

**Uniwersytet Śląski w Katowicach**  
Wydział Nauk Ścisłych i Technicznych  
Instytut Fizyki im. Augusta Chełkowskiego

Wioletta Lniak-Szulińska

**ROZPRAWA DOKTORSKA**

Opracowanie osłony pochłaniającej neutrony termiczne  
dla implantowanych urządzeń kardiologicznych

Promotor: dr hab. Adam Konefał, prof. UŚ

Chorzów 2026

*Pragnę złożyć wyrazy wdzięczności Panu profesorowi  
dr hab. Adamowi Konefałowi za zaangażowanie, nieocenioną pomoc  
merytoryczną oraz wspianą atmosferę podczas realizacji pracy  
doktorskiej.*

*Pragnę podziękować także ukochanym rodzicom, mężowi  
i przyjaciołom, którzy zawsze mnie wspierali i we mnie wierzyli.*

*„Nauka leży u podstaw każdego postępu,  
który ułatwia życie ludzkie i zmniejsza jego cierpienia.”*

*Maria Skłodowska-Curie*

# Spis treści

<b>1. WPROWADZENIE I CEL PRACY .....</b>	<b>6</b>
<b>2. PROMIENIOWANIE NEUTRONOWE .....</b>	<b>9</b>
2.1. Charakterystyka i detekcja promieniowania neutronowego .....	9
2.2. Promieniowanie neutronowe w radioterapii .....	11
2.3. Wpływ promieniowania na implantowane urządzenia do elektroterapii serca .....	16
<b>3. PROJEKT OSŁONY .....</b>	<b>21</b>
<b>4. SYMULACJE KOMPUTEROWE .....</b>	<b>25</b>
4.1. Metoda Monte Carlo .....	25
4.2. Zastosowanie metody Monte Carlo w fizyce neutronów .....	29
4.3. Środowisko programistyczne Geant4 .....	34
<b>5. STOSOWANE METODY BADAŃ I ANALIZY DANYCH.....</b>	<b>38</b>
5.1. Struktura programów symulacyjnych.....	38
5.2. Przygotowanie prototypu zaprojektowanej osłony .....	51
5.3. Pomiar względny strumienia neutronów i fotonów .....	52
5.4. Spektroskopia promieniowania gamma .....	55
5.4.1. Pomiar fluencji neutronów termicznych .....	56
5.4.2. Pomiar absorpcji promieniowania gamma w osłonie .....	57
<b>6. UZYSKANE WYNIKI I ICH ANALIZA .....</b>	<b>60</b>
6.1. Wyniki symulacji komputerowych .....	60
6.2. Wyniki pomiaru strumienia neutronów i fotonów .....	63
6.3. Wyniki pomiaru fluencji neutronów .....	64
6.4. Wyznaczanie współczynnika osłabienia promieniowania gamma w osłonie .....	65
<b>7. WNIOSKI.....</b>	<b>71</b>
<b>BIBLIOGRAFIA .....</b>	<b>73</b>
<b>SPIS ILUSTRACJI.....</b>	<b>83</b>
<b>SPIS TABEL .....</b>	<b>86</b>
<b>SPIS KODÓW ŹRÓDŁOWYCH .....</b>	<b>87</b>

<b>STRESZCZENIE.....</b>	<b>88</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>90</b>
<b>POTWIERDZENIE ZGŁOSZENIA PATENTOWEGO.....</b>	<b>91</b>

# 1. Wprowadzenie i cel pracy

Dane Głównego Urzędu Statystycznego z 2021 roku pokazują, że choroby układu krążenia stanowią w Polsce najczęstszą przyczynę zgonów, wyprzedzając choroby nowotworowe, zajmujące drugą pozycję [1]. Z raportu Krajowego Rejestru Nowotworów wynika, że w 2019 roku odnotowano 171218 przypadków zachorowań na nowotwory [2]. Czynniki takie jak nieprawidłowa dieta, zanieczyszczenie powietrza, palenie tytoniu oraz spożywanie alkoholu, zwiększają ryzyko zachorowania zarówno na raka, jak i choroby sercowo-naczyniowe [3, 4]. Ze względu na powszechność wspomnianych chorób często zdarza się ich współwystępowanie. Konieczne staje się stosowanie radioterapii u pacjentów obciążonych kardiologicznie, posiadających implantowane układy stymulujące pracę serca.

Pomimo dużego postępu osiągniętego w radioterapii w ciągu ostatnich kilkunastu lat wiele problemów nie zostało wciąż ostatecznie rozwiązanych. Jednym z nich jest zanieczyszczenie neutronami wysokoenergetycznych terapeutycznych wiązek promieniowania X i elektronów stosowanych w radioterapii. Produkcja neutronów dotyczy liniowych akceleratorów medycznych, najczęściej stosowanych obecnie urządzeń do wytwarzania wiązek terapeutycznych w radioterapii. Współczesne akceleratory medyczne możemy podzielić zasadniczo na dwie grupy. Pierwszą grupę stanowią akceleratory o potencjale nominalnym nieprzekraczającym 6 megawoltów, wytwarzające wiązki promieniowania X (najczęściej 4 MV lub 6 MV), stosowane do napromieniowań nowotworów zlokalizowanych blisko powierzchni ciała. Druga grupa to akceleratory wieloenergetyczne generujące wiązki elektronowe i promieniowanie X o energii maksymalnej dochodzącej nawet do kilkudziesięciu MeV, mające znacznie szerszy zakres zastosowania. O zastosowaniu wiązek terapeutycznych decydują rozkłady dawek głębokościowych, czyli dawek określonych w fantomie wodnym [5]. W radioterapii obecnie stosowane są wiązki elektronowe o energii nieprzekraczającej 25 MeV i wiązki promieniowania X o potencjałach nominalnych nie większych od 20 MV. Ze względu na energię wytwarzanych wiązek, neutrony będą towarzyszyć głównie pracy akceleratorów wieloenergetycznych. Najnowsze badania wykazały także obecność neutronów w trakcie emisji wiązek o potencjale nominalnym

6 MV [6]. Neutrony wytwarzane są w reakcjach fotojądrowych ( $\gamma, n$ ) i elektrojądrowych ( $e, e'n$ ) wywoływanych przez fotony i elektrony wiązki terapeutycznej. Reakcje fotojądrowe mają charakter rezonansowy, a szerokość połówkowa rezonansu może wynosić nawet kilka MeV, stąd często określane są one mianem gigantycznego rezonansu dipolowego. Maksymalna wartość przekroju czynnego na reakcje ( $\gamma, n$ ) odpowiada energii 22 MeV dla lekkich jąder atomowych i w miarę wzrostu liczby masowej przesuwają się w kierunku mniejszych energii, aż do 12 MeV. Natomiast, przekroje czynne na reakcje ( $e, e'n$ ) wzrastają razem z energią elektronów. W zakresie energii stosowanych w radioterapii przekroje czynne na reakcje fotojądrowe są około dwa rzędy wielkości większe niż w przypadku reakcji elektrojądrowych. Stąd poziom promieniowania neutronowego będzie znacznie większy w trakcie emisji fotonowych wiązek terapeutycznych. Najwięcej neutronów produkowanych jest w układzie kolimacyjnym akceleratora. Ponadto, znaczna ilość neutronów wytwarzana jest w tarczy konwertującej wiązkę elektronów na promieniowanie X i w filtrze wygładzającym [7]. Promieniowanie neutronowe powstające jako efekt uboczny radioterapii może spowodować zaburzenie działania implantowanych układów stymulujących serce. Dotyczy to szczególnie stymulatorów nowszych generacji charakteryzujących się skomplikowaną budową i wykorzystaniem delikatnych układów elektronicznych, co wpływa na ich dużą wrażliwość na promieniowanie [8]. Wyniki najnowszych badań pokazały, że niskoenergetyczne neutrony mogą wywoływać reakcje jądrowe typu ( $n, \gamma$ ) w materiałach konstrukcyjnych wszczepialnych elektronicznych urządzeniach kardiologicznych [9]. Reakcje jądrowe mogą powodować uszkodzenia radiacyjne, co w konsekwencji może prowadzić do nieprawidłowego działania urządzenia lub skrócić czas jego eksploatacji. Aktualnie w radioterapii nie stosuje się żadnych osłon pochłaniających promieniowanie neutronowe. Wykorzystywane są tylko osłony z ołowiu lub innego materiału o dużej gęstości np. osłony ze stopu Wooda służące do redukcji promieniowania fotonowego i elektronowego. Takie osłony mają jednak wady. Przede wszystkim nie nadają się do ekranowania promieniowania neutronowego i to niezależnie od energii neutronów. Materiały o dużej gęstości są zbudowane z atomów ciężkich. Jądra atomów o dużej liczbie masowej słabo oddziałują z neutronami i w związku z tym nie są skuteczne jako materiały osłonowe dla promieniowania neutronowego.

W ramach niniejszej rozprawy doktorskiej opracowano osłonę przeznaczoną do zastosowania w radioterapii mającą na celu ochronę implantowanych urządzeń elektronicznych – kardiologicznych. Osłona służy do pochłaniania niskoenergetycznych neutronów tj. neutronów o energiach termicznych, które wywołują reakcje ( $n, \gamma$ ). Reakcje te charakteryzują się relatywnie dużymi przekrojami czynnymi dla większości izotopów. Do zaprojektowania osłony posłużono się modelowaniem opartym na metodzie Monte Carlo z wykorzystaniem środowiska programistycznego GEANT4. Na podstawie przeprowadzonych symulacji wykonano prototyp osłony, wykorzystując w tym celu technologię druku 3D. Osłonę poddano weryfikacji wykorzystując metody eksperymentalne fizyki jądrowej, takie jak spektroskopia promieniowania gamma, pomiar względny strumienia neutronów komorą helową oraz pomiar fotonów z wykorzystaniem licznika scyntylicyjnego.

Badania przeprowadzone w ramach rozprawy doktorskiej stanowią podstawę zgłoszenia patentowego numer P.454066.

## 2. Promieniowanie neutronowe

### 2.1. Charakterystyka i detekcja promieniowania neutronowego

Neutron odkryty został w 1932 r. przez angielskiego fizyka Jamesa Chadwicka. Jest cząstką elektrycznie obojętną, hadronem należącym do grupy barionów, a ściślej nukleonów. Wraz z protonem tworzy jądro atomowe. Neutron niezwiązany w jądrze jest cząstką nietrwałą, która rozpada się na proton, elektron i antyneutrino elektronowe. Czas życia swobodnego neutronu w próżni wynosi około 15 minut [10, 11]. Podstawowe właściwości neutronu zostały przedstawione w tabeli 1.

**Tabela 1.** Wybrane właściwości neutronu [12].

Symbol	N
Masa spoczynkowa	$(1,6749273 \pm 0,0000001) * 10^{-27}$ kg
Skład kwarkowy	udd
Moment magnetyczny	$(-1,9130427 \pm 0,0000005) \mu_N$

Neutrony są cząstkami pozbawionymi ładunku, dlatego też nie podlegają oddziaływaniu kulombowskiemu i z łatwością przenikają w głąb jądra atomowego z którym oddziałują. Wyróżniamy następujące mechanizmy oddziaływań neutronów z materią: wychwyt radiacyjny, elastyczne i nieelastyczne rozpraszanie oraz reakcje jądrowe, takie jak rozszczepienie jąder lub reakcje z emisją cząstek naładowanych [13]. W reakcjach typu:  $(n, \gamma)$ ,  $(n, p)$ ,  $(n, \alpha)$  neutrony są absorbowane, a z jądra emitowane są cząstki naładowane lub kwanty gamma. W procesie rozproszenia elastycznego  $(n, n)$  jądro po emisji neutronu pozostaje w stanie podstawowym, a suma energii kinetycznej cząstki przed i po zderzeniu nie zmienia się. W wyniku rozproszenia nieelastycznego  $(n, n')$  jądro po zderzeniu z neutronem znajduje się w stanie wzbudzonym, zanikającym na drodze emisji promieniowania gamma, a suma energii kinetycznej cząstek po zderzeniu jest mniejsza niż przed zderzeniem. Zarówno w procesie rozproszenia elastycznego (sprężystego) jak i nieelastycznego (niesprężystego) neutrony tracą swoją

energię. Mówimy wówczas, że ulegają spowolnieniu. Największa utrata energii towarzyszy rozproszonim na atomach wodoru, gdyż jego masa zbliżona jest do masy neutronów [14]. Rodzaj oddziaływania neutronów z materią zależy od energii neutronu. Dla neutronów o niższych energiach najczęściej występuje wychwyty radiacyjny, natomiast neutrony o energiach wyższych częściej ulegają reakcjom rozpraszania [14]. Podział neutronów ze względu na energię przedstawiono w tabeli 2. Zakresy energii nieznacznie różnią się w zależności od literatury.

**Tabela 2.** Podział neutronów ze względu na energię [15].

Nazwa neutronów	Grupy neutronów	Energia neutronów
Powolne	zimne	do $10^{-3}$ eV
	termiczne	do 0.5 eV
	rezonansowe	0,5–1000 eV
Pośrednie	brak	1–500 keV
Szybkie	prędkie	0,5–15 MeV
	wysokich energii	15–50 MeV

Detekcja neutronów jest utrudniona, gdyż nie posiadają one ładunku elektrycznego, a więc nie jonizują atomów bezpośrednio. Ogólna zasada działania detektora polega na tym, że w odpowiedzi na promieniowanie wytwarza on mierzalny efekt, np. sygnał elektryczny, który zostaje zmierzony za pomocą elektronicznego układu pomiarowego. Najbardziej użytecznym procesem w detekcji jest jonizacja, powodująca generowanie swobodnych nośników ładunku, które pod wpływem pola elektrycznego zostają wprowadzone w ruch i są kierowane w stronę szczytujących elektrod, gdzie generowany jest sygnał napięciowy lub prądowy pozwalający na detekcję cząstki [16]. W związku z tym, że neutrony nie jonizują atomów bezpośrednio, a więc nie wytwarzają nośników ładunku niezbędnych do generowania sygnałów elektrycznych, do ich detekcji wykorzystuje się licznik zawierający określony materiał tarczowy, z którym oddziałują, wywołując reakcje jądrowe, podczas których wytwarzane są cząstki jonizujące, takie jak protony, cząstki alfa, a także promieniowanie gamma generujące mierzalne sygnały (impulsy) elektryczne [17]. Materiały tarczowe muszą charakteryzować się dużymi

przekrojami czynnymi na reakcję z neutronem. Dla wielu jąder przekrój czynny jest odwrotnie proporcjonalny do prędkości neutronów, dlatego też materiały tarczowe służą głównie do detekcji neutronów termicznych [17]. W zależności od materiału tarczowego i typu reakcji, które w nim zachodzą można wyróżnić kilka rodzajów detektorów neutronów termicznych:

- licznik helowy,
- licznik litowy,
- licznik proporcjonalny z trójfluorkiem boru ( $\text{BF}_3$ ),
- licznik scyntylicyjny z kryształem  $\text{ZnS}(\text{Ag})$ ,
- licznik Geigera-Müllera z osłoną kadmową,
- rozszczepieniowa komora jonizacyjna.

W detekcji neutronów prędkich wykorzystuje się zjawisko elastycznego rozpraszania na jądrach wodoru. Wewnątrz detektora gazowego umieszcza się materiał tarczowy, taki jak parafina lub polietylen. Neutrony prędkie wpadają do detektora i wybijają z materiału tarczowego jądra wodoru (protony), które jonizują gaz licznika. Do detekcji neutronów prędkich można wykorzystać także którykolwiek z liczników neutronów termicznych. Warunkiem jest spowolnienie neutronów do energii termicznych poprzez osłonięcie detektora kilkucentymetrową warstwą parafiny lub innego materiału skutecznie termalizującego neutrony.

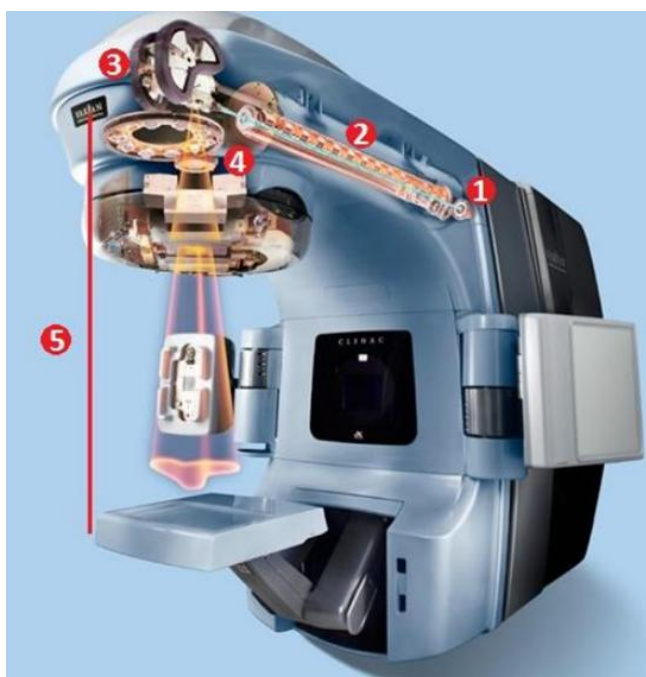
### **2.2. Promieniowanie neutronowe w radioterapii**

Radioterapia jest metodą leczenia chorób nowotworowych za pomocą promieniowania jonizującego (elektronowego, fotonowego, protonowego). Ma na celu całkowite zniszczenie lub zmniejszenie rozmiaru nowotworu przy jednoczesnym oszczędzeniu tkanek zdrowych. Często stosowana jest również w leczeniu paliatywnym do łagodzenia bólu związanego z występującym nowotworem [18, 19]. Radioterapię możemy podzielić ze względu na sposób napromieniania [20, 21]:

- teleradioterapia - metoda leczenia z wykorzystaniem promieniowania jonizującego, którego źródło umieszczone jest w pewnej odległości od tkanek,

- brachyterapia – metoda leczenia z wykorzystaniem źródła promieniowania jonizującego, umieszczonego w obrębie guza,
- terapia radioizotopowa – metoda leczenia polegająca na wprowadzaniu do tkanek lub narządów pacjenta radiofarmaceutyku kumulującego się w obszarze zmienionym nowotworowo i emitującego promieniowanie jonizujące.

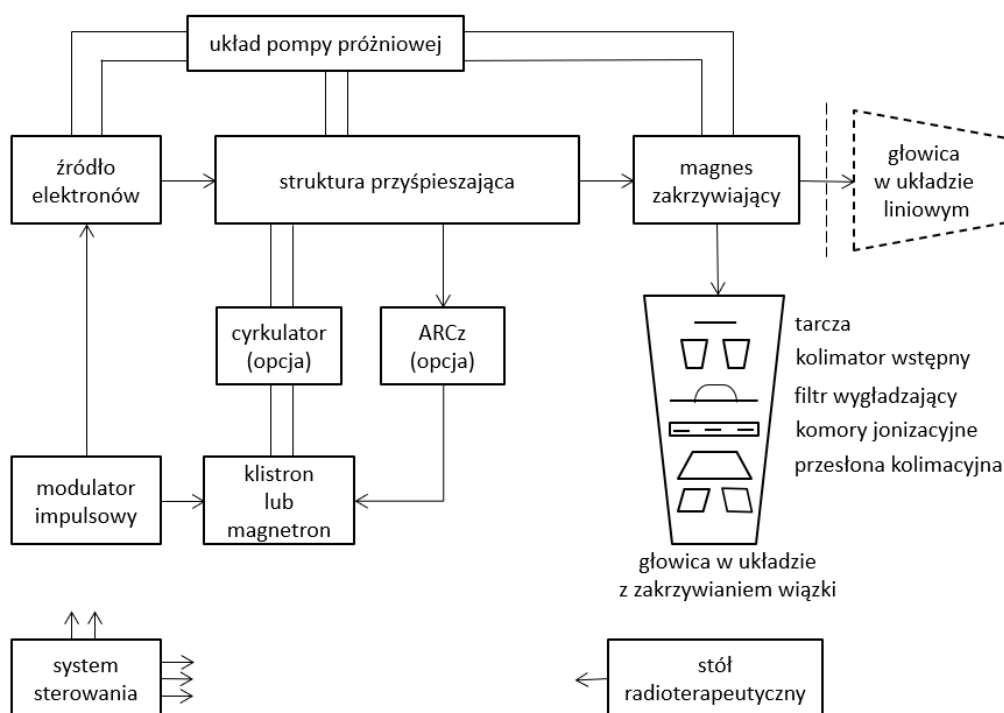
Najczęściej stosowanymi urządzeniami w teleradioterapii są liniowe przyspieszacze elektronów (rys. 1), mające możliwość generowania promieniowania elektronowego lub fotonowego, zwykle o kilku określonych energiach [22].



**Rysunek 1.** Liniowy akcelerator terapeutyczny: 1) źródło elektronów, 2) struktura przyspieszająca, 3) układ dewiacji wiązki, 4) układ dozymetryczny, 5) układ formowania wiązki terapeutycznej [23].

Schemat blokowy budowy typowego akceleratora radioterapeutycznego przedstawiony został na rysunku 2. W akceleratorze, do nadania elektronom oczekiwanej energii kinetycznej wykorzystywana jest fala elektromagnetyczna wysokiej częstotliwości, wytwarzana przez system generacji mocy mikrofalowej. System ten składa się z dwóch elementów: źródła mocy mikrofalowej (magnetronu lub klistronu) oraz modulatora impulsowego. Modulator wytwarza impulsy zasilające generator wysokich częstotliwości (magnetron lub klistron) oraz źródło elektronowe. Źródło elektronowe składa się z katody, z której emitowane są elektrony i kierowane

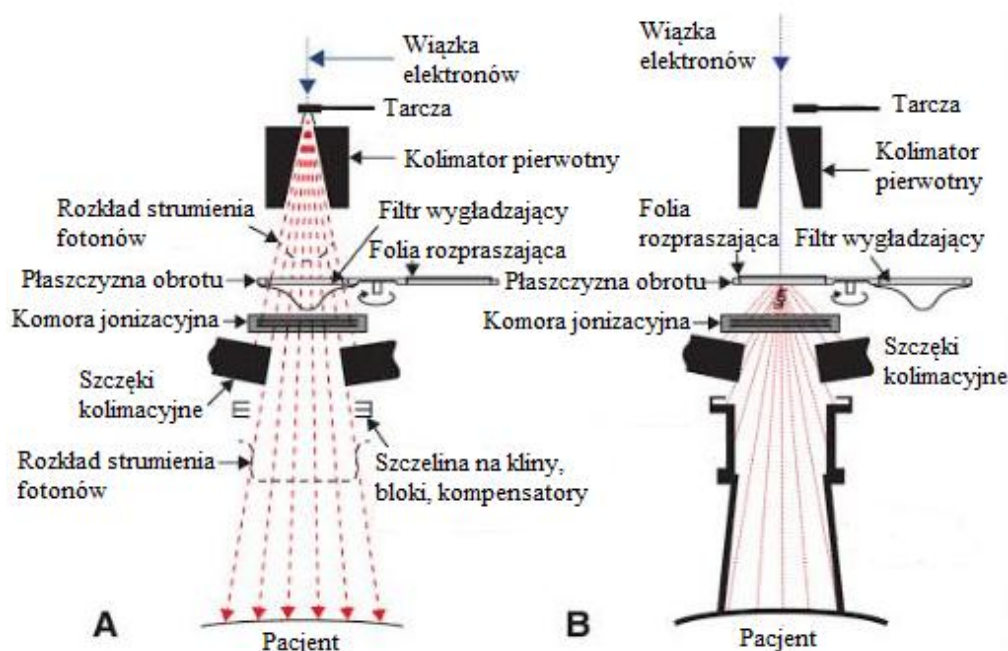
w stronę anody, przez którą zostają wprowadzone do układu przyspieszającego. Dzięki temu, że impulsy zasilające źródło wysyłane są z opóźnieniem, elektrony pojawiają się w strukturze przyspieszającej, gdy jest już naładowana energią wielkich częstotliwości. Generator sprzężony jest ze strukturą przyspieszającą za pomocą układu automatycznej regulacji częstotliwości (ARCz) i cyrkulatora. Przeznaczeniem układu ARCz jest dostrojenie magnetronu lub klistronu do właściwej częstotliwości pracy, natomiast cyrkulator służy do ochrony generatora przed energią odbitą od struktury przyspieszającej. Strukturę przyspieszającą zazwyczaj umieszcza się w osłonie wypełnionej freonem znajdującym się pod ciśnieniem  $(1-2) \cdot 10^5$  Pa. Jeżeli akcelerator posiada głowicę w układzie liniowym wiązka elektronów przemieszcza się ze struktury przyspieszającej do głowicy bez zmiany kierunku. Natomiast zazwyczaj wiązka elektronów musi zostać zakrzywiona w układzie magnetycznym (typowy kąt zakrzywienia wynosi  $270^\circ$  lub  $90^\circ$ ) [22, 24, 25].



**Rysunek 2.** Schemat blokowy budowy typowego liniowego akceleratora terapeutycznego [24].

Budowa głowicy akceleratora radioterapeutycznego różni się w zależności od rodzaju wytwarzanej wiązki promieniowania (rys. 3) [23]. Jednak niezależnie od rodzaju promieniowania, system monitorowania i kolimacji zawiera: układ kolimatorów ograniczających pole wiązki do oczekiwanych wymiarów, filtr wyrównujący

(wygładzający), zapewniający jednorodny rozkład dawki, komory jonizacyjne monitorujące płaskość, stabilność i symetrię wiązki promieniowania oraz system optyczny mierzący odległość pomiędzy źródłem promieniowania, a skórą.



**Rysunek 3.** Głowica akceleratora radioterapeutycznego: A) głowica wytwarzająca wiązkę fotonową, B) głowica wytwarzająca wiązkę elektronową [23].

W akceleratorze, w którym możliwe jest generowanie zarówno wiązki elektronowej jak i fotonowej wykorzystuje się ruchomą tarczę. Wiązka elektronów pada na tarczę, dzięki czemu konwertowana jest na promieniowanie rentgenowskie, które następnie przechodzi przez kolimator pierwotny i trafia na filtr wygładzający odpowiedzialny za utworzenie jednorodnego strumienia fotonów promieniowania X w poprzek wiązki. Po przejściu przez układ wygładzający wiązka fotonów (promieniowania X) trafia na komorę jonizacyjną. Poniżej komory występują szczęki kolimacyjne, których zadaniem jest ustalenie pola napromieniowania oraz zapewnienie ochrony przed promieniowaniem ubocznym. Podczas terapii z wykorzystaniem elektronów tarcza jest usuwana i wiązka promieniowania przechodzi przez kolimator pierwotny, a następnie trafia na folie rozpraszające stanowiące układ wygładzający, odpowiedzialny za uzyskanie równomiernego strumienia elektronów. Po przejściu przez folie, tak samo jak w przypadku promieniowania rentgenowskiego, wiązka elektronów trafia na komorę jonizacyjną i szczęki kolimacyjne.

