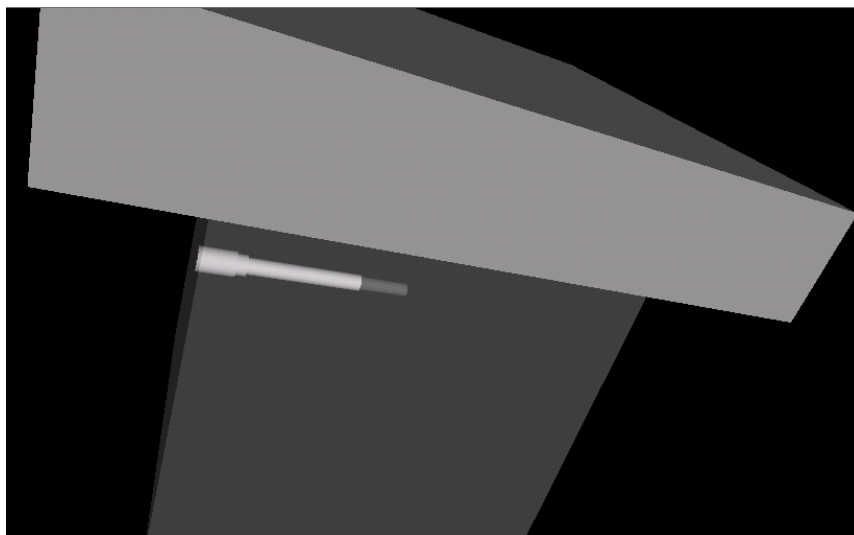
Rysunek 33 Zależność transmisji promieniowania w funkcji grubości stopu Wooda dla przyspieszacza CyberKnife.

Dla każdego z rozpatrywanych pól wyznaczona została transmisja w funkcji grubości stopu Wooda (Rysunek 32-33), która następnie stanowiła bazę dla procesu rekonstrukcji widma energetycznego. Pomiary powtórzono pięciokrotnie, odchylenie standardowe wynosiło średnio 0.5 %.

IV.3. Rekonstrukcja widm energetycznych

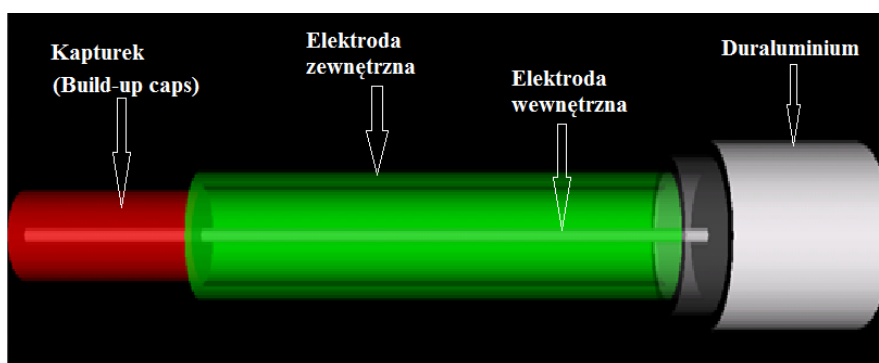
Następnie na podstawie pomiarów transmisji promieniowania dokonano rekonstrukcji widm energetycznych. W tym celu w oparciu o GEANT4 4.9.2. (model *Low Energy*) przygotowany został układ symulacyjny, oddający układ rzeczywisty (Rysunek 34-35).

W przypadku akceleratora Clinac Varian wykorzystano układ symulacyjny stosowany w pierwszej części pracy, zaś w przypadku przyspieszacza CyberKine, ze względu na nieznajomość budowy głowicy (producent utajnia dane; znanym faktem natomiast jest brak filtra wygładzającego), zdecydowano się na symulację samej wiązki o energii 6 MeV i gaussowskim rozkładzie przestrzennym (jak we wcześniejszym przypadku), bez żadnych dodatkowych elementów. Określono jedynie wielkość pola.



Rysunek 34 Wizualizacja komory jonizacyjnej umieszczonej wewnątrz fantomu, na którym ułożona jest warstwa stopu Wooda.

Następnie przeprowadzono symulacje dla różnych energii oraz grubości warstwy absorbentu, dzięki czemu możliwe było odtworzenie pomiarowych krzywych transmisji.



Rysunek 35 Wizualizacja cylindrycznej komory jonizacyjnej typu „Farmer”. Obraz wygenerowany przez program symulacyjny.

Po otrzymaniu wyników symulacji celem dokładnego wyznaczenia zależności współczynnika transmisji od energii, dopasowano metodą najmniejszych kwadratów funkcję do punktów uzyskanych na drodze symulacji. Przy pomocy wyznaczonych zależności funkcyjnych wyznaczono współczynniki transmisji dla przedziałów energetycznych zdefiniowanych co 250 keV i wybranych grubości warstwy osłabiającej wykonanej ze stopu Wooda (co 1 cm).

Wyznaczenie widma energetycznego dla rozważanej wiązki terapeutycznej wykonano za pomocą analizy numerycznej krzywych transmisji.

