

POLITECHNIKA WARSZAWSKA

INŻYNIERIA BIOMEDYCZNA
DZIEDZINA NAUK INŻYNIERYJNO-TECHNICZNYCH

Rozprawa doktorska

mgr Magdalena Maria Szymko

**Budowa wzorca dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł
stosowanych w brachyterapii.**

Promotor
dr hab. inż. Piotr Tulik, prof. uczelni

Promotor pomocniczy
dr Paweł Wołowicz

WARSZAWA 2023

*Praca była realizowana w ramach II edycji programu „Doktorat wdrożeniowy”
Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego (umowa 0049/DW/2018/02).*

Streszczenie

Brachyterapia jest kontaktową formą radioterapii, gdzie źródło promieniowania umieszczane jest w ciele pacjenta bezpośrednio w obszarze zmiany nowotworowej lub w jej bliskiej okolicy. Dla powodzenia leczenia zasadnicze jest zaplanowanie i precyzyjne dostarczenie zaplanowanej dawki promieniowania jonizującego w obszar zmiany nowotworowej, jednocześnie minimalizując oddziaływanie promieniowania na otaczającą ją tkankę zdrową. Obecnie kontrola źródeł stosowanych w brachyterapii oraz szacowanie dawki podawanej w obszar zmiany nowotworowej opiera się na dozymetrycznej wielkości referencyjnej mocy kermy w powietrzu (RAKR, Reference Air Kerma Rate). Na podstawie doświadczeń z teleradioterapii, gdzie kontrola jakości i planowanie dawek opiera się na wielkości dawki pochłoniętej w wodzie, wydaje się uzasadnione dążenie do wprowadzenia tej wielkości dozymetrycznej rutynowo również w brachyterapii.

W Polsce za pomocą brachyterapii (z wykorzystaniem około 60 systemów do brachyterapii), rocznie leczonych jest kilkanaście tysięcy pacjentów. Wszystkie stosowane w zakładach brachyterapii przyrządy dozymetryczne, takie jak komory studzienkowe, są wzorcowane w zakresie kermy w powietrzu dla promieniowania gamma ^{192}Ir od wzorców drugiego rzędu. W związku z tym niniejsza praca jest wynikiem zapotrzebowania Głównego Urzędu Miar, instytucji odpowiedzialnej za przykazywane legalnych jednostek miar na grunt krajowy oraz zapewnienie spójności pomiarowej w skali międzynarodowej, na budowę wzorca pierwotnego dla brachyterapii.

W ramach pracy doktorskiej powstało w Głównym Urzędzie Miar stanowisko do pomiaru kermy w powietrzu dla promieniowania gamma izotopów ^{60}Co i ^{192}Ir , umożliwiające przekazywanie jednostki RAKR na grunt krajowy. Jednocześnie w ramach pracy zbudowano stanowisko wzorca dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł HDR. Zaproponowany układ pomiarowy jest unikalny na skalę światową i opiera się na jonometrycznej metodzie wyznaczania dawki pochłoniętej w wodzie. Wzorzec pozwala na odtworzenie jednostki dawki pochłoniętej w wodzie dla promieniowania gamma izotopu ^{60}Co w odległości 1,17 cm z niepewnością rozszerzoną poniżej 3 %. Zbudowane stanowisko jest stanowiskiem mobilnym, przetestowanym w warunkach klinicznych, dzięki czemu poza wzorcowaniem bezpośrednio w zakładzie brachyterapii umożliwia niezależną weryfikację stosowanego tam źródła.

W pracy wykazano, że możliwe jest wzorcowanie standardowo stosowanych w zakładach radioterapii komór studzienkowych z niepewnością poniżej 3 %. Otwiera to nowe możliwości dla stosowania w kontroli jakości w brachyterapii wielkości dawki pochłoniętej w wodzie, czego rezultatem będzie zmniejszenie niepewności i zwiększenie dokładności wyznaczania dawki terapeutycznej. Wynik doktoratu stanowi więc kompleksową propozycję realizacji koncepcji ustanowienia dawki pochłoniętej w wodzie jako wielkości referencyjnej w pomiarach w brachyterapii.

Słowa kluczowe: brachyterapia, HDR, dawka pochłonięta w wodzie, wzorzec pierwotny, komora jonizacyjna

Abstract

Brachytherapy is a radiotherapy method by which the sealed radioactive source is placed inside or next to the area of interest (cancer/tumour). Therapy success strongly depends on the accuracy of radioactive dose planning and the precision of dose delivery to the tissue with cancer cells. For the quality assurance program in brachytherapy (dosimetry protocols) and calculation of dose distribution key quantity is an air-kerma strength (RAKR).

In Poland, there are about 60 brachytherapy units and about dozen thousand patients are treated with this method. Dosimetry of the radioactive gamma sources used in these units, mainly based on well-chambers measurements, is traceable to air kerma secondary standards for ^{192}Ir . Therefore goal of this work is to develop at Central Office of Measures (GUM), which is a national metrological institute responsible for conformity and accuracy of the national measurement standards and their traceability to the international measurement standards, the primary standard for brachytherapy.

In this thesis, the development of brachytherapy standards at GUM is presented. It includes development of air-kerma standard for ^{60}Co and ^{192}Ir brachytherapy HDR sources as well as absorbed dose standard. The design of the absorbed dose standard is based on the ionometric method, which is a unique solution for that type of measurements. Dose to water at a distance of 1.17 cm from the ^{60}Co HDR source can be measured using this method with expanded uncertainty lower than 3 %. Furthermore, full mobility of the standard allows to perform measurements and calibration directly in the clinic. Therefore developed standard can be used not only for calibration on-site but also for independent verification of the clinic's HDR source. In this work calibration of the well-chamber for the dose to water was performed with expanded uncertainty lower than 3 %. That is a result that can be used for implementing in the clinical field the procedures to determine dose directly from measurements of dose-to-water for individual radioactive source. Overall it leads to lower the uncertainties of brachytherapy HDR source calibration and source dosimetry.

Key words: brachytherapy, HDR, dose to water, primary standard, ionization chamber

Spis treści

Wstęp	9
1 Wprowadzenie	11
1.1 Brachyterapia jako forma radioterapii	11
1.2 Zagadnienia metrologiczne w brachyterapii	13
1.2.1 Wielkości stosowane w brachyterapii	15
1.2.2 Propagacja niepewności	18
1.3 Spójność pomiarowa w brachyterapii	19
1.3.1 Wzorce dawki pochłoniętej w wodzie	20
1.4 Cel i zakres pracy	27
2 Materiały i metody	29
2.1 Wyznaczanie wielkości kermy w powietrzu dla metod jonometrycznych	29
2.1.1 Pomiar prądu jonizacyjnego w komorach grafitowych	31
2.1.2 Metody doświadczalne wyznaczania współczynników poprawkowych dla wielkości kermy	33
2.1.3 Metody Monte Carlo wyznaczania współczynników poprawkowych dla wielkości kermy	37
2.2 Wyznaczanie wielkości dawki pochłoniętej w wodzie dla metod jonometrycznych	40
2.2.1 Metody Monte Carlo wyznaczania współczynników poprawkowych dla dawki pochłoniętej w wodzie	42
2.3 Szacowanie niepewności	46
2.3.1 Zgodność dwóch wielkości	46
2.4 Stosowane przyrządy pomiarowe	47
2.4.1 Stanowiska pomiarowe	47
2.4.2 Układ pomiaru prądu	48
2.4.3 Komory jonizacyjne	51

2.5	Stanowisko pomiarowe dla brachyterapii	52
2.5.1	Aparat HDR	54
2.5.2	Źródło HDR izotopu ^{60}Co	55
3	Realizacja doktoratu	57
3.1	Budowa stanowiska do brachyterapii	57
3.1.1	Ośłona ołowiana	57
3.1.2	Kolimator	63
3.1.3	Układ pomiarowy dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł HDR	66
3.1.4	Model numeryczny układu pomiarowego dla dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł HDR	71
3.2	Weryfikacja działania elementów stanowiska	74
3.2.1	Pomiary komorą studzienkową	74
3.2.2	Kąt rozwarcia i położenie kolimatora	75
3.2.3	Pomiary w wodzie ze źródłem HDR z użyciem komory jonizacyjnej Dw#3	79
3.2.4	Powtarzalność pomiarów	80
3.2.5	Wyznaczenie za pomocą komory jonizacyjnej wartości referencyjnej mocy kermy w powietrzu w polu promieniowania źródła Co0.A86	82
3.2.6	Walidacja komory jonizacyjnej GUM Dw#3 jako wzorca dawki pochłoniętej w wodzie dla promieniowania gamma izotopu ^{60}Co	87
3.2.7	Wyznaczenie dawki pochłoniętej w wodzie dla źródła Co0.A86	88
3.2.8	Testowe pomiary na źródle ^{192}Ir	97
3.3	Wnioski	102
3.4	Obszary możliwych ulepszeń i rozwoju stanowiska	103
3.4.1	Walidacja wzorca	105
	Podsumowanie	107
	Bibliografia	121
	Wykaz wybranych skrótów i akronimów.	124
	Wykaz rysunków i wykresów	125
	Wykaz tabel	127
	Załącznik	129
A	Model układu pomiarowego dla pomiarów dawki pochłoniętej w wodzie	129

Wstęp

Główny Urząd Miar (GUM) jest krajową instytucją metrologiczną NMI (*National Metrological Institute*) odpowiedzialną między innymi za przekazywane, z wykorzystaniem najwyższej dokładności wzorców, legalnych jednostek miar na grunt krajowy, oraz powiązanie krajowych wzorców z wzorcami innych krajów i zapewnienie tym spójności pomiarowej w skali międzynarodowej. W dziedzinie promieniowania jonizującego GUM dysponuje wzorcami kermy w powietrzu w polach promieniowania X w zakresie energii fotonów od 8 keV do 300 keV oraz polu promieniowania gamma izotopów cezu ^{137}Cs i kobaltu ^{60}Co oraz wzorcem dawki pochłoniętej w wodzie dla izotopu ^{60}Co . Wielkości te są wykorzystywane w szeroko pojętej dozymetrii, czyli w praktycznym znaczeniu wykorzystywane są do oceny dawek otrzymanych w wyniku oddziaływania promieniowania na organizm człowieka.

Jednym z zadań statutowych GUM jest budowa nowych wzorców, podążając za potrzebami szeroko rozumianego rynku. W ostatnich latach działalności Urzędu w dziedzinie promieniowania jonizującego skupia się na budowie i rozwijaniu wzorców dedykowanych wykorzystaniu promieniowania jonizującego w medycynie (zarówno w terapii jak i diagnostyce). Ma to związek z dynamicznym rozwojem procedur medycznych wykorzystujących promieniowanie jonizujące, zarówno na gruncie światowym jak i krajowym, co stwarza potrzeby w zakresie dozymetrii w ochronie radiologicznej personelu medycznego i pacjenta, a także dozymetrii kontrolnej dla zapewnienia jakości w procesie leczenia. Radioterapia stała się standardem leczenia nowotworów i jest ciągle rozwijana pod kątem precyzji leczenia, jego skuteczności a także ograniczania skutków ubocznych.

W odpowiedzi na to zapotrzebowanie, w GUM we współpracy z Wydziałem Mechatroniki Politechniki Warszawskiej (MCHTR PW), powstał projekt „Budowa wzorca dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł stosowanych w brachyterapii”, który został zakwalifikowany do drugiej edycji programu „Doktoraty wdrożeniowe” Ministerstwa Nauki i Szkolnictwa Wyższego. Niniejsza rozprawa doktorska jest opisem realizacji tego tematu.

Rozdział 1

Wprowadzenie

Rozdział 1 stanowi wprowadzenie do realizowanego projektu wyjaśniając podstawy badanego zagadnienia, opisując bieżący stan wiedzy w temacie oraz przedstawiając założenia i cele rozwiązywanego problemu. W Rozdziale 2 opisane zostały zastosowane metody pomiarowe oraz obliczeniowe. Szczegóły realizacji budowy stanowiska wzorca dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł stosowanych w brachyterapii oraz uzyskane wyniki pomiarów wraz z analizą i wnioskami zawarte są w Rozdziale 3.

1.1 Brachyterapia jako forma radioterapii

Brachyterapia jest kontaktową formą radioterapii, gdzie źródło promieniowania jonizującego umieszczone jest w zmianie nowotworowej lub w jej pobliżu. Terapia wykorzystuje szybki zanik mocy dawki w zależności od odległości - dzięki czemu możliwe jest zdeponowanie dużej dawki w obszarze chorym przy jednoczesnym oszczędzaniu tkanki zdrowiej. Kluczowa jest tu precyzja aplikacji zaplanowanej dawki. Brachyterapię najczęściej stosuje się w połączeniu z teleradioterapią, chirurgią lub chemioterapią, a w uzasadnionych przypadkach jest również skuteczna jako samodzielna metoda leczenia. Stosowana jest również jako terapia łagodząca ból w przypadku nowotworów rozsianych. Forma aplikacji dawki może być powierzchniowa, śródtkankowa, wewnątrzjamowa i może być podawana w czasie rzeczywistym.

W brachyterapii źródłem promieniowania są zamknięte źródła promieniotwórcze w postaci niskoaktywnych lub średnioaktywnych implantów stałych (LDR – *Low Dose Rate* oraz MDR – *Medium Dose Rate*) lub wysokoaktywnych źródeł umieszczanych w ciele pacjenta na krótki czas, zgodnie z zaplanowanym frakcjonowaniem dawki (HDR – *High Dose Rate*).

Zamknięcie materiału promieniotwórczego w kapsule pozwala na utrzymanie integralności źródła podczas aplikacji a także na absorpcję promieniowania alfa oraz beta powstałych podczas rozpadu źródła. W efekcie wykorzystywane jest więc promieniowanie gamma oraz charakterystyczne promieniowanie X izotopu.

Za źródła niskoaktywne uznaje się takie źródła, dla których moc dawki w czasie leczenia nie przekracza $2 \text{ Gy} \cdot \text{h}^{-1}$. Stosowane izotopy to m.in.: cez ^{137}Cs (w formie cylindrów, kulek lub igieł), jod ^{125}I , pallad ^{103}Pd czy złoto ^{198}Au (w formie kapsułek – stałych implantów), czy stront ^{90}Sr (w formie płytek do leczenia nowotworów gałki ocznej). Najczęściej wymagają one ręcznej aplikacji, choć stosowane są również systemy automatyczne (do źródeł ^{137}Cs w formie kulek).

W przypadku źródeł wysokoaktywnych (moc dawki powyżej 12 Gy/h) wykorzystuje się urządzenia do automatycznej aplikacji źródeł – aparaty HDR (z ang. *afterloader*) wraz z aplikatorami o odpowiedniej geometrii. Dzięki temu kontrolowany jest rozkład (rodzaj i liczba aplikatorów, oraz sposób ich rozmieszczenia), oraz wielkość dawki (czas aplikacji), wcześniej odpowiednio zaplanowany i podzielony na frakcje zgodnie z planem leczenia. Frakcjonowanie dawek jest w przypadku źródeł HDR konieczne, ponieważ aplikacja całkowitej dawki jednorazowo powodowałaby znaczące skutki uboczne [Suntharalingam et al., 2005, Li, 2006].