Podczas sesji terapeutycznej, w trakcie emisji wysokoenergetycznego promieniowania fotonowego lub elektronowego generowane jest niepożądane promieniowanie neutronowe zanieczyszczające wiązkę terapeutyczną [26, 27]. Neutrony produkowane są głównie w masywnych elementach głowicy akceleratora w reakcjach fotojądrowych ( $\gamma, n$ ) indukowanych przez fotony z wiązki terapeutycznej, ale mogą powstawać również w wyniku reakcji elektrojądrowych ( $e, e'n$ ) inicjowanych przez wiązki elektronowe [28, 29]. Przekroje czynne reakcji fotojądrowych [30] są około trzy rzędy wielkości większe niż w przypadku reakcji elektrojądrowych [31] w zakresie energii generowanych przez medyczne akceleratory liniowe, dlatego też problem zanieczyszczenia wiązek terapeutycznych neutronami jest szczególnie ważny w przypadku wysokoenergetycznego promieniowania rentgenowskiego [32, 33]. Przekrój czynny na produkcję neutronów uzależniony jest zarówno od energii wiązki jak i masy atomowej jądra, z którym oddziałuje promieniowanie, a więc od składu izotopowego elementów głowicy. Najwięcej neutronów produkowanych jest w kolimatorze wstępnym [34, 35]. W dużym stopniu w generowaniu neutronów biorą udział również szczęki kolimacyjne, tarcza konwersji oraz kolimator wielolistkowy (MLC). Udział poszczególnych elementów głowicy w produkcji neutronów przedstawiono w tabeli 3. Warto jednak zaznaczyć, że zależy on od modelu akceleratora, geometrii pola napromieniania oraz emitowanej energii wiązki promieniowania [36, 37].

**Tabela 3.** Wkład poszczególnych komponentów głowicy akceleratora do produkcji neutronów [26, 38, 39, 40].

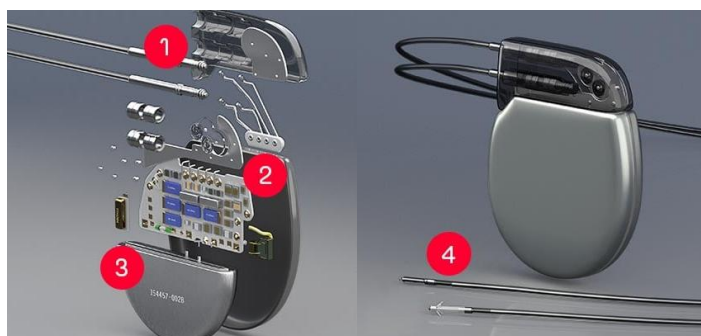
Element głowicy	Udział w produkcji neutronów	Materiał
kolimator wstępny	36–52%	W
tarcza	9–17%	W, Cu
kolimator wielolistkowy (MLC)	4–8%	W
szczęki kolimacyjne	18–36%	W
filtr spłaszczający	0,4–22%	Fe, Ta, W
magnes zakrzywiający	1,9%	–
osłony	5%	–

W głowicy akceleratora powstają neutrony o energii z zakresu neutronów prędkich, które oddziałują z jej komponentami, a także z powietrzem, z materiałami stołu terapeutycznego i innych akcesoriów akceleratora, również ze ścianami pomieszczenia oraz z ciałem pacjenta, a więc i z implantowanymi elementami elektronicznymi. Materiały głowicy charakteryzują się niskimi przekrojami czynnymi na pochłanianie neutronów prędkich, dlatego też są one słabo absorbowane i kolimowane. Strumień neutronów, po przejściu przez osłony jest w przybliżeniu izotropowy. Część energii neutronów jest tracona w reakcji nieelastycznego rozpraszania ( $n$ ,  $2n$ ) zachodzącej w ciężkich materiałach (ołów, wolfram, żelazo), z których zbudowane są osłony otaczające tarczę konwersji [35]. Dodatkowo, neutrony tracą energię w wyniku elastycznych zderzeń z jądrami atomów wodoru, występującymi w betonowych ścianach, podłodze i suficie pomieszczenia, a także z atomami powietrza [27]. Procesy, w których neutrony tracą energię prowadzą w konsekwencji do produkcji rozproszonych neutronów epitermicznych i termicznych [39, 41, 42, 43]. Neutrony termiczne powstają głównie w wyniku oddziaływania z materiałami zawierającymi wodór, natomiast neutrony pośrednie w interakcji z materiałami o wysokiej i średniej liczbie atomowej [41]. Przeprowadzone przez naukowców badania udowodniły, że rozkład fluencji neutronów względem stołu terapeutycznego jest w przybliżeniu jednorodny, a więc pacjent przyjmuje dawkę promieniowania neutronowego na całe ciało [44, 45]. Jest to szczególnie niebezpieczne w przypadku pacjentów z implantowanymi urządzeniami kardiologicznymi, gdyż urządzenia te w całości znajdują się w polu neutronowym, a to może powodować zaburzenie ich pracy, a w skrajnych sytuacjach nawet trwałe uszkodzenie [46, 47].

### **2.3. Wpływ promieniowania na implantowane urządzenia do elektroterapii serca**

Wszczepialne urządzenia do elektroterapii serca (ang. CIED – cardiac implantable electronic device) najnowszej generacji to zaawansowane technologicznie układy elektroniczne, składające się z generatora impulsów oraz jednej lub więcej elektrod przesyłających impulsy elektryczne do serca i odbierających sygnały sercowe. Zalicza się do nich kardiostymulatory (ang. PM – pacemaker), kardiostymulatory resynchronizujące

(ang. CRT – cardiac resynchronization therapy) oraz wszczepialne kardiowertery-defibrylatory (ang. ICD – implantable cardioverter-defibrillator) [48, 49]. Budowę typowego kardiostymulatora przedstawiono na rysunku 4. CIEDs są podatne na uszkodzenia radiacyjne i na efekty wywołane przez ładunek elektryczny wytworzony przez promieniowanie jonizujące podczas ekspozycji na promieniowanie terapeutyczne i promieniowanie wtórne w tym głównie neutrony, dlatego też lokalizacja tych urządzeń w ciele pacjenta stwarza problem w radioterapii piersi, płuc, przełyku, tarczycy, głowy i szyi. Dodatkowym zagrożeniem dla prawidłowego działania CIEDs jest interferencja elektromagnetyczna wywołana przez akcelerator [50, 51]. Możliwe konsekwencje narażenia urządzenia na promieniowanie podczas radioterapii to m.in.: zaburzenia stymulacji, zmiana trybu stymulacji, utrata stymulacji, utrata telemetrii, skrócenie żywotności baterii, reset urządzenia, przejście w awaryjny tryb pracy [52].



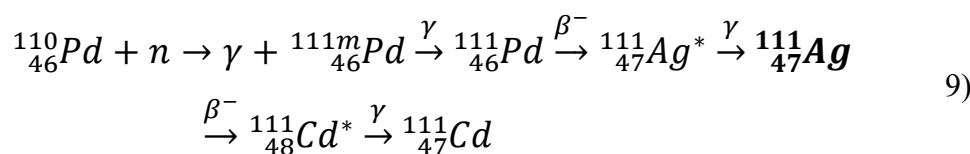
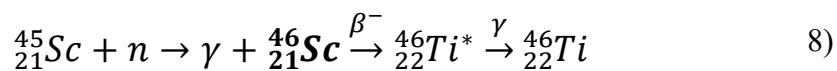
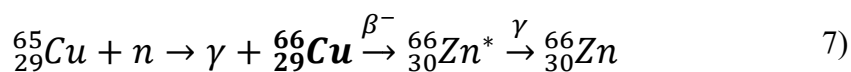
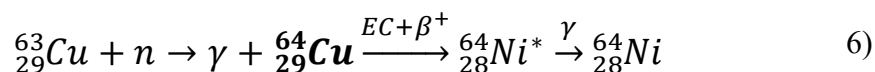
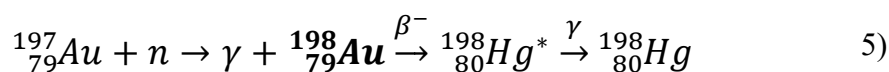
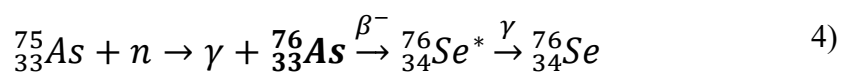
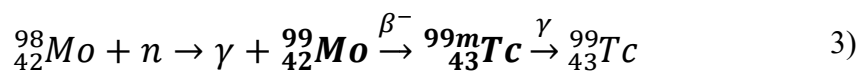
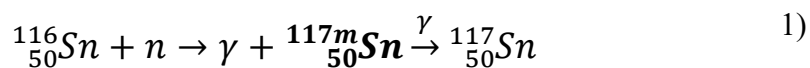
**Rysunek 4.** Budowa typowego kardiostymulatora serca: 1) przewody, 2) generator impulsów, 3) bateria, 4) elektrody [53].

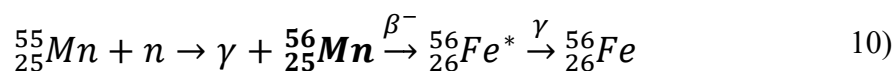
Opublikowano wiele prac, w których poddano ocenie wpływ promieniowania na pracę urządzeń do elektroterapii serca. Wyniki różnią się w zależności od rodzaju urządzenia (producent, generacja, typ) oraz wielkości stosowanej dawki promieniowania. Zauważono, że urządzenia typu ICD charakteryzują się wyższą wrażliwością na promieniowanie niż standardowe stymulatory serca [54, 55]. Dokonano również identyfikacji reakcji jądrowych i radioizotopów powstałych w CIED, indukowanych przez terapeutyczne wiązki promieniowania rentgenowskiego generowane przez medyczne akceleratory liniowe. Badanie przeprowadzono dla różnych modeli, pochodzących od 3 producentów: Lumax 340 DR firmy Biotronik, Maximo II DR firmy Medtronic, 3213–36 Promote RF firmy St Jude. Urządzenia zostały poddane działaniu terapeutycznej wiązki fotonowej o potencjale 10 MV i 20 MV, generowanej przez akcelerator liniowy TrueBeam firmy Varian. Analiza widma promieniowania gamma

emitowanego przez wyżej wymienione urządzenia kardiologiczne pozwoliła zidentyfikować 21 radioizotopów pochodzących z 24 reakcji jądrowych [9]. Tabela 4 przedstawia listę zidentyfikowanych radioizotopów, które mogą pochodzić z reakcji neutronów dla rozważanych modeli CIED przy zastosowaniu wiązki fotonowej o potencjale nominalnym 20 MV. Dla urządzenia firmy St. Jude i wiązki fotonowej o potencjale nominalnym 10 MV wykrytym radioizotopem pochodzącym z reakcji neutronów był tylko mangan-56. We wszystkich rozważanych modelach CIED największe aktywności pochodziły z izomeru cyny  $^{117m}\text{Sn}$ . Indukowane aktywności były niewielkie, nie przekraczały 3,1 Bq na dawkę promieniowania rentgenowskiego 1 Gy w docelowej objętości. Bezpośrednio z reakcji fotojądrowych ( $\gamma, n$ ) pochodziło 6 radioizotopów. Osiem radioizotopów powstało w wyniku reakcji neutronowych, głównie w reakcji wychwytu neutronu ( $n, \gamma$ ), charakteryzującej się stosunkowo dużymi przekrojami czynnymi dla neutronów spowolnionych. Równania 1–10 przedstawiają zidentyfikowane reakcje jądrowe i towarzyszące im rozpady promieniotwórcze.

**Tabela 4.** Radioizotopy zidentyfikowane w różnych modelach kardiostymulatorów, powstałe w wyniku reakcji z neutronami zanieczyszczającymi wiązkę terapeutyczną, stanowiącymi efekt uboczny radioterapii przy zastosowaniu wiązki fotonowej o potencjale 20 MV [9].

Aktywowany izotop	Rozrusznik serca		
	St Jude	Biotronik	Medtronic
$^{117m}\text{Sn}$	✓	✓	✓
$^{198}\text{Au}$	✓	✓	✓
$^{51}\text{Cr}$	✓	✓	–
$^{76}\text{As}$	✓	–	✓
$^{66}\text{Cu}$	–	✓	✓
$^{64}\text{Cu}$	–	✓	✓
$^{46}\text{Sc}$	–	✓	✓
$^{56}\text{Mn}$	✓	–	–
$^{99m}\text{Tc}$	✓	–	–
$^{99}\text{Mo}$	✓	–	–
$^{111}\text{Ag}$	–	–	✓



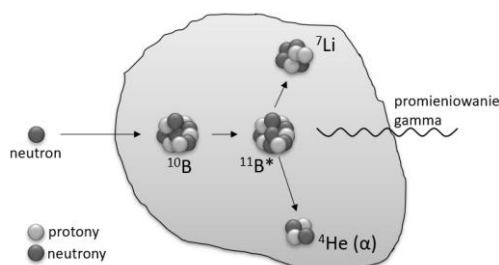


Wpływ promieniowania jonizującego na elektronikę można podzielić na dwie kategorie: uszkodzenia związane z całkowitą pochłoniętą dawką promieniowania (ang. TID – Total Ionizing Dose) oraz zdarzenia spowodowane pojedynczą cząstką (ang. SEE – single event effects) [56]. Pojedyncze zdarzenie jonizacyjne może doprowadzić do czasowego lub trwałego uszkodzenia układu elektronicznego. Jest to ważne dla układów cyfrowych, takich jak pamięć czy mikroprocesor [9, 57]. SEE indukowany przez neutrony w urządzeniach elektronicznych zbadano i potwierdzono [58]. Został zaobserwowany w defibrylatorach serca [56], jak również w neurostymulatorach [59] o podobnej konstrukcji. W mikroprocesorach, pojedynczy neutron przechodzący przez pamięć o dostępie swobodnym (ang. RAM – random access memory) może spowodować zmiany stanu bitu pamięci, czego skutkiem może być uszkodzenie danych, nieprawidłowe działanie programu lub jego trwałe uszkodzenie [60, 61, 62]. Neutrony o niższych energiach (termiczne i epitermiczne) charakteryzują się dużymi przekrojami czynnymi na reakcję wychwytu neutronu ( $n, \gamma$ ) dla znacznej części izotopów. Efektem tych reakcji, oprócz uszkodzeń radiacyjnych może być produkcja i kumulacja ładunku elektrycznego. Źródłem ładunku elektrycznego są powstające w ww. reakcjach radioizotopy ulegające rozpadowi  $\beta^-$ , a więc emitujące elektrony, które mogą powodować jonizację atomów prowadzącą do powstania ładunku elektrycznego w materiałach urządzeń kardiologicznych. Zatem ważna jest ochrona niniejszych urządzeń przed neutronami termicznymi i epitermicznymi występującymi jako efekt uboczny radioterapii.

### 3. Projekt osłony

W ramach pracy doktorskiej zaprojektowano osłonę przeznaczoną do ochrony implantowanych urządzeń elektronicznych – kardiologicznych podczas radioterapii. Zadaniem osłony jest pochłanianie promieniowania neutronowego w zakresie energii termicznych. Osłona składa się z dwóch zasadniczych części: obudowy wykonanej w technologii druku 3D metodą FDM (ang. Fused Deposition Modeling) oraz wypełnienia, które pochłania neutrony termiczne. Sposób ochrony urządzeń wszczepialnych przed promieniowaniem neutronowym polega na zamocowaniu osłony na powierzchni ciała pacjenta w obszarze implantacji elektronicznego urządzenia wszczepialnego w taki sposób, aby osłona znajdowała się bezpośrednio nad wszczepionym urządzeniem od strony padającego promieniowania.

W pierwszym etapie projektowania osłony wybrano materiał, który stanowi wypełnienie i silnie pochłania promieniowanie neutronowe. Na podstawie przeprowadzonych badań na materiał osłonowy wytypowano węgiel boru ( $B_4C$ ), ze względu na obecność w nim izotopu boru-10, silnie pochłaniającego neutrony spowolnione odpowiedzialne w głównej mierze za uszkodzenia radiacyjne modułów elektronicznych w implantowanych urządzeniach kardiologicznych. W efekcie wychwycenia neutronu przez osłonę powstaje wzbudzone jądro atomu boru, które rozpada się na jądro helu (cząstkę  $\alpha$ , 1,47 MeV) oraz jądro litu-7 (0,83 MeV). Jądra helu i litu charakteryzują się krótkim zasięgiem (do 10  $\mu m$ ) i zostają całkowicie pochłonięte w warstwie węgliku boru. W wyniku reakcji emitowane jest również promieniowanie gamma o energii 477,61 keV. Schemat reakcji przedstawiono na rysunku 5.



**Rysunek 5.** Schemat reakcji jądrowej zachodzącej w wyniku wychwytu neutronu w osłonie z węgliku boru. W wyniku rozpadu wzbudzonego atomu boru powstaje cząstka  $\alpha$  (jądro helu), jądro litu oraz emitowane jest promieniowanie gamma o energii 477,61 keV.

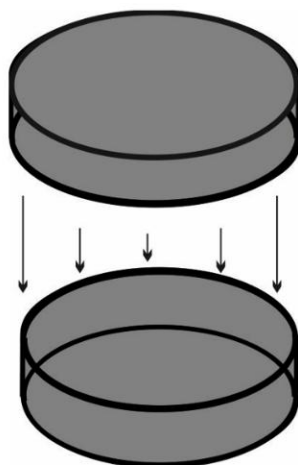
Grubość warstwy węgliku boru, określona metodą symulacji Monte Carlo wynosi 15 mm i zapewnia całkowite pochłonięcie neutronów termicznych. Zastosowano węglik boru w postaci drobnych grudek oraz proszku (rys. 6) o gęstości  $1,3 \text{ g/cm}^3$ . Gęstość litej warstwy tego materiału wynosi  $2,5 \text{ g/cm}^3$ . Konsystencja węgliku boru w postaci zastosowanej w osłonie pozwala na wypełnianie form o dowolnym kształcie, co umożliwia indywidualizację osłon w razie potrzeby, w tym dopasowanie do powierzchni ciała u chorych o różnej budowie, masie ciała i lokalizacji wszczepionych urządzeń. Jest to o tyle istotne, że nowe typy urządzeń wszczepialnych implantowane są w innych miejscach, niż urządzenia poprzednich generacji, np. podskórne kardiowertery-defibrylatory znajdują się na bocznej powierzchni klatki piersiowej, a nie w okolicy nadobojczykowej.



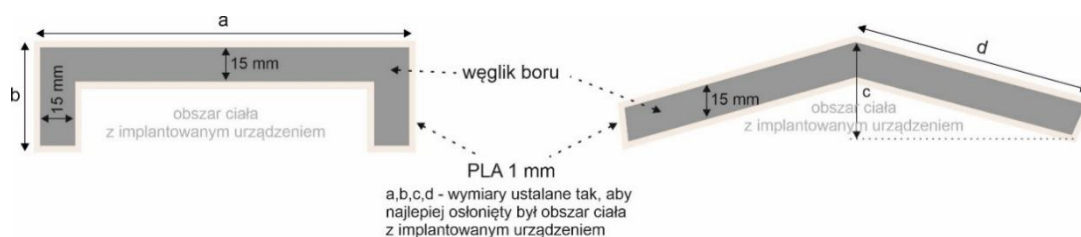
**Rysunek 6.** Węglik boru ( $B_4C$ ) w postaci grudek o średnicy około 2 mm.

W drugim etapie zaprojektowano obudowę osłony, którą następnie wydrukowano z wykorzystaniem technologii druku 3D. Wygląd przykładowej obudowy przedstawiono na rysunku 7. Obudowa stanowi pojemnik tworzący komorę na węglik boru. Pojemnik ma kształt walca cylindrycznego i złożony jest z dwóch równoległych okrągłych płaskich podstaw oraz ścianki bocznej o prostokątnym przekroju pionowym. Ścianka boczna jest trwale połączona z pierwszą podstawą wzdłuż jej krawędzi, natomiast druga podstawa stanowi zamknięcie – tworzy połączenie rozłączne ze ścianką boczną. Połączenie rozłączne pomiędzy drugą podstawą, a ścianą boczną jest połączeniem wciskowym. Możliwe jest również wykonanie połączenia gwintowego umożliwiającego zakręcanie i odkręcanie drugiej podstawy. Średnica osłony wynosi 75 mm, odległość podstawy stykającej się z ciałem pacjenta do podstawy górnej wynosi 15 mm, a minimalna grubość

ściany osłony to 1,5 mm. Przekrój poprzeczny przykładowej osłony przedstawiono na rys. 8.

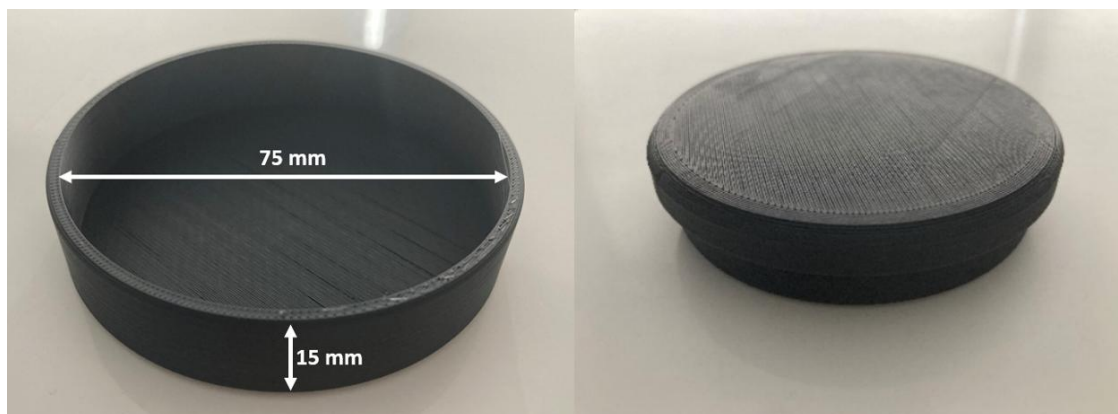


**Rysunek 7.** Przykładowa obudowa osłony antyneutronowej dla urządzeń wszczepialnych – przed wypełnieniem węglikiem boru.



**Rysunek 8.** Przykładowe przekroje poprzeczne osłony antyneutronowej.

Model obudowy przygotowano w programie typu CAD. Plik z wygenerowanym modelem 3D w formacie CAD jest eksportowany do formatu STL, a następnie z wykorzystaniem odpowiedniego programu tzw. slicera zostaje przekształcony na G-code będący zestawem instrukcji zrozumiałych dla drukarki 3D. Wydruk obudowy trwa kilka godzin, w zależności od zastosowanych parametrów, m.in. grubości pojedynczej warstwy materiału, ustawionej prędkości drukowania czy zastosowania podpór zapewniających stabilność modelu podczas wydruku. Obudowę osłony wykonaną według powyższego przykładu przedstawiono na rysunku 9. Otrzymaną obudowę wypełnia się węglikiem boru.



**Rysunek 9.** Obudowa osłony antyneutronowej dla urządzeń wszczepialnych wydrukowana z wykorzystaniem technologii druku 3D metodą FDM.

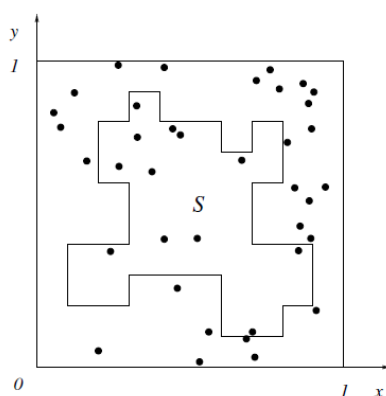
Możliwe jest również indywidualne wykonanie osłony dla konkretnego pacjenta. Ma to szczególne znaczenie, w przypadku guzów zlokalizowanych w obrębie klatki piersiowej. W takiej sytuacji kształt osłony mógłby być dostosowany do planowanego układu wiązek promieniowania. Przygotowanie osłony indywidualnej polegałoby na dokładnym wyznaczeniu obszaru implantacji urządzenia wszczepialnego i zaprojektowaniu osłony antyneutronowej na wyznaczony obszar. W celu dokładnego wyznaczenia obszaru implantacji można wykorzystać obrazy tomografii komputerowej lub rezonansu magnetycznego wykonane podczas badania obrazowego do planowania radioterapii. Obrazy wykonane w pozycji terapeutycznej zapewnią optymalne dopasowanie osłony do krzywizn ciała. Proces przygotowania indywidualnej osłony rozpoczyna się od pobrania wyników obrazowania i w oprogramowaniu do planowania zoptymalizowanych i precyzyjnych planów leczenia onkologicznego wprowadzenia obrysu obszaru ciała zakwalifikowanego do radioterapii, w tym konturów elektronicznego urządzenia wszczepionego. Utworzony zestaw konturów zapisuje się w formacie DICOM-RT. Następnie otrzymane pliki importuje się do programu typu CAD, w którym na bazie opracowanego konturu lub zestawu konturów rozpoczyna się proces tworzenia modelu 3D osłony. Tak jak opisano we wcześniejszej części pracy, obudowa osłony jest bryłą otwartą z pustą przestrzenią w środku, składającą się z dwóch równoległych płaskich podstaw oraz ścianki bocznej (rys. 7). W przypadku tworzenia osłon indywidualnych kształt podstawy stykającej się z ciałem pacjenta zaprojektowany jest na podstawie konturów krzywizn ciała pacjenta. Przygotowany model indywidualnej osłony drukuje się z wykorzystaniem technologii druku 3D.