Korzystając z zależności (4.1) opisującej osłabienie wiązki fotonów:

$$T(x) = \frac{S(x)}{S(0)} = \int_0^{E_{max}} \exp[-\mu(E)x] F(E) dE. \quad (4.1)$$

gdzie:

$S(0)$ – sygnał zmierzony bez absorbentu,

$S(x)$ – sygnał zmierzony z absorbentem o grubości x ,

μ - liniowy współczynnik osłabienia,

$F(E)$ – frakcja sygnału odpowiadająca fotonom z zakresu $(E; E + dE)$,

można określić funkcję transmisji $T(x)$ jako stosunek dawki $D(x)$ zmierzonej z absorbentem do dawki $D(0)$ bez absorbentu:

$$T(x) = \frac{D(x)}{D(0)}. \quad (4.2)$$

Rozpatrując poszczególne grubości warstwy osłabiającej x oraz energie E możemy napisać:

$$T_{x_i} = \frac{D_{x_i}}{D_0} \Rightarrow D_0 T_{x_i} = D_{x_i}. \quad (4.3)$$

A stąd:

$$D_0 T_{x_1} = D_{x_1} = D_{x_1 E_1} + D_{x_1 E_2} + \dots + D_{x_1 E_n},$$

$$D_0 T_{x_2} = D_{x_2} = D_{x_2 E_1} + D_{x_2 E_2} + \dots + D_{x_2 E_n},$$

$$\begin{aligned}
 D_0 T_{x_3} &= D_{x_3} = D_{x_3 E_1} + D_{x_3 E_2} + \dots + D_{x_3 E_n} , \\
 D_0 T_{x_4} &= D_{x_4} = D_{x_4 E_1} + D_{x_4 E_2} + \dots + D_{x_4 E_n} , \\
 &\vdots \\
 D_0 T_{x_m} &= D_{x_m} = D_{x_m E_1} + D_{x_m E_2} + \dots + D_{x_m E_n} .
 \end{aligned} \tag{4.4}$$

Korzystając następnie z zależności (4.5; 4.6):

$$T_{x_i E_i} = \frac{D_{x_i E_i}}{D_{0 E_i}} , \tag{4.5}$$

$$D_{x_i E_i} = T_{x_i E_i} D_{0 E_i} . \tag{4.6}$$

Otrzymano:

$$\begin{aligned}
 D_0 T_{x_1} &= T_{x_1 E_1} D_{0 E_1} + T_{x_1 E_2} D_{0 E_2} + \dots + T_{x_1 E_n} D_{0 E_n} , \\
 D_0 T_{x_2} &= T_{x_2 E_1} D_{0 E_1} + T_{x_2 E_2} D_{0 E_2} + \dots + T_{x_2 E_n} D_{0 E_n} , \\
 &\vdots \\
 D_0 T_{x_m} &= T_{x_m E_1} D_{0 E_1} + T_{x_m E_2} D_{0 E_2} + \dots + T_{x_m E_n} D_{0 E_n} .
 \end{aligned} \tag{4.7}$$

gdzie:

$$E_1 = 0.25 \text{ MeV}; E_2 = 0.5 \text{ MeV}; \dots; E_n = 6 \text{ MeV}.$$

$T_{x_1}, T_{x_2}, \dots, T_{x_m}$ - zostały zmierzone eksperymentalnie,

Natomiast

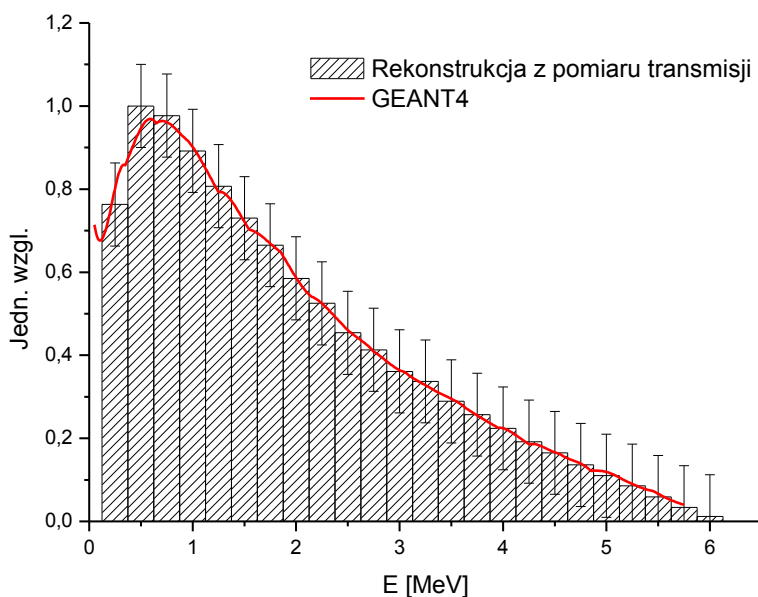
$$\left. \begin{array}{l} T_{x_1 E_1}, T_{x_1 E_2}, \dots, T_{x_1 E_n} \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ T_{x_m E_1}, T_{x_m E_2}, \dots, T_{x_m E_n} \end{array} \right\} - \text{wyznaczono symulacyjnie.}$$

Wyznaczone z układu równań (4.7) wartości D_{0Ei} stanowią składowe widma energetycznego wiązki i zostały aproksymowane metodą najmniejszych kwadratów¹⁴. W tym celu wykorzystano dodatek *Solver* dla programu MS Excel. Minimalizowano sumę kwadratów błędów pomiędzy transmisją zmierzoną przy użyciu płytek ze stopu Wooda, a funkcją aproksymującą. W tym celu, oczywiście należało zdefiniować szereg warunków ograniczających. Podstawowym warunkiem była zgodność powyższych transmisji. Należało także zastosować dodatkowe warunki, opisujące charakter widma oraz stosunki poszczególnych przedziałów energetycznych względem siebie.