Powszechnie stosowanym izotopem jest iryd ^{192}Ir , ale wykorzystywany jest również kobalt ^{60}Co , który ze względu na swoje właściwości fizyczne może nieść za sobą pewne korzyści [Strohmaier and Zwierzchowski, 2011]. W typowych źródłach HDR materiał promieniotwórczy zamknięty jest w metalowej kapsułce o długości ok. 3–4 mm i średnicy około 1 mm, przyspawanej do metalowej linki która pozwala na stosowanie automatycznego pozycjonowania źródła w aplikatorach. Izotop ^{192}Ir do aparatu HDR aplikowany jest z początkową aktywnością około 370 GBq, izotop ^{60}Co natomiast ok. 74 GBq. Średnia energia fotonów emitowanych z izotopu ^{192}Ir to 0,38 MeV i jest znacznie niższa od średniej energii emitowanej przez ^{60}Co , wynoszącej 1,25 MeV. Mimo że biologiczna odpowiedź tkanki na oba widma jest porównywalna, to promieniowanie irydu jest jednak mniej penetrujące i wymaga mniejszej osłonności niż kobalt. Kolejną zasadniczą różnicą jest czas połowicznego zaniku obu izotopów (74 dni dla ^{192}Ir i 5,3 lat dla ^{60}Co), co ma wpływ na ekonomię ich eksploatacji. Ze względu na utrzymanie odpowiedniej aktywności źródła podlegają okresowym wymianom. Źródło ^{60}Co może być wymieniane co 5 lat w porównaniu do 4 wymian ^{192}Ir w ciągu roku. Szczegóły dotyczące źródeł stosowanych w GUM zostały opisane w dalszej części pracy w rozdziale 2.5.1.

Leczenie z wykorzystaniem brachyterapii HDR zasadniczo składa się z dwóch etapów – planowania leczenia oraz aplikacji dawki. Planowanie leczenia odbywa się z wykorzystaniem specjalnych komputerowych systemów wyposażonych w modele źródeł promieniotwórczych i algorytmy obliczające rozkład mocy dawki w ciele pacjenta. Są one elementem dedykowanych programów do planowania leczenia, z reguły zapewnianych przez producentów aparatów HDR. Pozwalają one na modelowanie (dwu- lub trójwymiarowo) dawki w obszarze chorobowo zmienionym na podstawie parametrów źródła (aktywność, izotop) oraz pozycji (zastosowanego aplikatora) i czasu umiejscowienia źródła w tkance. Zgodnie z „Raportem na temat stanu radioterapii w Polsce na dzień 31.12.2021 r.” [Składowski, 2022] w Polsce funkcjonuje około 60 systemów do brachyterapii, z czego ponad 90 % to systemy HDR. Leczenie z wykorzystaniem tej formy radioterapii dotyczy rocznie około 12 000 pacjentów onkologicznych i jest prowadzone w zakładach radioterapii mających status prawny podmiotu leczniczego. W porównaniu z innymi państwami Unii Europejskiej, Polska plasuje się na niższym średnim poziomie jeśli chodzi o wykorzystanie radioterapii w leczeniu nowotworowym, do rekomendowanego minimalnego poziomu dostępności tej formy leczenia wymagany jest wzrost ogólnie rozumianych aparatów do radioterapii o ok. 40 sztuk (w tym aparatów HDR o 20 sztuk). Biorąc pod uwagę perspektywę dalszego (koniecznego) rozwoju brachyterapii w Polsce podjęcie działań mających na celu zwiększenie metrologicznego wsparcia tej dziedziny jest jak najbardziej zasadne.

1.2 Zagadnienia metrologiczne w brachyterapii

Efekt leczenia za pomocą brachyterapii zależy od wielu czynników, w tym: szczegółowego algorytmu zastosowanego do określenia rozkładu dawki w chorej tkance (czas i rozkład dawki), algorytmu używanego do obliczeń rozkładu dawki, metod stosowanych do wyznaczenia aktywności źródła, dawki zaplanowanej i podanej w czasie leczenia. Dlatego zapewnienie najwyższych standardów w całym procesie terapii (w tym przygotowania źródła, planowania i aplikacji dawki) jest niezwykle istotne oraz ma bezpośredni wpływ na zdrowie pacjenta i bezpieczeństwo osób postronnych, zwłaszcza personelu medycznego. Zapewnienie jakości (QA – z ang. *Quality Assurance*) jest więc pojęciem kluczowym i jest tu rozumiane jako udokumentowanie, że stawiane sobie cele (np. definiowane jako wielkości konkretnych parametrów) zostały osiągnięte.

W przypadku brachyterapii jest to potwierdzenie, że wielkości dozymetryczne determinujące skuteczność leczenia są adekwatne i znane z określoną dokładnością [Richardson et al., 2023].

Proces ten jest wspierany przez międzynarodowe organizacje, które regularnie i na bieżąco (reagując na rozwój radioterapii i jej nowe potrzeby) publikują różnego rodzaju dokumenty, przewodniki, wskazówki dotyczące QA. Są one skierowane do różnych grup użytkowników. Począwszy od fizyków medycznych, po laboratoria wzorcujące przyrządy dozymetryczne i zapewniające spójność pomiarową na terenie kraju. Do największych organizacji należy Amerykańskie Stowarzyszenie Fizyków Medycznych (AAPM), Międzynarodowa Agencja Energii Atomowej (IAEA), czy Europejskie Stowarzyszenie Radioterapii Onkologicznej (ESTRO) oraz ich grupy robocze.

Każde źródło stosowane w brachyterapii charakteryzuje się za pomocą trzech wielkości: czasu połowicznego zaniku, aktywności i aktywności właściwej oraz rodzaju i widma energii emitowanego promieniowania. Wielkości te determinują wykorzystanie konkretnych izotopów w leczeniu danego typu nowotworów oraz w planowaniu terapii.

W 2006 roku AAPM ustaliło parametry dla źródeł fotonowych o energiach większych niż 50 keV stosowanych w brachyterapii, które powinny być wyznaczane zgodnie z jednoznacznie określonymi procedurami i standardami [Li et al., 2007]. Znalazły się wśród nich między innymi zalecenia takie jak:

- Rozkład dawki (wykorzystywany do celów planowania leczenia) dla pojedynczego komercyjnie dostępnego źródła powinien być wyznaczony na podstawie dwóch metod: eksperymentalnej i za pomocą symulacji metodami Monte Carlo (MC), najlepiej przez przynajmniej jedną instytucję niezależną od dostawcy źródła;
- Moc źródła¹ powinna być podana przez jego dostawcę w jednostkach mocy kerry w powietrzu;
- Kalibracja źródła dopuszczonego do użytku w warunkach klinicznych powinna mieć spójność pomiarową z wzorcami pierwotnymi NMI w dostępnym zakresie (zależnie od tego czy dostępne są wzorce pierwotne mocy kerry w powietrzu dla źródeł HDR) lub wzorcami drugiego rzędu;
- Dostawca powinien systematycznie brać udział w porównaniach międzylaboratoryjnych w formie niezależnej kalibracji swoich źródeł promieniotwórczych lub przyrządów składających się na system kalibracji;

¹Pojęcie *mocy źródła* nie jest pojęciem ścisłym, na potrzeby niniejszej rozprawy jest stosowane w rozumieniu siły oddziaływania źródła na tkankę, opisaną zależnie od kontekstu poprzez różne wielkości fizyczne źródła, jak aktywność, moc kerry czy zdeponowana dawka.

Zalecenia te pokazują, że istotna z punktu widzenia jakości jest możliwość niezależnej oceny mocy źródła (niezależnej od dostawcy/producenta) oraz spójność pomiarowa przyrządów dozymetrycznych stosowanych do weryfikacji parametrów źródła. W tym celu ważne jest zapewnienie przez krajowe instytuty metrologiczne wysokiej jakości wzorców i zapewnienie ich odniesienia do międzynarodowego układu jednostek miar.

1.2.1 Wielkości stosowane w brachyterapii

Podstawową wielkością charakteryzującą każde źródło promieniotwórcze jest jego *aktywność* A definiowana jako liczba rozpadów promieniotwórczych danej ilości nuklidu w jednostce czasu, podawana w *bekkerelach* $1 \text{ Bq} = 1 \text{ s}^{-1}$. W przypadku źródeł stosowanych w brachyterapii, czyli źródeł o określonych granicznych rozmiarach a więc i granicznej ilości materiału promieniotwórczego, wielkością opisującą ich moc jest *aktywność właściwa* (stężenie promieniotwórcze), czyli aktywność odniesiona do jednostki masy danej ilości radionuklidu. Graniczne wymiary są istotne dla śródtkankowej formy brachyterapii, gdzie wymagane są małe rozmiary źródła przy jednoczesnej dużej aktywności źródła (silnym oddziaływaniu na tkankę).

Czas połowicznego zaniku $T_{1/2}$ radionuklidu jest to czas, po którym w wyniku rozpadu liczba jąder spadnie do połowy [Strzałkowski, 1978], a więc i aktywność źródła spada o połowę w stosunku do swojej pierwotnej wartości. W brachyterapii czas połowicznego zaniku determinuje sposób postępowania ze źródłem, czyli jego przydatność od czasu produkcji do czasu jego wykorzystania w terapii. Typowe źródła HDR, co zostało już wcześniej wspomniane, mają czasy połowicznego zaniku pozwalające na wykorzystanie jednego źródła w terapii wielu pacjentów zanim jego aktywność spadnie do zbyt niskiej z punktu widzenia efektywności terapii (zbyt długi czas sesji terapeutycznej) wielkości. Czas życia źródła w kombinacji z jego aktywnością determinuje wykorzystanie radioizotopu jako implantu stałego, lub czasowego jak w przypadku terapii HDR. Krótkie czasy połowicznego zaniku powinny być uwzględniane w wyznaczaniu dawki od danego źródła.

Średnia energia fotonów emitowanych przez źródło determinuje przenikliwość promieniowania. Z jednej strony źródła emitujące fotony o wyższej energii zapewniają transfer większej dawki do większej objętości chorej tkanki, z drugiej strony wymagają stosowania większej osłonności w celu ochrony osób postronnych. W przypadku terapii HDR możliwe jest automatyczne pozycjonowanie i przesuwanie źródła w ciele pacjenta oraz, dzięki zastosowaniu źródeł o wysokiej aktywności, frakcjonowanie zalecanej dawki.

Wymienione powyżej wielkości fizyczne w kontekście współczesnej radioterapii są raczej elementem historycznego podejścia do charakteryzowania źródeł promieniotwórczych. Ocena mocy źródła jest tu problematyczna, ponieważ czym innym jest elementarna liczba rozpadów a czym innym efektywna dystrybucja dawki uwzględniająca kształt i wymiary kapsułki ze źródłem (nierównomierny rozkład dawki) oraz oddziaływanie z materiałem obudowy (pochłanianie i rozpraszanie promieniowania). Współczesne metody charakteryzacji źródła opierają się więc na wielkościach łatwo mierzalnych na zewnątrz kapsułki ze źródłem. Zgodnie z rekomendacjami ICRU [Bidmead, 1986, Das, 1998] wielkością charakteryzującą źródła gamma jest *referencyjna moc kermy w powietrzu* ($\dot{K}_{air}(d_{ref})_{air}$), oznaczana również jako *RAKR* (z ang. *Reference Air Kerma Rate*), i zdefiniowana jako moc kermy w powietrzu w odległości referencyjnej $d_{ref} = 1$ m, uwzględniająca poprawki na rozpraszanie i pochłanianie w powietrzu. Jednostką *RAKR* jest $1 \text{ Gy} \cdot \text{s}^{-1}$, dla źródeł HDR otrzymuje się wielkości podawane w $\mu\text{Gy} \cdot \text{h}^{-1}$ i $\text{mGy} \cdot \text{h}^{-1}$ [Suntharalingam et al., 2005].

AAPM rekomenduje natomiast stosowanie wielkości *siły kermy w powietrzu*² S_K (z ang. *Air Kerma Strength*, wprowadzona w [Nath et al., 1987]). Wielkość ta zdefiniowana jest wzorem 1.1, jako dawka w powietrzu mierzona w osi w kierunku poprzecznym do źródła, w dużej odległości od źródła (pozwalającej na opisanie źródła modelem źródła punktowego).

$$S_K = (\dot{K}_{air}(d_{ref})_{air}) \cdot d_{ref}^2 \quad (1.1)$$

Gdzie:

S_K	siła kermy w powietrzu (Air Kerma Strength);
\dot{K}_{air}	referencyjna moc kermy w powietrzu (Reference Air Kerma Rate);
d_{ref}	odległość referencyjna;

Jak pokazuje wzór 1.1 przy referencyjnej odległości 1 m wartość liczbowa referencyjnej mocy kermy w powietrzu jest równa wartości liczbowej siły kermy w powietrzu. Różnice stanowią jedynie jednostki, które dla siły kermy w powietrzu S_K wynoszą $1 \mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1}$ i dla uproszczenia oznaczane są symbolem 1 U.

²W języku polskim nie ma jednoznacznie określonego nazewnictwa rozróżniającego wielkości *RAKR* i S_K . Dla obu z nich używa się pojęcia *referencyjna moc kermy w powietrzu*, a rozróżnienie widoczne jest jedynie w użytym symbolu lub jednostkach. Na potrzeby niniejszej pracy przyjęto jednak osobne nazewnictwo dla obu wielkości aby podkreślić różnicę pomiędzy nimi.

Wielkością docelową jest dawka pochłonięta w tkance. AAPM (dokładniej – Grupa Zadaniowa Komitetu Radioterapii TG 43) wydaje szczegółowe rekomendacje dotyczące dozymetrii oraz formalizmu wyznaczania dawek ([Rivard et al., 2004] oraz [Rivard et al., 2007], [Nath et al., 1995]). Omawiane protokoły opisują procedurę wyznaczenia przestrzennego rozkładu dawki wokół źródła promieniotwórczego. Od pierwszej publikacji z 1995 roku [Nath et al., 1995] znacząco zmieniła się liczba i rodzaj wykorzystywanych źródeł, a także możliwości pomiarowe i obliczeniowe. Niezależnie jednak, czy mówimy o formalizmie 2D, czy o najnowszych metodach obliczania dawki i planowania leczenia 4D, do wyznaczania dawki w wodzie korzysta się z wielkości S_K – siły kermy w powietrzu.

Formalizm AAPM TG-43 opisuje dawkę w sferycznym układzie współrzędnych, dzięki czemu jest to formalizm uniwersalny, uwzględniający niejednorodności wynikające z typu źródła. Referencyjnym punktem jest tutaj (r_0, θ_0) , gdzie $r_0 = 1$ cm i $\theta_0 = \pi/2$, czyli punkty leżące w płaszczyźnie prostopadłej do osi symetrii źródła w odległości 1 cm. We wzorze 1.2 pojawiają się funkcje geometryczne pozwalające opisać rozkład mocy dawki $\dot{D}(r, \theta)$ wynikający z tego, że źródło nie jest punktowe ale jest obiektem rzeczywistym i zwymiarowanym.