# 4. Symulacje komputerowe

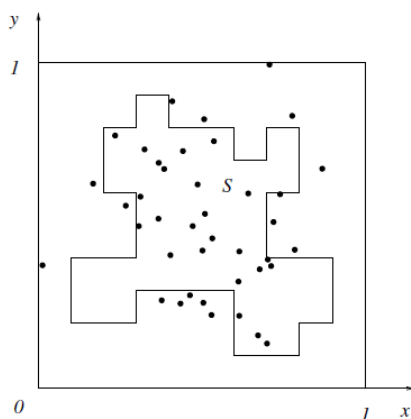
## 4.1. Metoda Monte Carlo

Za prekursorów metody Monte Carlo uznaje się amerykańskich matematyków: John'a Neumanna oraz Stanisława Marcina Ulmana. Jedne z pierwszych artykułów na ten temat opublikowano w Związku Radzieckim w latach 1955-1956. Nazwa metody została zaczerpnięta od miasta Monte Carlo położonego w Księstwie Monako, które słynie z domów gier [63, 64]. Metoda Monte Carlo wykorzystywana jest do rozwiązywania problemów matematycznych przy użyciu modelowania zmiennych losowych. Zazwyczaj tworzy się program realizujący jedno zdarzenie losowe, powtarza się to zdarzenie określoną liczbę razy, tak by każda próba była niezależna od poprzedniej i wyniki wszystkich doświadczeń uśrednia się [65]. W celu lepszego zrozumienia opisywanej metody warto rozpatrzyć prosty przykład, w którym należy obliczyć pole figury płaskiej  $S$ , zawartej w jednostkowym kwadracie (rys. 10). We wnętrzu kwadratu znajduje się  $P$  losowo rozmieszczonych punktów, z czego  $P'$  znajdują się we wnętrzu figury płaskiej  $S$ . Pole prezentowanej figury można oszacować stosunkiem  $P'/P$ , a im większe będzie  $P$ , tym wynik będzie dokładniejszy. Na rysunku 11 przedstawiono tę samą figurę płaską  $S$  zawartą w kwadracie jednostkowym, jednak punkty losowe  $P$  zostały dobrane w inny sposób. Po analogicznych do pierwszego przykładu kalkulacjach ( $P'/P$ ) okazuje się, że pole powierzchni figury  $S$  nie odpowiada jego rzeczywistej wartości. Występuje tutaj nieścisłość dotycząca rozmieszczenia punktów losowych w kwadracie jednostkowym. Wynika z tego, że przedstawiona metoda obliczeniowa będzie poprawna tylko w sytuacji, gdy punkty losowe nie będą jedynie przypadkowe, lecz również „równomiernie rozmieszczone” w kwadracie jednostkowym. Punkty te nazywa się zmiennymi losowymi [63, 66]. Zmienna losowa jest to funkcja przypisująca zdarzeniom elementarnym (wynikom doświadczenia losowego) liczby [67]. Można wyróżnić dyskretne, ciągłe i normalne zmienne losowe. Szczegółowe informacje dotyczące zmiennych losowych, w tym sposoby ich modelowania można znaleźć w literaturze [63, 67, 68, 69]. Nieformalnie słów zmienna losowa używa się w sytuacji, gdy chodzi o zaznaczenie, że nie wiadomo jaka będzie wartość tej zmiennej. Rzeczywiście nie

wiadomo, jaką wartość przyjmie dana zmienna w konkretnej sytuacji, ale znane są wartości jakie może przyjmować oraz prawdopodobieństwa ich wystąpienia. Na tej podstawie nie ma możliwości przewidzenia wyniku pojedynczej próby związanej z daną zmienną losową, ale możliwe jest przewidzenie zbioru wyników dużej liczby prób. Im lepsza statystyka (większa liczba prób) tym uzyskane wyniki będą dokładniejsze. Reasumując, aby określić zmienną losową należy wskazać jakie wartości może konkretna zmienna przyjmować oraz z jakim prawdopodobieństwem mogą te wartości występować [63].



**Rysunek 10.** Kwadrat jednostkowy zawierający figurę płaską S oraz równomiernie rozrzucone punkty losowe [63].

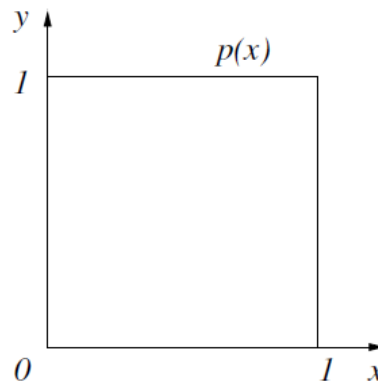


**Rysunek 11.** Kwadrat jednostkowy zawierający figurę płaską S oraz nieregularnie rozrzucone punkty losowe [63].

Wartość zmiennej losowej  $\xi$  można uzyskać poprzez przekształcenia wartości dowolnej zmiennej losowej. W tym celu najczęściej wykorzystywana jest zmienna losowa  $\gamma$  charakteryzująca się równomiernym rozkładem w przedziale  $(0, 1)$  [63]. Na rysunku 12 przedstawiono rozkład gęstości równomiernej (jednorodnej) zmiennej

losowej  $\gamma$ , określonej w przedziale  $(0, 1)$  i posiadającej gęstość rozkładu  $p(x) = 1$ . Prawdopodobieństwo, że  $\gamma$  wypadnie w przedziale  $(a', b')$  jest równe długości tego przedziału (11):

$$\int_{a'}^{b'} p(x) dx = b' - a'. \quad (11)$$



**Rysunek 12.** Rozkład gęstości jednorodnej zmiennej losowej.

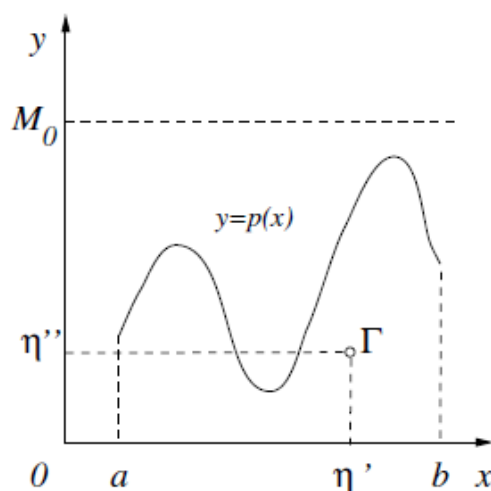
Jedną z metod modelowania ciągłych zmiennych losowych jest metoda von Neumanna, [66] którą wykorzystano w części badawczej do przeprowadzenia symulacji komputerowych. Jeżeli zmienna  $\xi$  jest określona na przedziale  $(a, b)$  oraz posiada ograniczoną przez stałą  $M_0$  gęstość prawdopodobieństwa  $p(x) \leq M_0$  (rys. 13) wartości zmiennej losowej  $\xi$  konstruuje się w następujący sposób:

Etap 1. Wybranie dwóch wartości losowych  $\gamma'$  i  $\gamma''$  zmiennej losowej  $\gamma$ .

Etap 2. Zbudowanie punktu losowego  $\Gamma(\eta', \eta'')$  o współrzędnych (12):

$$\eta' = a + \gamma'(b - a), \eta'' = \gamma''M_0 \quad (12)$$

Etap 3. Jeżeli  $\Gamma$  znajduje się pod krzywą  $y = p(x)$  to  $\xi = \eta'$ . W przeciwnym razie para  $(\gamma', \gamma'')$  zostaje odrzucona i następuje wybór nowej pary  $(\gamma', \gamma'')$ .



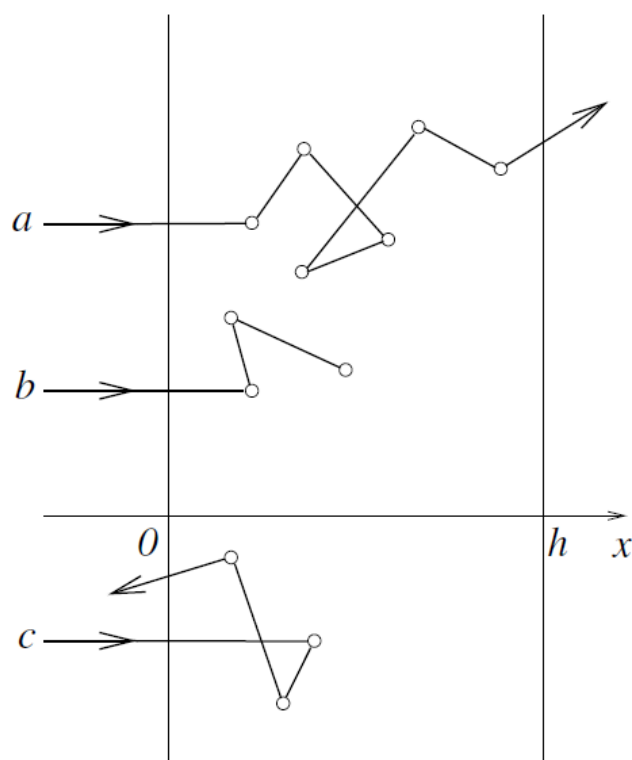
**Rysunek 13.** Modelowanie za pomocą metody von Neumanna zmiennej losowej o ograniczonej gęstości  $p(x)$ , określonej na przedziale  $(a, b)$ .

Rozwój metody Monte Carlo nastąpił w chwili popularyzacji komputerów oraz opracowania algorytmów służących do generowania liczb losowych. Ze względu na sposób otrzymywania liczb losowych można wyróżnić dwa rodzaje generatorów: fizyczne oraz programowe [70]. W przeszłości do uzyskiwania liczb losowych wykorzystywano generatory fizyczne bazujące na zjawiskach naturalnych. Przykładem takiego generatora jest urządzenie wykorzystujące zjawisko promieniotwórczości. Jego działanie polegało na obserwowaniu substancji promieniotwórczej przez określony czas i zliczaniu rozpadów. Przy parzystej liczbie rozpadów zapisywano 0, a przy nieparzystej 1. Po  $n$ -krotnym powtórzeniu tej procedury w wyniku otrzymywano  $n$ -bitową liczbę losową w systemie binarnym. Różne czynniki, np. zmiana warunków otoczenia lub właściwości fizycznych źródła mogły powodować zaburzenia własności probabilistycznych otrzymywanych ciągów liczb losowych, dlatego też generatory tego typu wymagały dodatkowych urządzeń testujących. Spowodowało to, że generatory programowe wyparły generatory fizyczne. Do inicjowania generatora programowego wykorzystuje się zegar systemowy w systemach operacyjnych komputerów [70, 71, 72]. Współcześnie do otrzymywania liczb losowych wykorzystuje się algorytmy rekurencyjne. Uzyskane w ten sposób liczby nazywane są pseudolosowymi, ponieważ jedynie imitują wartości zmiennej losowej. Jednym z pierwszych tego rodzaju algorytmem jest algorytm metody środka kwadratów opracowany przez J. Neumanna. Jego działanie polega na podniesieniu liczby czterocyfrowej do kwadratu i z otrzymanego wyniku wybraniu 4 środkowych cyfr, które utworzą kolejną liczbę

czterocyfrową, dzięki czemu możliwe jest cykliczne powtarzanie całego schematu. Programowe generatory liczb pseudolosowych posiadają wiele zalet: test sprawdzający jakość wykonuje się tylko raz, program zajmuje niewielką ilość pamięci, liczby generowane są bardzo szybko, a dowolna z liczb może zostać odtworzona. Wadą jest okresowość otrzymanego szeregu liczb, a więc sytuacja, gdy po uzyskaniu pewnej liczby i podstawieniu jej do wzoru w celu wykonania kolejnej iteracji uzyskuje się ponownie pierwszą liczbę z szeregu [65, 71].

## 4.2. Zastosowanie metody Monte Carlo w fizyce neutronów

Rozpatrzony zostanie problem przechodzenia strumienia neutronów przez osłonę o grubości  $0 \leq x \leq h$ . Promieniowanie neutronowe o energii  $E_0$  pada na osłonę pod kątem  $90^\circ$  i oddziałuje z jej materiałem na drodze dwóch zjawisk: wychwytu radiacyjnego neutronu (pochłonięcie neutronu) lub rozpraszania neutronów. Schemat oddziaływania przedstawiono na rysunku 14. Przyjęte zostały dwa założenia: energia neutronów w procesie rozpraszania nie zmienia się, a kierunek odbicia neutronów od atomów osłony jest oszacowany z takim samym prawdopodobieństwem. Wynikiem obliczeń jest prawdopodobieństwo: pochłonięcia neutronu przez osłonę  $p^0$ , przejścia neutronu przez osłonę  $p^+$ , odbicia neutronu od osłony  $p^-$  [63, 68].



**Rysunek 14.** Oddziaływanie neutronu z materiałem osłony: a) przejście neutronu przez płytkę, b) wychwyty radiacyjny, c) odbicie neutronu od osłony [63].

W rozważanym przypadku oddziaływanie promieniowania neutronowego z materiałem osłony charakteryzuje się dwoma parametrami: przekrojem czynnym na pochłanianie oraz przekrojem czynnym na rozpraszanie:

$$\Sigma = \Sigma_c + \Sigma_s$$

gdzie:

$\Sigma$  – całkowity przekrój czynny,

$\Sigma_c$  – przekrój czynny na pochłanianie ( $\Sigma_c/\Sigma$  – prawdopodobieństwo pochłonięcia neutronu),

$\Sigma_s$  – przekrój czynny na rozpraszanie ( $\Sigma_s/\Sigma$  – prawdopodobieństwo rozproszenia neutronu).

Długość drogi pomiędzy zderzeniami (droga swobodna neutronu) jest zmienną losową  $\lambda$ , która przyjmuje wartości z gęstością prawdopodobieństwa:

$$p(\lambda) = \Sigma e^{-\Sigma\lambda}.$$

Zmienna  $\gamma$  ma rozkład jednostajny w przedziale (0,1), dlatego zastosowanie metody odwrotnej dystrybuanty do gęstości  $p(\lambda)$  prowadzi do zależności:

$$\lambda = -\left(\frac{1}{\Sigma}\right) \ln \gamma$$

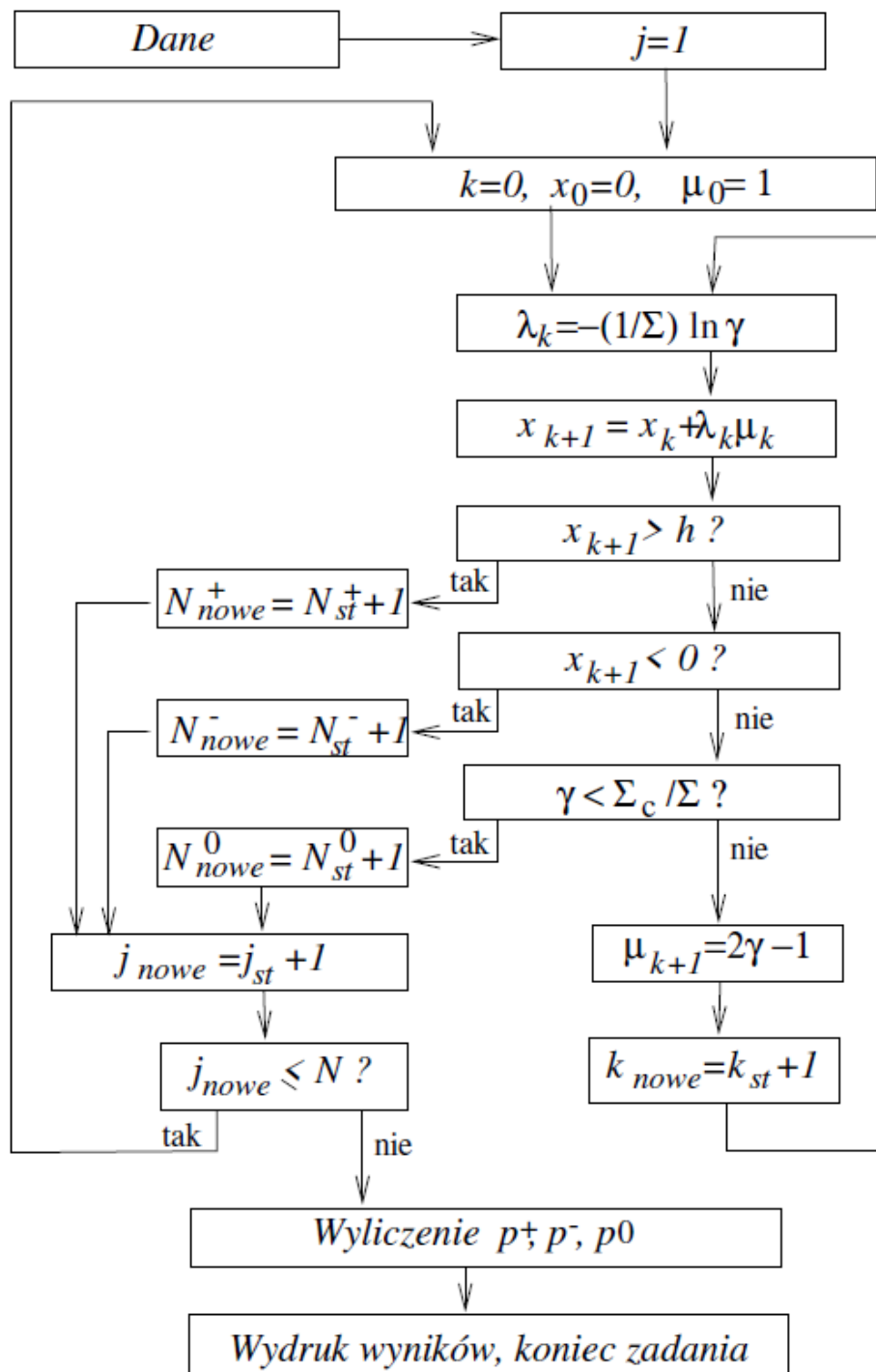
Kierunek neutronu po rozproszeniu ustala się podając kąt  $\theta$  pomiędzy kierunkiem prędkości neutronu, a osią  $Ox$ . Wymaganie jednakowego prawdopodobieństwa kierunku odbicia neutronu od atomów osłony (kierunku rozproszenia neutronu) jest adekwatne do żądania, aby cosinus kąta  $\mu = \cos\theta$  posiadał rozkład równomierny w przedziale  $(-1,1)$ . Ponieważ  $\mu$  może przyjmować jedynie wartości z tego przedziału, w ogólnym wzorze (12) na losowanie zmiennej z przedziału  $(a, b)$  przyjęto  $a = -1$ ,  $b = 1$ . Podstawienie tych wartości prowadzi do zależności:

$$\mu = 2\gamma - 1$$

Rysunek 15 przedstawia schemat blokowy programu obliczeń. Zastosowany wskaźnik  $j$  określa numer trajektorii, natomiast wskaźnik  $k$  numer zdarzenia (na trajektorii). Początek każdej trajektorii jest zadany przez  $x_0 = 0$  i  $\mu_0 = 1$ . Liczniki, do których algorytm dodaje „1”, gdy dana trajektoria neutronu kończy się określonym zdarzeniem, oznaczono jako:

- $N^0$  – licznik neutronów pochłoniętych,
- $N^+$  – licznik neutronów, które przeszły przez osłonę,
- $N^-$  – licznik neutronów odbitych od osłony.

W schemacie blokowym zastosowano oznaczenia „st” oraz „nowe” w celu formalnego przedstawienia procesu aktualizacji zmiennych. Oznaczenia te odnoszą się odpowiednio do wartości danej zmiennej przed oraz po wykonaniu operacji inkrementacji lub przejścia do kolejnego kroku algorytmu.

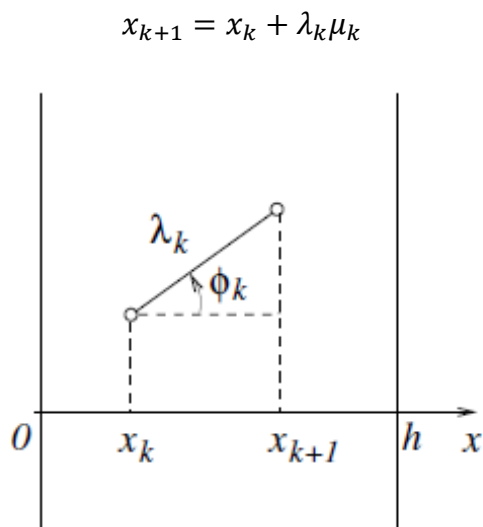


**Rysunek 15.** Schemat blokowy algorytmu transportu neutronów przez osłonę [63].

W pierwszym kroku algorytmu następuje wylosowanie drogi swobodnej:

$$\lambda = -\left(\frac{1}{\Sigma}\right) \ln \gamma.$$

W drugim kroku obliczana jest rzędna następnego zdarzenia (rys. 16):



Rysunek 16. Obliczanie rzędnej kolejnego zdarzenia [63].

Następnie sprawdzany jest warunek przejścia neutronu przez osłonę o grubości  $h$ :

$$x_{k+1} > h.$$

Jeśli warunek jest spełniony to obliczenia dla danej trajektorii cząstki zostają zakończone i dodana zostaje wartość 1 do licznika neutronów, które przeszły przez osłonę. W przeciwnym razie sprawdzony zostaje warunek odbicia:

$$x_{k+1} < 0.$$

Jeżeli jest on spełniony to do licznika cząstek odbitych dodana zostaje wartość 1. W przeciwnym razie:

$$0 < x_{k+1} < h,$$

czyli w sytuacji gdy cząstka nie przeszła przez osłonę oraz nie odbiła się od niej można stwierdzić, że doznała  $k + 1$  zderzenia wewnątrz osłony. W takim przypadku, zgodnie z modelowaniem dyskretnej zmiennej losowej zostaje wybrana kolejna wartość  $\gamma$  i sprawdzany jest warunek pochłonięcia neutronu:

$$\gamma < \frac{\Sigma_c}{\Sigma}.$$

Jeżeli warunek jest spełniony obliczenia dla tej trajektorii cząstki zostają zakończone i do licznika pochłoniętych neutronów dodaje się 1. W przeciwnym razie uznaje się, że

cząstka uległa rozproszeniu w punkcie, którego rzędna to  $x_{k+1}$  i wówczas należy wylosować nowy kierunek propagacji neutronu:

$$\mu_{k+1} = 2\gamma - 1$$

i powtórzyć cały schemat.

### 4.3. Środowisko programistyczne Geant4

Oprogramowanie Geant4 (ang. Geometry and Tracking) jest narzędziem przeznaczonym do symulacji zjawisk fizycznych za pomocą metody Monte Carlo [73, 74]. Zostało opracowane przez dwie grupy naukowców z CERN-u i KEK-u. Początkowo naukowcy starali się ulepszyć oprogramowanie Geant3 oparte na języku FORTRAN. Ostatecznie zespoły połączyły się i rozpoczęto pracę nad projektem RD44, którego celem było stworzenie nowego środowiska symulacyjnego, wykorzystującego język C++ i zorientowanego obiektowo. Do projektu przyłączyło się wielu fizyków i programistów z kilkudziesięciu instytutów naukowych. W 1998 r. pojawiła się pierwsza wersja oprogramowania, a nazwa projektu została zmieniona na Geant4 [65]. Od tego czasu ukazało się wiele kolejnych wersji oprogramowania, których zakres zastosowań stale się poszerzał oraz posiadających udoskonalone modele oddziaływań cząstek z materią [75]. Oprogramowanie Geant4 może zostać wykorzystane na trzech platformach systemowych: Linux, Windows, Unix. Ma postać bibliotek napisanych w języku C++. Udostępniona jest strona internetowa [76] zawierająca informacje o instalacji pakietu, przeznaczeniu klas i metod, strukturach bibliotek oraz opis modeli fizycznych. Można z niej pobrać pliki z przekrojami, np. bazę danych G4NDL4.6 zawierającą przekroje czynne na oddziaływania z neutronami: wychwyty radiacyjny, reakcje rozszczepienia, elastyczne i nieelastyczne rozpraszanie i produkcję izotopów dla wielu pierwiastków. Starsze wersje Geant4 wymagają również zainstalowania bibliotek CLHEP zawierających m.in. funkcje matematyczne czy generatory liczb losowych, do których odwołują się metody pakietu. Oprogramowanie posiada klasy pozwalające na wizualizację obiektów oraz trajektorii cząstek określonych w programie symulacyjnym. Można wyróżnić jeden podstawowy obiekt tzw. świat, w którym definiuje się wszystkie pozostałe elementy, np. tarcze, osłony, detektory [65]. Diagram

kategorii składowych pakietu oraz zależności między nimi przedstawiono na rysunku 17. Diagram obejmuje 17 kategorii klas zobrazowanych za pomocą prostokątów połączonych liniami ciągłymi opisującymi wzajemne zależności. Znajdujące się na końcu linii kółko wskazuje kategorię wykorzystującą tę na przeciwnym końcu. Można zauważyć, że przepływ zależności jest jednokierunkowy, bez zależności cyklicznych [73]. Kategorie na dole diagramu są używane przez większość wyższych kategorii i stanowią podstawę zestawu narzędzi, należą do nich:

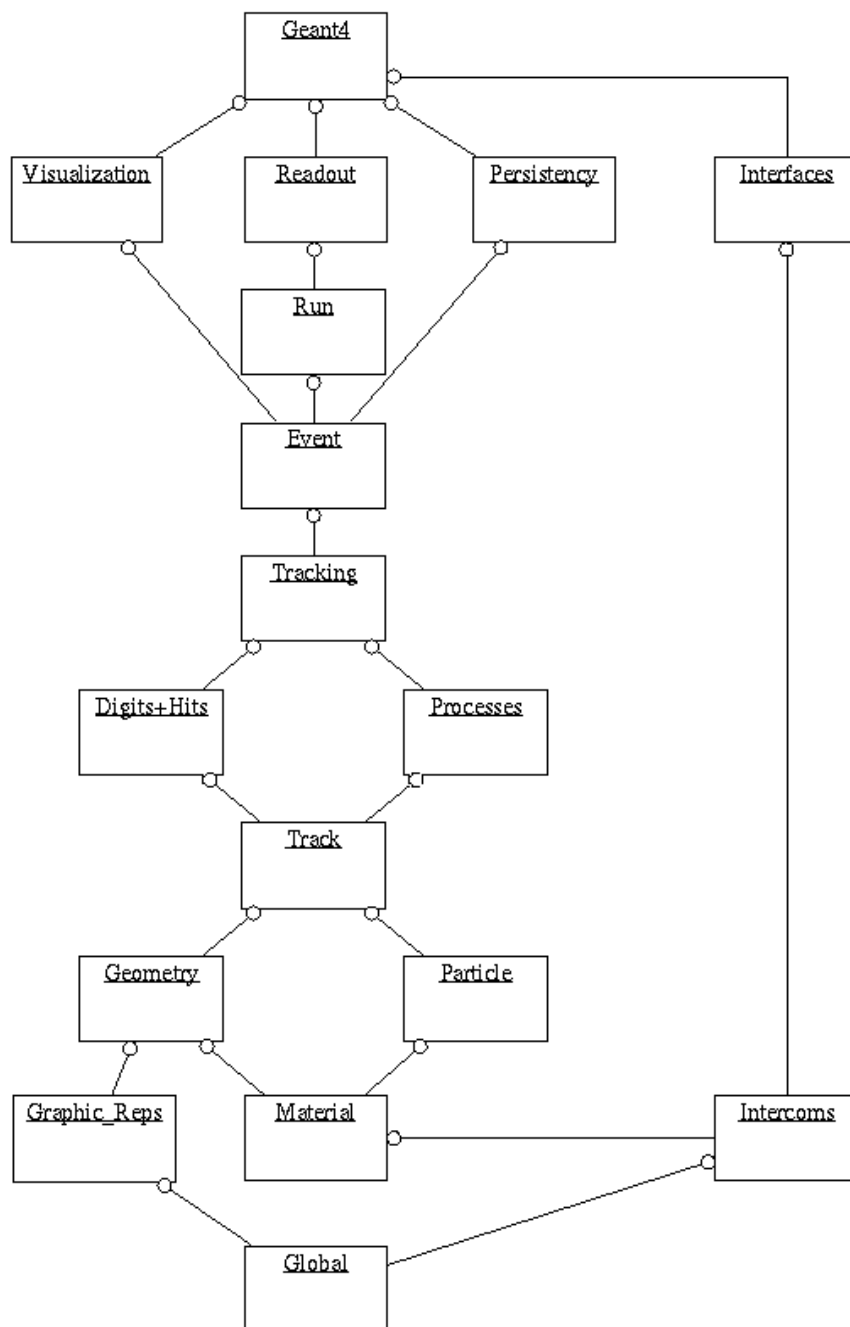
- Global – odnosi się do wspólnych elementów, takich jak: stałe fizyczne i matematyczne, system jednostek fizycznych i generatorów liczb losowych.
- Material i Particle – dotyczy opisu właściwości fizycznych cząstek i materiałów.
- Geometry – pozwala użytkownikowi na opis struktury geometrycznej, np. umożliwia wykorzystanie projektu geometrii detektora zaprojektowanego w systemach CAD.