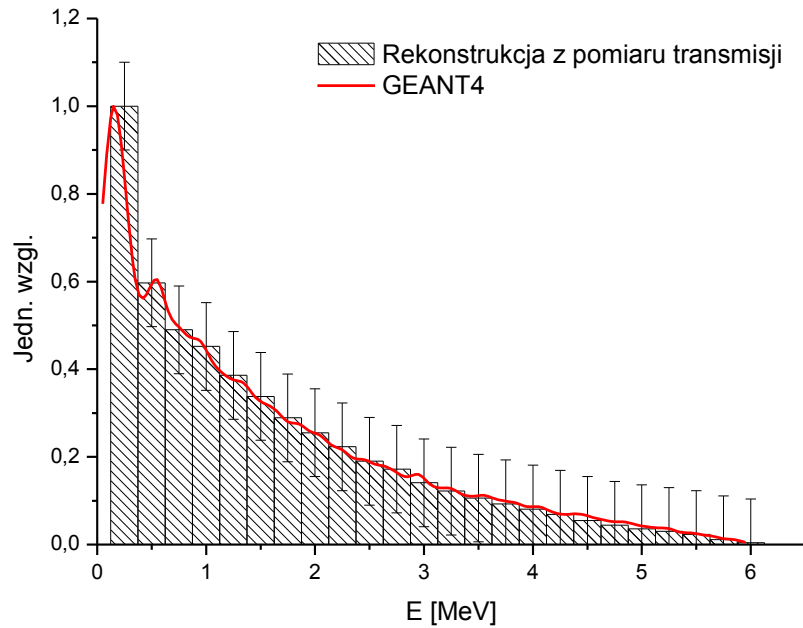
¹⁴ Aproksymacja metodą najmniejszych kwadratów pozwala na uzyskanie rozwiązań przybliżonych na podstawie funkcji znanych i jest szeroko opisywana w literaturze.

IV.4. Widma energetyczne wyznaczone metodą transmisji

Wyznaczone poprzez pomiar transmisji promieniowania X względne widma energetyczne dla Clinaca Variana 2300 CD zostały zestawione z danymi symulacyjnymi, otrzymanymi przy użyciu oprogramowania GEANT4, wyznaczonymi w fantomie wodnym na głębokości 10 cm (Rysunek 36-37). Pozwala na to niewielka różnica gęstości pomiędzy fantomem polistyrenowym, w którym wykonywane były pomiary, a środowiskiem wodnym, dla którego wykonywano symulacje.

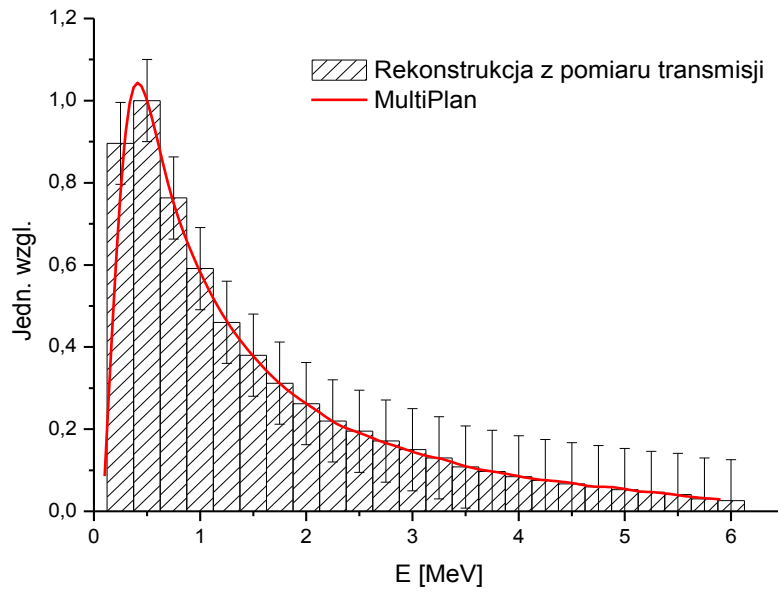


Rysunek 36 Zestawienie widm energetycznych otrzymanych w wyniku pomiarów transmisji oraz danych symulacyjnych dla Clinaca Variana, dla pola 3 cm x 3 cm.

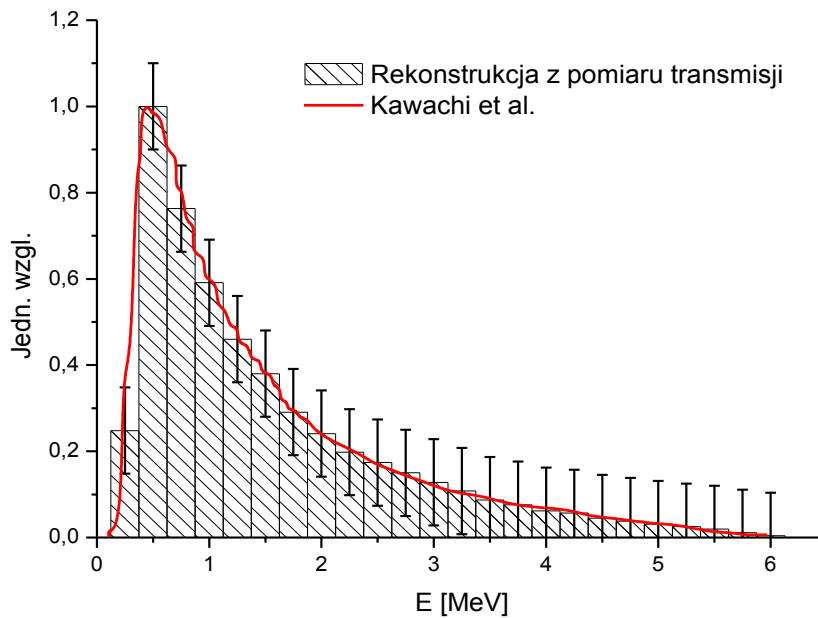


Rysunek 37 Zestawienie widm energetycznych otrzymanych w wyniku pomiarów transmisji oraz danych symulacyjnych dla Clinac Variana, dla pola 10 cm x 10 cm.