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} \cdot g_L(r) \cdot F(r, \theta) \quad (1.2)$$

Gdzie:

S_K	siła kermy w powietrzu;
Λ	stała mocy dawki zdefiniowana jako moc dawki w punkcie referencyjnym odniesiona do referencyjnej mocy kermy;
$G_L(r_0, \theta_0)$	funkcja geometryczna, która uwzględnia liniowe wymiary źródła, skonstruowana w taki sposób, że dla źródła punktowego jest proporcjonalna do $1/r^2$;
$g_L(r)$	wielkość opisująca zmianę dawki w płaszczyźnie poprzecznej do źródła, wynikającą z pochłaniania i rozpraszania fotonów;
$F(r, \theta)$	funkcja opisująca dawki w zależności od kąta θ względem płaszczyzny prostopadłej do osi symetrii źródła.

Aby ułatwić i ujednoczyć obliczanie dawek dla źródeł stosowanych w brachyterapii, dane dotyczące poszczególnych funkcji ze wzoru 1.2 dla stosowanych źródeł zostały tabelaryzowane z inicjatywy grupy AAPM-ESTRO. Tabele dla konkretnych modeli źródeł można znaleźć w [Perez-Calatayud et al., 2012] oraz w formie bazy danych [Safigholi et al., 2023].

1.2.2 Propagacja niepewności

Niepewności związane z wielkościami dozymetrycznymi (i nie tylko) pojawiają się na każdym etapie radioterapii, co bezpośrednio wpływa na niepewność wartości dawki którą otrzymuje pacjent a więc także na jakość leczenia.

W pracy [Kirisits et al., 2014] została opisana, na podstawie zgromadzonych danych literaturowych, propagacja niepewności od wartości siły kermy w powietrzu do dawki dostarczanej pacjentowi. Zaczynając od niepewności S_K na poziomie 2 % ($k=1$) dla wielkości zmierzonej w szpitalu, końcowa niepewność dla wartości dawki aplikowanej pacjentowi osiąga 5-12 % zależnie od procedury leczenia. Pierwszy wkład do niepewności stanowi system planowania leczenia, w którym podstawowym krokiem jest przeliczenie mocy kermy na wartość dawki pochłoniętej w wodzie. Przeliczenie odbywa się na podstawie danych tabelarycznych i protokołu opisanego w [Nath et al., 1995, Rivard et al., 2004, Rivard et al., 2007]. Na tym etapie niepewność wzrasta do 3-4 %. Dalsze zwiększanie niepewności ma związek, używając pewnego uogólnienia, z różnicami pomiędzy indywidualnym planowaniem leczenia a rzeczywistym rozkładem dawki – różnice wynikające z różnej gęstości tkanek, niedokładności pozycjonowania źródła w ciele pacjenta, zmian pomiędzy frakcjami.

Obszary, w których możliwa jest praca nad zmniejszeniem niepewności są więc jasno zidentyfikowane, a od strony metrologicznej dotyczą zmniejszenia niepewności wyznaczania wielkości wejściowej do systemów planowania leczenia. Obecnie jest to referencyjna moc kermy w powietrzu, jednakże stosowanie dawki pochłoniętej w wodzie jako wielkości odniesienia pozwoliłoby na skrócenie łańcucha propagacji niepewności.

Raport grupy AAPM TG No. 138 i GEC-ESTRO [DeWerd et al., 2011] zwraca uwagę na właściwą ocenę niepewności dla brachyterapii i przedstawia rekomendacje jak poprawnie dokonać szacowania niepewności. W raporcie uwagę zwrócono na techniki pomiarowe, w tym na uwzględnianie charakterystyki poszczególnych rodzajów dawkomierzy. Praca wspomina również istotny aspekt dotyczący kontroli mocy kermy podanej przez producenta źródła, poprzez pomiary wykonane u użytkownika (w zakładzie radioterapii). Wartość S_K podana przez producenta jest obciążona swoją niepewnością i często jest wartością uśrednioną dla danego typu (partii) źródeł. Niezależny pomiar tej wielkości, szczególnie przy użyciu przyrządu wywzorcowanego od wzorca możliwie jak najwyższego rzędu, pozwala zweryfikować tę wartość i zmniejszyć niepewność.

1.3 Spójność pomiarowa w brachyterapii

Jak zostało wcześniej wspomniane, właściwie wykonane pomiary i ocena dawki z określoną (możliwie najmniejszą) niepewnością są kluczowym elementem radioterapii. Spójność pomiarowa jest pojęciem z dziedziny metrologii, które określa zapewnienie odniesienia danych pomiarów do wzorca państwowego lub międzynarodowego jednostki miary poprzez nieprzerwany łańcuch porównań o znanych niepewnościach.

W przypadku procedur medycznych realizowanych w ramach brachyterapii odpowiedzialność za jakość i wiarygodność pomiarów dzieli się pomiędzy fizyków medycznych w zakładach radioterapii, którzy są odpowiedzialni za kontrolowanie parametrów terapii poprzez pomiary źródeł promieniowania regularnie wzorcowanymi dozymetrami oraz krajowe instytuty metrologiczne odpowiedzialne za zapewnienie spójności pomiarowej i łańcucha porównań do końcowego użytkownika.

Rola NMI polega również na wsparciu środowiska medycznego poprzez zapewnienie i rozwijanie wzorców o jak najlepszej dokładności i oferowaniu wzorcowania dla aktualnych technik leczenia. Dlatego również istotne jest uczestnictwo NMI w międzynarodowym środowisku metrologicznym, m.in. poprzez udział w grupach roboczych różnych organizacji czy projektach naukowo-badawczych, gdzie dyskutowane są potrzeby i możliwości rozwoju nowych wzorców i stanowisk pomiarowych.

Zgodnie z zaleceniem Grupy Roboczej Standardów w Brachyterapii BSWG(I), BIPM uruchomiło po 2005 roku porównania dla wielkości referencyjnej mocy kermy w powietrzu (RAKR) dla źródeł ^{192}Ir (porównania oznaczane jako BIPM.RI(I)-K8) [BIPM, 2014]. Motywacją do tych działań był fakt, że stosowanie w medycynie źródeł HDR obarczone jest dużą (w odniesieniu do negatywnych skutków jakie może powodować u pacjenta) niedokładnością. Wynika ona z wielu przyczyn, wspomnianych już w części 1.2.2. Wymagania dotyczące dokładności dostarczanych w radioterapii dawek zostały określone na poziomie niepewności standardowej 3,5 %, co wynika z faktu, że średnio zmiana dostarczanej dawki o 7 % ($k=2$) może powodować zmianę prawdopodobieństwa uszkodzeń tkanek zdrowych z 25 % do 50 % [Mijnheer et al., 1987]. Porównania kluczowe BIPM mają za zadanie ustalić poziom spójności pomiarowej pomiędzy krajowymi instytutami w zakresie wielkości RAKR dla źródeł HDR ^{192}Ir .

Do roku 2023 w porównaniach udział wzięło pięć NMI z: Japonii (AIST-NMIJ), Niemiec (PTB), Wielkiej Brytanii (NPL), Holandii (VSL) oraz Kanady (NRC). Założeniem porównań jest wzorcowanie przez poszczególne ośrodki dwóch komór transferowych wysłanych przez BIPM, komory naporstkowej typu NE2571 oraz komory studzienkowej typu HDR 1000 Plus, w jednostkach RAKR. Ze względu na to, że BIPM nie posiada źródeł irydowych HDR, komory transferowe przed i po wzorcowaniach w NMI są sprawdzane w polu promieniowania gamma izotopu ^{60}Co i polu promieniowania X 250 kV – komora naporstkowa, oraz dla źródeł wzorcowych $^{166\text{m}}\text{Ho}$ i ^{137}Cs – komora studzienkowa.

NMI w trakcie porównań wyznaczają współczynniki wzorcowania dla swojego typu źródła HDR dla obu komór, choć do wyznaczenia poziomu spójności dedykowany jest współczynnik wzorcowania dla komory NE2571. Przegląd metod stosowanych przez NMI można znaleźć w pracy [Soares et al., 2009].

1.3.1 Wzorce dawki pochłoniętej w wodzie

Dla źródeł stosowanych w brachyterapii, w szczególności źródeł wysokoaktywnych HDR, instytucje metrologiczne oferują obecnie spójność pomiarową jedynie od wzorców pierwotnych referencyjnej mocy kermy w powietrzu RAKR dla promieniowania gamma izotopu ^{192}Ir . W Europie, ze względu na powszechność stosowania źródeł irydowych nie ma również wzorców RAKR dla promieniowania gamma izotopu ^{60}Co HDR.

Jeżeli chodzi o spójność pomiarową dawki pochłoniętej w wodzie w chwili obecnej zakłady radioterapii bazują na spójności pomiarowej z wzorcami dla promieniowania gamma izotopu ^{60}Co i wysokoenergetycznego promieniowania gamma. Od lat istnieje jednak w środowisku metrologicznym zainteresowanie budową wzorców dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł stosowanych w brachyterapii (zarówno LDR jak i HDR).

Istnieją trzy podstawowe (pierwotne) metody wyznaczania dawki pochłoniętej w wodzie – metoda jonometryczna, kalorymetryczna i chemiczna. Każda z tych metod oparta jest o inne zjawisko fizyczne co determinuje zalety i wady każdej z metod od łatwości budowy stanowiska, zasady jego działania i końcowej niepewności metody [Seuntjens and Duane, 2009]. W każdej z tych metod bezpośrednio wyznaczaną wielkością jest dawka pochłonięta w danym materiale (powietrze, grafit, woda), która następnie wymaga przeliczenia na wartość dawki pochłoniętej w wodzie za pomocą odpowiednich współczynników wyznaczanych metodami Monte Carlo.

Metoda kalorymetryczna

Metoda kalorymetryczna wykorzystuje zjawisko wzrostu temperatury w danym materiale w wyniku pochłonięcia dawki promieniowania. Opiera się na prostej zależności pomiędzy dawką D_m pochłoniętą w materiale a przyrostem temperatury ΔT_m w masie rdzenia, co można zapisać w postaci wzoru 1.3 [Andreo et al., 2017, rozdz. 11.4].

$$D_m = c_m \cdot \Delta T_m \quad (1.3)$$

Gdzie:

D_m	dawka pochłonięta w danym materiale;
ΔT_m	przyrost temperatury w masie rdzenia wykonanego z danego materiału;
c_m	ciepło właściwe danego materiału;

Metoda ta jest bezpośrednią metodą pomiaru dawki, wymaga jednak uwzględnienia szeregu czynników mających wpływ na pomiar temperatury. Mierzona temperatura rdzenia wymaga korekcji na wszelkie zmiany temperatury rdzenia i obudowy pojawiające się w czasie pomiarów. Ich niwelacja sprowadza się do skutecznej izolacji cieplnej i stabilnych warunków otoczenia. Pomiar temperatury wymaga również korekcji na zakłócenia spowodowane samymi czujnikami do pomiaru temperatury czy niejednorodnościami materiału. Istotnym czynnikiem jest również dokładne określenie pojemności cieplnej materiału rdzenia, co może być korygowane poprzez tzw. kalibrację elektryczną czujników temperatury. Uwzględnia się również fakt, że nie cała energia promieniowania przekazywana do rdzenia jest oddawana w postaci ciepła – jest to tzw. *heat defect*.

Wzorce kalorymetryczne są powszechnie używane przez NMI. Najczęściej stosowane są kalorymetry wodne lub z rdzeniem grafitowym. Kalorymetr wodny ma tę zaletę, że nie wymaga dodatkowych przeliczeń z innego medium na wodę – dawka jest wyznaczana bezpośrednio w wodzie. Zmiany temperatury są jednak bardzo subtelne (0,24 mK na 1 Gy), a sama konstrukcja i pomiary z użyciem takiego kalorymetru – skomplikowane. Kluczowym czynnikiem jest tutaj czystość i temperatura zastosowanej wody (najczęściej pomiary wykonuje się w temperaturze 4 °C) oraz jej pojemność cieplna, a co za tym idzie, czas stabilizacji całego układu (ponad 20 h) [Daures and Ostrowsky, 2005].

Kalorymetr grafitowy wykorzystuje fakt, że w graficie pod wpływem promieniowania zachodzą zjawiska bardzo podobne jak w wodzie. Stan skupienia i właściwości fizyczne grafitu znacząco ułatwiają konstrukcję takiego kalorymetru, w porównaniu z kalorymetrem wodnym.

Wymagane jest jednak przeliczenie dawki pochłoniętej w graficie na dawkę pochłoniętą w wodzie za pomocą współczynników wyznaczanych metodami Monte Carlo, co zawsze wiąże się z dodatkową niepewnością. W przypadku grafitu zmiany temperatury są większe niż dla wody (1,4 mK na 1 Gy) a cały układ stabilizuje się znacznie szybciej (ok. 3 h).

Niepewność tej metody waha się od 0,3 % do 0,5 %. Nie jest to jednak metoda prosta w użytkowaniu głównie ze względu na skomplikowaną budowę takiego wzorca (bądź samego kalorymetru, jak w przypadku kalorymetru wodnego, bądź ze względu na elektroniczne układy pomiaru). Układy te, ze względu na swoje gabaryty (układ elektroniki, chłodzenia, stabilizacji temperatury i utrzymania wysokiej próżni) nie mogą być stosowane w warunkach innych niż laboratoryjne. Według [Allisy-Roberts and Burns, 2005] jest to jednak najpowszechniej stosowana metoda przez NMI dla wzorców pierwotnych, wymaga jednak aby w laboratoriach NMI znajdowała się pełna infrastruktura wraz ze źródłem promieniowania (co podnosi koszty całej inwestycji). Mimo, że istnieją nowsze wyniki porównań międzynarodowych dla wielkości dawki pochłoniętej w wodzie nadal przeważająca większość z nich opiera się na metodzie kalorymetrycznej.

Metoda chemiczna

Metoda chemiczna opiera się na dozymetrach Frickego, czyli roztworze kwasu siarkowego zawierającym jony żelaza (Fe^{2+}), które pod wpływem promieniowania jonizującego ulegają utlenieniu do jonów trójwartościowych (Fe^{3+}), co z kolei powoduje zmianę właściwości optycznych roztworu proporcjonalne do zaabsorbowanej dawki. Wartość dawki w roztworze Frickego D_f jest tutaj proporcjonalna do zmian gęstości optycznej roztworu ΔOD poprzez zależność opisaną wzorem 1.4 [Andreo et al., 2017, rozdz. 11.5].

$$D_f = \frac{\Delta OD}{\rho_f \epsilon_f G(Fe^{3+})L} \quad (1.4)$$

Gdzie:

- ρ_f gęstość roztworu;
- L droga optyczna czyli grubość roztworu;
- ϵ_f współczynnik ekstynkcji opisujący różnice pomiędzy liniowym współczynnikiem pochłaniania dla żelaza i dla jonów żelaza;
- $G(Fe^{3+})$ wydajność chemiczna jonów Fe^{3+} .