Do opisu procesów fizycznych oraz śledzenia cząstek niezbędne są kategorie:

- Track – zawiera klasy opisujące trajektorię cząstek, która następnie jest wykorzystywana przez kategorię Processes.
- Processes – zawiera modele oddziaływań fizycznych, np. elektromagnetyczne i hadronowe.
- Tracking – odpowiada za śledzenie procesów fizycznych, dzięki czemu możliwe jest wyodrębnienie własności cząstek pochodzących z danego oddziaływania.
- Hits and Digitization – zajmuje się rejestracją trafień w czułe obszary detektora.
- Event – zarządza zdarzeniami pod względem trajektorii cząstek wtórnych.
- Run – moduł ten składa się z zestawu Eventów. Wspólny jest dla nich generator zdarzeń oraz geometria detektora.
- Readout – umożliwia przechowywanie danych.
- Visualization, Interfaces oraz Persistency – umożliwiają używanie pozostałych kategorii i łączą je z zewnętrznymi interfejsami.

Aby móc w pełni korzystać z funkcjonalności pakietu Geant4, oprócz wymagań sprzętowych potrzebna jest również wiedza programistyczna użytkownika. Użytkowników dzieli się na trzy kategorie:

- Użytkownik końcowy – komunikuje się z programem poprzez graficzny interfejs, powłokę tekstową lub skrypty wykonujące zestawy poleceń. Uruchamia programy i określa początkowe parametry symulacji. Nie jest mu potrzebna znajomość języka C++ i programowania zorientowanego obiektowo.
- Twórca aplikacji – jego zadaniem jest implementacja kodu, a więc wymagana jest znajomość języka C++ w celu określenia, np. cząstek i procesów fizycznych, opisu detektora czy kinematyki zdarzeń początkowych.
- Framework provider – autor dużych projektów, który nie tylko wykorzystuje standardowe komponenty pakietu, lecz również tworzy nowe funkcjonalności, np. dodaje interfejsy pozwalające na współpracę z zewnętrznymi narzędziami, takimi jak systemy graficzne czy systemy zarządzania bazami danych.



Rysunek 17. Diagram kategorii składowych pakietu Geant4 [77].

# 5. Stosowane metody badań i analizy danych

## 5.1. Struktura programów symulacyjnych

W pierwszym etapie badań przeprowadzono symulacje komputerowe oparte na metodzie Monte Carlo. Wykorzystano w tym celu środowisko programistyczne Geant4, które jest obecnie jednym z najpopularniejszych narzędzi do modelowania zjawisk z zakresu fizyki jądrowej. Głównym celem symulacji było zaprojektowanie osłony antyneutronowej. Określono zależność pomiędzy grubością osłony, a osłabieniem wiązki neutronów dla dwóch materiałów – kadmu i węgla boru. Obliczenia wykonano dla neutronów termicznych o widmie energetycznym odpowiadającym rozkładowi Maxwella-Boltzmana (neutrony termiczne) i dla wybranych energii neutronów epitermicznych. Dodatkowo wyznaczono rozkład energii promieniowania gamma, generowanego w procesach wtórnych w warstwie osłonowej.

Instalacja pakietu Geant4 została przeprowadzona pod kontrolą systemu Windows 10. Do utworzenia aplikacji wykorzystano środowisko Visual Studio Community 2019 – 16.6.0 [78], natomiast do kierowania procesem kompilacji oprogramowania wykorzystano narzędzie CMake [79]. Do budowy programu niezbędny był kod źródłowy pakietu Geant4 [80], kompilator C++, STL (Standard Template Library) biblioteka obsługująca standard C++ 11 oraz eksperymentalne przekroje czynne. Uzupełnienie kodu źródłowego stanowiły biblioteki CLHEP (ang. CERN Library for High Energy Physics), zawierające generatory liczb losowych, a także funkcje matematyczne do których odwołują się metody pakietu. Dzięki temu, że pliki źródłowe oprogramowania Geant4 mają format ASCII, zawarty w nich kod jest w pełni dostępny dla użytkownika, co pozwala na wprowadzenie w nim dowolnych zmian i dostosowanie programu do konkretnego problemu. Symulowane procesy, takie jak: wychwytywanie neutronu, rozpraszanie nieelastyczne i elastyczne neutronu w analizowanym zakresie energii promieniowania do 0,5 MeV skutkowało wyborem modelu fizycznego High Precision,

który umożliwia przeprowadzenie symulacji oddziaływań neutronów z materią opartych na eksperymentalnych przekrojach czynnych z bazy danych G4NDL4.6.

Po pozytywnej instalacji środowiska symulacyjnego zmodyfikowano kod zgodnie z analizowanym problemem, tj. zbudowano tzw. „świat”, zawierający wszystkie niezbędne elementy do przeprowadzenia symulacji. Konieczne było dostarczenie informacji o kształcie symulowanego ośrodka, jego składzie, wykorzystywanych procesach fizycznych oraz kinematyce cząstek pierwotnych. Składnia typowego języka programowania C++ nieznacznie różni się od składni wykorzystywanej w środowisku Geant4. W celu zadeklarowania zmiennej, przed podaniem jej typu należy wstawić przedrostek G4, natomiast podczas przypisywania jej wartości podaje się informacje o stosowanej jednostce, np. `G4int world_x = 3.0*m`, oznacza zmienną o nazwie `world_x`, typu całkowitego i przyjmującą wartość 3 m, gdzie m oznacza jednostkę metr. Pozostałe reguły składni pakietu Geant4 oraz języka C++ są takie same. Dyrektywa `#include` pozwala na dołączenie do kodu źródłowego innych plików źródłowych. W ten sposób, do programu dołączone zostały gotowe do wykorzystania biblioteki.

Do komunikacji z jądrem Geant4 używa się klas bazowych, których nazwy rozpoczynają się zazwyczaj od przedrostka G4, np. `G4AccDetectorConstruction`. Podczas przygotowywania programu symulacyjnego zaimplementowane zostały klasy pochodne, wyprowadzone z klas bazowych. Utworzona została także funkcja główna `main()` (kod źródłowy 1), która nie jest częścią pakietu Geant4, ponieważ różni się w zależności od rodzaju przeprowadzanych symulacji. W jej skład wchodzi obiekt klasy `G4RunManager` (kod źródłowy 1, linia 7), kontrolujący przebieg wykonania programu i zarządzający pętlami zdarzeń. `G4RunManager` odpowiedzialny jest za zarządzanie procedurami inicjalizacyjnymi (uruchamianie poszczególnych części programu), co oznacza, że musi otrzymać wszystkie informacje niezbędne do budowy i uruchomienia symulacji. Informacje te zawarte są w dwóch rodzajach klas użytkownika – w klasach akcji i inicjalizacji. Określają one m.in. geometrię detektora, wykorzystywane procesy fizyczne oraz sposób wytwarzania cząstki pierwotnej. Poniżej przedstawiono klasy użyte w programie, w nawiasie podano klasy bazowe, z których zostały wyprowadzone:

Klasy inicjalizujące:

- AccDetectorConstruction (G4VUserDetectorConstruction),
- AccPhysicsList (G4VUserPhysicsList).

Klasy akcji:

- AccPrimaryGeneratorAction (G4VUserPrimaryGeneratorAction),
- AccRunAction (G4UserRunAction),
- AccEventAction (G4UserEventAction),
- AccTrackingAction (G4UserTrackingAction),
- AccSteppingAction (G4UserSteppingAction).

Utworzenie i rejestrację obiektów klas użytkowników w menadżerze przebiegu przedstawiono w liniach 10-16 kodu źródłowego 1, natomiast linia 23 określa inicjalizację jądra pakietu Geant4. Oprócz klasy menadżerskiej G4RunManager, w programie wykorzystano również menadżera interfejsu użytkownika G4UImanager, do którego dostęp zaimplementowano w 25 linii kodu źródłowego 1. Przesyłanie poleceń interfejsu użytkownika (UI) z pliku „simulation.mac” realizowane jest za pomocą instrukcji przedstawionej w 34 linii kodu źródłowego 1. Plik „simulation.mac” (kod źródłowy 2) zawiera informację na temat rodzaju symulowanych cząstek pierwotnych. Symulacja została przeprowadzona dla 10 000 000 neutronów. W dalszej części pracy opisane zostaną wyłącznie te klasy użytkownika, których implementacja jest konieczna do utworzenia programu symulacyjnego.

```

1. int main(){
2. //for RandGenerator
3. G4long myseed = 1;
4. CLHEP::HepRandom::setTheSeed(myseed);
5. //int numberOfEvent = 5;
6. // Constructing the default run manager
7. G4RunManager* runManager = new G4RunManager;
8. CLHEP::HepRandom::restoreEngineStatus();
9. // setting user's classes
10. runManager->SetUserInitialization(new AccDetectorConstruction);
11. runManager->SetUserInitialization(new AccPhysicsList);
12. runManager->SetUserAction(new AccPrimaryGeneratorAction);
13. runManager->SetUserAction(new AccEventAction);
14. runManager->SetUserAction(new AccTrackingAction);
15. runManager->SetUserAction(new AccSteppingAction);
16. runManager->SetUserAction(new AccRunAction);
17. #ifdef G4VIS_USE
18. // Initializing visualization manager
19. G4VisManager* visManager = new G4VisExecutive;
20. visManager->Initialize();
21. #endif
22. // Initializing G4 kernel
23. runManager->Initialize();
24. // getting the pointer to the UI manager and set verbosity
25. G4UImanager* UI = G4UImanager::GetUIpointer();
26. // Opening session for writing data to output file
27. MySession * LoggedSession = new MySession;
28. UI->SetCoutDestination(LoggedSession);
29. // comments to set output data
30. UI->ApplyCommand("/run/verbose 0");
31. UI->ApplyCommand("/event/verbose 0");
32. UI->ApplyCommand("/tracking/verbose 0");
33. // starting a run
34. UI->ApplyCommand("/control/execute simulation.mac");
35. delete LoggedSession;
36. G4UISession* session = new G4UITerminal; // opening visualization session
37. UI->ApplyCommand("/control/execute vis.mac"); session->SessionStart();
38. delete session; // deleting writing session
39. // job termination
40. #ifdef G4VIS_USE
41. delete visManager;
42. #endif
43. delete runManager; return 0;}

```

Kod źródłowy 1. Funkcja główna programu symulacyjnego.

```
1. /gun/particle neutron
2. /tracking/verbose 0
3. /run/beamOn 10000000
4. exit
```

**Kod źródłowy 2.** Plik `simulation.mac` zawierający polecenia dotyczące rodzaju i ilości symulowanych cząstek pierwotnych.

Konfigurację symulowanego eksperymentu określono w klasie `AccDetectorConstruction`. Zaimplementowana została funkcja wirtualna `Construct()`, w której zdefiniowano m.in. materiały wykorzystywane w symulacjach, geometrię poszczególnych elementów i ich umiejscowienie. Tworzenie wirtualnego laboratorium rozpoczęto od deklaracji wykorzystywanych w nim materiałów (kod źródłowy 3). Posłużono się dwiema klasami - `G4Element` oraz `G4Material`. Pierwsza z nich pozwala na określenie masy atomowej i liczby atomowej pierwiastków, natomiast druga opisuje właściwości makroskopowe, takie jak: ciśnienie, stan skupienia, temperatura, gęstość. Na wstępie zaimplementowano niezbędne pierwiastki (tlen, węgiel, wodór, bor, kadm), przypisując każdemu z nich nazwę, masę molową i liczbę atomową (kod źródłowy 3, linie 7-17). Poprzez zdefiniowanie składników molekularnych utworzono cząsteczkę wody oraz węgiel boru (kod źródłowy 3, linie 18-25). Zdefiniowano również próżnię, która będzie służyła do wypełnienia całej symulowanej przestrzeni (kod źródłowy 3, linie 26-31).

Następnie przystąpiono do utworzenia przestrzeni (laboratorium), w której prowadzono symulacje oraz znajdujących się w niej elementów, takich jak: osłony, detektory, fantom wodny. Każdy symulowany obiekt zdefiniowany został poprzez opisanie jego cech fizycznych i kształtu, natomiast położenie określono za pomocą współrzędnych w układzie kartezyjskim. Można wyróżnić trzy poziomy definicji geometrii: `G4VSolid` (kształt i rozmiar), `G4LogicalVolume` (pełne właściwości, np. materiał, wizualizacja) oraz `G4VPhysicalVolume` (orientacja, położenie). Dozwolone jest umieszczanie jednego obiektu (potomnego) wewnątrz innego (macierzystego), wówczas środek obiektu macierzystego jest początkiem układu współrzędnych dla elementu potomnego. Definicja świata (przestrzeni), w którym prowadzone są symulacje została przedstawiona w kodzie źródłowym 4. Przestrzeń nosi nazwę „World”, ma kształt sześcianu o zasięgu od -3.0 m do +3.0 m wzdłuż osi X, Y, Z i wypełniona jest próżnią.

```

1. G4double a; // atomic mass
2. G4double z; // atomic number
3. G4int ncomponents, natoms, iz, n;
4. G4double density, fractionmass;
5. G4String name, symbol;
6. G4double temperature, pressure, abundance;
7. a = 16.00*g/mole;
8. G4Element* elO = new G4Element(name="Oxygen",symbol="O", z=8., a);
9. a = 12.01*g/mole;
10. G4Element* elC = new G4Element(name="Carbon",symbol="C", z=6., a);
11. a = 1.01*g/mole;
12. G4Element* elH = new G4Element(name="Hydrogen",symbol="H", z=1., a);
13. a = 10.811*g/mole;
14. G4Element* elB = new G4Element(name="Boron",symbol="B", z=5., a);
15. a = 112.4*g/mole;
16. density = 8.65*g/cm3;
17. G4Material* Cd = *new G4Material(name="Cd", z=48., a, density);
18. density = 1.0*g/cm3;
19. G4Material* H2O = new G4Material(name="water", density, ncomponents=2);
20. H2O->AddElement(elH, natoms= 2);-
21. H2O->AddElement(elO, natoms= 1);
22. density = 2.52*g/cm3;
23. G4Material* B4C = new G4Material(name="boron_carbide", density, ncomponents=2);
24. B4C->AddElement(elC, natoms=1);
25. B4C->AddElement(elB, natoms=4);
26. // definition of vacuum
27. density = universe_mean_density; // from PhysicalConstants.h
28. pressure = 3.e-18*pascal;
29. temperature = 2.73*kelvin;
30. G4Material* vacuum = new G4Material(name = "Galactic", z=1., a=1.01*g/mole,
31. density, kStateGas, temperature, pressure);

```

**Kod źródłowy 3.** Fragment kodu klasy AccDetectorConstruction zawierający deklarację pierwiastków i związków chemicznych stosowanych w symulacji oraz implementację próżni.

```

1.G4double World_x = 3.0*m;
2.G4double World_y = 3.0*m;
3.G4double World_z = 3.0*m;
4.G4Box* solidWorld = new G4Box("World", // name of the volume
5.World_x,World_y,World_z); // size of the volume
6.G4LogicalVolume* logicWorld = new G4LogicalVolume(solidWorld, // name of the solid
7.vacuum, // material of the volume
8."World"); // name of the volume
9.G4VPhysicalVolume* physWorld = new G4PVPlacement(0, // no rotation
10.G4ThreeVector(), // position at (0,0,0)
11. "World", // name of the volume
12. logicWorld, // name of the logical volume
13.0, // its mother volume
14.false, // no boolean operation
15.0); // copy numer

```

**Kod źródłowy 4.** Fragment kodu klasy AccDetectorConstruction definiujący przestrzeń (laboratorium), w której prowadzone są symulacje.

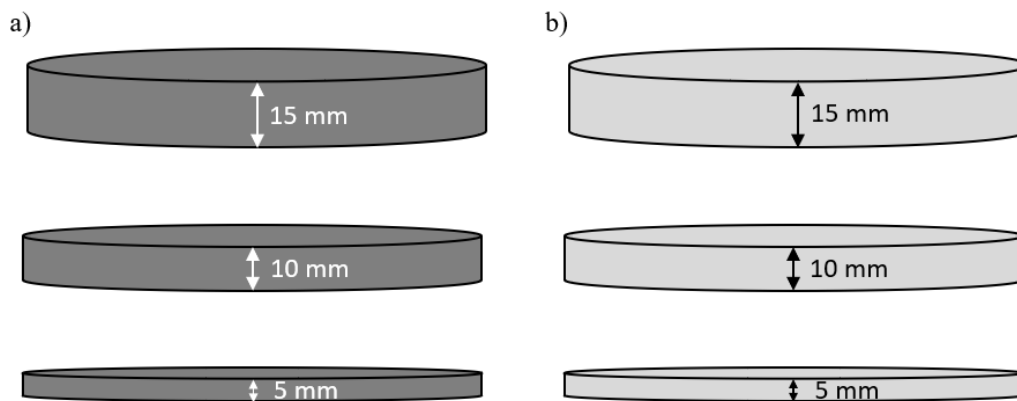
Pierwszym elementem umieszczonym w bryle „World”, stanowiącej laboratorium, była warstwa węgla boru pełniąca funkcję osłony - jej deklarację przedstawiono w kodzie źródłowym 5. Osłona posiada kształt cylindra (G4Tubs) o promieniu 3,75 cm i wysokości 15 mm (parametr zg\_B określa połowę długości). Rozmiary osłony odpowiadają typowemu kardiologicznemu urządzeniu implantowanemu. W ramach eksperymentów komputerowych, zmieniając grubość osłony, przeprowadzono szereg niezależnych symulacji dla trzech różnych grubości materiału osłonowego (5 mm, 10 mm, 15 mm). Dodatkowo, oprócz węgla boru, symulowano również osłonę wykonaną z kadmu. Symulowane osłony przedstawiono na rysunku 18.

```

1. // boron layer
2. G4double rmin_B = 0.0*mm;
3. G4double rmax_B = 3.75*cm;
4. G4double zg_B = 7.5*mm;
5. G4double phimin_B = 0. *deg;
6. G4double phimax_B = 360. *deg;
7. G4Tubs* solid_B = new G4Tubs("boron",rmin_B,rmax_B,zg_B,phimin_B,phimax_B);
8. G4LogicalVolume* logic_B = new G4LogicalVolume(solid_B,B4C,"boron");
9. G4VPhysicalVolume* phys_B = new G4PVPlacement(0,G4ThreeVector(0,0,-7.5*mm),
10. logic_B,"boron",logicWorld,false,0);
11. G4VisAttributes* BVisAtt = new G4VisAttributes(G4Colour(1,0,0));
12. BVisAtt->SetForceSolid(true);
13. logic_B->SetVisAttributes(BVisAtt);

```

**Kod źródłowy 5.** Fragment kodu klasy AccDetectorConstruction definiujący warstwę osłaniającą z węgla boru.



**Rysunek 18.** Symulowane osłony o grubościach 5 mm, 10 mm i 15 mm, wykonane z dwóch materiałów: a) węgla boru o gęstości 2,51 g/cm<sup>3</sup>, b) kadmu o gęstości 8,65 g/cm<sup>3</sup>.

Kolejnym elementem umieszczonym w przestrzeni „World”, bezpośrednio za osłoną był detektor logiczny (kod źródłowy 6) rejestrujący przechodzące przez osłonę neutrony oraz fotony i elektrony powstałe w procesach oddziaływania neutronów i wtórnego promieniowania w warstwie osłony.

```

1. G4Tubs* solid_det2 = new G4Tubs("det2",rmin,rmax,zg,phimin,phimax);
2. G4LogicalVolume* logic_det2 = new G4LogicalVolume(solid_det2,vacuum,"det2");
3. G4VPhysicalVolume* phys_det2 = new G4PVPlacement(0,G4ThreeVector(0,0,-15.5*mm),
4. logic_det2,"det2",logicWorld,false,0);
5. G4VisAttributes* det2VisAtt = new G4VisAttributes(G4Colour(1,1,1));
6. det2VisAtt->SetForceSolid(true);
7. logic_det2->SetVisAttributes(det2VisAtt);

```

**Kod źródłowy 6.** Fragment kodu klasy AccDetectorConstruction definiujący detektor logiczny.

Po przeprowadzeniu symulacji transportu neutronów przez osłony z węgla boru i kadmu rozpoczęto kolejny etap badań, polegający na wyznaczeniu rozkładu dawki bezpośrednio za osłoną. Zmodyfikowano w tym celu kod programu. Detektor logiczny zastąpiono fantomem wodnym „logic\_det1\_F” (kod źródłowy 7), w którym zdefiniowano układ złożony z ośmiu przylegających do siebie detektorów logicznych rejestrujących dawkę pochłoniętą w ich objętości (kod źródłowy 8). Fantom wodny znajdował się bezpośrednio za osłoną. Położenie każdego detektora logicznego określono względem środka fantomu. Wprowadzono parametr „aa”, którego zmiana pozwoliła na przesuwanie układu detektorów i tym samym wyznaczenie rozkładu dawki promieniowania w dowolnym zakresie głębokości pod osłoną.

```

1. G4double rmin_F = 0.0*mm;
2. G4double rmax_F = 13.75*cm;
3. G4double zg_F = (80.0/2)*mm;
4. G4double phimin_F = 0. *deg;
5. G4double phimax_F = 360. *deg;
6. G4Tubs* solid_det1_F = new
   G4Tubs("fantom",rmin_F,rmax_F,zg_F,phimin_F,phimax_F);
7. G4LogicalVolume* logic_det1_F = new G4LogicalVolume(solid_det1_F,H2O,"fantom");
8. G4VPhysicalVolume* phys_det1_F = new G4PVPlacement(0,G4ThreeVector(0,0,-55*mm),
9. logic_det1_F,"fantom",logicWorld,false,0);
10. G4VisAttributes* det1_FVisAtt = new G4VisAttributes(G4Colour(1,1,1));
11. det1_FVisAtt->SetForceSolid(true);
12. logic_det1_F->SetVisAttributes(det1_FVisAtt);

```

**Kod źródłowy 7.** Fragment kodu klasy AccDetectorConstruction definiujący fantom wodny.

```

1. G4double aa = -20;
2. G4double rmin_d1 = 0.0*mm; G4double rmax_d1 = 3.75*cm; G4double zg_d1 = 0.5*mm;
3. G4double phimin_d1 = 0. *deg; G4double phimax_d1 = 360. *deg;
4. G4Tubs* solid_d1 = new
   G4Tubs("water1",rmin_d1,rmax_d1,zg_d1,phimin_d1,phimax_d1);
5. G4LogicalVolume* logicDet2dose = new G4LogicalVolume(solid_d1,H2O,"water1");
6. G4VPhysicalVolume* phys_d1 = new
   G4PVPlacement(0,G4ThreeVector(0,0,(39.5+aa)*mm),
7. logicDet2dose,"water1",logic_det1_F,false,0);
8. G4VisAttributes* d1VisAtt = new G4VisAttributes(G4Colour(1,0,0));
9. d1VisAtt->SetForceSolid(true);
10. logicDet2dose->SetVisAttributes(d1VisAtt);

```

**Kod źródłowy 8.** Fragment kodu klasy AccDetectorConstruction definiujący pierwszy detektor logiczny, umieszczony w fantomie wodnym.

Kolejna klasa niezbędna do przeprowadzenia symulacji to `AccPhysicsList`. Zaimplementowano w niej metody wirtualne `ConstructParticle()`, `ConstructProcess()`, `SetCuts()`, zawierające definicje wszystkich potrzebnych cząstek, procesy ich oddziaływania oraz określono wartości progowe na produkcję cząstek wtórnych. W symulacjach uwzględniono wszystkie typy wykorzystywanych cząstek (z wyjątkiem ciężkich jonów). Oznacza to, że konieczne było zadeklarowanie zarówno cząstek pierwotnych jak i cząstek wytworzonych w procesach wtórnych.

Pakiet Geant4 udostępnia biblioteki z wieloma typami cząstek, podzielonych na kilka głównych kategorii: leptony, bozony, hadrony oraz inne cząstki krótkożyciowe. Każda cząstka ma przypisane takie parametry jak: nazwa, masa, czas życia itd. Większość właściwości jest tylko do odczytu i nie można ich zmieniać. Definicje cząstek umożliwia klasa `G4ParticleDefinition`, stanowiąca część kodu źródłowego, przy czym każda cząstka scharakteryzowana jest we własnej klasie pochodnej, posiadającej jeden obiekt do którego dostęp uzyskuje się za pomocą metody statycznej. Przykładem mogą być leptony, gdzie elektron reprezentowany jest przez klasę `G4Electron`, w której wskaźnik do obiektu dostępny jest za pośrednictwem metody statycznej `ElectronDefinition()` – linia 2 kodu źródłowego 9.

```

1. void AccPhysicsList::ConstructMyLeptons()
2. { G4Electron::ElectronDefinition();
3.   G4Positron::PositronDefinition();
4.   G4MuonPlus::MuonPlusDefinition();
5.   G4MuonMinus::MuonMinusDefinition();
6.   G4NeutrinoE::NeutrinoEDefinition();
7.   G4AntiNeutrinoE::AntiNeutrinoEDefinition();
8.   G4NeutrinoMu::NeutrinoMuDefinition();
9.   G4AntiNeutrinoMu::AntiNeutrinoMuDefinition(); }

```

**Kod źródłowy 9.** Fragment kodu klasy `AccPhysicsList` odpowiedzialny za definicję leptonów.

Duża liczba cząstek zdefiniowanych w Geant4 skutkuje tym, że sporządzenie listy ich wszystkich, tak jak pokazano w kodzie źródłowym 9 jest uciążliwe. W celu skrócenia kodu skorzystano z klas pomocniczych pozwalających na automatyczne zadeklarowanie wszystkich cząstek danego typu. Deklaracja mezonów, barionów oraz jonów za pomocą klas `G4MesonConstructor`, `G4BaryonConstructor`, `G4IonConstructor`, jest zawarta w kodzie źródłowym 10. W przeprowadzonych symulacjach wykorzystano m.in.

neutrony, fotony, elektrony oraz geantino (wirtualną cząstkę nieoddziałującą z materiałami, pozwalającą na kontrolę przepływu cząstek).

```

1. #include "G4MesonConstructor.hh"
2. #include "G4BaryonConstructor.hh"
3. #include "G4IonConstructor.hh"
4. void AccPhysicsList::ConstructMyHadrons(){// construct Hadrons:
5. // mesons
6. G4MesonConstructor mConstructor;
7. mConstructor.ConstructParticle();
8. // baryons
9. G4BaryonConstructor bConstructor;
10. bConstructor.ConstructParticle();
11. // ions
12. G4IonConstructor iConstructor;
13. iConstructor.ConstructParticle();}

```

**Kod źródłowy 10.** Fragment kodu klasy `AccPhysicsList` zawierający deklarację mezonów, barionów i jonów za pomocą klas: `G4MesonConstructor`, `G4BaryonConstructor`, `G4IonConstructor`.