W przypadku przyspieszacza CyberKnife widmo energetyczne dla pola o średnicy 30 mm porównano z widmem pochodzącym z TPS firmy *Accuray* – *MultiPlan*, zaś widmo dla pola o średnicy 60 mm – z danymi literaturowymi [Kawachi, *Reference dosimetry condition and beam quality correction factor for CyberKnife beam*] (Rysunek 38-39).



Rysunek 38 Zestawienie widm energetycznych otrzymanych w wyniku pomiarów transmisji oraz danych pochodzących z systemu MultiPlan dla CyberKnife, dla pola 30 mm.



Rysunek 39 Zestawienie widm energetycznych otrzymanych w wyniku pomiarów transmisji oraz danych literaturowych dla CyberKnife, dla pola 60 mm [Kawachi, *Reference dosimetry condition and beam quality correction factor for CyberKnife beam*].

Współczynniki korelacji dla wszystkich przypadków bliskie są jedności. Dla przyspieszacza Clinac Varian 2300 CD dla pola 3 cm x 3 cm wynosi on 0.975, zaś dla pola 10 cm x 10 cm - 0.961. W przypadku przyspieszacza CyberKnife dla pola o średnicy 30 mm - 0.971, a dla pola o średnicy 60 mm - 0.978. Dodatkowo współczynnik korelacji dla wyników uzyskanych przy użyciu oprogramowania GEANT4, a wyników uzyskanych w toku rekonstrukcji wynosi odpowiednio: 0.996 oraz 0.995.

Błąd w omawianym przykładzie wynosi 10 % i wynika z mnogości czynników, m.in. faktu, iż płytki wylewane były, a następnie wyrównywane przy pomocy pilników do metalu ręcznie, a także z powodu braku szczegółowych danych dotyczących dokładnego składu chemicznego zastosowanego stopu, gdyż zanieczyszczenia składu chemicznego absorbentu mogły mieć wpływ na współczynnik pochłaniania promieniowania – sumaryczny błąd wynosił 5 %. Następnym czynnikiem była niepewność pomiaru transmisji promieniowania, a dalej dopasowania krzywych, wynikająca z dyskretnego podziału skali energii. W tym przypadku wynosiły one także 5 %.

Omawiana metoda eksperymentalna może być z powodzeniem stosowana do szacowania widm energetycznych, a jej dokładność zależy m.in. od podziału skali energii. Metoda symulacyjna zaś pozwala na uzyskanie pewnych wyników w dość krótkim czasie, oczywiście pod warunkiem znajomości geometrii głowicy akceleratora – jej skuteczności i poprawności dowiedziono w niniejszej pracy.

V. Podsumowanie

Informacje uzyskane w toku pracy są niezwykle ważne z punktu widzenia planowania i powodzenia całego procesu terapeutycznego. W aktualnie stosowanych w centrach onkologicznych systemach planowania leczenia producenci bazują na widmach energetycznych wyznaczonych w powietrzu (np. AAA¹⁵). W swojej pracy wykazałam, iż charakterystyki te zależą od rodzaju ośrodka, a także od wymiarów geometrycznych pola oraz stosowanych akcesoriów. Ponadto szczegółowe widma energetyczne uzyskane dla środowiska, jakim jest woda, a zatem dobrego przybliżenia ciała ludzkiego, wpłyną na precyzyjniejsze określenie dawki poza polem napromieniania. Jest to istotne z punktu widzenia ochrony OAR¹⁶, jak i powodzenia całego procesu terapeutycznego. Dodatkowym zadaniem było rozbudowanie metod dozymetrycznych stosowanych w klasycznej radioterapii.

Prowadzone badania miały na celu opracowanie bazy danych zawierającej kompleksowe informacje na temat widm energetycznych wiązek terapeutycznych dla wszystkich liniowych akceleratorów medycznych stosowanych w polskich ośrodkach onkologicznych i niewątpliwie będą kontynuowane dla innych typów przyspieszaczy i warunków napromieniania.

Znajomość widm terapeutycznych akceleratorowych wiązek promieniowania fotonowego w materiale fantomowym, wzdłuż osi głównej wiązki jest niezbędna dla:

¹⁵ *Anisotropic Analytical Algorithm* (AAA) – jeden z algorytmów stosowany w systemach planowania leczenia (TPS).

¹⁶ OAR (ang. *organs at risk*).

- określenia bezwzględnej wartości dawki promieniowania na dowolnej głębokości napromienianego środowiska,
- zaawansowanych systemów planowania leczenia,
- projektowania głowic akceleratorów terapeutycznych,

przy czym zależą one ściśle od potencjału nominalnego wiązki i od konstrukcji głowicy.

Uzyskane wyniki symulacyjne są zatem reprezentatywne dla całej rodziny akceleratorów typu Clinac (tj. Clinac 2100, 1800, 21EX i 23EX), ponieważ wszystkie one posiadają identyczny układ kształtowania wiązki. Ponadto, uzyskane widma mogą być zaadoptowane dla innych typów linaków, o ile rozkłady dawki głębokościowej w osi wiązki oraz profile są zbliżone do prezentowanych w niniejszej pracy.

Widma energetyczne zrekonstruowane z kolei dla przyspieszacza CyberKnife stanowią jedną z pierwszych, jeżeli nie jedyną, tego typu próbę.

Warto również zaznaczyć, iż w Polsce nie ma żadnej grupy, która zajmowałaby się tym problemem w oparciu o obliczenia Monte Carlo. Przeprowadzone w ramach pracy doktorskiej badania są zatem całkowicie nowatorskim pomysłem.

VI. Dodatki

Literatura

AAPM TG-21, *A protocol for the determination of absorbed dose from high-energy photon and electron beams*, Med. Phys. 10, 741, 1983.

Agostinelli S., *Geant4—a simulation toolkit*, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A 506 (2003) 250–303.