Metoda ta, dla wyznaczenia dawki pochłoniętej w wodzie, poza wyznaczeniem współczynnika konwersji pomiędzy dwoma materiałami: roztworem Frickego i wodą, wymaga wyznaczenia wydajności chemicznej jonów z uwzględnieniem jej zależności od energii promieniowania. Według [Seuntjens and Duane, 2009] metoda ta osiąga niepewności poniżej 0,5 % (nawet do 0,1 %). Nie jest to jednak metoda stosowana powszechnie jako wzorzec pierwotny a bardziej jako metoda kontrolna dla pomiarów z użyciem innych metod.

Metoda jonometryczna

Metoda ta wykorzystuje zjawisko jonizacji w gazie znajdującym się w objętości czynnej komory jonizacyjnej. Komora umieszczana jest w punkcie pomiarowym w fantomie wodnym. Jeśli konstrukcja komory tego wymaga, dodatkowo umieszcza się ją w wodoszczelnej osłonce. Jako punkt referencyjny dla promieniowania gamma izotopu ^{60}Co przyjęto punkt znajdujący się na głębokości 5 g/cm^2 . W metodzie tej dawka pochłonięta w wodzie jest proporcjonalna do ładunku wytworzonego w procesie jonizacji gazu (najczęściej powietrza) znajdującego się w objętości czynnej komory. Choć same pomiary z wykorzystaniem komór jonizacyjnych są mało problematyczne, metoda ta wymaga uważnego uwzględnienia wszystkich niezbędnych współczynników poprawkowych.

Na wartość zmierzonej dawki wpływa sama obecność komory w punkcie pomiarowym a także obecność materiałów innych niż woda na drodze promieniowania (ścianki fantomu, osłonka komory itp.). Konieczna jest również konwersja dawki na wartość w wodzie z wartości zmierzonej w gazie, do czego wykorzystuje się obliczenia metodami MC.

Metoda ta wraz z wymaganymi w niej poprawkami została szczegółowo przedstawiona w rozdziale 2.

Niepewność metody jonometrycznej w dużej mierze zależy od wyznaczenia stałych fizycznych i współczynników poprawkowych wyliczonych z użyciem metod MC. Znaczący wpływ ma również obliczenie właściwej objętości czynnej (z której zbierany jest ładunek) komory jonizacyjnej, która ze względu na wpływ rozkładu pola elektrycznego, nie jest objętością geometryczną. Sumarycznie jednak niepewność tej metody jest poniżej 0,5 %.

Pomiary dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł stosowanych w brachyterapii HDR

W przypadku źródeł stosowanych w brachyterapii podstawową różnicą względem stosowania wiązek skolimowanych ^{60}Co do wyznaczenia dawki pochłoniętej w wodzie jest geometria samego źródła i związane z tym właściwości pola promieniowania. W przypadku źródeł HDR mamy do czynienia z nieregularnymi izodozami wokół źródła i znacznym gradientem wartości dawki.

Praca [Sarfehnia et al., 2010] opisuje i porównuje zastosowanie różnych metod do wyznaczenia dawki pochłoniętej w wodzie dla źródła HDR ^{192}Ir . Wartość dawki wyznaczono: metodą zgodną z formalizmem TG-43 [Nath et al., 1995, Rivard et al., 2004] w oparciu o pomiar referencyjnej mocy kerry za pomocą wywzorcowanej komory studzienkowej, metodą jonometryczną przez pomiar komorą jonizacyjną typu Farmer (*AI SL Exradin miniature Shonka Farmer*, wywzorcowaną dla dawki w wodzie promieniowania gamma izotopu ^{60}Co), metodą chemiczną przez pomiar z użyciem filmu Gafchromic EBT-1³ oraz przez bezpośredni pomiar kalorymetrem wodnym [Sarfehnia and Seuntjens, 2010]. Praca pokazuje różnice pomiędzy niepewnościami wyznaczenia D_w dla poszczególnych metod, gdzie największą niepewnością obarczona jest metoda zgodna z formalizmem TG-43 2,50 % (niepewność standardowa) w porównaniu do 1,44 % dla komory jonizacyjnej, 1,90 % dla kalorymetru wodnego i 1,78 % dla metody z użyciem filmu Gafchromic.

Zastosowanie metody chemicznej do wyznaczenia dawki pochłoniętej w wodzie dla źródła HDR ^{192}Ir opisane jest przykładowo w pracy [deAlmeida et al., 2014]. Roztwór rozprowadzany był w sferycznym naczyniu, w którego centrum umieszczano źródło. Uzyskana niepewność standardowa ($k=1$) wyniosła 1,4 %.

³Gafchromic jest to film zbudowany na bazie monomerów, który zmienia zabarwienie w wyniku indukowanej promieniowaniem jonizującym polimeryzacji. Jest to proces niemal natychmiastowy i nie wymaga wywoływania jak w przypadku filmów opartych na chalogenku srebra. [Das, 2017]

Projekt EMRP T2.J06

W roku 2008 uruchomiono w ramach programu EMRP (*European Metrology Reaserch Programme*) projekt „T2.J06, Increasing cancer treatment efficacy using 3D brachytherapy” [Ankerhold and Toni, 2012], w którym jednym z zadań było stworzenie wzorców dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł stosowanych w brachyterapii. Motywacją podjęcia tego zagadnienia była optymalizacja niepewności dawki, którą otrzymuje pacjent leczony tą metodą, poprzez dozymetrię opartą na wielkości dawki pochłoniętej w wodzie. Dodatkowo jednym z celów projektu było eksperymentalne wyznaczenie stałej mocy dawki Λ (zdefiniowanej we wzorze 1.2), charakteryzującej źródło.

Przed rozpoczęciem tego projektu nie były dostępne wzorce dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł stosowanych w brachyterapii. Wyznaczono dawkę pochłoniętą w wodzie na referencyjnej odległości 1 cm, dla źródeł LDR i HDR, z niepewnością standardową ($k=1$) 1 % do 2,7 %. Dla źródeł typu LDR powstały wzorce oparte na jonometrycznej metodzie pomiaru – komory jonizacyjne mierzące w szerokim kącie bryłowym. W przypadku źródeł HDR wzorce oparto na metodach kalorymetrycznych – w ramach projektu powstały wzorce oparte o kalorymetry wodne oraz grafitowe [Guerra et al., 2012]. Dzięki temu możliwe było bezpośrednie zmierzenie mocy dawki pochłoniętej w wodzie oraz eksperymentalne wyznaczenie stałej Λ , charakteryzującej źródła HDR stosowane w projekcie [Selbach et al., 2012].

W wyniku projektu nie powstały jednak funkcjonujące powszechnie wzorce pierwotne dawki pochłoniętej w wodzie. Środowisko medyczne nadal korzysta z rekomendacji AAPM czy IAEA ([Safigholi et al., 2023] oraz [IAEA Preprint, 2022]) i powszechnie posługuje się wielkością referencyjnej mocy kermy w powietrzu. Wydaje się, że brak wdrożenia wyników projektu na szeroką skalę, szczególnie w obszarze brachyterapii HDR, spowodowany jest dwoma czynnikami. Po pierwsze, zaproponowane wzorce kalorymetryczne wymagają dużego zaangażowania finansowego NMI, ponieważ wymuszają posiadanie odpowiedniej infrastruktury w samym laboratorium wzorcującym. W tym, ze względu na brak mobilności takich wzorców, konieczne jest by laboratorium posiadało swój aparat HDR ze źródłem ^{192}Ir . W kontekście wzorcowań wymagałoby to również uwzględnienia ewentualnych różnic wynikających ze stosowanych źródeł w postaci dodatkowych współczynników poprawkowych.

Drugim istotnym elementem jest zastosowanie wzorców pierwotnych do wzorcowania dawkomierzy, które są powszechnie stosowane z zakładach brachyterapii. Warto zwrócić uwagę, że w przeciwieństwie do rutynowych pomiarów stosowanych w teleterapii gdzie wykonuje się pomiary w wodzie za pomocą komór jonizacyjnych, dla źródeł HDR podstawowym miernikiem są komory studzienkowe. Zaletą komór studzienkowych jest łatwość użycia, dlatego budując wzorzec dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł HDR warto wziąć pod uwagę potrzebę wzorcowania tego typu komór.

Pomiary komorą typu Farmer

W literaturze można znaleźć próby bezpośredniego pomiaru dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł HDR z użyciem komór jonizacyjnych typu Farmer. Są to powszechnie stosowane w zakładach radioterapii – komory cylindryczne o niewielkich wymiarach, których objętość czynna ma kształt naporstka [Podgorsak, 2005, Rozdz.3.3.2]. Komory te są podstawowym narzędziem w protokołach dozymetrycznych opisujących pomiary dawki pochłoniętej w wodzie [IAEA, 2001], a ich właściwości są dobrze zbadane. Dlatego też umożliwiają w powszechnie dostępny sposób na podjęcie próby pomiaru dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł HDR.

W publikacji [Araki et al., 2013] opisano „kanapkową” metodę pomiaru dawki w wodzie dla źródła Nuclotron microSelectron-v2 HDR ^{192}Ir za pomocą dwóch komór jonizacyjnych. Specjalna konstrukcja zapewniała jednoznaczność geometrię w układzie pomiarowym, gdzie aplikator ze źródłem ^{192}Ir znajdował się w równej odległości pomiędzy dwiema komorami jonizacyjnymi tego samego typu (komory *Exradin AISL* o objętości czynnej $0,057\text{ cm}^3$). Przy dobranej optymalnej odległości pomiędzy komorą a źródłem (5 cm) pozwoliło to na znaczną eliminację wpływu niedokładności położenia źródła względem komory. Wyznaczenie dawki pochłoniętej w wodzie opierało się na współczynnikach wzorcowania komory dla dawki pochłoniętej w wodzie w polu promieniowania gamma izotopu ^{60}Co oraz wyznaczonego z użyciem metod Monte Carlo współczynnika k_Q konwersji jakości promieniowania z promieniowania gamma izotopu ^{60}Co na promieniowanie gamma izotopu ^{192}Ir . Uzyskane wartości dawki wyznaczono z niepewnością ($k=1$) 1,7 %. Wyniki porównano z wartościami wyliczonymi (na podstawie pomiaru siły kermy w powietrzu, zgodnie ze wzorem 1.2) z użyciem formalizmu TG-43 [Nath et al., 1995, Rivard et al., 2004], otrzymując różnicę $-1,3\%$ dla dawki wyznaczonej w odległości 5 cm w osi prostopadłej do osi źródła.

W pracy [Corrao et al., 2010] pomiary komorą typu Farmer wykonano dla różnych odległości od źródła w płaszczyźnie prostopadłej do osi źródła (od 2 cm do 11 cm). Uzyskane (na podstawie współczynnika wzorcowania komory dla dawki pochłoniętej w wodzie w polu promieniowania gamma izotopu ^{60}Co) wartości dawek odniesiono do wartości uzyskanych w systemie planowania leczenia OncentraTM [Yang, 2018]. Uzyskano zgodność od 3 % do 6 % w zależności od odległości od źródła (wzrost zgodności wraz ze zmniejszaniem odległości komory do źródła).

Obie prace jednoznacznie wskazują na możliwość zastosowania metody jonometrycznej dla wyznaczenia dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł HDR. Pokazują również, że istotne w metodzie jest jednoznaczne i powtarzalne pozycjonowanie komory względem źródła.

1.4 Cel i zakres pracy

Przedstawione powyżej fakty wynikające z przeglądu dostępnej w tym temacie literatury wskazują, że istnieje potrzeba nowych rozwiązań metrologicznych na rzecz dozymetrii stosowanej w brachyterapii. Uproszczanie procedur pomiarowych oraz zmniejszanie niepewności pomiarów ma bezpośrednie przełożenie na jakość i skuteczność radioterapii. W przypadku pomiarów dozymetrycznych w brachyterapii HDR kamieniem milowym będzie stosowanie jako wielkości referencyjnej dawki pochłoniętej w wodzie, tak jak jest to obecnie stosowane w teleradioterapii, bez konieczności dodatkowych przeliczeń z kermy w powietrzu.

Dotychczasowe próby realizacji tego zagadnienia, chociażby w projekcie EMRP T2.J06, nie przyniosły rezultatów, które mogłyby wejść do powszechnego użycia. Przyczyną może być zastosowanie jako rozwiązania głównie wzorców kalorymetrycznych, które na obecnym poziomie ich zaawansowania są skomplikowane w użytkowaniu.

Niniejsza praca doktorska skupia się na wykazaniu możliwości zastosowania metody jonometrycznej do wyznaczenia dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł HDR. Projekt wzorca pierwotnego opartego o grafitową komorę jonizacyjną może przyczynić się do rozpowszechnienia skróconego łańcucha wzorcowań opartego na wielkości dawki pochłoniętej w wodzie dla przyrządów dozymetrycznych w zakładach brachyterapii, poprzez wskazanie zalet tego rozwiązania.

Docelowo opracowany wzorzec będzie wzorcem mobilnym, pozwalając na wzorcowania bezpośrednio w polach promieniowania stosowanych w warunkach klinicznych.

Oznacza to brak konieczności stosowania współczynników konwersji jakości promieniowania oraz innych współczynników poprawkowych dla różnych modeli źródeł HDR czy różnych aplikatorów. Mobilność wzorca pozwala również na ograniczenie kosztownej infrastruktury w laboratoriach wzorcujących NMI, bo nie wymaga ciągłego posiadania źródeł ^{192}Ir HDR, których czas stosowania jest ograniczony. Do utrzymania takich wzorców wystarczy źródło HDR ^{60}Co umożliwiające pomiary sprawdzające długoterminową stabilność wzorca.

Głównym celem niniejszej rozprawy doktorskiej jest utworzenie w GUM stanowiska wzorca dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł stosowanych w brachyterapii – źródeł wysokoaktywnych stosowanych powszechnie w aparatach HDR. Zasadniczą tezą jest możliwość wykorzystania do budowy tego wzorca grafitowej komory jonizacyjnej GUM Dw#3, co pozwoli na jego mobilność i proste wykorzystywanie go w pomiarach w warunkach klinicznych.

W związku z wieloma zagadnieniami związanymi z budowaniem wzorców miar, praca została podzielona na etapy:

- Potwierdzenie właściwości komory GUM Dw#3 jako wzorca pierwotnego dawki pochłoniętej w wodzie dla promieniowania gamma izotopu ^{60}Co poprzez udział w porównaniach kluczowych z BIPM;
- Budowa stanowiska pomiarowego ze źródłami HDR mająca na celu ustalenie właściwych założeń konstrukcyjnych spełniających warunki i potrzeby GUM;
- Pomiary testowe na stanowisku mające na celu potwierdzenie funkcjonalności stanowiska oraz ustalenie warunków pomiarów;
- Pomiary dla wyznaczenia mocy kermy za pomocą komór jonizacyjnych GUM oraz pomiary w fantomie wodnym z użyciem komory grafitowej GUM Dw#3 dla źródła HDR ^{60}Co mające na celu odtworzenie wielkości mocy dawki pochłoniętej w wodzie;
- Pomiary komorą grafitową na źródle ^{192}Ir HDR mające na celu potwierdzenie, że zaproponowana metoda pomiaru będzie adekwatna dla izotopu ^{192}Ir charakteryzującego się innym zakresem energetycznym niż izotop ^{60}Co ;
- Pomiary w warunkach klinicznych – testy mobilności układu oraz utrzymania parametrów metrologicznych w warunkach klinicznych;
- Wywzorcowanie komory studzienkowej dla dawki pochłoniętej w wodzie.