Do każdej cząstki zadeklarowanej w `ConstructParticle()` została przypisana lista procesów fizycznych, opisujących jej interakcję z materią. Wszystkie rodzaje oddziaływań promieniowania z materią są rejestrowane i udostępniane za pomocą klasy `ProcessManager` przy użyciu metody wirtualnej `ConstructProcess()`. W programie, proces fizyczny jest kombinacją komponentów dotyczących miejsca i czasu oddziaływania. Ruch cząstek w przestrzeni również traktowany jest jak oddziaływanie i zostaje zarejestrowany za pomocą `ProcessManager`'a konkretnej cząstki. Za pomocą metody `SetCuts()` określono także warunki produkcji cząstek wtórnych (w Geant4 progiem produkcji cząstek wtórnych jest zasięg, który domyślnie wynosi 1 mm). W przeprowadzonych symulacjach wykorzystano następujące oddziaływania:

- hadronowe (oddziaływania nieelektromagnetyczne, w których biorą udział hadrony):
  - rozpraszanie elastyczne i nieelastyczne,
  - wychwyt radiacyjny.
- elektromagnetyczne (oddziaływanie fotonów i cząstek naładowanych):
  - efekt fotoelektryczny,
  - rozpraszanie Comptona,

- kreacja pary cząstka-antycząstka,
- anihilacja pary cząstka-antycząstka,
- jonizacja.

Opis stanu początkowego zdarzenia głównego zawarty został w klasie `AccPrimaryGeneratorAction`. Kod źródłowy 11 przedstawia metodę wirtualną „`GeneratePrimaries()`” wywoływaną na początku każdego zdarzenia. W programie wykorzystano generator `ParticleGun`, generujący cząstkę o określonym kierunku i energii w ustalonym czasie z zadanego miejsca. Metody służące do określania tych wielkości to:

- `SetParticleDefinition()` - rodzaj cząstki,
- `SetParticleEnergy()` - energia kinetyczna,
- `SetParticleMomentumDirection()` – kierunek,
- `SetParticlePosition()` – miejsce.

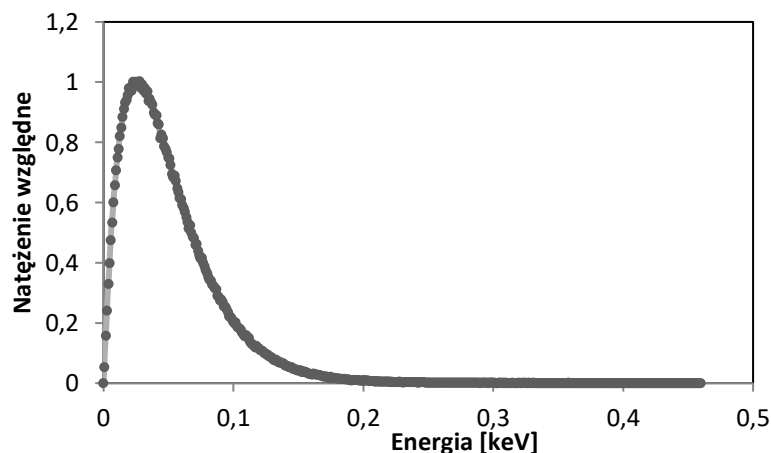
Symulacje zostały przeprowadzone wielokrotnie, dla kilku różnych energii promieniowania neutronowego. W pierwszym przypadku do opisu energii wiązki promieniowania zastosowano rozkład zbliżony do rozkładu Maxwella-Boltzmann (rys. 19) odpowiadający widmu energetycznemu neutronów termicznych. W 10 linii kodu źródłowego 11 została przedstawiona funkcja opisująca rozkład energetyczny neutronów spowolnionych. Do wylosowania energii użyto generatora liczb pseudolosowych `G4UniformRand()` generującego liczby losowe z przedziału  $[0,1]$  o rozkładzie jednorodnym. Do wygenerowania ww. rozkładu Maxwella-Boltzmann zastosowano „metodę akceptacji i odrzucenia” Von Neumanna. W kolejnych symulacjach zastosowano wiązki monoenergetyczne o energiach 1 keV, 100 keV oraz 500 keV (linia 15 kodu źródłowego 11). W każdej symulacji wiązka promieniowania padała prostopadle na osłonę o średnicy 7,5 cm z wysokości 6 mm. Miejsce emisji neutronu względem osi współrzędnych  $x$  i  $y$  losowano przy użyciu generatora liczb pseudolosowych `G4UniformRand()` - linia 18 i 19 kodu źródłowego 11.

```

1. AccPrimaryGeneratorAction::AccPrimaryGeneratorAction(){
2.   G4int n_particle = 1;
3.   particleGun = new G4ParticleGun(n_particle);}
4. AccPrimaryGeneratorAction::~AccPrimaryGeneratorAction(){
5.   delete particleGun;}
6. void AccPrimaryGeneratorAction::GeneratePrimaries(G4Event* anEvent){
7.   //-----losowanie energii
8.   a: G4double E = G4UniformRand() * 100;
9.   G4double u = G4UniformRand();
10.  G4double g_E = 107.66983 * E * exp(-39.6076 * E);
11.  G4double energy = E * eV;
12.  if(u < g_E) {
13.    particleGun->SetParticleEnergy(energy);}
14.  else goto a;
15.  // particleGun->SetParticleEnergy(100*keV);
16.  //----- kierunki emisji neutron
17.  G4double pole = 7.5; // <-- tu podawac srednicę pola napromieniania w cm
18.  b: G4double x1 = (G4UniformRand() - 0.5) * pole;
19.  G4double y1 = (G4UniformRand() - 0.5) * pole;
20.  if(((x1*x1)+(y1*y1))<=((pole/2)*(pole/2))){
21.    particleGun->SetParticlePosition(G4ThreeVector(x1*cm,y1*cm,6*mm));}
22.  else goto b;
23.  //particleGun->SetParticlePosition(G4ThreeVector(x1*m,y1*m,6*mm));
24.  particleGun->SetParticleMomentumDirection(G4ThreeVector(0*cm,0*cm,-100*mm));
25.  particleGun->GeneratePrimaryVertex(anEvent);}

```

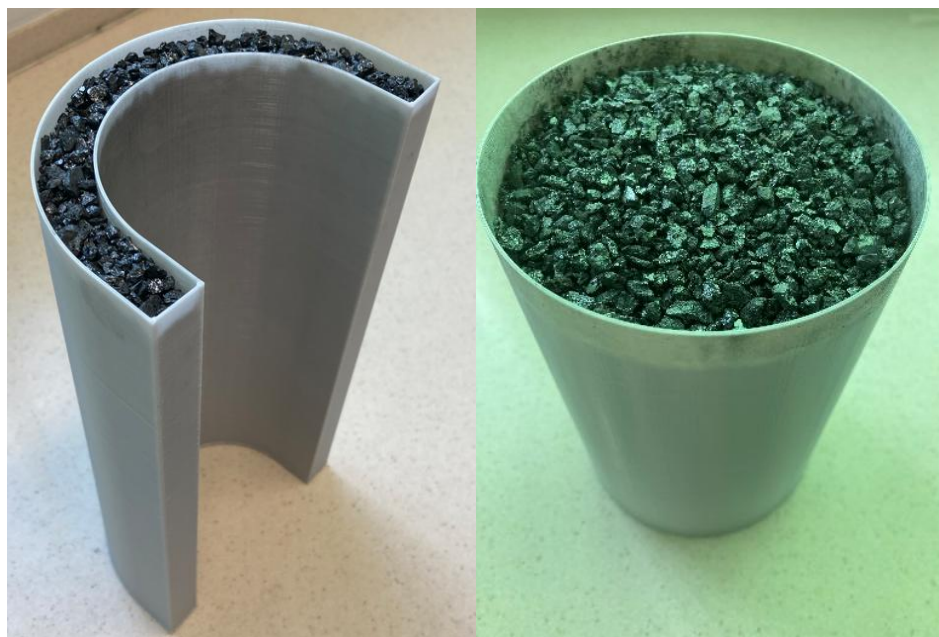
**Kod źródłowy 11.** Fragment kodu klasy AccPrimaryGeneratorAction, zawierający metodę wirtualną GeneratePrimaries() wywoływaną na początku każdego zdarzenia.



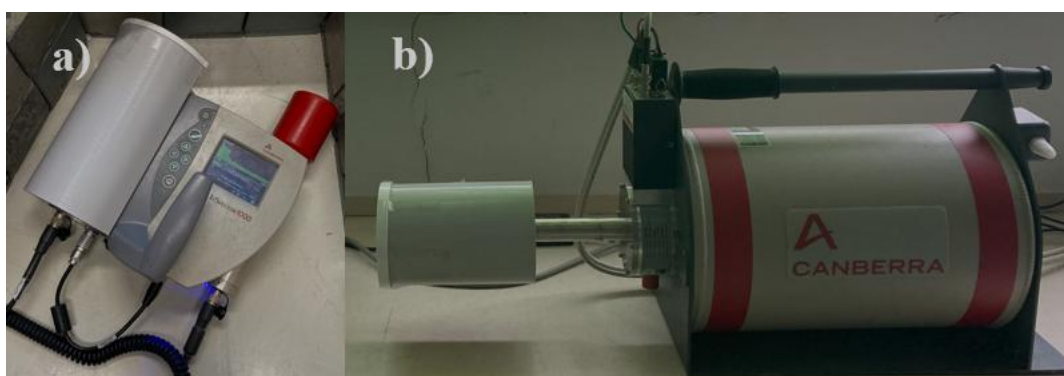
**Rysunek 19.** Widmo energetyczne neutronów termicznych zastosowane w symulacjach transportu neutronów przez warstwy z węgliku boru oraz kadmu.

## 5.2. Przygotowanie prototypu zaprojektowanej osłony

W drugim etapie badań przeprowadzonych w ramach niniejszej rozprawy doktorskiej wykonano prototyp osłony zaprojektowanej w oparciu o symulacje komputerowe (rys. 20). Prototyp wykorzystano w testach eksperymentalnych weryfikujących skuteczność osłony. Obudowa osłony została wykonana w technologii druku 3D metodą FDM (ang. fused deposition modelling) z zastosowaniem filamentu PLA (ang. polylactic acid). Wydruk 3D metodą FDM polega na stopniowym nakładaniu się warstw materiału jedna na drugą, aż do utworzenia zaprogramowanego obiektu. Proces szybkiego prototypowania rozpoczęto od utworzenia modelu 3D osłony w programie klasy CAD (Autodesk Inventor), który następnie przekształcono do formatu STL. Podczas wydruku, materiał PLA był doprowadzany do ekstrudera drukarki, podgrzewany, topiony, a następnie rozprowadzany warstwa po warstwie zgodnie z modelem 3D. Do wydrukowanej formy - obudowy osłony, wsypano węgiel boru ( $B_4C$ ) w postaci drobnych grudek oraz proszku. Gęstość węgla boru w takiej postaci, po dokładnym wymieszaniu, wynosi  $1,3 \text{ g/cm}^3$ . Zastosowana konsystencja  $B_4C$  umożliwia równomierne wypełnianie nim form o różnorodnym kształcie. W węglu boru ważną rolę odgrywa bor, a w szczególności izotop boru B-10, w którym zachodzi reakcja wychwytu neutronu prowadząca do emisji cząstki alfa oraz jądra litu-7, których energia zostaje całkowicie zdeponowana w warstwie węgla boru. Grubość warstwy użytego materiału, określono metodą symulacji Monte Carlo przy zastosowaniu bibliotek Geant4. Uwzględniając efektywność pochłaniania neutronów w osłonie, a także dawkę od wytworzonego w osłonie promieniowania jonizującego, wyznaczono optymalną grubość warstwy węgla boru równą 15 mm. Warstwy o grubości z zakresu 5 mm – 15 mm zapewniają całkowite pochłonięcie neutronów termicznych. Osłony wykonano w kształcie umożliwiającym ich montaż na czułych częściach detektorów wykorzystywanych w eksperymentach weryfikacyjnych (rys. 21).



Rysunek 20. Prototypy osłon zawierające warstwę węgliku boru o grubości 15 mm.



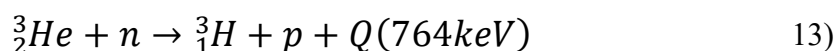
Rysunek 21. Osłony z węgliku boru nałożone na: a) detektor helowy, b) detektor germanowy.

### 5.3. Pomiar względny strumienia neutronów i fotonów

W celu zweryfikowania poprawności symulacji, a zatem sprawdzenia skuteczności osłony, przeprowadzono pomiar pola neutronowego oraz orientacyjny pomiar strumienia fotonów. Do pomiarów wykorzystano układ detekcyjny InInspector1000 firmy Canberra (rys. 22), zawierający detektor scyntylacyjny z kryształem NaI (ang. Sodium Iodide) oraz komorę helową. Komora helowa jest gazowym licznikiem proporcjonalnym stosowanym do detekcji neutronów termicznych. W liczniku helowym zachodzi reakcja 13, w której neutron zostaje wychwycony przez jądro helu, a produkty reakcji jonizują gaz licznika. Detektor rejestrował neutrony jako przypadki o energii  $Q$ , wydzielanej w reakcji 14, ale

tylko w sytuacji, gdy produkty reakcji zatrzymają się wewnątrz licznika. W przeciwnym wypadku, tj. jeżeli proton lub tryt opuści licznik zachodzi tzw. efekt ściankowy („wall effect”), w którym rejestrowana jest mniejsza energia (od 191 keV do 764 keV). Z tego powodu do helu zostaje dodany tzw. gaz obciążający (argon lub krypton), dzięki któremu cząstki zatrzymują się szybciej. Dodatkowo, w małej ilości dodawany jest również gaz gaszący (np. CO<sub>2</sub>), który zapobiega przejściu licznika z zakresu proporcjonalnego w zakres Geigera-Mullera. Do orientacyjnego pomiaru fotonów użyto detektora scyntylacyjnego NaI, będącego integralną częścią systemu spektrometrycznego. Licznik scyntylacyjny rejestruje błyski świetlne wywołane w materiale detektora pod wpływem promieniowania jonizującego. Powstała wiązka kwantów świetlnych dociera do fotokatody powielacza i wybija z niej elektrony, które są przyspieszane na dynodach i poprzez zjawisko emisji wtórnej wybijają kolejne elektrony. W ten sposób następuje powielenie liczby elektronów i powstanie impulsu elektrycznego. W trakcie pomiarów nad wyświetlaczem umieszczono kamerę nagrywającą obraz, gdyż urządzenie nie ma możliwości zapisywania wyników.

Reakcja neutronu z helem-3 zachodząca w komorze helowej i bilans energetyczny tej reakcji:



$$E_T + E_p = 191\text{keV} + 573\text{keV} = 764\text{keV} = Q \quad 14)$$

gdzie:

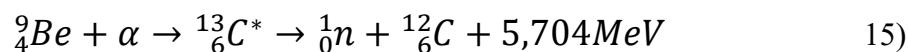
$E_T, E_p$  – energie kinetyczne trytu  ${}^3_1\text{H}$  i protonu,

$Q$  – ciepło reakcji przekazywane przez jej produkty.



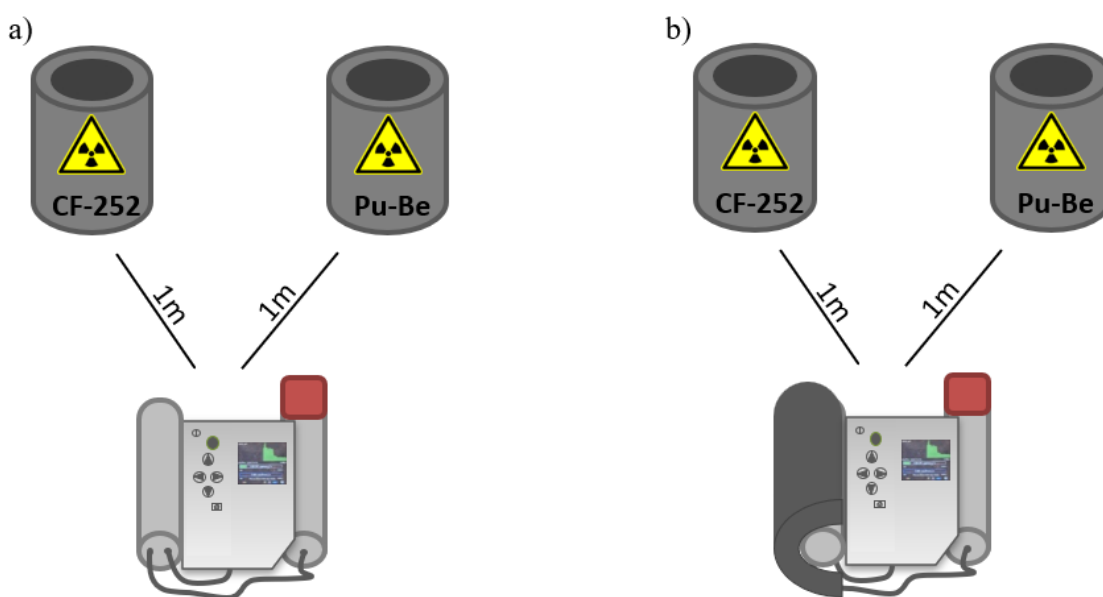
**Rysunek 22.** Zintegrowany system spektrometryczny InSpector 1000 firmy Canberra:  
 A) przystawka neutronowa:  $^3\text{He}$ -tube (komora helowa), B) sonda scyntylacyjna NaI,  
 C) wyświetlacz LCD, D) panel sterujący.

Podczas eksperymentu wykorzystano dwa źródła neutronów:  $^{252}\text{Cf}$  emitujące  $2.22 \cdot 10^6 \text{ n s}^{-1}$  oraz Pu-Be emitujące  $1.09 \cdot 10^6 \text{ n s}^{-1}$ . Źródło Pu-Be generuje neutrony prędkie, składa się z izotopu plutonu-239 oraz berylu-9. W wyniku rozpadu  $^{239}\text{Pu}$  zostaje wyemitowana cząstka alfa, która następnie wchodzi w reakcje z berylem czego skutkiem jest powstanie węgla i emisja neutronu (15). Drugie zastosowane źródło neutronów to izotop kalifornu-252, którego jądra ulegają rozpadowi alfa oraz rozszczepieniom spontanicznym z emisją neutronów.



Źródła znajdowały się wewnątrz pojemników ekranujących, w odległości około 1 m od detektora. W pierwszym etapie doświadczenia testującego osłonę użyto detektora nieosłoniętego, natomiast drugi etap pomiarów przeprowadzono z osłoną z węgla bora nałożoną na komorę helową. Pozwoliło to na ocenę stopnia pochłaniania promieniowania neutronowego przez osłonę. Podczas pomiaru detektorem scyntylacyjnym NaI rejestrowano równocześnie fotony, aby określić, jak zmienia się pole

promieniowania gamma w bezpośrednim otoczeniu osłony. Pole to może zmieniać się na skutek dwóch zjawisk, tj. pochłaniania fotonów w osłonie lub ich wytwarzania w osłonie w wyniku reakcji jądrowych wywoływanych przez neutrony. Każdy pomiar trwał 60 sekund i powtarzany był wielokrotnie z różnym ułożeniem detektora w stosunku do źródła neutronów. Schemat układu pomiarowego przedstawiono na rysunku 23.



**Rysunek 23.** Schemat układu pomiarowego: a - bez warstwy absorbującej, b - z osłoną z węgla boru nałożoną na komorę helową.

## 5.4. Spektroskopia promieniowania gamma

Do pomiarów wykorzystano półprzewodnikowy detektor germanowy HPGe (ang. High Purity Germanium) firmy Canberra. Jego zasadniczą część stanowi kryształ germanu, który w trakcie pomiaru chłodzony jest ciekłym azotem. Detektor połączony został ze spektrometrem InInspector 2000 firmy Canberra, wykorzystującym technikę cyfrowego przetwarzania sygnału DSP (ang. Digital Signal Processing), zawierającym wzmacniacz oraz analizator wielokanałowy wraz z przetwornikiem analogowo-cyfrowym. Spektrometr zasilany jest bezpośrednio napięciem sieciowym. Całość sterowana jest programem GENIE 2000 firmy Canberra, obsługiwany z komputera, który pozwala na kontrolę parametrów pracy, ich modyfikację oraz

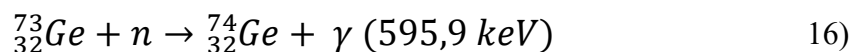
umożliwia akwizycję i analizę widm energetycznych. Zestaw pomiarowy przedstawiono na rysunku 24.

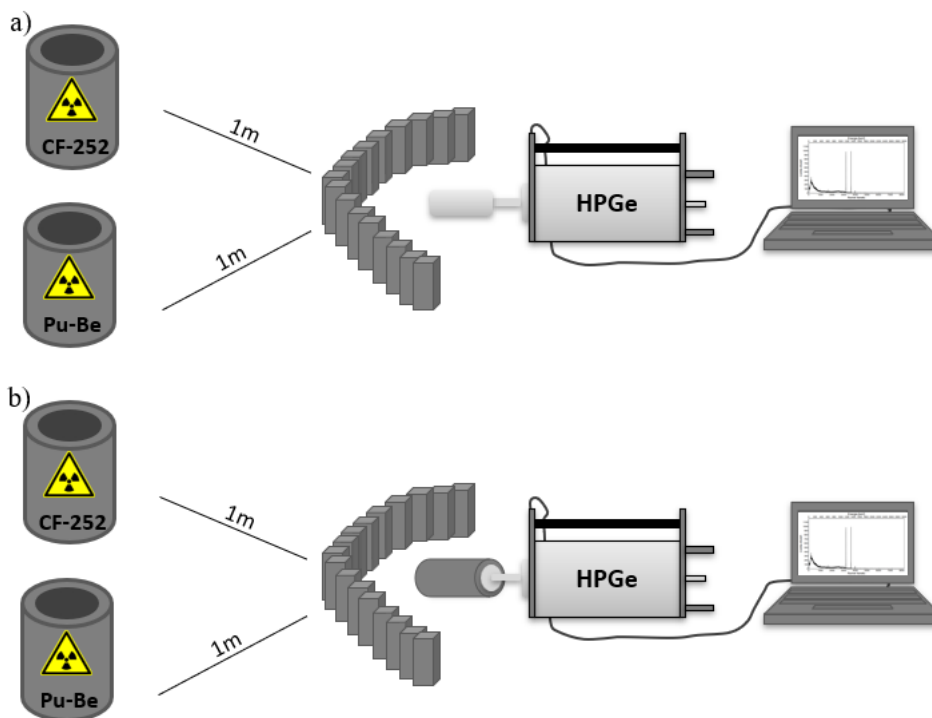


**Rysunek 24.** Zestaw pomiarowy składający się z półprzewodnikowego detektora germanowego HPGe, spektrometru InSpector 2000 oraz oprogramowania komputerowego GENIE 2000.

#### 5.4.1. Pomiar fluencji neutronów termicznych

W celu przeprowadzenia pomiaru pola neutronowego przygotowano układ pomiarowy składający się z detektora germanowego HPGe, podłączonego do analizatora wielokanałowego zainstalowanego w laptopie, ołowianych osłon redukujących tło fotonowe w miejscu pomiaru i dwóch źródeł neutronów ( $^{252}\text{Cf}$ , Pu-Be) znajdujących się wewnątrz pojemników ekranujących, opisanych w rozdziale 5.3. Detektor został ustawiony w odległości około 1 m od źródła neutronów. Pomiar przeprowadzono detektorem nieosłoniętym oraz z nałożoną osłoną neutronową. Układ doświadczalny przedstawiono na rysunku 25. Pomiaru pola neutronowego dokonano za pomocą spektroskopii gamma, poprzez pomiar promieniowania gamma o energii 595,9 keV, pochodzącego z reakcji wychwytu neutronów w kryształach germanu detektora HPGe – równanie 16. Reakcja ta charakteryzuje się stosunkowo dużym przekrojem czynnym dla neutronów termicznych wynoszącym 14,4 b oraz trzema dużymi rezonansami przekraczającymi 1000 barnów w zakresie energii od 0,1 keV do 1 eV [81].

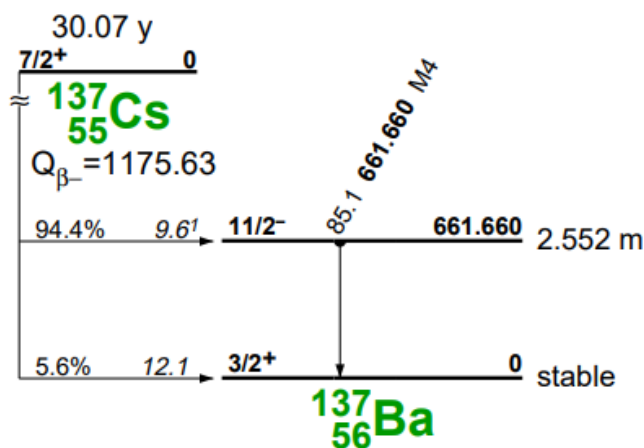




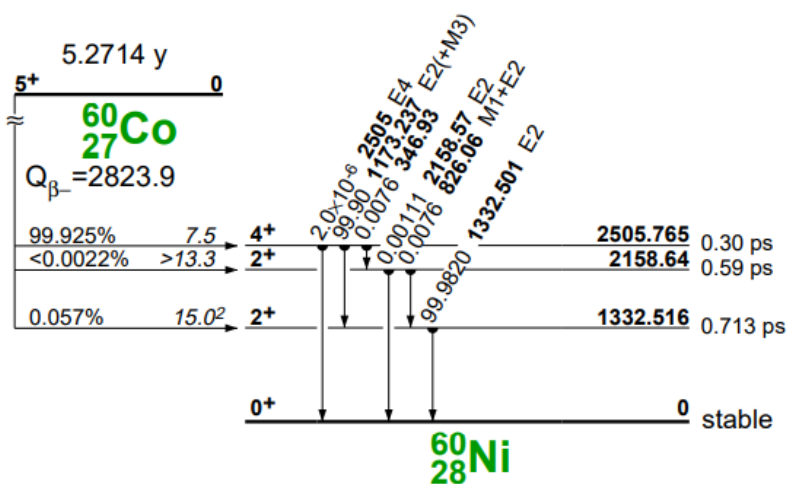
Rysunek 25. Schemat układu pomiarowego: a - bez warstwy absorbującej, b - z osłoną z węglika boru nałożoną na czułą część detektora.