Agostinelli S., *Medical applications of the GEANT4 toolkit*, INFN/AE-00/08, 2000.

Ali E S M, Rogers D W O, *Functional forms for photon spectra of clinical linacs*, Phys. Med. Biol. 57 (2012) 31–50.

Andreo P., *Absorbed dose beam quality factors for the dosimetry of high-energy photon beams*, Phys. Med. Biol. 1992. Vol 37, No 12, 2189-2211.

Andreo P., *Stopping power data for high-energy photon beams*, Phys. Med. Biol. 1986, Vol. 31, No. 8, 839-858.

Araki F., *Monte Carlo study of a Cyberknife stereotactic radiosurgery system*, Med. Phys. 33 (8), August 2006.

Archer B., *A Laplace transform pair model for spectral reconstruction*, Med. Phys. 9 (6), 1982.

Archer B., *Application of a Laplace transform pair model for high-energy x-ray spectral reconstruction*, Med. Phys. 12 (5), 1985.

Aubin J. St., *An integrated 6 MV linear accelerator model from electron gun to dose in a water tank*, Med. Phys. 37 (5), 2010.

Baker C.R., Peck K.K., *Reconstruction of 6 MV photon spectra from measured transmission including maximum energy estimation*, Phys. Med. Biol. 42 (1997) 2041–2051.

Baker C.R., *Reconstruction of megavoltage photon spectra by attenuation analysis*, Phys. Med. Biol. 40, 529-542, 1995.

Bloch P., McDonough J., *Extraction of the photon spectra from measured beam parameters*, Med. Phys. 25 (5), 1998.

Candiano G., *Medical physics applications of the GEANT4 Monte Carlo toolkit*, INFN Laboratori Nazionali del Sud, Catania, Italy, LNS Activity Report 2007, 186–189.

Carrier J.-F., Archambault L., Beaulieu L., *Validation of GEANT4, an object-oriented Monte Carlo toolkit, for simulations in medical physics*, Med. Phys. 31(3), 2004.

Catala A., Francois P., *Reconstruction of 12MV bremsstrahlung spectra from measured transmission data by direct resolution of the numeric system $AF=T$* , Med. Phys. 22 (1), 1995.

Chofor N., Harderc D., Willborn K., Rühmann A., Poppe B., *Low-energy photons in high-energy photon fields – Monte Carlo generated spectra and a new descriptive parameter*, Z. Med. Phys. 21 (2011) 183–197.

Deng J., *Commissioning 6 MV photon beams of a stereotactic radiosurgery system for Monte Carlo treatment planning*, Med. Phys. 30 (12), 2003.

Deng J., Jiang Steve B., Pawlicki T., Li J., *Derivation of electron and photon energy spectra from electron beam central axis depth dose curves*, Phys. Med. Biol. 46 (2001) 1429–1449.

Ding George X, *Beam characteristics and stopping-power ratios of small radiosurgery photon beams*, Phys. Med. Biol. 57 (2012) 5509–5521.

Ding George X, *Energy spectra, angular spread, fluence profiles and dose distributions of 6 and 18 MV photon beams: results of Monte Carlo simulations for a Varian 2100EX accelerator*, Phys. Med. Biol. 47 (2002) 1025–1046.

Faddegon Bruce A., *Benchmarking of Monte Carlo simulation of bremsstrahlung from thick targets at radiotherapy energies*, Med. Phys. 35 (10), 2008.

Fippel M., *A virtual photon energy fluence model for Monte Carlo dose calculation*, Med. Phys. 30 (3), 2003.

Fix Michael K., *Simple beam models for Monte Carlo photon beam dose calculations in radiotherapy*, Med. Phys. 27 (12), 2000.

Francois P., Catala A., *Simulation of x-ray spectral reconstruction from transmission data by direct resolution of the numeric system $AF=T$* , Med. Phys. 20 (6), 1993.

Francois P., Coste F., Bonnet J., *Validation of reconstructed bremsstrahlung spectra between 6 MV and 25 MV from measured transmission data*, Med. Phys. 24 (5), 1997.

Gleichgewicht B., *Algebra*, PWN, Warszawa, 1983

Hammersley J.M., *Monte Carlo methods*, Methuen's monographs, London, 1964.

Hartmann Siantar, C.L., *Description and dosimetric verification of the PEREGRINE Monte Carlo dose calculation system for photon beams incident on a water phantom*, Med. Phys. 28 (7), 2001.

Hinson W. H., Kearns W. T., deGuzman A. F., *Photon spectral characteristics of dissimilar 6 MV linear accelerators*, Med. Phys. 35 (5), 2008.

Huang P., *Reconstruction of 4MV bremsstrahlung spectra from measured transmission data*, Med. Phys. 10 (6), 1983.

Huang P., *Simulation studies of 4MV X-ray spectral reconstruction by numerical analysis of transmission data*, Med. Phys. 9 (5), 1982.

Huang P., *Spectral characterization of 4MV bramsstrahlung by attenuation analysis*, Med. Phys. 8 (3), 1981.

IAEA TRS-398, *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water*, 2000.

IAEA, *Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams*, 1987.

Iwasaki A., *A practical method for estimating high-energy X-ray spectra using the iterative perturbation principle proposed by Waggener*, Radiation Physics and Chemistry 67 (2003) 81–91.

Johnsson S A, *On beam quality and stopping power ratios for high-energy x-rays*, Phys. Med. Biol. 45 (2000) 2733–2745.

Juste B., *Uncertainty and sensitivity analysis of the effect of the mean energy and FWHM of the initial electron fluence on the Bremsstrahlung photon spectra of linear accelerators*, Applied Radiation and Isotopes 70 (2012) 1267–1271.