Rozprawa doktorska stanowi podstawę dla wdrożenia w GUM wzorca referencyjnej mocy kermy oraz w dalszej przyszłości – wzorca pierwotnego dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł HDR. W efekcie wyniki pracy będą miały rzeczywisty wpływ na działania w zakresie metrologii jak i radioterapii.

Rozdział 2

Materiały i metody

Poniższy rozdział opisuje metody i materiały zastosowane do realizacji celu opisywanej pracy. W pierwszej części rozdziału znajdują się definicje wielkości kermy w powietrzu i dawki pochłoniętej w wodzie realizowane poprzez metody jonometryczne. Przedstawione zostały metody doświadczalne i obliczeniowe (metody Monte Carlo) wyznaczania poszczególnych wielkości i współczynników poprawkowych koniecznych do odtworzenia wspomnianych jednostek. W drugiej części rozdziału zostały wymienione i scharakteryzowane poszczególne elementy układu pomiarowego wykorzystywane w pracy.

2.1 Wyznaczanie wielkości kermy w powietrzu dla metod jonometrycznych

Kerma K (z ang. *Kinetic Energy Relased Per Unit Mass*) jest wielkością opisującą przekazywanie energii kinetycznej cząstek nienaładowanych do materii. Jest to więc suma początkowych energii kinetycznych cząstek naładowanych dE_{tr} powstałych w wyniku oddziaływania jonizującego cząstek nienaładowanych w objętości o masie dm , zgodnie ze wzorem 2.1.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.1)$$

Gdzie:

dE_{tr} suma początkowych energii kinetycznych cząstek naładowanych;
 dm masa objętości, do której przekazywana jest energia.

Jednostką *kermy* jest *grej* zdefiniowany jako $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1}$. Posługujemy się również wielkością *mocy kermy*, opisującą zmianę *kermy* w jednostce czasu $\dot{K} = dK/dt$, podawaną w jednostkach $\text{Gy} \cdot \text{s}^{-1}$.

W przypadku wzorców jonometrycznych definicja ta realizowana jest poprzez zależność opisaną wzorem 2.2, która definiuje moc *kermy* w powietrzu w odniesieniu do mierzonego prądu jonizacyjnego I dla komory o grafitowych ściankach wypełnionej powietrzem.

$$\dot{K}_{air} = \frac{I}{m_{air}} \left(\frac{\bar{W}}{e} \right)_{air} \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{air,c} \bar{s}_{c,air} \frac{1}{1 - \bar{g}_{air}} \cdot \prod_{k_i} \quad (2.2)$$

Gdzie we wzorze 2.2 opisującym komorę o grafitowych ściankach wypełnioną powietrzem:

- I prąd jonizacyjny mierzony w objętości Vol gazu (*cavity*) komory jonizacyjnej;
- m_{air} masa powietrza we wnętrzu komory jonizacyjnej, wyznaczana na podstawie znanej objętości Vol komory oraz gęstości powietrza w warunkach normalnych ρ_{air} ;
- $\left(\frac{\bar{W}}{e} \right)_{air}$ średnia energia elektronu potrzebna do wytworzenia pary jonów w powietrzu, wartość stała wynosząca 33,97 eV według ICRU 90 [Seltzer et al., 2016];
- $\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{air,c}$ średni masowy współczynnik pochłaniania energii pomiędzy powietrzem a grafitem (stosunek masowych współczynników pochłaniania energii w powietrzu i graficie), zależny od energii promieniowania oraz medium, wyznaczany metodami MC;
- $\bar{s}_{c,air}$ średnia masowa zdolność hamowania pomiędzy powietrzem a grafitem, zależna od energii promieniowania oraz medium, wyznaczana metodami Monte Carlo;
- \bar{g}_{air} średnia frakcja cząstek tracących energię w wyniku procesu hamowania (*bremsstrahlung*), stosunek energii cząstek naładowanych (wtórnych) utraconej w procesie hamowania do sumarycznej energii tych cząstek, wielkość zależna od energii promieniowania oraz medium, wyznaczana metodami MC;
- \prod_{k_i} iloczyn współczynników poprawkowych uwzględniających rzeczywiste warunki pracy komory wzorcowej, współczynniki można podzielić na zależne od warunków środowiskowych oraz od właściwości komory jonizacyjnej wzorcowej, wyznaczane są metodami MC oraz metodami doświadczalnymi;

Zależność ta zakłada, że komora jonizacyjna to gaz (w tym przypadku powietrze) o znanej objętości Vol zamknięty przez ścianki z odpowiedniego materiału (w tym przypadku grafit) o grubości zapewniającej częściowy stan równowagi cząstek naładowanych (*PCPE* – z ang. *Partial Charged-Particle Equilibrium*) oraz, że znajduje się ona w jednorodnym równoległym polu promieniowania jonizującego wiązki fotonów. Środek komory jonizacyjnej powinien znajdować się w powietrzu, w punkcie referencyjnym, w którym chcemy wyznaczyć wartość *kermy*.

Komora umieszczana jest w polu promieniowania jonizującego, najczęściej w odległości 100 cm od źródła promieniowania. Wtórne elektrony powstałe w wyniku oddziaływania fotonów w ściankach komory przemierzają objętość czynną komory wypełnioną gazem, gdzie uwalniają pewien ładunek w wyniku jonizacji tego gazu. Jeżeli w objętości czynnej komory znajduje się elektroda zbierająca (odizolowana od ścianek) i przyłożone zostanie odpowiednie napięcie polaryzujące V możliwy jest pomiar prądu jonizacyjnego I . Założenia te wymagają jednak zastosowania we wzorze 2.2 szeregu współczynników poprawkowych, które sprowadzają sytuację pomiaru do warunków rzeczywistych.

Współczynniki poprawkowe k_i korygują moc kermy wyznaczoną w realnych warunkach pomiarowych do warunków wzorcowych [Büermann and Burns, 2009]. Standardowo stosowane współczynniki uwzględniają:

- zmiany aktywności źródła w czasie (k_t),
- wilgotność (k_h),
- ciśnienie i temperaturę powietrza ($k_{p,T}$),
- pochłanianie promieniowania w warstwie powietrza pomiędzy źródłem a komorą (k_{att}),
- obecność trzonka komory w wiązce promieniowania (k_{stem}),
- wydajność zbierania wytworzonych w komorze jonów (k_{rec}),
- wpływ ścianek komory – rozpraszanie i pochłanianie promieniowania w ściance (k_{wall}),
- osiową niejednorodność dawki w objętości komory (k_{an}),
- radialną niejednorodność dawki w objętości komory (k_{rn}),
- reakcję komory na zmiany polaryzacji (k_{pol}) – współczynnik ten jest wyznaczany, ponieważ świadczy o jakości wykonania komory, nie jest jednak uwzględniany w przypadku wzorców pracujących na tym samym napięciu polaryzacji co komory wzorcowane (zgodnie z [IAEA, 2001]).

2.1.1 Pomiar prądu jonizacyjnego w komorach grafitowych

Grafitowe komory jonizacyjne mają prostą budowę, na którą składają się grafitowe ścianki będące jednocześnie elektrodą zewnętrzną (polaryzującą), otaczającą znaną objętość powietrza, w środku której znajduje się grafitowa elektroda zbierająca. W zależności od zastosowania komory napięcie zasilające przyłożone jest do ścianek lub elektrody zbierającej. Odpowiednio dobrany izolator oddziela od siebie dwie elektrody w punktach możliwego styku (najczęściej ma to miejsce w dolnej części komory połączonej z trzonkiem, w którym umieszczone są przewody zasilający i sygnałowy).

Dobór napięcia zasilającego (napięcia roboczego V) opiera się na eksperymentalnym wyznaczeniu tzw. *plateau*, czyli określeniu zakresu napięcia dla którego nie następują zmiany mierzonego prądu jonizacyjnego. Komory można podzielić ze względu na geometrię na: cylindryczne, kuliste i płaskie. Kształt komory determinuje rozkład pola elektrycznego wewnątrz objętości czynnej, i co za tym idzie, także rzeczywistą objętość czynną uwzględniającą tzw. regiony martwe, gdzie wektor pola elektrycznego jest zerowy, a także wpływ elektrody ochronnej. W przypadku komór cylindrycznych są to miejsca gdzie ścianki komory łączą się z denkiem komory pod kątem prostym.

Metoda pomiaru prądu, opisana szczegółowo w [Knyziak and Rzodkiewicz, 2016], polega na pomiarze zmian napięcia w czasie na okładkach kondensatora o znanej pojemności. Ładunek Q wytworzony przez promieniowanie jonizujące w objętości powietrza w komorze jonizacyjnej jest transferowany na kondensator o pojemności C . Pomiar zmian napięcia ΔU_{out} na okładkach w zadanym czasie Δt pozwala na wyznaczenie wartości prądu ze wzoru 2.3.

$$I = -\frac{C \cdot \Delta U_{out}}{\Delta t} \quad (2.3)$$

Gdzie:

C	pojemność kondensatora;
ΔU_{out}	zmiany napięcia na okładkach kondensatora;
Δt	czas pomiaru zmian napięcia;

Zastosowanie takiej metody pozwala na pomiar prądów rzędu pA i fA. Niepewność metody zależy od niepewności wyznaczenia pojemności kondensatora, niepewności pomiaru napięcia oraz czasu pomiaru i jest rzędu 0,1 %.

Prąd jonizacyjny wykorzystywany do obliczeń mocy kermy ze wzoru 2.2 jest prądem skorygowanym o wartość prądu upływu (biegu własnego komory).

Ze względu na zjawisko rozpadu źródeł promieniotwórczych wszystkie pomiary są odnoszone do konkretnej daty t_0 poprzez zastosowanie współczynnika poprawkowego k_t opisanego wzorem 2.4.

$$k_t = \exp \left[\frac{\ln 2}{T_{1/2}} (t - t_0) \right] \quad (2.4)$$

Gdzie:

t	data pomiaru;
t_0	data odniesienia;
$T_{1/2}$	czas połowicznego zaniku charakteryzujący izotop źródła.

W przypadku pomiarów przeprowadzonych tego samego dnia z użyciem źródła promieniowania gamma izotopu ^{60}Co zmiana wynikająca z rozpadu nie jest uwzględniana ze względu na długi czas połowicznego zaniku dla ^{60}Co , wynoszący 5,2711(8) lat [Bé et al., 2006]. Dla izotopu ^{192}Ir może być konieczne uwzględnienie rozpadu, ponieważ czas połowicznego zaniku dla tego izotopu wynosi 73,827(13) dni [Bé et al., 1999].

2.1.2 Metody doświadczalne wyznaczania współczynników poprawkowych dla wielkości kermy

Współczynnik poprawkowy $k_{p,T}$

Masa powietrza m_{air} we wnętrzu komory jonizacyjnej zależy od objętości komory Vol oraz od gęstości powietrza ρ_{air} dla danych warunków środowiskowych: ciśnienia, wilgotności i temperatury. Konstrukcja komór jonizacyjnych zapewnia, poprzez otwory wentylacyjne, wyrównanie warunków środowiskowych wewnątrz i na zewnątrz komory. Moc kermy odnosi się do warunków normalnych, to znaczy powietrza o względnej zerowej wilgotności ($h_0 = 0\%$), temperatury $T_0 = 20\text{ }^\circ\text{C}$ oraz ciśnienia atmosferycznego $p_0 = 1013,25\text{ hPa}$. W pomiarach stosowana jest poprawka $k_{p,T}$ uwzględniająca mierzone w danym momencie warunki środowiskowe. Każdy pojedynczy pomiar prądu jonizacyjnego jest korygowany zgodnie z pomiarem ciśnienia atmosferycznego p/hPa i temperatury $T/^\circ\text{C}$ poprzez współczynnik poprawkowy opisany wzorem 2.5.

$$k_{p,T} = \frac{273,15 + T}{293,15} \cdot \frac{1013,25}{p} \quad (2.5)$$

Gdzie:
 p ciśnienie atmosferyczne w hPa;
 T temperatura w $^\circ\text{C}$.

Współczynnik poprawkowy k_h

Wilgotność uwzględniana jest poprzez poprawkę $k_h = 0,997$, przy założeniu, że podczas pomiarów wilgotność względna utrzymuje się na poziomie od 20% do 80%. W [Szymko et al., 2019] został szczegółowo opisany zbadany wpływ zmian wilgotności na grafitowe komory jonizacyjne z konkluzją, że wilgotność powinna być nie tylko zawarta w podanym zakresie ale względnie (do 10%) stała żeby utrzymać krótkoterminową stabilność pomiarów prądu jonizacyjnego poniżej 0,1%.

Współczynnik poprawkowy k_{att}

Pochłanianie promieniowania w słupie powietrza na odległości d_0 pomiędzy źródłem a komorą jonizacyjną jest opisane wzorem 2.6 i zależy od warunków środowiskowych.

$$k_{att} = \exp \left[\left(\frac{\mu}{\rho} \right)_0 (\rho_0 d_0) \left(\frac{1}{k_{p,T}} - 1 \right) \right] \quad (2.6)$$

Gdzie:

ρ_0	gęstości powietrza w warunkach referencyjnych;
$k_{p,T}$	współczynnik poprawkowy opisany wzorem 2.5;
d_0	odległość pomiędzy źródłem a komorą jonizacyjną;
$\left(\frac{\mu}{\rho} \right)_0$	masowy współczynnik pochłaniania w powietrzu zależny od energii promieniowania.

Dla promieniowania gamma izotopu ^{60}Co wartość k_{att} waha się od 0,9998 do 0,9999, więc dla uproszczenia stosowane jest $k_{att} = 1$. W przypadku promieniowania gamma izotopu ^{192}Ir mamy do czynienia z niższymi energiami, w kontekście planowania leczenia pod uwagę bierze się fotony o energiach powyżej 78 keV [Fonseca et al., 2011], przyjmując średnią energię promieniowania gamma równą 0,397 MeV. Dla izotopu ^{60}Co średnia energia gamma jest równa 1,25 MeV [Li, 2006].