#### 5.4.2. Pomiar absorpcji promieniowania gamma w osłonie

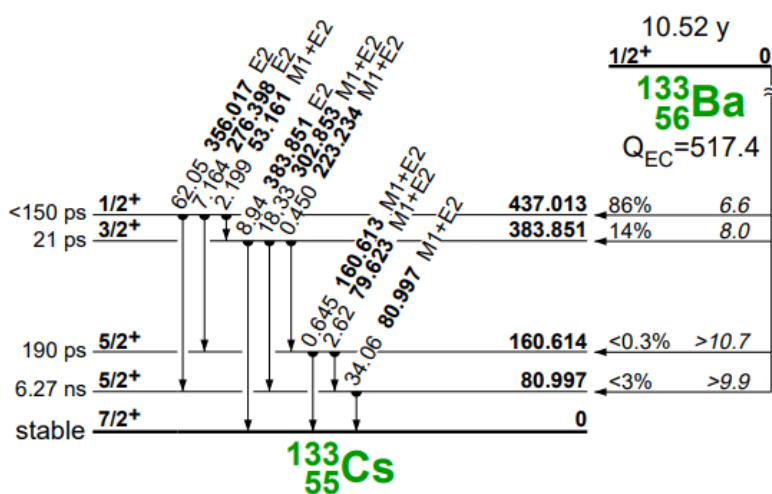
Kolejnym etapem badań był pomiar absorpcji promieniowania gamma w zaprojektowanej osłonie. Przeprowadzono pomiar widm promieniowania gamma dla trzech komercyjnych źródeł promieniotwórczych: cezu-137, kobaltu-60 oraz baru-133. Schematy rozpadu tych radioizotopów przedstawiono odpowiednio na rysunkach 26-28. Izotop cezu-137 emituje fotony o energii 661,6 keV, natomiast izotop kobaltu-60 o energii 1173,2 keV oraz 1332,5 keV. Izotop baru-133 rozpadając się emituje promieniowania  $\gamma$  o kilku energiach. Największą intensywnością emisji charakteryzują się fotony o energiach: 80,9 keV, 302,8 keV oraz 356,0 keV.



Rysunek 26. Schemat rozpadu izotopu cezu  $^{137}\text{Cs}$  [82].

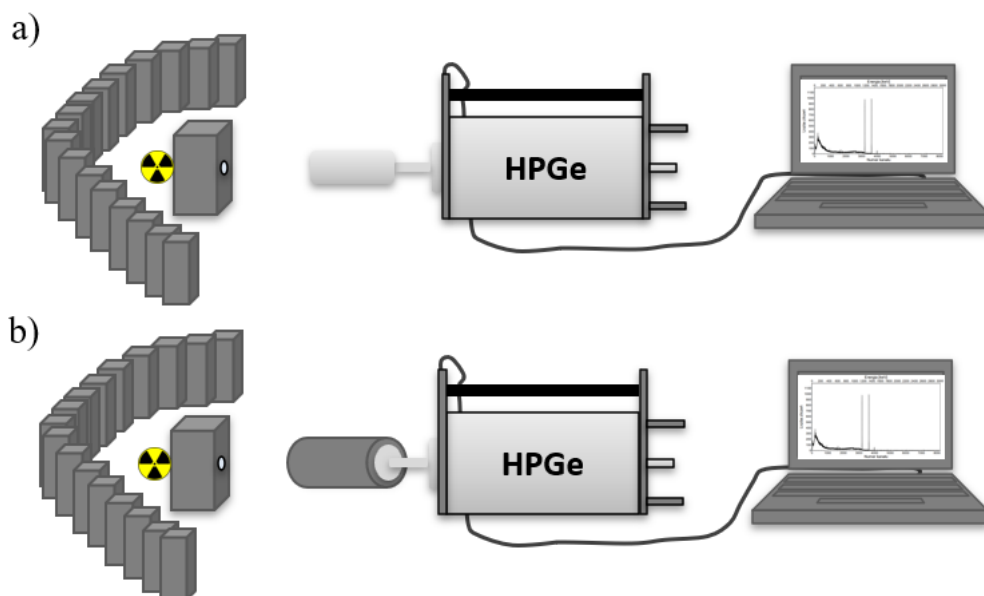


Rysunek 27. Schemat rozpadu izotopu kobaltu  $^{60}\text{Co}$  [82].



Rysunek 28. Schemat rozpadu izotopu baru  $^{133}\text{Ba}$  [82].

W celu określenia zdolności osłony do osłabiania promieniowania gamma zastosowano wąską wiązkę promieniowania, wydzieloną przez ołowiany kolimator. Dodatkowo układ pomiarowy osłonięty został blokami ołowianymi redukującymi wpływ promieniowania tła. Dla każdego źródła wykonano pomiar bez osłony oraz z osłoną nałożoną na czułą część detektora. Układ doświadczalny przedstawiono na rysunku 29.



**Rysunek 29.** Schemat układu do pomiaru absorpcji promieniowania gamma w prototypie osłony do pochłaniania neutronów: a) bez warstwy absorbującej, b) z osłoną z węgla bora nałożoną na czułą część detektora.

## 6. Uzyskane wyniki i ich analiza

### 6.1. Wyniki symulacji komputerowych

W pierwszym etapie badań objętych rozprawą doktorską przeprowadzono symulacje bazujące na metodzie Monte Carlo. Symulowano transport promieniowania neutronowego przez osłony z węgliku boru oraz kadmu o grubości 5 mm, 10 mm i 15 mm. Dla każdej grubości rozważano różne energie neutronów, tj. symulowano wiązkę monoenergetycznych neutronów o energii 1 keV, 100 keV, 500 keV oraz wiązkę o rozkładzie energetycznym zbliżonym do rozkładu Maxwella-Boltzmann z maksymalną energią 100 eV (neutrony spowolnione). Uzyskano kilkadziesiąt plików wynikowych, zawierających informację o ilości i energii neutronów, elektronów i fotonów bezpośrednio za osłoną. Analizę plików wynikowych wykonano za pomocą programu napisanego w języku programowania C++, zwracającego średnią energię promieniowania. Uzyskane wyniki przedstawiono w tabeli 5-8. Przeprowadzone symulacje pozwoliły ocenić przydatność użytych materiałów do pochłaniania promieniowania neutronowego. Dla neutronów spowolnionych o energii opisanej rozkładem Maxwella-Boltzmann zarówno kadm jak i węgiel boru stanowią skuteczne zabezpieczenie przed promieniowaniem neutronowym (tabela 5). W tym przypadku nawet osłona o najmniejszej rozważanej grubości tj. 5 mm pochłonęła 100% neutronów. Średnia energia fotonów, wytwarzanych głównie w reakcji  $(n, \gamma)$ , oddziałujących w osłonie poprzez efekt Comptona, podobnie jak energia elektronów, nie zależy od grubości osłony. Wraz ze wzrostem energii promieniowania neutronowego spada skuteczność zarówno osłony z węgliku boru jak i kadmu, natomiast nieznacznie zmniejsza się liczba wytworzonych w procesach wtórnych elektronów i fotonów (tabela 6-8). Dla każdej z analizowanych monoenergetycznych wiązek promieniowania neutronowego najwyższą skuteczność absorpcji wykazywała osłona z węgliku boru o grubości 15 mm.

**Tabela 5.** Procent neutronów przechodzących przez osłonę, liczba fotonów i elektronów w przeliczeniu na 1000 neutronów pierwotnych oraz średnie energie fotonów i elektronów za osłoną o różnej grubości, wykonaną z węgla bora i kadmu przy zastosowaniu wiązki promieniowania neutronowego o energii opisanej rozkładem Maxwella-Boltzmana.

Materiał osłony o określonej grubości	Liczba neutronów za osłoną [%]	Liczba fotonów	Średnia energia fotonów [keV]	Liczba elektronów	Średnia energia elektronów [keV]
B <sub>4</sub> C (5 mm)	0,00	390,81	453,28	0,96	166,65
B <sub>4</sub> C (10 mm)	0,00	327,28	431,26	0,70	166,55
B <sub>4</sub> C (15 mm)	0,00	272,91	412,10	0,52	165,51
Cd (5 mm)	0,00	302,34	1641,78	3,43	1307,54
Cd (10 mm)	0,00	223,58	1618,32	2,21	1314,98
Cd (15 mm)	0,00	167,25	1604,06	1,49	1304,71

**Tabela 6.** Procent neutronów przechodzących przez osłonę, liczba fotonów i elektronów w przeliczeniu na 1000 neutronów pierwotnych oraz średnie energie fotonów i elektronów za osłoną o różnej grubości, wykonaną z węgla bora i kadmu przy zastosowaniu wiązki promieniowania neutronowego o energii 1 keV.

Materiał osłony o określonej grubości	Liczba neutronów za osłoną [%]	Liczba fotonów	Średnia energia fotonów [keV]	Liczba elektronów	Średnia energia elektronów [keV]
B <sub>4</sub> C (5 mm)	68,63	97,09	415,09	0,28	150,41
B <sub>4</sub> C (10 mm)	46,24	170,46	412,16	0,41	155,42
B <sub>4</sub> C (15 mm)	30,60	216,35	403,27	0,46	165,88
Cd (5 mm)	95,00	0,39	1547,33	0,02	362,14
Cd (10 mm)	90,02	1,13	1534,85	1,13	655,54
Cd (15 mm)	84,90	1,95	1511,65	0,04	786,26

**Tabela 7.** Procent neutronów przechodzących przez osłonę, liczba fotonów i elektronów w przeliczeniu na 1000 neutronów pierwotnych oraz średnie energie fotonów i elektronów za osłoną o różnej grubości, wykonaną z węgla bora i kadmu przy zastosowaniu wiązki promieniowania neutronowego o energii 100 keV.

Materiał osłony o określonej grubości	Liczba neutronów za osłoną [%]	Liczba fotonów	Średnia energia fotonów [keV]	Liczba elektronów	Średnia energia elektronów [keV]
B <sub>4</sub> C (5 mm)	85,17	20,92	234,82	0,03	129,31
B <sub>4</sub> C (10 mm)	73,30	44,68	232,50	0,05	137,75
B <sub>4</sub> C (15 mm)	62,89	67,56	232,09	0,07	177,94
Cd (5 mm)	93,12	1,14	1529,22	0,03	631,51
Cd (10 mm)	86,32	2,31	1513,06	0,04	718,18
Cd (15 mm)	79,49	3,26	1502,90	0,05	812,64

**Tabela 8.** Procent neutronów przechodzących przez osłonę, liczba fotonów i elektronów w przeliczeniu na 1000 neutronów pierwotnych oraz średnie energie fotonów i elektronów za osłoną o różnej grubości, wykonaną z węgla boru i kadmu przy zastosowaniu wiązki promieniowania neutronowego o energii 500 keV.

Materiał osłony o określonej grubości	Liczba neutronów za osłoną [%]	Liczba fotonów	Średnia energia fotonów [keV]	Liczba elektronów	Średnia energia elektronów [keV]
B <sub>4</sub> C (5 mm)	90,38	7,12	228,19	0,01	136,67
B <sub>4</sub> C (10 mm)	82,04	15,99	221,96	0,02	128,14
B <sub>4</sub> C (15 mm)	74,24	25,29	217,03	0,02	159,28
Cd (5 mm)	95,47	2,44	274,46	0,03	136,81
Cd (10 mm)	90,45	3,52	275,77	0,03	139,24
Cd (15 mm)	84,98	3,96	277,08	0,04	146,44

Wyznaczono także rozkład dawki promieniowania jonizującego w fantomie wodnym na odcinku o długości 8 cm, bezpośrednio za osłoną z węgla boru i kadmu przy zastosowanej wiązce promieniowania neutronowego o energii opisanej rozkładem Maxwella-Boltzmana. Pliki wynikowe zawierały informację o numerze detektora logicznego i zdeponowanej w nim energii. Do ich analizy napisano program zwracający sumę zdeponowanej energii w poszczególnych detektorach logicznych. Dawkę zdeponowaną w wodzie określono ze wzoru 17, w przeliczeniu na 1000 neutronów pierwotnych. Na podstawie rozkładów dawek zamieszczonych na rysunku 30 można stwierdzić, że dawka promieniowania jonizującego za osłoną zmniejsza się wraz z rosnącą odległością od osłony, a dodatkowo jest niższa przy zastosowaniu osłony z węgla boru.

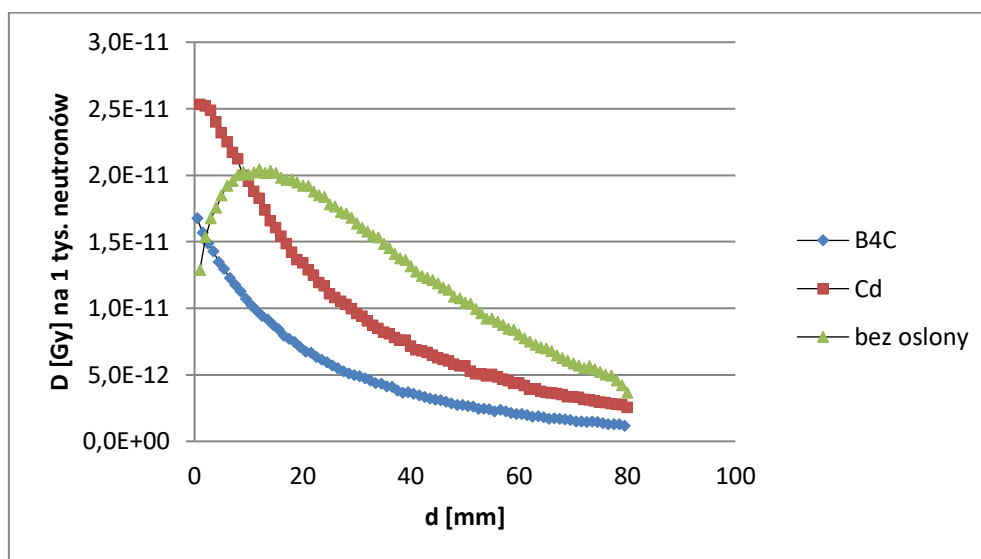
$$D = \frac{E}{m} \quad 17)$$

gdzie:

D [Gy] – dawka pochłonięta,

E [J] – energia pochłonięta w objętości detektora logicznego,

m [kg] – masa detektora logicznego.



**Rysunek 30.** Rozkład dawek promieniowania jonizującego pochłoniętego w wodzie bezpośrednio za osłoną z węgliku boru i kadmu o grubości 15 mm oraz bez osłony, dla wiązki neutronów pierwotnych o energii opisanej rozkładem Maxwella-Boltzmannna (średnia energia 0,025 eV, maksymalna energia 100 eV). Obliczone dawki zostały przeliczone na 1000 symulowanych neutronów pierwotnych.

## 6.2. Wyniki pomiaru strumienia neutronów i fotonów

Wykonano serię pomiarów strumienia neutronów. Szczegóły zostały zaprezentowane w rozdziale 5.3. Wyniki pomiarów strumienia neutronów termicznych komorą helową przedstawiono w tabeli 9. Pomiar miał na celu weryfikację działania wykonanej osłony. W każdym pomiarze osłona spełniała swoją funkcję i pochłaniała część neutronów. Warto zaznaczyć, że ze względu na budowę układu detekcyjnego InSpector 1000 osłona pokrywała tylko około 60% licznika helowego. Mimo to, zatrzymała około 40% neutronów. Dodatkowo typowa gęstość węgliku boru w postaci litej masy wynosi  $2,52 \text{ g/cm}^3$ , natomiast w przeprowadzonym eksperymencie, ze względu na postać materiału, jego gęstość przyjmuje wartość  $1,3 \text{ g/cm}^3$ , co odpowiada mniejszej grubości osłony litej wynoszącej 7,7 mm. Warstwa węgliku boru o tej grubości jak wykazały symulacje (tabela 5) jest wystarczająca do całkowitej absorpcji neutronów termicznych. Tabela 10 przedstawia wyniki pomiaru strumienia fotonów za pomocą detektora scyntylacyjnego NaI. Można zauważyć, że osłona nie generuje niepożądanego promieniowania wtórnego, a więc jest w pełni bezpieczna dla pacjenta. Odchylenie standardowe wynosiło średnio 1,31 dla neutronów oraz 10,73 dla fotonów.

**Tabela 9.** Zarejestrowana liczba neutronów w ciągu 60 sekund (średnia z kilkunastu pomiarów) za pomocą komory helowej.

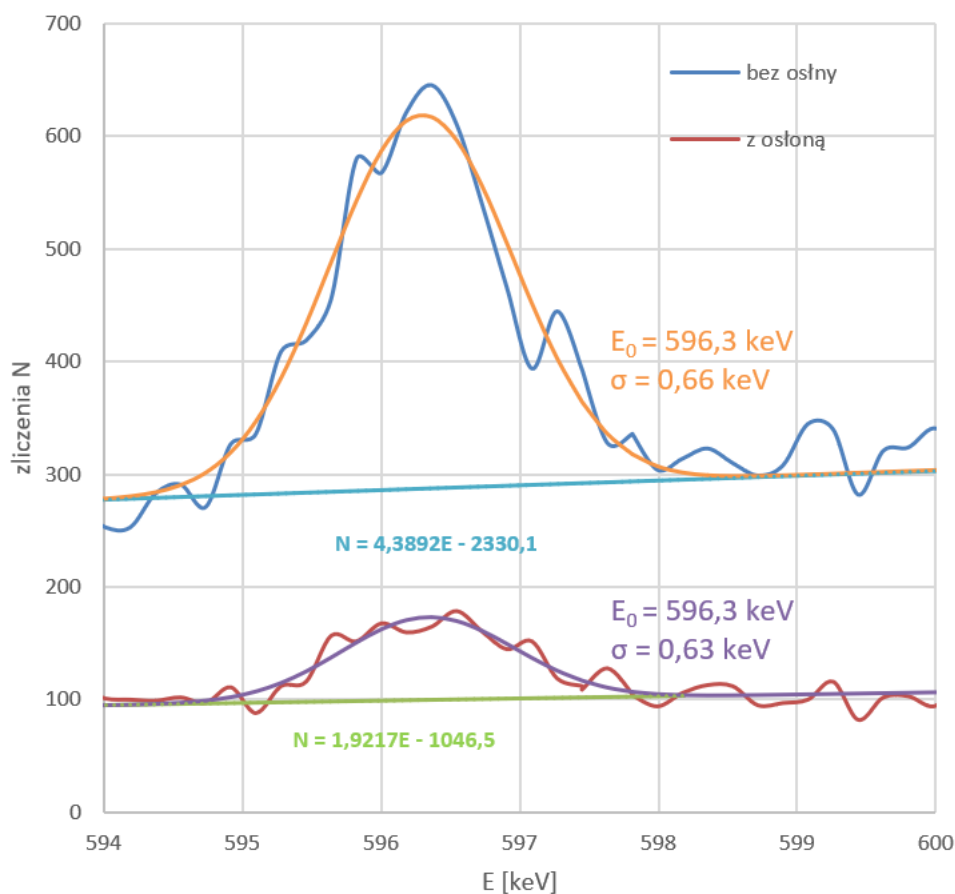
Numer serii pomiarowej	Pomiar bez osłony	Pomiar z osłoną
1	188	107
2	183	125
Średnia	186	116

**Tabela 10.** Zarejestrowana liczba fotonów w ciągu 60 sekund (średnia z kilkunastu pomiarów) za pomocą detektora scyntylacyjnego NaI.

Numer serii pomiarowej	Pomiar bez osłony	Pomiar z osłoną
1	10282	10202
2	10900	10718
Średnia	10591	10460

### 6.3. Wyniki pomiaru fluencji neutronów

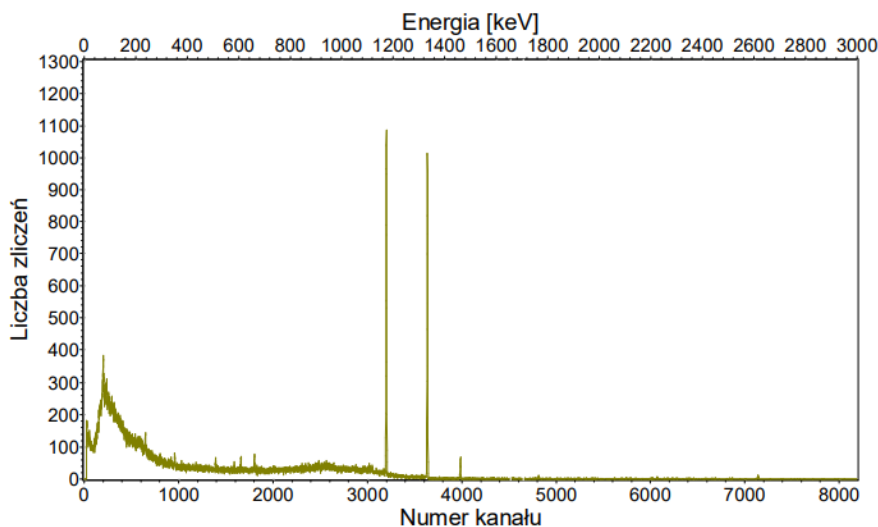
Zmierzone detektorem germanowym widma promieniowania gamma, przy pomiarze bez zastosowanej osłony oraz z założoną osłoną z węgla boru przedstawiono na rysunku 31. Widoczne na widmach piki są efektem reakcji neutronów z kryształem germanu, w wyniku której emitowane są gammy natychmiastowe o energii 595,9 keV. Linie pomarańczowa i fioletowa reprezentują dopasowanie funkcji Gaussa do konturu pików, natomiast proste zaznaczone kolorem jasnoniebieskim i zielonym służą do „odcięcia” promieniowania tła. Pomiar fluencji neutronów związany jest z obliczaniem pól pod pikami. Wykorzystano w tym celu metodę Monte Carlo, w której istotną rolę odgrywa losowanie wielkości charakteryzujących dany proces. Losowanie odbywa się zgodnie z rozkładem, który jest znany. Powierzchnię netto piku 595,9 keV można powiązać z fluencją neutronów spowolnionych. Podczas analizy losowano 1000 punktów, a następnie sprawdzano ile wylosowanych punktów znajduje się w polu określonym ww. funkcją Gaussa. Iloraz liczby punktów spełniających te warunki przez liczbę wszystkich punktów jest przybliżoną wartością tego pola. W ten sam sposób, korzystając z metody Monte Carlo obliczono pole promieniowania tła (pole pod prostą). Pole pod pikiem (tzw. pole netto) to pole pod funkcją Gaussa po odjęciu promieniowania tła. W przypadku pomiaru bez osłony pole netto wynosiło 538,64, natomiast przy wykorzystaniu osłony z węgla boru pole zmniejszyło się do wartości 106,02. Z pomiarów i przeprowadzonej analizy wynika, że około 80% neutronów zostało pochłoniętych w osłonie, która pokrywała około 95% powierzchni detektora.



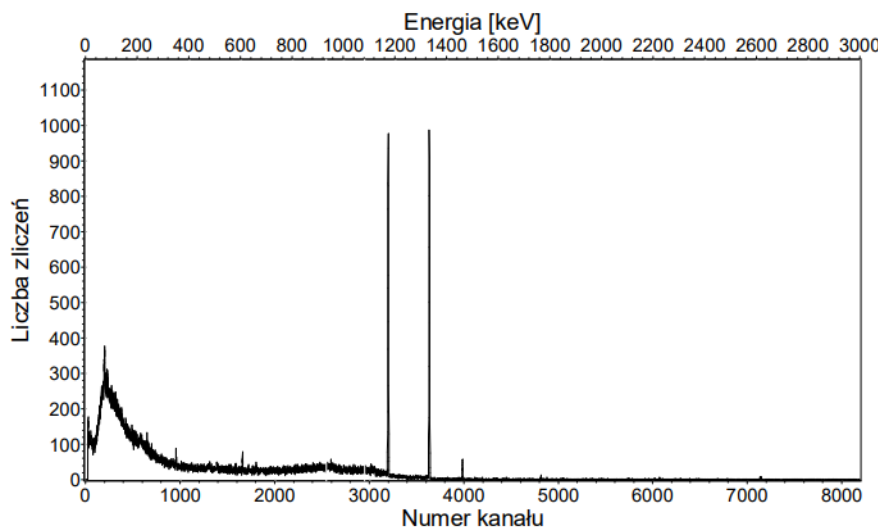
**Rysunek 31.** Widma promieniowania gamma zmierzone detektorem germanowym HPGe bez osłony oraz z nałożoną osłoną z węgliku boru, gdzie:  $E_0$  - energia maksimum pików,  $\sigma$  - odchylenie standardowe rozkładu Gaussa.

#### 6.4. Wyznaczanie współczynnika osłabienia promieniowania gamma w osłonie

Do analizy pomiarów spektroskopowych wykorzystano program Tukan 8K. W pomiarach zastosowano źródła kobaltu-60, cezu-137 oraz baru-133. Przykładowe widma promieniowania gamma emitowanego ze źródła kobaltu-60 przy pomiarze bez zastosowanej osłony oraz z osłoną z węgliku boru przedstawiono na rysunku 32 i 33.