Kawachi T., *Reference dosimetry condition and beam quality correction factor for CyberKnife beam*, Med. Phys. 35 (10), 2008.

Keall Paul J., Siebers Jeffrey V., Libby B., Mohan R., *Determining the incident electron fluence for Monte Carlo-based photon*, Med. Phys. 30 (4), 2003.

Kleinschmidt C., *Analytical considerations of beam hardening in medical accelerator photon spectra*, Med. Phys. 26 (9), 1999.

Klimanov V. A., *State of the art and development prospect for radiotherapy computation methods*, Atomic Energy, Vol. 85, No. 4, 1998.

Konefał A., *Influence of the radiation field size and the depth in irradiated medium on energy spectra of the 6 MV X-ray beams from medical linac*, Polish Journal of Environmental Studies, Series of Monographs 1, 115-118, 2010.

Konefał A., Orlef A., Zipper W., Maniakowski Z., *The use of the new Monte Carlo software packet called GEANT4 for the calculations of the doses from the X-rays outside the primary beam*, Physica Medica, Vol. XX, Supplement 1, 2004.

Konefał A., *Symulacje metodą Monte Carlo za pomocą oprogramowania GEANT4*, Postępy Fizyki, Tom 57, Zeszyt 6, 2006.

Krmar M., Slivka J., *A new method for the measurement of bremsstrahlung spectra*, Phys. Med. Biol. 38 (1993) 533-544.

Landry Danny J., *Measurements of accelerator bremsstrahlung spectra with a high-efficiency Ge detector*, Med. Phys. 18 (3), 1991.

Levy Louis B., *Experimental and calculated bremsstrahlung spectra from a 25-MeV linear accelerator and a 19-MeV betatron*, Medical Physics, Vol. 1, No. 2, 1974.

Levy Louis B., *Measurement of primary bremsstrahlung spectrum from an 8-MeV linear accelerator*, Med. Phys. Vol. 3, No. 3, 1976.

Li G., *Photon Energy Spectrum Reconstruction Based on Monte Carlo and Measured Percentage Depth Dose in Accurate Radiotherapy*, Nuclear Science and Technology, Vol. 2, pp.160-164 (2011).

Lovelock D. M. J., *A Monte Carlo model of photon beams used in radiation therapy*, Med. Phys. 22 (9), 1995.

Lye J E, *Spectral differences in 6 MV beams with matched PDDs and the effect on chamber response*, Phys. Med. Biol. 57 (2012) 7599–7614.

Łobodziec W., *Dozymetria promieniowania jonizującego w radioterapii*, Wydawnictwo Uniwersytetu Śląskiego, Katowice 1999.

Malicki J., Łobodziec W., Śłosarek K., *Model oszacowania rozkładu energetycznego wiązki promieniowania X wytwarzanej w liniowym przyspieszaczu elektronów*, Post. Fiz. Med., 1989, 24, 3, 163-171.

Marshall Mark G., *Matching the 6MV photon beam characteristics of two dissimilar linear accelerators*, Med. Phys. 20 (6), 1993.

Mayles P., Nahum A., Rosenwald J C., *Handbook of Radiotherapy Physics Theory and Practice*, Taylor & Francis Group, 2007.

Mesbahi A., Fix M., *Monte Carlo calculation of Varian 2300C/D Linac photon beam characteristics: a comparison between MCNP4C, GEANT3 and measurements*, Applied Radiation and Isotopes 62 (2005), 469 – 477.

Mesbahi A., Mehnati P., Keshtkar A., *A comparative Monte Carlo study on 6MV photon beam characteristics of Varian 21EX and Elekta SL-25 linacs*, Iran. J. Radiat. Res., 2007; 5 (1): 23-30.

Mohan R., Chui C., Lidofsky L., *Energy and angular distributions of photons from medical linear accelerators*, Med. Phys. 12 (5), 1985.

Piermattei A., *A study of quality of bremsstrahlung spectra reconstructed from transmission measurements*, Med. Phys. 17 (2), 1990.

Poon E., Verhaegen F., *Accuracy of the photon and electron physics in GEANT4 for radiotherapy applications*, Med. Phys. 32 (6), 2005.

Popa R., Dumitrache M., Ciovlita A., *A comparative study on 6 MeV photon beam percentage depth dose of Varian Clinac 2300 C/D, Elekta Synergy Platform and Siemens Primus linacs*, Romanian Reports in Physics, Vol. 64, No. 4, P. 997–1010, 2012.

Sauer O., Neumann M., *Reconstruction of high-energy bremsstrahlung spectra by numerical analysis of depth-dose data*, Radiotherapy and Oncology, 18 (1990) 39-47.

Scharf W., *Akcelerator biomedyczne*, Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa 1994.

Serrano B., *Monte Carlo simulation of a medical linear accelerator for radiotherapy use*, Radiation Protection Dosimetry (2006), Vol. 119, No. 1–4, pp. 506–509.

Sheikh-Bagheri D., Rogers D. W. O., *Monte Carlo calculation of nine megavoltage photo beam spectra using the BEAM code*, Med. Phys. 29 (3), 2002.

Sheikh-Bagheri D., Rogers D. W. O., *Sensitivity of megavoltage photon beam Monte Carlo simulations to electron beam and other parameters*, Med. Phys. 29 (3), 2002.

Stampanoni M., Fix M., *Computer algebra for x-ray spectral reconstruction between 6 and 25 MV*, Med. Phys. 28 (3), 2001.

Stewart Bernard W., Wild Christopher P., *World Cancer Report 2014*, IARC, WHO

Tome WA, *On the calculation of mean restricted collision stopping powers*, Med. Phys. 25 (5), 1998.

Tzedakis A., *Influence of initial electron beam parameters on Monte Carlo calculated absorbed dose distributions for radiotherapy photon beams*, Med. Phys. 31 (4), 2004.