Współczynnik poprawkowy k_{pol}

Współczynnik poprawkowy na polaryzację k_{pol} zgodnie z [IAEA, 2001] stosowany jest opcjonalnie i opisany jest wzorem 2.7, gdzie $I_{+/-}$ jest prądem jonizacyjnym zmierzonym dla komory zasilanej napięciem o danej polaryzacji.

$$k_{pol} = \frac{|I_+| + |I_-|}{2I} \quad (2.7)$$

Gdzie:

I_{\pm}	prąd jonizacyjny mierzony dla przyłożonego napięcia polaryzacyjnego o danym znaku;
-----------	--

Opcjonalność stosowania współczynnika polaryzacji dotyczy pomiarów komór o polaryzacji innej niż komora stosowana jako wzorzec. Współczynnik polaryzacji bliski jedności świadczy o jakości wykonania komory (dobra izolacja pomiędzy elektrodami) stąd wyznaczenie współczynnika k_{pol} jest wskazane dla każdej nowej komory.

Współczynnik poprawkowy k_{rec}

Współczynnik poprawkowy na nasycenie k_{rec} opisuje wydajność jonizacji i zbierania powstałych jonów we wnęce powietrznej komory. Będzie on zależał od tego ile jonów (oraz elektronów) powstałych w wyniku jonizacji zostanie straconych w procesie rekombinacji i mimo przyłożenia potencjału polaryzacyjnego V nie dotrze do elektrody zbierającej komory jonizacyjnej [Andreo et al., 2017, rozdz. 12.4.4]. Można wyróżnić dwa typy rekombinacji elektronów powstałych w wyniku jonizacji gazu (powietrza): początkową, dotyczącą cząstek powstałych w tym samym akcie jonizacji oraz objętościową (globalną), dotyczącą cząstek i jonów w całej objętości gazu. Dodatkowym zjawiskiem, które ogranicza dotarcie jonów do elektrody zbierającej, jest wsteczna dyfuzja jonów, kiedy przy zbyt słabym potencjale docierają one do elektrody o tej samej polaryzacji obniżając tym samym wartość zbieranego ładunku jonizacyjnego. Jonizacja pierwotna, podobnie jak zjawisko dyfuzji, nie zależy od wejściowej mocy dawki i jest proporcjonalna do odwrotności przyłożonego potencjału V^{-1} .

Rekombinacja w całej objętości jest już natomiast zależna od gęstości powstałych jonów, czyli w efekcie od mocy dawki, oraz jest proporcjonalna do odwrotności kwadratu przyłożonego potencjału V^{-2} ([Attix, 1986] oraz [Takata et al., 2005]). Na podstawie [de Almeida and Niatel, 1986] oraz [Boutillon, 1998] można współczynnik nasycenia opisać równaniem 2.8.

$$k_{rec} \approx 1 + \frac{A}{|V|} + \frac{B}{|V|^2} |I_V| \quad (2.8)$$

Gdzie:

- I_V prąd jonizacyjny mierzony dla przyłożonego napięcia polaryzacyjnego;
- V przyłożone do elektrod komory napięcie polaryzacyjne;
- A, B współczynniki proporcjonalności.

Równanie 2.8 ogranicza się do znaczących członów zależności, dzięki czemu widoczna jest zależność od potencjału V charakterystyczna dla dwóch typów rekombinacji. Współczynniki proporcjonalności A i B zależą między innymi od rodzaju komory jonizacyjnej i jej geometrycznych właściwości [Takata et al., 2005]. Współczynniki te można wyznaczyć mierząc prąd jonizacyjny I_V dla różnych wartości mocy kermy (realizowanej na przykład poprzez zmianę odległości komory od źródła promieniowania) dla dwóch różnych potencjałów polaryzacji różniących się o czynnik n : V i $V \cdot n^{-1}$.

Współczynniki A i B są wyznaczone na podstawie parametrów zależności liniowej pomiędzy stosunkiem prądów jonizacyjnych dla dwóch różnych napięć polaryzacji $I_V \cdot I_{V/n}^{-1}$ a prądem I_V , opisanej wzorem 2.9.

$$\frac{I_V}{I_{V/n}} \approx 1 + (n - 1) \frac{A}{|V|} + (n^2 - 1) \frac{B}{|V|^2} |I_V| \quad (2.9)$$

Gdzie:

- I_V prąd jonizacyjny mierzony dla przyłożonego napięcia polaryzacyjnego;
- V przyłożone do elektrod komory napięcie polaryzacyjne;
- n czynnik różniący wartości napięć polaryzacyjnych $V_1 = V_2 \cdot n$
- A, B współczynniki proporcjonalności.

Prosta jest dopasowywana do minimum trzech punktów pomiarowych, realizowanych dla różnych wartości mocy kermy. Prąd I_V jest średnią wartością zmierzoną dla napięcia V dla polaryzacji dodatniej i ujemnej, z uwzględnieniem prądu upływu (biegu własnego) bez żadnych dodatkowych poprawek. Natomiast stosunek $I_V \cdot I_{V/n}^{-1}$ wyznaczany jest dla średniej wartości prądów dla obu polaryzacji dla każdej wartości napięcia z uwzględnieniem prądu upływu oraz poprawkami na ciśnienie i temperaturę (zgodnie z 2.5). Wyznaczone na tej podstawie parametry A i B po podstawieniu do równania 2.8 dają wartość współczynnika poprawkowego na zjawisko rekombinacji.

Zgodnie z [IAEA, 2001] współczynnik rekombinacji można również wyznaczyć prostszą metodą na podstawie pomiaru prądu jonizacyjnego dla dwóch wartości napięcia polaryzacji (ze znakiem takim jak stosowany w czasie pomiarów). Współczynnik poprawkowy opisany jest wtedy wzorem 2.10.

$$k_{rec} = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - (I_1/I_2)} \quad (2.10)$$

Gdzie:

- I_i prąd jonizacyjny mierzony dla przyłożonego napięcia polaryzacyjnego;
- V_i przyłożone do elektrod komory napięcie polaryzacyjne;

Stosunek napięć V_1 do V_2 powinien być większy lub równy 3, zgodnie z rekomendacją [IAEA, 2001].

Współczynnik poprawkowy k_{stem}

Obecność trzonka komory w wiązce promieniowania może stanowić dodatkowe źródło promieniowania fotonów docierających do objętości pomiarowej komory jonizacyjnej. Współczynnik k_{stem} uwzględniający obecność trzonka może być wyznaczony eksperymentalnie, o ile dla danej komory jest dostępny model trzonka i można go dodatkowo umieścić w wiązce, i określany jest jako stosunek mierzonych prądów jonizacyjnych w układzie „bez” i „z” modelem trzonka: $k_{stem} = I_{nostem} \cdot I_{stem}^{-1}$. Jeżeli nie ma możliwości takiego pomiaru, można wykonać odpowiedni model numeryczny komory „bez” i „z” trzonkiem oraz wyznaczyć odpowiedź układu za pomocą symulacji MC.

2.1.3 Metody Monte Carlo wyznaczania współczynników poprawkowych dla wielkości kermy

Symulacje z wykorzystaniem metod Monte Carlo (MC) pozwalają na wyznaczenie współczynników poprawkowych, które dotyczą właściwości źródła promieniowania (jak i charakterystyki wiązki) oraz uwzględniają fakt obecności komory jonizacyjnej w punkcie przestrzeni, w którym wyznaczamy wartość kermy lub dawki. Pozwalają odnieść realne warunki pomiarowe do uproszczonej sytuacji dla której definiujemy wielkości dozymetryczne.

Symulacje MC opierają się na metodzie numerycznej pozwalającej rozwiązywać skomplikowane problemy analityczne z wykorzystaniem liczb losowych, rozkładów prawdopodobieństwa i próbkowania.

W przypadku wielkości dozymetrycznych problem sprowadza się do opisanie zjawisk oddziaływania promieniowania jonizującego z materią (rozwiązanie równań Boltzmana dla transportu promieniowania przez materię), które zdeterminowane są poprzez rozkłady prawdopodobieństwa i przekroje czynne [Andreo et al., 2017, rozdz. 8]. W dużym uproszczeniu można powiedzieć, że symulacje z wykorzystaniem metod MC pozwalają na wyznaczenie średniego zachowania się cząstek promieniowania przechodzącego przez materię.

Procedura obliczeń MC współczynników poprawkowych rozpoczyna się od opracowania modelu numerycznego komory jonizacyjnej, modelu źródła promieniowania rozumianego jako strumień cząstek o zadanej charakterystyce oraz modelu innych istotnych elementów mogących mieć wpływ na wyznaczone wielkości dozymetryczne. Wykonanie modelu numerycznego, w szczególności dobór geometrii modelowanych elementów, materiałów z jakich są wykonane oraz szczegółowość modelu muszą być dostosowane do wykonywanych obliczeń.

Potrzebne jest tutaj odpowiednie wyważenie pomiędzy dokładnością modelu a zużyciem mocy obliczeniowej (im bardziej skomplikowany i dokładniejszy model tym bardziej skomplikowane stają się obliczenia). Kolejnym etapem modelowania jest ustalenie parametrów wejściowych dla transportu cząstek.

W niniejszej pracy do obliczeń współczynników poprawkowych oraz niektórych wielkości fizycznych zostały wykorzystane kody FLUKA ([Böhlen et al., 2014], i [Ferrari et al., 2005]) oraz EGSnrc [NRC, 2021]. Parametry symulacji zostały zebrane w tabelach 2.1 oraz 2.2 zgodnie z rekomendacjami z raportu grupy AAPM TG286 [Sechopoulos et al., 2018] i dotyczyły wszystkich wspomnianych w pracy obliczeń. Wszelkie odstępstwa od podstawowych parametrów zostały wyraźnie zaznaczone w tekście.

Tabela 2.1: Parametry symulacji MC z użyciem kodu FLUKA

Parametr	Opis	Referencja
Kod, wersja, walidacja	FLUKA, v.4-3.1 , Flair v.3.2-4.5	[Böhlen et al., 2014, Ferrari et al., 2005]
Opis źródła	3 źródła punktowe rozmieszczone równomiernie w obszarze rzeczywistej części aktywnej źródła	
Przekroje czynne	pliki wejściowe z dystrybucji FLUKA v.4-3.1	
Parametry transportowe	energie odcięcia Ecut=521 keV, Pcut=10 keV, EMFFIX=0.01	
Wyznaczane wielkości	Dawka w obszarze	
liczba iteracji/niepewność	10 cykli, 10^9 historii w cyklu / niepewność (typu A) wyznaczana standardową metodą w FLUKA	

Tabela 2.2: Parametry symulacji MC z użyciem kodu EGSnrc

Parametr	Opis	Referencja
Kod, wersja, walidacja	cavity; EGSnrc v.4 for x86_64-unknown-linux-gnu	[NRC, 2021, Kawrakow, 2000]
Opis źródła	izotropowe źródło w kształcie cylindra w jednolitym rdzeniu ^{60}Co (gęstość 8,9 g/cm ³ , średnica 0,05 cm, długość 0,35 cm), spektrum bareco60.spectrum, fotony,	
Przekroje czynne	przekroje czynne fotonów z bazy XCOM	
Parametry transportowe	PCUT=0.1 (10keV), ECUT=0.521 ($E_{kin}=10\text{keV}$), ESTEP=0.25, parametry domyślne EGSnrc	
Wyznaczane wielkości	Dawka w obszarze objętości czynnej (cavity)	
liczba iteracji/niepewność	$5 \cdot 10^8$ / niepewność (typu A) wyznaczana standardową metodą w EGSnrc	[Walters et al., 2002]

W publikacji [Burns, 2006] został opisany przykładowy formalizm wyznaczania metodami MC współczynników poprawkowych dla komór jonizacyjnych, niezbędnych do wyznaczenia wielkości kermy w powietrzu. Również w pracy [Borg et al., 2000] można znaleźć obszernie wyjaśnienia dotyczące metod i zasadności wyznaczania współczynników poprawkowych, w tym w kontekście wykorzystanie komór jonizacyjnych w pomiarach kermy w powietrzu w polu promieniowania gamma izotopu ^{192}Ir , czyli dla energii fotonów poniżej 100 kV.

Zgodnie z [Bielajew, 1986] dla komór jonizacyjnych o grafitowych ściankach należy uwzględnić, w formie współczynników poprawkowych, zaburzenia fluencji elektronów powstałych w wyniku jonizacji poprzez obecność gazu (powietrza) w objętości czynnej komory, osłabienie i rozproszenie pierwotnej wiązki fotonów w związku z obecnością ścianki komory na ich drodze do objętości czynnej komory oraz zjawisk wtórnych jonizacji wynikających z faktu, że elektrony nie są rejestrowane w miejscu wybicia ale mają do pokonania pewną drogę w gazie wypełniającym objętość czynną.

Niezależnie od stosowanych kodów do symulacji MC można zdefiniować współczynnik poprawkowy k_{wall} jako iloczyn współczynnika poprawkowego wynikającego z osłabienia k_{att} i z rozproszenia k_{sc} fotonów w ściance komory. Poszczególne współczynniki wyznaczone są w symulacjach jako stosunki: dawki bez osłabienia i rozproszenia do dawki bez rozproszenia $k_{att} = D_{noatt,noscatt} \cdot D_{noscatt}^{-1}$ oraz dawki bez rozproszenia do dawki D rzeczywistej $k_{sc} = D_{noscatt} \cdot D^{-1}$. Przy czym symulacje, z powodów historycznej definicji k_{wall} , są wykonywane dla punktowego źródła promieniowania [Rogers and Treurniet, 2002].

Podczas wyznaczania kermy czy też dawki w wodzie zakłada się, że źródło promieniowania jest punktowe. Jest to założenie poprawne o ile rzeczywiste rozmiary źródła są zaniedbywalnie małe w stosunku do odległości komora - źródło. Ponadto zależność opisana wzorem 2.2 zakłada, że wiązka fotonów dla której wyznaczamy moc kermy jest wiązką równoległą i jednorodną, dlatego dla rzeczywistej sytuacji w związku z niejednorodnością osiową (spadek strumienia fotonów z kwadratem odległości w osi wiązki) źródła wprowadza się współczynnik poprawkowy k_{an} . Korekcje na niejednorodność osiową wiązki definiuje się jako $k_{an} = (D \cdot k_{wall})_{parallel} \cdot (D \cdot k_{wall})_{point}^{-1}$, gdzie D to rzeczywista wartość dawki, k_{wall} – współczynnik poprawkowy na obecność ścianki a indeksy *parallel* i *point* oznaczają odpowiednio sytuację dla wiązki równoległej oraz dla źródła punktowego.

2.2 Wyznaczanie wielkości dawki pochłoniętej w wodzie dla metod jonometrycznych

Dawkę pochłoniętą D definiujemy jako średnią energię $d\bar{E}$ przekazaną przez promieniowanie jonizujące do jednostki masy dm danej objętości materii. W porównaniu z kerma, która opisuje początkową energię kinetyczną wtórnych elektronów w danej objętości materii, dawka pochłonięta jest energią traconą przez wszystkie elektrony znajdujące się w danej objętości. Kerma i dawka są równe jedynie w stanie równowagi cząstek naładowanych (*CPE* – z ang. *Charged-Particle Equilibrium*), kiedy na wejściu i wyjściu z tej objętości znajduje się takie same cząstki (o tej samej energii).