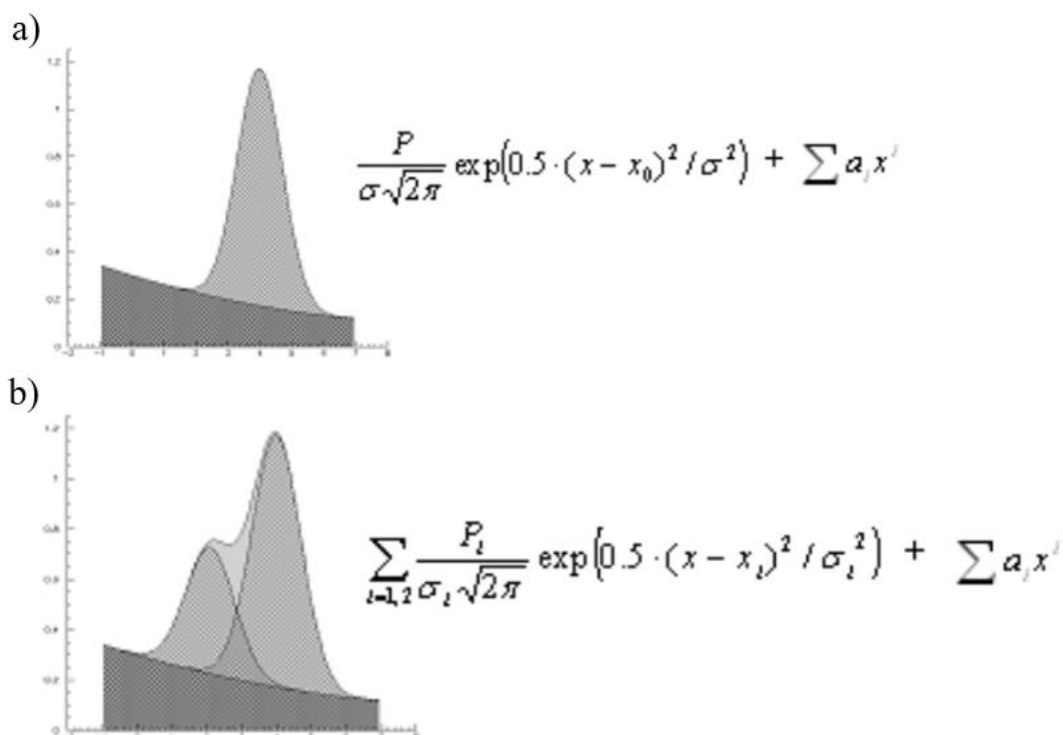


**Rysunek 32.** Widmo promieniowania gamma emitowane ze źródła kobaltu-60 zmierzone detektorem HPGe (Tukan 8k).



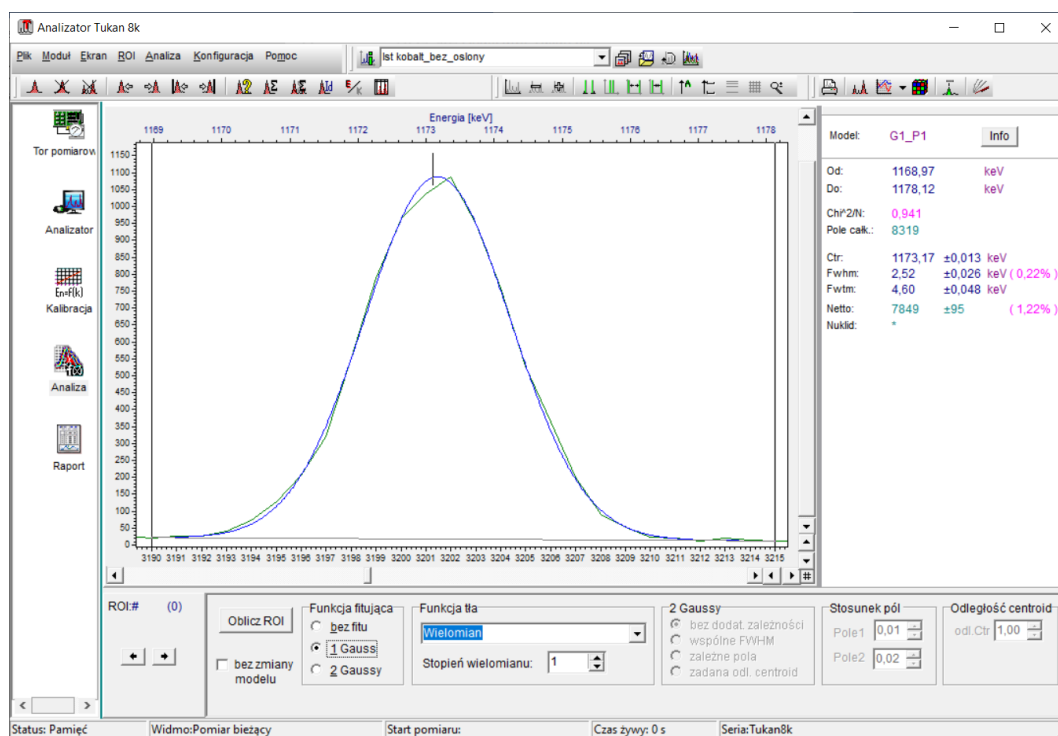
**Rysunek 33.** Widmo promieniowania gamma emitowane ze źródła kobaltu-60 zmierzone detektorem HPGe przy zastosowanej 15 mm osłonie z węgliku boru (Tukan 8k).

Procedura wyznaczenia liniowego współczynnika osłabienia związana jest z obliczaniem pól pod pikami o danej energii zmierzonymi bez osłony i z osłoną. Wykorzystano w tym celu moduł „analiza” programu Tukan 8K, który korzysta z biblioteki matematycznej z zaimplementowanymi modelami, zawierającymi algorytmy pozwalające dopasować do zmierzonego konturu pikę funkcję pojedynczego lub podwójnego Gaussa oraz funkcje wielomianowe do tła. Funkcje wielomianowe służą do „odcięcia” promieniowania tła od pikę. Prezentacja metody została przedstawiona na rysunku 34.



**Rysunek 34.** Metoda wyznaczania pola pod pikiem: a - dopasowanie do pojedynczego piku funkcji Gaussa i odcięcie tła za pomocą dopasowania wielomianem, b - dopasowanie do piku funkcji „podwójny Gauss” i odcięcie tła, gdzie  $P_i$  - pole pod pikiem,  $x$  - zmienna funkcji Gaussa (energia),  $x_i$ ,  $x_0$  - środek rozkładu Gaussa,  $\sigma$  - odchylenie standardowe rozkładu Gaussa (szerokość połówkowa rozkładu Gaussa FWHM = 2,355  $\sigma$ ),  $x^i$  - zmienna funkcji wielomianowej w  $i$ -tej potęgze (energia),  $a_i$  - parametry wielomianu tła [83].

Efekt wykonania operacji w programie Tukan 8k przedstawiany jest w postaci graficznej oraz tekstowej (rys. 35). Postać graficzna zawiera narysowaną niebieską linię reprezentującą dopasowanie funkcji Gaussa do konturu piku oraz szarą linię z dopasowania wielomianu do tła. Postać tekstowa widoczna jest w panelu bocznym i zawiera obliczone parametry wraz z błędami. Parametry piku obliczane są na podstawie liczby zliczeń w kanałach należących do obszaru zaznaczonego markerami (wraz z kanałami, na których znajdują się markery). Chcąc uzyskać parametry dla danego piku, markery muszą określać obszar obejmujący wszystkie kanały w obrębie konturu piku.



**Rysunek 35.** Widok modułu „Analiza” programu Tukan 8K przedstawiający menu do obliczania pola pod pikiem z wykorzystaniem algorytmu dopasowania do konturu piku funkcji pojedynczego Gaussa oraz wielomianową funkcję tła.

W przypadku zmierzonych widm wykorzystano pojedynczą funkcję Gaussa dla piku i wielomian dla tła. Pole pod pikiem (tzw. pole netto) obliczane jest jako suma liczby zliczeń w piku po odjęciu tła (18).

$$P_n = P_c - \frac{(B_L - B_P)N}{2} \quad (18)$$

gdzie:

$P_n$  – pole netto pod pikiem,

$P_c$  – pole całkowite pod pikiem (pole netto + tło),

$B_L$  – średnia liczba zliczeń w 3 kanałach leżących z lewej strony środka piku,

$B_P$  – średnia liczba zliczeń w 3 kanałach leżących z prawej strony środka piku,

$N$  – liczba kanałów wewnątrz piku.

Wyznaczone zgodnie z opisaną procedurą pole netto pod pikiem ( $P_n$ ) podawane jest wraz z błędem względnym, określonym w przybliżeniu jako pierwiastek z tego pola. Ten błąd można opisać równaniem 19.

$$\frac{\sqrt{P_n}}{P_n} * 100\% \quad 19)$$

Liniowy współczynnik osłabienia wyliczono w oparciu o pola powierzchni zmierzonych pików. Prawo dotyczące absorpcji promieniowania w ośrodku materialnym opisane jest zależnością 20:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad 20)$$

gdzie:

$I$  – natężenie promieniowania po przejściu przez absorbent,

$I_0$  – natężenie promieniowania przed absorpcją,

$\mu$  – liniowy współczynnik osłabienia [ $\text{cm}^{-1}$ ],

$x$  – grubość warstwy pochłaniającej.

Fotony oddziałują z materią na wiele sposobów, jednak największe znaczenie mają trzy procesy: zjawisko fotoelektryczne, zjawisko rozpraszania Comptona oraz tworzenie się par elektron-pozyton, dlatego też współczynnik osłabienia  $\mu$  można wyrazić jako 21:

$$\mu = \tau + \sigma + \kappa \quad 21)$$

gdzie:

$\tau$  – dotyczy absorpcji kwantów gamma związanej ze zjawiskiem fotoelektrycznym,

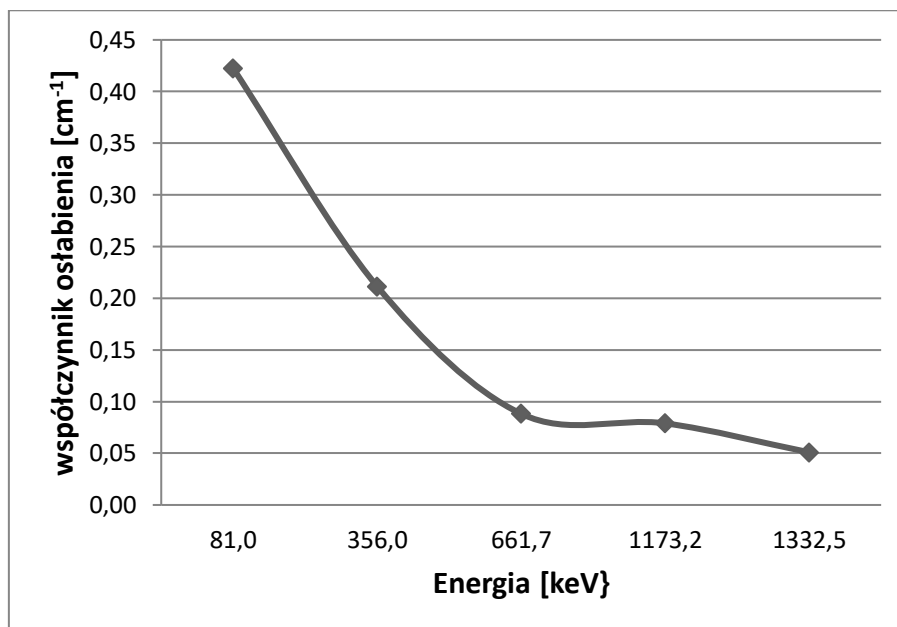
$\sigma$  – dotyczy zjawiska rozpraszania Comptona,

$\kappa$  – dotyczy tworzenia par elektron-pozyton.

W celu wyznaczenia liniowego współczynnika osłabienia  $\mu$  dla osłony z węgliku boru zależność 20 przekształcono do postaci 22):

$$\mu = \frac{\ln \frac{I}{I_0}}{-x} \quad 22)$$

Rysunek 36 przedstawia zależność liniowego współczynnika osłabienia promieniowania gamma od energii dla węgliku boru o gęstości  $1,3 \text{ g/cm}^3$ . Dla energii  $661,7 \text{ keV}$  jego wartość wynosi około  $0,09 \text{ cm}^{-1}$ . Energia  $661,7 \text{ keV}$  odpowiadająca linii gamma izotopu  $^{137}\text{Cs}$  stanowi typowy punkt odniesienia w analizach osłonowych. Dla porównania, przy tej samej energii współczynnik osłabienia wynosi około  $0,09 \text{ cm}^{-1}$  dla wody,  $0,20 \text{ cm}^{-1}$  dla aluminium oraz około  $1,25 \text{ cm}^{-1}$  dla ołowiu [84]. Oznacza to, że węglik boru pod względem osłabiania promieniowania gamma charakteryzuje się właściwościami typowymi dla materiałów lekkich i nie jest materiałem przeznaczonym do intensywnego tłumienia wysokoenergetycznego promieniowania gamma. Głównym zadaniem zaprojektowanej osłony jest jednak pochłanianie neutronów, natomiast osłabienie wiązki fotonów docierającej do pacjenta stanowi efekt dodatkowy, przyczyniający się do redukcji dawki w urządzeniu implantowanym.



**Rysunek 36.** Zależność liniowego współczynnika osłabienia promieniowania gamma od energii dla osłony z węgliku boru o gęstości  $1,3 \text{ g/cm}^3$ .

## 7. Wnioski

Zgodnie z zasadą ALARA (ang. As Low As Reasonably Achievable) obowiązującą w ochronie radiologicznej należy podejmować próby minimalizowania ekspozycji na promieniowanie jądrowe przy jednoczesnym utrzymaniu korzyści i zamierzonego celu. Kultuwując tę zasadę, w niniejszej rozprawie doktorskiej zaproponowano rozwiązanie problemu dotyczącego niekorzystnego wpływu promieniowania neutronowego, występującego jako efekt uboczny radioterapii, na implantowane urządzenia kardiologiczne. Zaprojektowano osłonę, która ma za zadanie ograniczyć ilość neutronów spowolnionych w objętości implantowanego urządzenia kardiologicznego u pacjentów onkologicznych w trakcie teleradioterapii.

Modelowanie oparte na metodzie Monte Carlo z wykorzystaniem pakietu GEANT4 pozwoliło na wybór najlepszego materiału osłonowego oraz na określenie jego grubości. Sprawdzone zostały dwa materiały – kadm oraz węgiel boru. Z przeprowadzonych symulacji wynika, że obie substancje skutecznie chronią przed promieniowaniem neutronowym w zakresie energii termicznych, jednak wraz ze wzrostem energii wiązki promieniowania najlepszą zdolnością absorpcyjną charakteryzuje się węgiel boru o grubości 15 mm. W symulacji uwzględniono również cząstki wtórne, co pozwoliło na wyznaczenie rozkładu dawki promieniowania jonizującego w fantomie wodnym na odcinku o długości 8 cm, bezpośrednio za osłoną, przy zastosowanej wiązce promieniowania neutronowego o energii opisanej rozkładem Maxwella-Boltzmannia odpowiadającym widmu energetycznemu neutronów termicznych. Wykazano, że dawka promieniowania jonizującego za osłoną zmniejsza się wraz z rosnącą odległością od osłony, a więc osłona nie stanowi zagrożenia wynikającego z zachodzących procesów wtórnych.

Prototyp osłony wykonany został w technologii druku 3D. Drukowanie przestrzenne umożliwia wytworzenie osłony o dowolnym kształcie, tak aby jak najlepiej chroniła obszar ciała pacjenta z wszczepionym urządzeniem kardiologicznym. Jest to istotne, gdyż urządzenia będące obecnie w sprzedaży są wytwarzane przez różnych producentów i dlatego mogą się różnić swoim kształtem i rozmiarami. Osłonę poddano weryfikacji za

pomocą metod eksperymentalnych. Pomiar strumienia neutronów termicznych za pomocą detektora helowego wykazał, że osłona zatrzymała około 40% neutronów, pomimo iż obejmowała swoim zasięgiem jedynie 60% detektora. W razie potrzeby można zastosować również osłonę o mniejszej grubości, ale wtedy lepiej będzie wypełnić osłonę węglikiem boru w postaci proszku, co pozwoli na uzyskanie gęstości zbliżonej dla węgliku boru w postaci litej wynoszącej  $2,52 \text{ g/cm}^3$ , a tym samym zwiększy wydajność osłony. Jednoczesny pomiar strumienia fotonów za pomocą detektora scyntylicyjnego NaI podczas wykonywania doświadczenia udowodnił, że osłona nie generuje niepożądanego promieniowania wtórnego. Skuteczność osłony potwierdzają także pomiary spektroskopowe promieniowania gamma pochodzącego z reakcji wychwytu neutronów termicznych w kryształach germanu detektora HPGe. W tych pomiarach osłona obejmowała prawie cały detektor i zostało w niej pochłoniętych około 80% neutronów. Dodatkowo, jak wykazały zaprezentowane w niniejszej rozprawie doktorskiej badania, zastosowana osłona przyczynia się również do redukcji promieniowania gamma, które może pochodzić od wiązki rozproszonej w elementach układu kolimacyjnego akceleratora medycznego, co stanowi istotny aspekt z punktu widzenia ochrony radiologicznej pacjentów z wszczepionymi urządzeniami medycznymi.

Redukcja ilości neutronów docierających do implantowanego urządzenia kardiologicznego zmniejszy prawdopodobieństwo wystąpienia uszkodzeń radiacyjnych elektroniki stanowiącej jego zasadniczą część. Zmniejszy się także ryzyko przeprogramowania urządzenia. Zarówno uszkodzenia radiacyjne jak i przeprogramowanie urządzenia może prowadzić do jego wadliwej pracy, co może mieć mocno negatywne skutki dla pacjenta. Zastosowanie osłony w konsekwencji zwiększy bezpieczeństwo leczenia pacjentów z implantowanymi urządzeniami kardiologicznymi poddanych radioterapii, czyli leczonych za pomocą promieniowania jonizującego. Ma to szczególne znaczenie dla chorych, u których istnieją wskazania do zastosowania promieniowania fotonowego o wyższej energii. Wytoczne towarzystw naukowych wprowadzie jednoznacznie wskazują na konieczność preferowania możliwie najniższych energii wiązki, co jednak w niektórych przypadkach może wpłynąć negatywnie na jakość planu radioterapii. Co więcej, zastosowanie wiązek fotonowych o najniższych energiach ( $<10 \text{ MV}$ ) nie eliminuje całkowicie zjawiska powstawania wtórnych neutronów. Szczególnym przypadkiem są chorzy poddawani radioterapii protonowej lub

z wykorzystaniem tzw. ciężkich jonów, głównie węgla. Ilość wtórnych neutronów w tym przypadku jest zdecydowanie większa, niż w przypadku radioterapii fotonowej. Z tego powodu nie zaleca się stosowania radioterapii hadronowej u pacjentów z wszczepionymi urządzeniami elektronicznymi. Zastosowanie osłony mogłoby ułatwić decyzję o kwalifikacji do tego rodzaju terapii chorych, u których stanowi ona optymalne rozwiązanie z onkologicznego punktu widzenia.

Przeprowadzona analiza literatury specjalistycznej nie wykazała doniesień dotyczących stosowania osłon antyneutronowych w radioterapii. Zaprojektowana w ramach niniejszej pracy osłona może zostać uznana za rozwiązanie o charakterze nowatorskim i stanowi podstawę zgłoszenia w Urzędzie Patentowym pod numerem P.454066. Tytuł zgłoszonego wynalazku: „Osłona antyneutronowa urządzeń zaimplantowanych pacjentom poddawanych radioterapii i sposób wytwarzania osłony antyneutronowej urządzeń zaimplantowanych pacjentom poddawanych radioterapii”.

# Bibliografia

- [1] GUS, „Umieralność w 2021 roku. Zgony według przyczyn – dane wstępne,” 2022.
- [2] Krajowy Rejestr Nowotworów, „Nowotwory ogółem - 2019, arkusz informacyjny,” 2022.
- [3] OECD, „Krajowe profile dotyczące nowotworów: Polska 2023, EU Country Cancer Profiles,” *OECD Publishing*, 2023.
- [4] K. Kawecka-Jaszcz, A. Bednarek i K. Styczkiewicz, „Postępowanie u chorych onkologicznych obciążonych wywiadem kardiologicznym,” *VIA MEDICA*, tom 5, nr 3, pp. 83-91, 2009.
- [5] TECHNICAL REPORTS SERIES, „Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy,” *INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY*, nr 398, 2000.
- [6] H. Matsubara, „Neutron dose from 6-MV x-ray beam in radiotherapy,” *Radiol Phys Technol*, tom 16, pp. 186-194, 2023.
- [7] A. Alem-Bezoubiri, F. Bezoubiri i A. Badreddine et al., „Monte Carlo Estimation of photoneutrons spectra and dose equivalent an 18MV medical linear accelerator,” *Radiat Phys Chem*, tom 97, pp. 381-92, 2014.
- [8] S. Sundar, R. Symonds i C. Deehan, „Radiotherapy to patients with artificial cardiac pacemakers,” *National Library of Medicine*, 2005.
- [9] A. Konefał, S. Blamek, A. Wrońska, A. Orlef, M. Sokół, M. Tajstra i M. Gąsior, „Radioactivity induced in new-generation cardiac implantable electronic devices during high-energy X-ray irradiation,” *Applied Radiation and Isotopes*, tom 163, 2020.
- [10] D. Gromushkin, V. Alekseenko, U. Khatsukov, A. Petrukhin, Y. Stenkin i I. Yashin, „On thermal neutron concentration near the ground surface,” *Proceedings of the 31st ICRC*, 2009.

- [11] E. Skrzypczak i Z. Szefliński, „Wstęp do fizyki jądra atomowego i cząstek elementarnych,” *Wydawnictwo Naukowe PWN*, pp. 15, 21-22, 2002.
- [12] J. e. a. Beringer, „Review of Particle Physics,” *PHYSICAL REVIEW D*, tom 86, 2012.
- [13] A. Hrynkiewicz, „Człowiek i promieniowanie jonizujące,” *Wydawnictwo Naukowe PWN*, pp. 28-29, 2001.
- [14] W. Gorączko, „Ochrona radiologiczna,” *Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej*, pp. 40-41, 2011.
- [15] S. Marguet, *The Physics of Nuclear Reactors*, Cham: Springer International Publishing AG, 2017, pp. 3-87.
- [16] A. Kisiel, „Detekcja Promieniowania Jądrowego,” *Program Rozwojowy Politechniki Warszawskiej*, pp. 5-7, 44.
- [17] B. Dziunikowski i S. Kalita, „Ćwiczenia laboratoryjne z jądrowych metod pomiarowych,” *Wydawnictwo AGH*, pp. 62, 86-90, 1995.
- [18] A. Hrynkiewicz i E. Rokita, „Fizyczne metody diagnostyki medycznej i terapii,” *Wydawnictwo Naukowe PWN*, pp. 187-190, 206, 207, 2000.
- [19] J. Novotny, „Accidents in radiotherapy: Lack of quality assurance,” *Report to IAEA*, pp. 19-20, 1995.
- [20] R. Baskar, R. Yeo, K. Lee i K. Yeoh, „Cancer and radiation therapy: Current advances and future directions,” *International Journal of Medical Sciences*, tom IX, nr 3, pp. 193-199, 2012.
- [21] Z. Bałtrukiewicz, W. Bulski, L. Hahn, W. Nowakowski, H. Siwicki, Z. Toth i A. Włodarski, „Radioterapia i Diagnostyka Radioizotopowa,” *Państwowy Zakład Wydawnictw Lekarskich*, pp. 180-181, 202-208, 1984.
- [22] W. Łobodziec, „Dozymetria promieniowania jonizującego w radioterapii,” *Wydawnictwo Uniwersytetu Śląskiego*, 1999.

- [23] F. Khan i J. Gibbons, „Khan’s The Physics of Radiation Therapy,” *Lippincott Williams & Wilkins, a Wolters Kluwer business*, tom V, pp. 29-30, 44-46, 2014.
- [24] W. Scharf, „Akceleratory biomedyczne,” *Wydawnictwo Naukowe PWN*, pp. 11, 126-129, 1994.
- [25] E. Podgorsak, „Treatment Machines for External Beam Radiotherapy,” *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*, 2005.
- [26] X. Mao, K. Kase, J. Liu, W. Nelson, J. Kleck i S. Johnsen , „Neutron Sources in the Varian Clinac 21000/23000 Medical Accelerator Calculated by the EGS4 Code,” *Health Physics*, tom 72, nr 4, pp. 524-529, 1997.
- [27] M. Bieniasiewicz, A. Konefał, J. Wendykier i A. Orlef, „Measurements of thermal and resonanceneutron fluence and inducedradioactivity inside bunkers of medicallinear accelerators in the centerof oncology in Opole, Poland,” *Acta Physica Polonica Series B*, tom 47, nr 3, 2016.
- [28] J. Janiszewska, K. Polaczek-Grelik, M. Raczkowski, M. Szafron, A. Konefał i W. Zipper, „Secondary radiation dose during high-energy total body irradiation,” *Strahlentherapie und Onkologie*, tom 190(5), pp. 459-466, 2014.
- [29] A. Konefał, A. Orlef i M. Bieniasiewicz , „Measurements of neutron radiation and induced radioactivity for the new medical linear accelerator, the Varian TrueBeam,” *Radiation Measurements*, tom 86, pp. 8-15, 2016.
- [30] S. Dietrich i B. Berman, „Atlas of photoneutron cross sections obtained with monoenergetic photons,” *Atomic Data and Nuclear Data Tables*, tom 38, nr 2, pp. 199-338, 1988.
- [31] A. Polański, B. Słowiński, T. Jackowski i A. Pacan, „Neutrons production in heavy extended targets by electrons of energy from 15 to 1000 MeV,” *Progress in Nuclear Energy*, tom 78, pp. 1-9, 2015.
- [32] K. Polaczek-Grelik, A. Orlef, M. Dybek, A. Konefał i W. Zipper, „Linear accelerator therapeutic dose—induced radioactivity dependence,” *Applied Radiation and Isotopes*, tom 68, pp. 763-766.

- [33] A. Konefał , A. Orlef, M. Dybek, Z. Maniakowski, K. Polaczek-Grelik i W. Zipper, „Correlation between radioactivity induced inside the treatment room and the undesirable thermal/resonance neutron radiation produced by linac,” *Physica Medica European Journal of Medical Physics*, tom 24, nr 4, pp. 212-218, 2008.
- [34] R. Baxquero, R. Mendez, H. Vega-Carrillo, M. Iniguez i T. Edwards, „Neutron spectra and dosimetric features around an 18 mv linac accelerator,” *Health Physics*, tom 88(1), pp. 48-58, 2005.
- [35] R. McCall i W. Swanson, „Neutron production and leakage from medical electron,” *SLAC-PUB*, tom 2441, 1979.
- [36] M. Králík i K. Turek, „Characterisation of neutron fields around high-energy x-ray radiotherapy machines,” *Radiation Protection Dosimetry*, nr 110, pp. 503-507, 2004.
- [37] M. Krmar, J. Slivka , I. Bikit, A. Rudić i L. Čonkić, „Bremsstrahlung endpoint energy monitoring by <sup>155</sup>In activation detector,” *Nuclear Instruments and Methods in*, tom 416, pp. 182-185, 1998.
- [38] R. Howell, M. Ferenci, N. Hertel i G. Fullerton, „Investigation of secondary neutron dose for 18 mv dynamic MLC IMRT delivery,” *Medical Physics*, tom 32, nr 3, pp. 789-793, 2005.
- [39] J. Pena , L. Franco, F. Gomez, A. Iglesias, J. Pardo i M. Pombar, „Monte Carlo study of Siemens PRIMUS photoneutron production,” *Physics in Medicine and Biology*, tom 50, pp. 5921-5933, 2005.
- [40] A. Zanini, E. Durisi, F. Fasolo, C. Ongaro, L. Visca, U. Nastasi, K. Burn, G. Scielzo, J. Adler, J. Annand i G. Rosner, „Monte Carlo simulation of the photoneutron field in linac radiotherapy treatments with different collimation systems,” *Physics in Medicine and Biology*, tom 49, nr 4, pp. 571-582, 2004.
- [41] W. Chu, J. Lan, T. Chao, C. Lee i C. Tung, „Neutron spectrometry and dosimetry around 15 mv linac,” *Radiation Measurements*, tom 46, pp. 1741-1744, 2011.