Verhaegen F., *Monte Carlo modelling of a virtual wedge*, Phys. Med. Biol. 44 (1999) N251–N259.

Verhaegen F., *Monte Carlo modelling of external radiotherapy photon beams*, Phys. Med. Biol. 48 (2003) R107–R164.

Weinzierl S., *Introduction to Monte Carlo methods*, NIKHEF-00-012, 2000.

Williams M. L., Sajo E., *Deterministic calculations of photon spectra for clinical accelerator targets*, Med. Phys. 29 (6), 2002.

Spis rysunków

Rysunek 1 Wizualizacja akceleratora Clinac Varian 2300 wraz z pacjentem leżącym na stole terapeutycznym.	13
Rysunek 2 Clinac Varian 2300 CD wraz z fantomem wodnym przygotowanym do pomiarów.	17
Rysunek 3 Wizualizacja układu kolimacyjnego akceleratora oraz fantomu z układem detektorów logicznych.	20
Rysunek 4 Schemat klina stalowego o kącie 15° - widok z boku.	21
Rysunek 5 Wizualizacja układu kolimacyjnego akceleratora wraz z klinem 15°	21
Rysunek 6 Wizualizacja układu kolimacyjnego wraz z klinem stalowym o kącie 15° oraz fantomem, wraz z odległościami od źródła promieniowania.	22
Rysunek 7 Porównanie eksperymentalnego oraz symulacyjnego rozkładu głębokościowego dawki względnej $D_{wzgl.}$ dla pola 3 cm x 3 cm, z uwzględnieniem różnic procentowych R.	25
Rysunek 8 Porównanie eksperymentalnego oraz symulacyjnego rozkładu głębokościowego dawki względnej $D_{wzgl.}$ dla pola 3 cm x 3 cm z klinem 15° , z uwzględnieniem różnic procentowych R.	26
Rysunek 9 Porównanie eksperymentalnego oraz symulacyjnego rozkładu głębokościowego dawki względnej $D_{wzgl.}$ dla pola 10 cm x 10 cm, z uwzględnieniem różnic procentowych R.	26
Rysunek 10 Porównanie eksperymentalnego oraz symulacyjnego rozkładu głębokościowego dawki względnej $D_{wzgl.}$ dla pola 10 cm x 10 cm z klinem 15° , z uwzględnieniem różnic procentowych R.	27
Rysunek 11 Porównanie eksperymentalnego oraz symulacyjnego rozkładu głębokościowego dawki względnej $D_{wzgl.}$ dla pola 40 cm x 40 cm, z uwzględnieniem różnic procentowych R.	27
Rysunek 12 Wizualizacja ułożenia binów logicznych na potrzeby wyznaczenia profili wiązki.	29
Rysunek 13 Zestawienie profili zmierzonych oraz wyznaczonych przy pomocy programu symulacyjnego dla różnych energii na głębokości 1.5 cm.	30

Rysunek 14 Zestawienie profili zmierzonych oraz wyznaczonych przy pomocy programu symulacyjnego dla różnych energii na głębokości 5 cm.	30
Rysunek 15 Zestawienie widm energetycznych dla pól otwartych na głębokości 10 cm.....	32
Rysunek 16 Widma energetyczne dla pola otwartego 3 cm x 3 cm dla wybranych głębokości.	33
Rysunek 17 Widma energetyczne dla pola otwartego 10 cm x 10 cm dla wybranych głębokości.	33
Rysunek 18 Widma energetyczne dla pola otwartego 40 cm x 40 cm dla wybranych głębokości.	34
Rysunek 19 Widma energetyczne dla pola otwartego oraz klinowanego 3 cm x 3 cm na głębokości 10 cm.	35
Rysunek 20 Widma energetyczne dla pola otwartego oraz klinowanego 10 cm x 10 cm na głębokości 10 cm.	35
Rysunek 21 Widma energetyczne w poprzek osi głównej wiązki na głębokości 1.5 cm dla pola 40 cm x 40 cm.	36
Rysunek 22 Widma energetyczne w poprzek osi głównej wiązki na głębokości 5 cm dla pola 40 cm x 40 cm.	36
Rysunek 23 Przykładowe umiejscowienie oraz rozpatrywane rozmiary binów dla wybranych warunków symulacyjnych.	37
Rysunek 24 Widma energetyczne na głębokości 1 cm dla dwóch binów o różnej objętości, zarejestrowanych dla pola 10 cm x 10 cm.	38
Rysunek 25 Porównanie widm energetycznych dla kodu GEANT4 oraz BEAM [Sheikh-Bagheri, <i>Monte Carlo calculation of nine megavoltage photo beam spectra using the BEAM code</i>].	39
Rysunek 26 Wykres zależności średniej energii E_0 w osi wiązki od głębokości dla pól otwartych.	42
Rysunek 27 Wykres zależności średniej energii E_0 w osi wiązki od głębokości dla pól otwartych oraz z użyciem klina 15°.	43
Rysunek 28 Wykres zależności średniej energii E_0 w odległości od osi głównej wiązki dla dwóch wybranych głębokości dla pola 40 cm x 40 cm.	45
Rysunek 29 Zdjęcie przedstawiające płytki ze stopu Wooda.	48