Pomiar dawki pochłoniętej w wodzie odbywa się z wykorzystaniem komory jonizacyjnej w wodoszczelnej osłonce z PMMA ściśle przylegającej do grafitowych ścianek komory, umieszczonej w fantomie wodnym. Fantom stosowany w GUM zbudowany jest z PMMA o grubości 16 mm w formie sześciianu o boku długości równej 30 cm. Okienko wejściowe, miejsce gdzie pada wiązka promieniowania, umieszczone jest na jednym z boków fantomu, ma kształt kwadratu o boku 15 cm i wykonane jest z PMMA o grubości 0,4 cm. Fantom wypełniony jest wodą destylowaną a komora standardowo umieszczana jest na referencyjnej głębokości odpowiadającej $5 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-2}$. Fantom z komorą umieszczany jest w polu wiązki promieniowania tak, aby punkt pomiarowy (środek czynny komory) znajdował się w żądanej odległości (najczęściej jest to odległość 100 cm).

W przypadku źródeł stosowanych w brachyterapii źródło promieniowania umieszczone jest w odpowiednim aplikatorze wewnątrz fantomu na zadanej odległości od środka komory jonizacyjnej, który to wyznacza punkt pomiaru dawki pochłoniętej w wodzie.

Dla metod jonometrycznych wyznaczania dawki pochłoniętej w wodzie, gdzie za pomocą komory jonizacyjnej mierzymy prąd jonizacyjny I w jej objętości czynnej, można (na podstawie [Boutillon and Perroche, 1993]) wartość mocy dawki pochłoniętej w wodzie opisać wzorem 2.11 analogicznym do 2.2. Z tym, że pojawiające się tutaj współczynniki pozwalają na przeliczenie wielkości mierzonych de facto w powietrzu i graficie na wielkość dawki mierzonej w wodzie.

$$\dot{D}_w = \frac{I}{m_{air}} \cdot \left(\frac{\bar{W}}{e} \right)_{air} \cdot \bar{s}_{c,air} \cdot (\bar{\mu}_{en}/\rho)_{w,c} \cdot \Psi_{w,c} \cdot \beta_{w,c} \cdot \prod_{k_i} \quad (2.11)$$

Gdzie:

- I prąd jonizacyjny mierzony w objętości Vol gazu (*cavity*) komory jonizacyjnej;
- m_{air} masa powietrza we wnęce komory jonizacyjnej, wyznaczana na podstawie znanej objętości Vol komory oraz gęstości powietrza w warunkach normalnych ρ_{air} ;
- $\left(\frac{\bar{W}}{e} \right)_{air}$ średnia energia elektronu potrzebna do wytworzenia pary jonów w powietrzu, wartość stała wynosząca 33,97 eV zgodnie z ICRU 90 [Seltzer et al., 2016];
- $\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right)_{w,c}$ średni masowy współczynnik pochłaniania energii pomiędzy wodą a grafitem (stosunek masowych współczynników pochłaniania energii w wodzie i graficie), zależny od energii promieniowania oraz medium, wyznaczany metodami MC;
- $\bar{s}_{c,air}$ średnia masowa zdolność hamowania pomiędzy powietrzem a grafitem, zależna od energii promieniowania oraz medium, wyznaczana metodami MC;
- $\Psi_{w,c}$ współczynnik poprawkowy na różnicę pomiędzy fluencją energii w wodzie i w graficie, wyznaczany metodami MC;
- $\beta_{w,c}$ współczynnik wiążący wartość dawki pochłoniętej w wodzie z kermą kolizyjną w graficie, wyznaczany metodami MC;
- \prod_{k_i} iloczyn współczynników poprawkowych uwzględniających rzeczywiste warunki pomiaru, w tym fakt że pomiar dawki w wodzie odbywa się w powietrznej wnęce komory jonizacyjnej, wyznaczane są metodami MC oraz metodami doświadczalnymi;

Współczynniki poprawkowe k_i korygują moc dawki w wodzie wyznaczoną za pomocą komory jonizacyjnej w realnych warunkach pomiarowych do warunków wzorcowych, czyli punktu pomiarowego w wodzie [Boutillon and Perroche, 1993, Boutillon, 1983]. Współczynniki poprawkowe uwzględniają: skończone rozmiary objętości czynnej komory jonizacyjnej (k_{cav}), obecność dodatkowej warstwy PMMA w wiązce w postaci wodoszczelnej osłonki komory (k_{env}) i okienka wejściowego fantomu wodnego (k_{win}), trzonek komory w wiązce (k_{stem}), wydajność zbierania wytworzonych w komorze jonów (k_{rec}), oraz niejednorodność radialną źródła (k_{rn}). Prąd jonizacyjny I jest korygowany na warunki wilgotności (k_h) oraz ciśnienia i temperatury powietrza ($k_{p,T}$). W przypadku wyznaczania stabilności długoterminowej wartość prądu jest również korygowana ze względu na rozpad źródła o współczynnik k_t opisany wzorem 2.4.

Pomiar prądu jonizacyjnego I oraz eksperymentalne metody wyznaczania współczynników są w przypadku wyznaczania dawki pochłoniętej w wodzie takie same jak dla pomiarów kermy w powietrzu i zostały opisane w 2.1.1 oraz 2.1.2. Oczywiście zmienne jest tylko medium otaczające komorę jonizacyjną (woda lub powietrze), zasady pomiaru pozostają jednak takie same.

2.2.1 Metody Monte Carlo wyznaczania współczynników poprawkowych dla dawki pochłoniętej w wodzie

Dla wyznaczenia dawki pochłoniętej w wodzie symulacje Monte Carlo stanowią istotny element i są niezbędne do powiązania ze sobą wielkości dawki i kermy kolizyjnej dotyczących różnych mediów (wody, powietrza i grafitu). Wprowadzone tutaj pojęcie *kermy kolizyjnej* K_{col} oznacza składową kermy wynikającą wyłącznie z bezpośrednich zderzeń elektronów z innymi cząstkami naładowanymi w przeciwieństwie do składowej radiacyjnej, gdzie energia elektronów przekazywana jest przez oddziaływania z jądrem atomowym przez procesy takie jak np. promieniowanie hamowania [Rogers and Townson, 2019, Seltzer et al., 2016].

Przejdźcie od sytuacji rzeczywistej do modelu pozwalającego wyznaczyć dawkę pochłoniętą w wodzie w danym punkcie można za [Andreo et al., 2017, rozdz. 11.3.3] opisać następująco:

- Dawka w objętości czynnej komory D_{cav} wypełnionej powietrzem dana jest wyrażeniem $D_{cav} = (q/m_{air})(W_{air}/e)$, gdzie q to ładunek jonizacyjny;
- Uwzględniając fakt, że rzeczywista objętość czynna wypełniona powietrzem zakłóca fluencję elektronów (współczynnik k_{cav}), dawka D_{air} w wyidealizowanej objętości czynnej wyniesie $D_{air} = k_{cav}D_{cav}$;
- W środku komory znajduje się grafitowa elektroda centralna, zatem dawka w graficie wyniesie $D_c = s_{c,air}D_{air}$, gdzie $s_{c,air}$ to masowa zdolność hamowania pomiędzy powietrzem a grafitem;
- Jeżeli punkt referencyjny (punkt pomiaru) znajduje się na odpowiedniej głębokości w wodzie i w punkcie tym zachodzi stan częściowej równowagi PCPE, można założyć proporcjonalność kermy kolizyjnej i dawki. W rozważanym przypadku punkt ten znajduje się w graficie, więc $K_{col,c} = D_c/\beta_c$, gdzie β_c jest współczynnikiem proporcjonalności;
- Jeżeli usuniemy komorę z punktu referencyjnego to można dla wody zapisać: $K_{col,w} = \Psi_{w,c} \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{w,c} K_{col,c}$, gdzie $\Psi_{w,c}$ będzie opisywać różnicę pomiędzy fluencją elektronów w wodzie i w graficie, a wielkość $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{w,c}$ to masowy współczynnik pochłaniania energii pomiędzy wodą a grafitem;

- Na koniec można powiązać dla wody dawkę z kerma kolizyjną poprzez współczynnik β_w , czyli dawka pochłonięta w wodzie wyniesie $D_w = \beta_w K_{col,w}$.

Sumarycznie wszystkie powyższe kroki dają zależność na dawkę pochłoniętą w wodzie analogiczną do wzoru 2.11 opisującego moc dawki i uwzględniającego współczynniki poprawkowe.

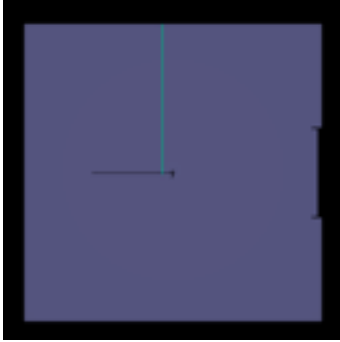
Procedura obliczenia współczynników poprawkowych dla wyznaczenia dawki pochłoniętej w wodzie metodą MC opiera się na symulacji opisanych powyżej kroków rozpoczynając od najprostszej sytuacji czyli wyznaczeniu dawki pochłoniętej w wodzie, a kończąc na symulacji dawki w punkcie referencyjnym dla rzeczywistego układu pomiarowego czyli komory jonizacyjnej w osłonce w fantomie wodnym [Burns, 2007]. Poszczególne etapy budowy modelu numerycznego zostały przedstawione w [Szymko et al., 2022]:

- krok 1 - model fantomu gdzie wszystkie materiały zastąpiono wodą, wyznaczenie dawki D_1 .
- krok 2 - model fantomu wypełnionego wodą, ze ściankami z PMMA, wyznaczenie dawki D_2 .
- krok 3 - rzeczywisty model fantomu wraz z komorą o grafitowych ściankach i z objętością czynną wypełnioną grafitem, wyznaczenie dawki D_3 .
- krok 4 - dodanie wodoszczelnej osłonki z PMMA, wyznaczenie dawki D_4 .
- krok 5 - zastąpienie grafitu w objętości czynnej komory powietrzem i elektrodą grafitową, wyznaczenie dawki D_5 .
- krok 6 - rzeczywisty model komory w fantomie wodnym, wyznaczenie dawki D_6 .

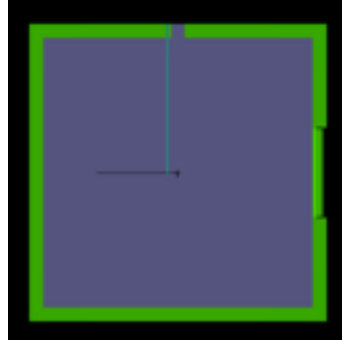
Na tej podstawie można, niezależnie od stosowanego kodu MC wyznaczyć współczynniki do wzoru 2.11 dzieląc dawki wyznaczone w poszczególnych krokach symulacji. Poprawki na dodatkowe elementy (materiały) w wiązce są wyznaczone z prostych ilorazów: poprawka na okno wejściowe fantomu $k_{win} = D_1/D_2$, poprawka na trzonek komory $k_{stem} = D_5/D_6$, czy poprawka na wodoszczelną osłonkę komory $k_{env} = D_3/D_4$.

Kerma kolizyjna została wyznaczona z ilorazu $K_{col,w,c} \cdot \beta_{w,c} = D_2/D_3$, wartość masowej zdolności hamowania pomiędzy powietrzem a grafitem i k_{cav} to natomiast iloraz $s_{c,air} \cdot k_{cav} = D_4/D_5$ (zgodnie z [Burns and Kessler, 2018]).

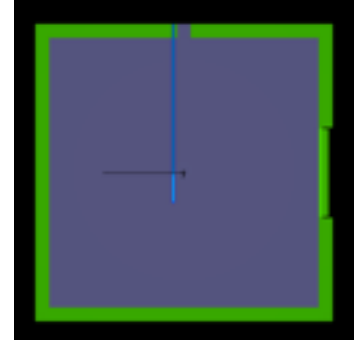
Dodatkowo wyznaczając w kroku 3 (z rzeczywistym modelem fantomu i całkowicie grafitową komorą) fluencję dla wody i grafitu można obliczyć wartość współczynnika $\beta_{w,c} = [D_w K_w^{-1} (1 - \bar{g})_w] \cdot [D_c K_c^{-1} (1 - \bar{g})_c]^{-1}$ oraz masowy współczynnik pochłaniania energii pomiędzy wodą a grafitem: $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{w,c} = [K_w \Psi_w^{-1} (1 - \bar{g})_w] \cdot [K_c \Psi_c^{-1} (1 - \bar{g})_c]^{-1}$.



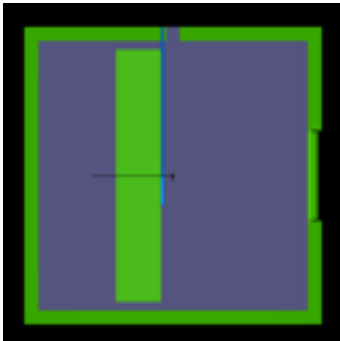
(a) Krok 1 - model fantomu gdzie wszystkie materiały zastąpione są wodą wraz ze źródłem HDR w kapsułce na stalowej linie, wyznaczenie dawki D_{woda}



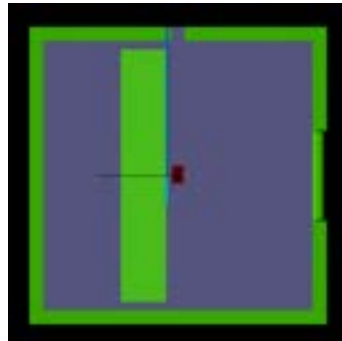
(b) Krok 2 - rzeczywisty model fantomu wypełnionego wodą ze ściankami z PMMA i źródłem jak w kroku 1, wyznaczenie dawki D_{fantom}



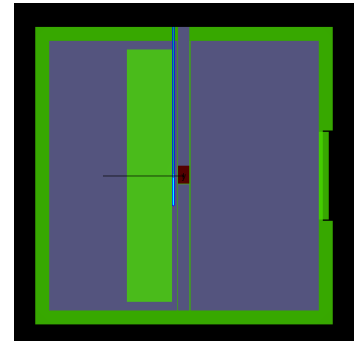
(c) Krok 3 (opcjonalnie)- rzeczywisty model fantomu wraz ze źródłem umieszczonym w aplikatorze, wyznaczenie dawki $D_{alikator}$



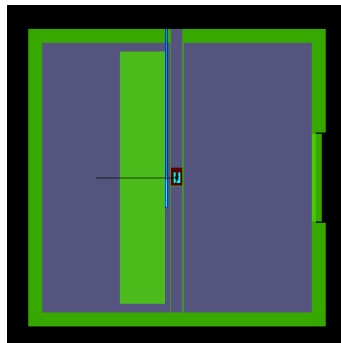
(d) Krok 4 - dodanie uchwyty z PMMA do źródła, wyznaczenie dawki D_{holder}



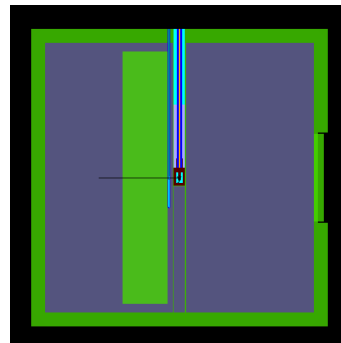
(e) Krok 5 - dodanie komory o grafitowych ściankach i z objętością czynną wypełnioną grafitem, wyznaczenie dawki D_{grafit}



(f) Krok 6 - dodanie wodoszczelnej osłonki z PMMA, wyznaczenie dawki D_{env}



(g) Krok 7 - zastąpienie grafitu w objętości czynnej komory powietrzem i elektrodą grafitową, wyznaczenie dawki D_{cavity}



(h) Krok 8 - rzeczywisty model komory w fantomie wodnym, wyznaczenie dawki D_{real}

Rysunek 2.1: Etapy wyznaczania współczynników poprawkowych dla dawki pochłoniętej w wodzie dla źródła HDR.