- [42] A. Facure, R. Falcao, A. Silva, V. Crispim i J. Vitorelli, „A study of neutron spectra from medical linear accelerators,” *Applied Radiation and Isotopes*, tom 62, pp. 69-72, 2005.
- [43] F. Gomez, F. Sanchez-Doblado, A. Iglesias i C. Domingo, „Active on-line detector for in-room radiotherapy neutron measurements,” *Radiation Measurements*, tom 45, pp. 1532-1535, 2010.
- [44] A. Konefał, M. Dybek, W. Zipper, W. Łobodziec i K. Szczucka, „Thermal and epithermal neutrons in the vicinity of the Primus Siemens biomedical accelerator,” *Nukleonika*, nr 50, pp. 73-81, 2005.
- [45] A. Konefał, A. Orlef, W. Zipper, J. Dorda i W. Łobodziec, „Undesired neutron radiation generated by biomedical accelerators during high-energy X-ray and electron beam emission,” *Polish Journal of Medical Physics and Engineering*, nr 7, pp. 291-304, 2001.
- [46] A. Mele, H. Aslian, M. Bolzonella, M. Caresana, R. Ciolini, F. d'Errico, F. Longo, C. Mordacchini, M. Quattrocchini, S. Ren Kaiser, D. Siqueria Nascimento, M. Severgnini i E. Tuttilmondo, „Multicentre investigation of neutron contamination at cardiac implantable electronic device (CIED) location due to high-energy photon beams using passive detectors and Monte Carlo simulations,” *The European Physical Journal Plus*, tom 138, nr 1003, 2023.
- [47] B. Gauter-Fleckenstein, J. Nguyen, L. Jahnke, T. Gaiser, B. Rudic, S. Büttner, F. Wenz, M. Borggreffe i E. Tülümen, „Interaction between CIEDs and modern radiotherapy techniques: Flattening filter free-VMAT, dose-rate effects, scatter radiation, and neutron-generating energies,” *Radiotherapy and Oncology*, pp. 196-202, 2020.
- [48] M. Maleki, A. Alizadehasl i M. Haghjoo, „Practical Cardiology, Principles and Approaches,” *Practical Cardiology*, pp. 289-296, 2021.
- [49] P. Sawicki, P. Małyszka, Ł. Wołowicz, B. Górny, B. Chudzińska, W. Zukow i W. Sienkiewicz, „Living with an implantable cardiac device,” *Journal of Education, Health and Sport*, tom 7(5), pp. 382-400, 2017.

- [50] J. Indik, J. Gimbel i H. Abe, „2017 HRS expert consensus statement on magnetic resonance imaging and radiation exposure in patients with cardiovascular implantable electronic devices,” *Heart Rhythm*, tom 14(07), 2017.
- [51] T. Zaremba, A. Jakobsen, M. Sogaard, A. Thøgersen i S. Riahi, „Radiotherapy in patients with pacemakers and implantable cardioverter defibrillators: a literature review,” *Europace*, tom 18(4), pp. 479-491, 2016.
- [52] M. Tajstra, S. Blamek, J. Niedziela, E. Gadula-Gacek, A. Przybylski, J. Blicharz, A. Oręziak, L. Miszczyk, K. Gepner, J. Fijuth, K. Składowski, P. Ileszek, M. Kempa, O. Kowalski i M. Sterliński, „Patients with cardiac implantable electronic devices undergoing radiotherapy in Poland. Expert opinion of the Heart Rhythm Section of the Polish Cardiac Society and the Polish Society of Radiation Oncology,” *Kardiologia Polska*, tom 77, nr 11, pp. 1106-1112, 2019.
- [53] B. H. Foundation, „How does a pacemaker work?” *HEART MATTERS*.
- [54] E. Ziółkowska, M. Zarzycka, T. Wiśniewski, W. Windorbska i A. Meller, „Irradiating patients with a cardiac pacemaker Part II. Guidelines of safe treatment of patients with a pacemaker during radiation therapy – a review of the literature,” *Współczesna Onkologia*, tom 12, nr 9, pp. 400-405, 2008.
- [55] C. Hurkmans, E. Scheepers, B. Springorum i H. Uiterwaal, „Influence of radiotherapy on the latest generation of implantable cardiocardiocverter-defibrillators,” *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, tom 63(1), pp. 282-289, 2005.
- [56] E. Normand i P. Bradley, „Single event upsets in implantable cardioverter defibrillators,” *IEEE Transactions on Nuclear Science*, tom 45, nr 6, pp. 2929 - 2940, 1998.
- [57] J. Autran, D. Munteanu, P. Roche, G. Gasiot, S. Martinie, S. Uznanski, S. Sauze, S. Semikh, E. Yakushev, S. Rozov, P. Loaiza, G. Warot i M. Zampaolo, „Soft-errors induced by terrestrial neutrons and natural alpha-particle emitters in advanced memory circuits at ground level,” *Microelectronics Reliability*, tom 50, pp. 1822-1831, 2010.

- [58] D. Bisello, A. Candelori, N. Dzysiuk, J. Esposito, P. Mastinu, S. Mattiazzo, G. Prete, L. Silvestrin i J. Wyss, „Neutron production targets for a new Single Event Effects facility at the 70 MeV Cyclotron of LNL-INFN,” *Physics Procedia*, tom 26, pp. 284-293, 2012.
- [59] A. Dong, R. Gwinn, N. Warner, L. Caylor i M. Doherty, „Mitigating bit flips or single event upsets in epilepsy neurostimulators,” *Epilepsy & Behavior Case Reports*, tom 5, pp. 72-74, 2016.
- [60] J. Leray, „Effects of atmospheric neutrons on devices, at sea level and in avionics embedded systems,” *Elsevier*, tom 47, pp. 1827-1835, 2007.
- [61] R. Baumann, „Soft errors in advanced semiconductor devices-Part I: The three radiation sources,” *IEEE Transactions on Device and Materials Reliability*, tom 1(3), pp. 17-22, 2001.
- [62] A. Trigano, G. Hubert, J. Marfaing i K. Castellani, „Experimental study of neutron-induced soft errors in modern cardiac pacemakers,” *Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology*, tom 33, pp. 19-25, 2011.
- [63] I. M. Sobol, „Metoda Monte Carlo,” *Główna Redakcja Literatury Matematyczno-Fizycznej "Nauka"*, 2017.
- [64] N. P. Buslenk, D. I. Golenki, I. M. Sobol, W. G. Sragowicz i J. A. Szrejder, „Metoda Monte Carlo,” *Państwowe Wydawnictwo Naukowe*, pp. 207-210, 1967.
- [65] A. Konefał, „Symulacje metodą Monte Carlo za pomocą oprogramowania GEANT4,” *Postępy Fizyki*, 2006.
- [66] I. M. Sobol, „A primer for the Monte Carlo Method,” *CRC Press*, 1994.
- [67] J. Jakubowski i R. Sztencel, „Wstęp do teorii prawdopodobieństwa,” *Script*, p. 59, 2004.
- [68] I. M. Sobol i B. V. Shukhman, „On average dimensions of particle transport estimators,” *Monte Carlo Methods and Applications*, pp. 147-151, 2018.

- [69] J. Spanier i E. M. Gelbard, „Monte Carlo Principles and Neutron Transport Problems,” *Dover Publication*, pp. 1-36, 2008.
- [70] R. Wieczorkowski i R. Zieliński, „Komputerowe generatory liczb losowych,” *Wydawnictwo Naukowo-Techniczne*, pp. 6-9, 1977.
- [71] R. Nowak, „Statystyka dla fizyków,” *Wydawnictwo Naukowe PWN*, pp. 110-111, 359-365, 2002.
- [72] M. Leśniewicz, „Sprzętowa generacja losowych ciągów binarnych,” *Wojskowa Akademia Nauk*, 2009.
- [73] S. Agostinell, J. Allison, K. Amak i J. i. i. Apostolakis, „Geant4—a simulation toolkit,” *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, tom 506, pp. 250-303, 2003.
- [74] A. Konefał, „Udział fizyki jądrowej w rozwiązywaniu problemów współczesnej radioterapii,” *Wydawnictwo Uniwersytetu Śląskiego*, 2011.
- [75] J. e. a. Allison, „Geant4 developments and applications,” *IEEE TRANSACTIONS ON NUCLEAR SCIENCE*, tom 53, pp. 270-278, 2006.
- [76] G. Collaboration, „Overview | geant4.web.cern.ch,” [Online]. Available: <https://geant4.web.cern.ch/>. [Data uzyskania dostępu: 11 08 2022].
- [77] G. Collaboration, „Geant4 user’s guide for application developers,” [Online]. Available: <https://geant4-userdoc.web.cern.ch/UsersGuides/IntroductionToGeant4/html/IntroductionToG4.html>. [Data uzyskania dostępu: 11 08 2022].
- [78] Microsoft. [Online]. Available: <https://visualstudio.microsoft.com/pl/>. [Data uzyskania dostępu: 03 07 2023].
- [79] CMake. [Online]. Available: <https://cmake.org/>. [Data uzyskania dostępu: 03 07 2023].
- [80] CERN. [Online]. Available: <https://geant4.web.cern.ch/support/download> . [Data uzyskania dostępu: 03 07 2023].

- [81] N. N. D. Center, „Evaluated Nuclear Data File”.
- [82] R. Firestone, V. Shirley, F. Chu, C. Baglin i J. Zipkin, Table of Isotopes (CD ROM Edition), Wiley-Interscience, 1996.
- [83] Narodowe Centrum Badań Jądrowych, „Tukan 8K. Wielokanałowy analizator,” *NCBJ*, 2014.
- [84] M. Berger, J. Hubbell, S. Seltzer, J. Chang, J. Coursey, R. Sukumar, D. Zucker i K. Olsen, „XCOM: Photon Cross Sections Database,” National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, 2010.

# Spis ilustracji

<b>Rysunek 1.</b> Liniowy akcelerator terapeutyczny: 1 – źródło elektronów, 2 – struktura przyspieszająca, 3 – układ dewiacji wiązki, 4 – układ dozymetryczny, 5 – układ formowania wiązki terapeutycznej [23].	12
<b>Rysunek 2.</b> Schemat blokowy budowy typowego liniowego akceleratora terapeutycznego [24].	13
<b>Rysunek 3.</b> Głowica akceleratora radioterapeutycznego: A – głowica wytwarzająca wiązkę fotonową, B – głowica wytwarzająca wiązkę elektronową [23].	14
<b>Rysunek 4.</b> Budowa typowego kardiostymulatora serca: 1 – przewody, 2 – generator impulsów, 3 – bateria, 4 – elektrody [53].	17
<b>Rysunek 5.</b> Schemat reakcji jądrowej zachodzącej w wyniku wychwytu neutronu w osłonie z węgliku boru. W wyniku rozpadu wzbudzonego atomu boru powstaje cząstka $\alpha$ (jądro helu), jądro litu oraz emitowane jest promieniowanie gamma o energii 477,61 keV.	21
<b>Rysunek 6.</b> Węglik boru ( $B_4C$ ) w postaci grudek o średnicy około 2 mm.	22
<b>Rysunek 7.</b> Przykładowa obudowa osłony antyneutronowej dla urządzeń wszczepialnych –przed wypełnieniem węglikiem boru.	23
<b>Rysunek 8.</b> Przykładowe przekroje poprzeczne osłony antyneutronowej.	23
<b>Rysunek 9.</b> Obudowa osłony antyneutronowej dla urządzeń wszczepialnych wydrukowana z wykorzystaniem technologii druku 3D metodą FDM.	24
<b>Rysunek 10.</b> Kwadrat jednostkowy zawierający figurę płaską S oraz równomiernie rozrzucone punkty losowe [63].	26
<b>Rysunek 11.</b> Kwadrat jednostkowy zawierający figurę płaską S oraz nieregularnie rozrzucone punkty losowe [63].	26
<b>Rysunek 12.</b> Rozkład gęstości jednorodnej zmiennej losowej.	27
<b>Rysunek 13.</b> Modelowanie za pomocą metody von Neumanna zmiennej losowej o ograniczonej gęstości $p(x)$ , określonej na przedziale $(a, b)$ .	28
<b>Rysunek 14.</b> Oddziaływanie neutronu z materiałem osłony: a) przejście neutronu przez płytkę, b) wychwyty radiacyjny, c) odbicie neutronu od osłony [63].	30
<b>Rysunek 15.</b> Schemat blokowy algorytmu transportu neutronów przez osłonę [63].	32
<b>Rysunek 16.</b> Obliczanie rzędnej kolejnego zdarzenia [63].	33
<b>Rysunek 17.</b> Diagram kategorii składowych pakietu Geant4 [77].	37

- Rysunek 18.** Symulowane osłony o grubościach 5 mm, 10 mm i 15 mm, wykonane z dwóch materiałów: a) węgla bory o gęstości  $2,51 \text{ g/cm}^3$ , b) kadmu o gęstości  $8,65 \text{ g/cm}^3$ . ..... 45
- Rysunek 19.** Widmo energetyczne neutronów termicznych zastosowane w symulacjach transportu neutronów przez warstwy z węgla bory oraz kadmu. .... 50
- Rysunek 20.** Prototypy osłon zawierające warstwę węgla bory o grubości 15 mm... 52
- Rysunek 21.** Osłony z węgla bory nałożone na: a) detektor helowy, b) detektor germanowy. .... 52
- Rysunek 22.** Zintegrowany system spektrometryczny InInspector 1000 firmy Canberra: A) przystawka neutronowa:  $^3\text{He}$ -tube (komora helowa), B) sonda scyntylicyjna NaI, C) wyświetlacz LCD, D) panel sterujący. .... 54
- Rysunek 23.** Schemat układu pomiarowego: a - bez warstwy absorbującej, b - z osłoną z węgla bory nałożoną na komorę helową. .... 55
- Rysunek 24.** Zestaw pomiarowy składający się z półprzewodnikowego detektora germanowego HPGe, spektrometru InInspector 2000 oraz oprogramowania komputerowego GENIE 2000. .... 56
- Rysunek 25.** Schemat układu pomiarowego: a - bez warstwy absorbującej, b - z osłoną z węgla bory nałożoną na czułą część detektora. .... 57
- Rysunek 26.** Schemat rozpadu izotopu ceszu  $^{137}\text{Cs}$  [82]. .... 58
- Rysunek 27.** Schemat rozpadu izotopu kobaltu  $^{60}\text{Co}$  [82]. .... 58
- Rysunek 28.** Schemat rozpadu izotopu baru  $^{133}\text{Ba}$  [82]. .... 58
- Rysunek 29.** Schemat układu do pomiaru absorpcji promieniowania gamma w prototypie osłony do pochłaniania neutronów: a) bez warstwy absorbującej, b) z osłoną z węgla bory nałożoną na czułą część detektora. .... 59
- Rysunek 30.** Rozkład dawek promieniowania jonizującego pochłoniętego w wodzie bezpośrednio za osłoną z węgla bory i kadmu o grubości 15 mm oraz bez osłony, dla wiązki neutronów pierwotnych o energii opisanej rozkładem Maxwella-Boltzmanna (średnia energia 0,025 eV, maksymalna energia 100 eV). Obliczone dawki zostały przeliczone na 1000 symulowanych neutronów pierwotnych. .... 63
- Rysunek 31.** Widma promieniowania gamma zmierzone detektorem germanowym HPGe bez osłony oraz z nałożoną osłoną z węgla bory, gdzie:  $E_0$  - energia maksimum piku,  $\sigma$  - odchylenie standardowe rozkładu Gaussa. .... 65
- Rysunek 32.** Widmo promieniowania gamma emitowane ze źródła kobaltu-60 zmierzone detektorem HPGe (Tukan8k)..... 66
- Rysunek 33.** Widmo promieniowania gamma emitowane ze źródła kobaltu-60 zmierzone detektorem HPGe przy zastosowanej 15 mm osłonie z węgla bory (Tukan8k)..... 66

**Rysunek 34.** Metoda wyznaczania pola pod pikiem: a - dopasowanie do pojedynczego piku funkcji Gaussa i odcięcie tła za pomocą dopasowania wielomianem, b - dopasowanie do piku funkcji „podwójny Gauss” i odcięcie tła, gdzie  $P_i$  - pole pod pikiem,  $x$  - zmienna funkcji Gaussa (energia),  $x_i$ ,  $x_0$  - środek rozkładu Gaussa,  $\sigma$  - odchylenie standardowe rozkładu Gaussa (szerokość połówkowa rozkładu Gaussa  $FWHM = 2,355 \sigma$ ),  $x^i$  - zmienna funkcji wielomianowej w  $i$ -tej potędze (energia),  $a_i$  - parametry wielomianu tła [83]... 67

**Rysunek 35.** Widok modułu „Analiza” programu Tukan 8K przedstawiający manę do obliczania pola pod pikiem z wykorzystaniem algorytmu dopasowania do konturu piku funkcji pojedynczego Gaussa oraz wielomianową funkcję tła..... 68

**Rysunek 36.** Zależność liniowego współczynnika osłabienia promieniowania gamma od energii dla osłony z węgliku boru o gęstości  $1,3 \text{ g/cm}^3$ ..... 70

# Spis tabel

<b>Tabela 1.</b> Wybrane właściwości neutronu [12]. .....	9
<b>Tabela 2.</b> Podział neutronów ze względu na energię [15]. .....	10
<b>Tabela 3.</b> Wkład poszczególnych komponentów głowicy akceleratora do produkcji neutronów [26, 38, 39, 40]. .....	15
<b>Tabela 4.</b> Radioizotopy zidentyfikowane w różnych modelach kardiostymulatorów, powstałe w wyniku reakcji z neutronami zanieczyszczającymi wiązkę terapeutyczną, stanowiącymi efekt uboczny radioterapii przy zastosowaniu wiązki fotonowej o potencjale 20 MV [9]. .....	18
<b>Tabela 5.</b> Procent neutronów przechodzących przez osłonę, liczba fotonów i elektronów w przeliczeniu na 1000 neutronów pierwotnych oraz średnie energie fotonów i elektronów za osłoną o różnej grubości, wykonaną z węgliku boru i kadmu przy zastosowaniu wiązki promieniowania neutronowego o energii opisanej rozkładem Maxwella-Boltzmana. ....	61
<b>Tabela 6.</b> Procent neutronów przechodzących przez osłonę, liczba fotonów i elektronów w przeliczeniu na 1000 neutronów pierwotnych oraz średnie energie fotonów i elektronów za osłoną o różnej grubości, wykonaną z węgliku boru i kadmu przy zastosowaniu wiązki promieniowania neutronowego o energii 1 keV. ....	61
<b>Tabela 7.</b> Procent neutronów przechodzących przez osłonę, liczba fotonów i elektronów w przeliczeniu na 1000 neutronów pierwotnych oraz średnie energie fotonów i elektronów za osłoną o różnej grubości, wykonaną z węgliku boru i kadmu przy zastosowaniu wiązki promieniowania neutronowego o energii 100 keV. ....	61
<b>Tabela 8.</b> Procent neutronów przechodzących przez osłonę, liczba fotonów i elektronów w przeliczeniu na 1000 neutronów pierwotnych oraz średnie energie fotonów i elektronów za osłoną o różnej grubości, wykonaną z węgliku boru i kadmu przy zastosowaniu wiązki promieniowania neutronowego o energii 500 keV. ....	62
<b>Tabela 9.</b> Zarejestrowana liczba neutronów w ciągu 60 sekund (średnia z kilkunastu pomiarów) za pomocą komory helowej. ....	64
<b>Tabela 10.</b> Zarejestrowana liczba fotonów w ciągu 60 sekund (średnia z kilkunastu pomiarów) za pomocą detektora scyntylacyjny NaI. ....	64

# Spis kodów źródłowych

<b>Kod źródłowy 1.</b> Funkcja główna programu symulacyjnego.....	41
<b>Kod źródłowy 2.</b> Plik simulation.mac zawierający polecenia dotyczące rodzaju i ilości symulowanych cząstek pierwotnych. ....	42
<b>Kod źródłowy 3.</b> Fragment kodu klasy AccDetectorConstruction zawierający deklarację pierwiastków i związków chemicznych stosowanych w symulacji oraz implementację próżni. ....	43
<b>Kod źródłowy 4.</b> Fragment kodu klasy AccDetectorConstruction definiujący przestrzeń (laboratorium), w której prowadzone są symulacje.....	44
<b>Kod źródłowy 5.</b> Fragment kodu klasy AccDetectorConstruction definiujący warstwę osłaniającą z węgla boru.....	45
<b>Kod źródłowy 6.</b> Fragment kodu klasy AccDetectorConstruction definiujący detektor logiczny. ....	45
<b>Kod źródłowy 7.</b> Fragment kodu klasy AccDetectorConstruction definiujący fantom wodny. ....	46
<b>Kod źródłowy 8.</b> Fragment kodu klasy AccDetectorConstruction definiujący pierwszy detektor logiczny, umieszczony w fantomie wodnym. ....	46
<b>Kod źródłowy 9.</b> Fragment kodu klasy AccPhysicsList odpowiedzialny za definicję leptonów. ....	47
<b>Kod źródłowy 10.</b> Fragment kodu klasy AccPhysicsList zawierający deklarację mezonów, barionów i jonów za pomocą klas: G4MesonConstructor, G4BaryonConstructor, G4IonConstructor.....	48
<b>Kod źródłowy 11.</b> Fragment kodu klasy AccPrimaryGeneratorAction, zawierający metodę wirtualną GeneratePrimaries() wywoływaną na początku każdego zdarzenia. .	50

## Streszczenie

Częste współwystępowanie chorób układu krążenia oraz chorób nowotworowych sprawia, że konieczne staje się stosowanie leczenia radioterapeutycznego u pacjentów obciążonych kardiologicznie, posiadających wszczepialne urządzenia do elektrostymulacji serca. Urządzenia te podatne są na różnego rodzaju uszkodzenia radiacyjne podczas ekspozycji na promieniowanie terapeutyczne. Szczególnie niebezpieczne może być promieniowanie neutronowe, występujące jako efekt uboczny radioterapii. Dotyczy to głównie neutronów termicznych, które mogą wywołać tzw. single even effects, czyli zdarzenie wywołane pojedynczą cząstką. W mikroprocesorach, pojedynczy neutron przechodzący przez pamięć RAM może doprowadzić do zmiany stanu bitu pamięci, czego skutkiem może być nieprawidłowe działanie urządzenia lub jego trwałe uszkodzenie. W odpowiedzi na ten problem, w ramach niniejszej pracy doktorskiej zaprojektowano osłonę antyneutronową przeznaczoną do ochrony implantowanych urządzeń kardiologicznych w trakcie radioterapii.

W pracy uwzględniono część piśmienną opartą na literaturze oraz publikacjach naukowych. Przedstawione zostały zagadnienia dotyczące promieniowania neutronowego, jego charakterystyka, występowanie w radioterapii oraz wpływ na urządzenia do elektrostymulacji serca. Zaprezentowano koncepcję projektu osłony antyneutronowej. Opisano także symulacje komputerowe, w tym metodę Monte Carlo, jej zastosowanie w fizyce neutronów oraz środowisko programistyczne Geant4.

W części badawczej zreferowano stosowane metody pomiarów i analizy danych. Szczegółowo opisana została struktura programów symulacyjnych związanych z zaprojektowaniem osłony antyneutronowej, tj. dobór odpowiedniego materiału i jego grubości. Zaprezentowano sposób wykonania prototypu zaprojektowanej osłony w technologii druku 3D. Scharakteryzowane zostały metody eksperymentalne, zastosowane do weryfikacji skuteczności osłony. Opisano schemat pomiaru neutronów i fotonów z zastosowaniem układu detekcyjnego InSpector1000, zawierającego komorę helową i detektor scyntylicyjny NaI. Wykorzystując półprzewodnikowy detektor

germanowy HPGe dokonano pomiaru absorpcji neutronów w osłonie wypełnionej węglikiem boru oraz wyznaczono dla niej współczynnik osłabienia promieniowania gamma. Wyniki zostały poddane analizie z wykorzystaniem arkusza kalkulacyjnego oraz programów napisanych w języku C++.

# Abstract

The frequent comorbidity of cardiovascular diseases and cancer necessitates the use of radiotherapy in patients with cardiac conditions who have implanted devices for heart stimulation. These devices are susceptible to various types of radiation damage during exposure to therapeutic radiation. Particularly hazardous may be neutron radiation, which occurs as a side effect of radiotherapy. This primarily concerns thermal neutrons, which can cause so-called single-event effects, i.e., events triggered by a single particle. In microprocessors, a single neutron passing through RAM memory can lead to a change in the state of a memory bit, resulting in device malfunction or permanent damage. In response to this problem, the aim of this doctoral thesis was to design a neutron shield intended to protect implanted cardiological devices during radiotherapy.

The thesis includes a literature review based on scientific publications. It presents issues related to neutron radiation, its characteristics, occurrence in radiotherapy, and its impact on heart stimulation devices. A concept for the design of a neutron shield is presented. Computer simulations, including the Monte Carlo method, its application in neutron physics, and the Geant4 programming environment, are also described.

In the research part, the methods of measurement and data analysis are discussed. The structure of the simulation programs related to the design of the neutron shield, such as the selection of the appropriate material and its thickness, is detailed. The process of prototyping the designed shield using 3D printing technology is presented. Experimental methods used to verify the effectiveness of the shield are described. The measurement setup for relative neutron and photon detection using the InSpector1000 detection system, consisting of a helium chamber and a NaI scintillation detector, is explained. Using a semiconductor germanium detector HPGe, neutron absorption in a boron carbide-filled shield was measured, and the gamma radiation attenuation coefficient was determined. The results were analyzed using a spreadsheet and programs written in C++.

# Potwierdzenie zgłoszenia patentowego



URZĄD PATENTOWY  
RZECZYPOSPOLITEJ POLSKIEJ

al. Niepodległości 188/192  
00-950 Warszawa, skr. poczt. 203  
tel.: (+48) 22 579 05 55 | fax: (+48) 22 579 00 01  
e-mail: kontakt@uprp.gov.pl | www.uprp.gov.pl

Kancelaria Ogólna

Warszawa, 2025-12-12

Nasz znak: POTWIERDZENIE/1351616/P.454066

Wasz znak: UŚ747

## POTWIERDZENIE

Urząd Patentowy RP stwierdza, że dnia 2025-12-12 przyjęto w formie elektronicznej wniosek o udzielenie patentu na wynalazek:

**Oslona antyneutronowa urządzeń zaimplantowanych pacjentom poddawanych radioterapii i sposób wytwarzania osłony antyneutronowej urządzeń zaimplantowanych pacjentom poddawanych radioterapii**

Zgłoszenie oznaczono numerem: **P.454066**

[WIPO ST 10/C PL454066]

Zgłaszający: **Uniwersytet Śląski w Katowicach, Katowice, Polska**  
**NARODOWY INSTYTUT ONKOLOGII IM. MARII SKŁODOWSKIEJ-CURIE -**  
**PAŃSTWOWY INSTYTUT BADAWCZY, Warszawa, Polska**

Dokument wystawiony automatycznie przez system teleinformatyczny UPRP.