Rysunek 30 Zdjęcia przedstawiające umiejscowienie fantomu I'mRT SCANDITRONIX pod głowicą przyspieszacza Clinac Varian 2300 CD.	50
Rysunek 31 Zdjęcia przedstawiające umiejscowienie fantomu I'mRT SCANDITRONIX pod głowicą przyspieszacza CyberKnife.....	51
Rysunek 32 Zależność transmisji promieniowania w funkcji grubości stopu Wooda dla przyspieszacza Clinac Varian 2300 CD.....	52
Rysunek 33 Zależność transmisji promieniowania w funkcji grubości stopu Wooda dla przyspieszacza CyberKnife.....	52
Rysunek 34 Wizualizacja komory jonizacyjnej umieszczonej wewnątrz fantomu, na którym ułożona jest warstwa stopu Wooda.	54
Rysunek 35 Wizualizacja cylindrycznej komory jonizacyjnej typu „Farmer”. Obraz wygenerowany przez program symulacyjny.	55
Rysunek 36 Zestawienie widm energetycznych otrzymanych w wyniku pomiarów transmisji oraz danych symulacyjnych dla Clinaca Variana, dla pola 3 cm x 3 cm..	59
Rysunek 37 Zestawienie widm energetycznych otrzymanych w wyniku pomiarów transmisji oraz danych symulacyjnych dla Clinaca Variana, dla pola 10 cm x 10 cm.	60
Rysunek 38 Zestawienie widm energetycznych otrzymanych w wyniku pomiarów transmisji oraz danych pochodzących z systemu MultiPlan dla CyberKnife, dla pola 30 mm.	61
Rysunek 39 Zestawienie widm energetycznych otrzymanych w wyniku pomiarów transmisji oraz danych literaturowych dla CyberKnife, dla pola 60 mm [Kawachi, <i>Reference dosimetry condition and beam quality correction factor for CyberKnife beam</i>].	61

Spis tabel

Tabela 1 Średnia energia E_0 i całkowita liczba fotonów TNPh (*Total Number of Photons*) docierających do binu (1.41 cm^3) na jeden milion elektronów uderzających w target w funkcji głębokości d w wodzie dla różnych pól napromieniowania.41

Tabela 2 Średnia energia E_0 i całkowita liczba fotonów TNPh (*Total Number of Photons*) docierających do binu (1.41 cm^3) na jeden milion elektronów uderzających w target w funkcji odległości od głównej osi wiązki na głębokości 1.5 cm i 5 cm w wodzie dla wiązki szerokiej o polu napromieniowania 40 cm x 40 cm.44

Streszczenie

Znajomość widm energetycznych dla akceleratorów biomedycznych stosowanych w radioterapii ma kluczowe znaczenie dla nowoczesnych systemów planowania leczenia nowotworów. Wyznaczenie ich dla ośrodka wzorcowego, jakim jest woda, nastęrcza wiele trudności. Dlatego też w pierwszym etapie badań zdecydowano się na wykonanie symulacji komputerowych, w oparciu o oprogramowanie GEANT4, wykorzystujące metodę Monte Carlo. Obliczono widma energetyczne dla akceleratora Clinac Varian 2300, dla wiązki o energii 6 MV, dla różnych pól napromieniania (otwartych oraz z użyciem klina stalowego 15°): 3 cm x 3 cm, 10 cm x 10 cm oraz 40 cm x 40 cm. Wyniki powyższe zostały skonfrontowane z wynikami pomiarów rozkładów dawki głębokościowej wzdłuż osi głównej wiązki oraz profili dla wybranego typu akceleratora, a także z wynikami symulacyjnymi uzyskanymi przy użyciu kodu BEAM. Uzyskano zgodność powyższych rozkładów, w związku z czym przystąpiono do wyznaczenia widm energetycznych oraz średniej energii wzdłuż, jak i w poprzek osi głównej wiązki. W drugim etapie wykonano pomiar krzywych transmisji promieniowania X dla akceleratora Clinac Varian 2300 CD oraz przyspieszacza CyberKnife przy użyciu płytek ze stopu Wooda. Na tej podstawie następnie dokonano rekonstrukcji widm energetycznych dla wymienionych wyżej przyspieszaczy, dla różnych warunków napromieniania.

Uzyskane wyniki symulacyjne są reprezentatywne dla całej rodziny akceleratorów typu Clinac (tj. Clinac 2100, 1800, 21 EX i 23 EX), ponieważ wszystkie one posiadają identyczny układ kształtowania wiązki. Ponadto, mogą być zaadoptowane dla innych typów linaków, w przypadku zgodności rozkładów dawki głębokościowej w osi wiązki oraz profili.

Abstract

There is a lack of extensive data comprising energy spectra of high energy X-ray therapeutic beams used in teleradiotherapy, generated by medical linear accelerators. The energy spectra are not easy to determine because the experimental methods are very difficult to perform whereas the Monte Carlo calculations need a suitable computer power. Authors are usually presenting X-ray spectra that are determined in the air. However, the spectra in the air cannot be generally used to characterize accurately beam quality in another irradiated medium. In my investigations the energy spectra for the 6 MV X-ray beam were determined along the beam central-axis in the air and water - a medium recommended by the dosimetry protocols. The spectra were derived using the Monte Carlo method for open (3 cm x 3 cm, 10 cm x 10 cm and 40 cm x 40 cm) and wedged fields (3 cm x 3 cm and 10 cm x 10 cm) from Clinac Varian 2300. The simulation programs were verified by comparing the calculated depth-dose characteristics and profiles (for various primary energies) with already measured characteristics and profiles with use of the Markus ionization chamber and also by comparing calculated spectra and characteristics presented by different authors. This work showed that the shapes of spectra from different medical linacs depends strongly on the radiation field size and depth in water phantom. The second stage was reconstruction of energy spectra from measurements of transmission of X-ray beam. Measurements were performed by using Wood's metal for Clinac Varian 2300 CD and CyberKnife for few radiation field sizes.

A detailed knowledge of the energy spectra of therapeutic beams from medical linacs is essential for calculating of the stopping power ratios or the beam quality correction factors and for dose calculation algorithms in advanced treatment planning systems, for investigations of treatment machine head design etc.