Można również zgodnie z [IAEA, 2001] stosować jeden współczynnik perturbacyjny f (z ang. *perturbation factor*), który opisuje sumaryczny wpływ obecności komory w fantomie wodnym w punkcie pomiaru na wartość dawki pochłoniętej w wodzie i zgodnie ze wzorem 2.12 jest iloczynem współczynników poprawkowych. Jest to więc iloraz dawki z pierwszego do dawki z ostatniego kroku symulacji MC.

$$f = \bar{s}_{c,air} \cdot (\bar{\mu}_{en}/\rho)_{w,c} \cdot \Psi_{w,c} \cdot \beta_{w,c} \cdot \prod k_i^* \quad (2.12)$$

Gdzie:

$(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho})_{w,c}$	średni masowy współczynnik pochłaniania energii pomiędzy wodą a grafitem (stosunek masowych współczynników pochłaniania energii w wodzie i graficie), zależny od energii promieniowania oraz medium, wyznaczany metodami MC;
$\bar{s}_{c,air}$	średnia masowa zdolność hamowania pomiędzy powietrzem a grafitem, zależna od energii promieniowania oraz medium, wyznaczana metodami MC;
$\Psi_{w,c}$	współczynnik poprawkowy na różnicę pomiędzy fluencją energii w wodzie i w graficie, wyznaczany metodami MC;
$\beta_{w,c}$	współczynnik wiążący wartość dawki pochłoniętej w wodzie z kermą kolizyjną w graficie, wyznaczany metodami MC;
k_i^*	oznacza wybrane (uwzględnione w symulacjach MC) współczynniki poprawkowe.

W przypadku źródła HDR zastosowano nieco inny schemat symulacji, poszczególne kroki zostały przedstawione na rysunku 2.1.

2.3 Szacowanie niepewności

Szacowanie niepewności odbywa się zgodnie z [JCGM, 2008]. Niepewności, ze względu na ich charakter i sposób szacowania, zostały podzielone na dwa typy: *A* i *B*. Niepewności typu *A* oceniane są na podstawie statystyki wyników serii obserwacji. W niepewnościach typu *B* uwzględniane są niepewności o charakterze innym niż statystyczny.

Dla wielkości złożonych y , powiązanych z N wielkościami bezpośrednio mierzonymi x_i funkcją $f(x_i)$, wyznaczana jest *złożona niepewność standardowa* u_c zgodnie ze wzorem 2.13.

$$u_c^2(y) = \sum_{i=1}^N \left(\frac{\partial f}{\partial x_i} \right)^2 u_c^2(x_i) \quad (2.13)$$

Gdzie:

u_c	niepewność standardowa złożona wielkości;
x_i	wielkość bezpośrednio mierzona;
f	funkcja określająca zależność wielkości złożonej od wielkości x_i .

Wpływ niepewności każdej wielkości mierzonej x_i na końcową niepewność określa współczynnik wrażliwości c_i i jest równy wartości pochodnej ze wzoru 2.13 wyznaczonej dla estymat wielkości x_i .

Przy ostatecznej prezentacji wyników podawana jest *niepewność rozszerzona* $U = u_c \cdot k$ o danym współczynniku rozszerzenia k , który określa poziom ufności dla przedziału wyznaczonej wielkości $y - U \leq Y \leq y + U$. Przy założeniu rozkładu normalnego wielkości Y dla $k = 2$ poziom ufności wynosi 95 %.

2.3.1 Zgodność dwóch wielkości

W przypadku konieczności porównania dwóch wielkości x_i z określoną niepewnością U_i na potrzeby niniejszej pracy stosuje się kryterium podane wzorem 2.14 dla zgodności dwóch wartości dla wielkości x . Jeżeli parametr E_x ma wartość mniejszą lub równą 1 można uznać, że dwie wielkości są zgodne.

$$E_x = \left| \frac{x_1 - x_2}{\sqrt{(U_1)^2 + (U_2)^2}} \right| \leq 1 \quad (2.14)$$

Gdzie:

E_x	parametr zgodności;
x_i	wartości wielkości porównywanej;
U_i	niepewność rozszerzona wielkości x_i .

2.4 Stosowane przyrządy pomiarowe

W przypadku metod jonizacyjnych wyznaczenia wielkości dozymetrycznych pomiary sprowadzają się do pomiaru prądu jonizacyjnego I z użyciem układu pomiarowego podłączonego do komory jonizacyjnej zasilanej odpowiednim napięciem polaryzacyjnym V na dostosowanym do potrzeb stanowisku pomiarowym (układ komora-źródło). Wszystkie stosowane przyrządy pomiarowe stanowią standardowe wyposażenie stanowisk pomiarowych GUM i są regularnie wzorcowane we właściwych laboratoriach GUM.

2.4.1 Stanowiska pomiarowe

Stanowisko pomiarowe składa się z komory jonizacyjnej podłączonej do układu zasilającego (źródło napięcia polaryzacyjnego) oraz układu pomiaru prądu, termometru, barometru i higrometru, systemu pozycjonowania komory (ława pomiarowa), fantomu (o ile dotyczy pomiarów w wodzie), systemu pozycjonowania komory (uchwyt na ruchomym stoliku ławy pomiarowej, osłonka w uchwycie w fantomie wodnym) oraz źródła promieniowania (irradiator lub aplikator ze źródłem, w przypadku źródeł HDR).

Pomiar parametrów środowiska

Do korekcji prądu jonizacyjnego o współczynnik $k_{p,T}$ dla każdego pomiaru prądu wykonywany jest pomiar ciśnienia i temperatury. Na początku każdego zestawu serii pomiarów wykonywany jest również kontrolny pomiar wilgotności. Standardowo stosowane są urządzenia: cyfrowy termometr Elmetron model PT-401 z sondą pomiarową umieszczoną w pobliżu komory jonizacyjnej [Elmetron, 2023], cyfrowy barometr Vaisala model PTB-200 [Vaisala, 1993] umieszczony w pomieszczeniu sąsiadującym z pomieszczeniem pomiarowym oraz cyfrowy wilgotnościomierz Elmetron model PWT-401 z sondą umieszczoną w pomieszczeniu pomiarowym.

2.4.2 Układ pomiaru prądu

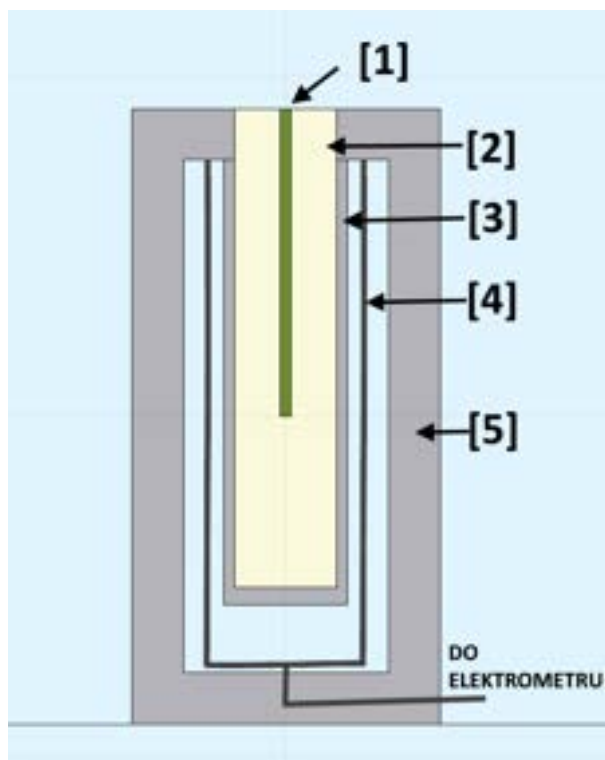
Układ pomiaru prądu składa się z elektrometru Keithley model 6517 A z wewnętrznym źródłem zasilania [Keithley Instruments Inc., 1996] (źródło napięcia polaryzacji) oraz układu kondensatorów produkcji GUM o znanej pojemności. Pojemność kondensatora stosowanego w danych pomiarach dobierana jest tak, aby mierzone zmiany napięcia mieściły się w około 30-90 % zakresu 2 V elektrometru. Czas pojedynczego pomiaru również dobierany jest dla tego warunku i najczęściej ustalany jest w zakresie od 20 do 60 s.

Pomiary najczęściej wykonywane są w seriach po 10. Dla każdego pomiaru prądu wyznaczony jest współczynnik $k_{p,T}$, co po uwzględnieniu poprawki na ciśnienie i temperaturę daje wartość prądu skorygowanego I_s . Jako wynik pomiaru prądu dla danej serii brana jest średnia arytmetyczna z 10 wartości prądu skorygowanego.

Pomiar referencyjnej mocy kermy w powietrzu komorą studzienkową dla źródeł HDR

Komora jonizacyjna typu studzienkowej służy do pomiarów referencyjnej mocy kermy w powietrzu źródeł stosowanych w brachyterapii w geometrii 4π i jest powszechnie stosowanym dozymetrem [IAEA, 2002]. Pomiar wielkości dozymetrycznych odbywa się poprzez pomiar prądu (ładunku) jonizacyjnego. Schemat konstrukcji tego typu został przedstawiony na rysunku 2.2.

Komora studzienkowa ma kształt cylindra i zbudowana jest z zewnętrznej przewodzącej warstwy otaczającej objętość powietrza (objętość czynna komory – gaz podlegający jonizacji) oraz wewnętrznego cylindra zamykającego powietrze i będącego elektrodą zbierającą. Elektroda zbierająca ładunek jonizacyjny jest odizolowana od elektrody zewnętrznej oraz od tzw. *studni*, którą tworzy. Wewnętrzna średnica studni to zależnie od modelu komory około 3,5 cm. W tej wnęce umieszczane jest źródło promieniotwórcze, jego powtarzalne pozycjonowanie w środku poprzecznego przekroju studni zapewniają odpowiednie adaptery. Utrzymują one, w przypadku źródeł HDR, aplikator ze źródłem w jednoznacznej i powtarzalnej pozycji. Adaptory są najczęściej wykonane z PMMA i są dostosowane do konkretnych aplikatorów (najczęściej są to aplikatory uniwersalne, płucne lub ginekologiczne w postaci długich giętkich przewodów). Pomiar odbywa się w punkcie maksymalnego sygnału (tzw. „*sweet spot*”). Jest to taki punkt położenia źródła, w którym sygnał odpowiedzi komory jest najwyższy. Możliwy jest bezpośredni pomiar chwilowego prądu lub pomiar zebranego ładunku w zadanym przedziale czasu.



Rysunek 2.2: Schemat budowy komory studzienkowej, gdzie: [1]-aplikator ze źródłem, [2]-adapter, [3]-wewnętrzny cylinder, [4]-elektroda zbierająca, [5]-zewnętrzna przewodząca warstwa otaczająca objętość powietrza.

Wartość referencyjnej mocy kerry w powietrzu (zdefiniowanej w rozdziale 1.2.1) wyznaczana jest na podstawie wzoru 2.15.

$$\dot{K}_R = N_K \cdot I_S \quad (2.15)$$

Gdzie:

- N_K współczynnik wzorcowania dla referencyjnej mocy kerry w powietrzu;
- I_S wartości prądu skorygowanego.

Zależnie od instytucji wystawiającej świadectwo wzorcowania, współczynnik wzorcowania może być podany również w jednostkach $\text{Gy} \cdot \text{m}^2\text{h}^{-1}\text{A}^{-1}$, co oznacza, że wielkością wyznaczaną na podstawie pomiaru prądu jest wtedy siła kerry w powietrzu S_K . We wzorze 2.15 uwzględnia się również współczynniki poprawkowe ze względu na model źródła oraz stosowany adapter, jeżeli podczas wzorcowania stosowano inne źródło HDR lub używany był inny adapter niż w czasie pomiarów. Współczynnik wzorcowania może dotyczyć samej komory studzienkowej lub komory z elektrometrem.

Akwizycja danych

Dane z pomiarów z użyciem elektrometru Keithley 6517 A są zbierane i zapisywane bezpośrednio przez dedykowane oprogramowanie *K6517UC* opracowane w GUM. Oprogramowanie pozwala na komunikację z elektrometrem i ustalenie zakresu pomiarowego oraz napięcia zasilania komory. Ponadto pozwala na wybór czasu pomiaru, liczby pomiarów w serii oraz liczby serii. Przed rozpoczęciem pomiarów do panelu sterowania *K6517UC* podaje się wartość pojemności stosowanego kondensatora oraz opcjonalnie współczynnik wzorcowania. Program odczytuje również wskazania higrometru (na początku pomiarów) oraz termometru i barometru (dla każdego odczytu napięcia na kondensatorze).

Zebrane dane mogą być zapisywane w arkuszu obliczeniowym programu MS Excel w formie tabeli. W nagłówku znajdują się podstawowe informacje o czasie pomiaru, zastosowanej komorze, źródle promieniowania, odległości, wilgotności, napięciu polaryzacji (zasilania komory), zakresie pomiarowym elektrometru, pojemności zastosowanego kondensatora, ilości serii i pomiarów w serii, operatorze wykonującym pomiary (jeżeli informacja została podana) oraz dodatkowych informacjach (jeśli zostały wpisane). Program nie tylko zapisuje wyniki pomiaru napięcia, wilgotności, temperatury i ciśnienia ale również wylicza i podaje zmierzony ładunek Q/pC , nieskorygowaną wartość prądu jonizacyjnego I/pA , współczynnik poprawkowy $k_{p,T}$ oraz skorygowany prąd I_s/pA i opcjonalnie wartość kermy $K/Gy \cdot s^{-1}$. Na zakończenie każdej serii pomiarów wyliczane są średnie arytmetyczne oraz odchylenia standardowe dla wszystkich mierzonych wielkości.

Pomiar komorą studzienkową odbywa się przy użyciu elektrometru UNIDOS®E [PTW Dosimetry, 2014]. Dane wpisywane są manualnie w arkusz MS Excel. Równoległe do pomiarów prądu lub ładunku możliwy jest zautomatyzowany pomiar warunków środowiskowych za pomocą dedykowanego oprogramowania *kDt*, również opracowanego w GUM. Dzięki temu przy analizie danych możliwe jest obliczenie $k_{p,T}$ dla każdego odczytanego pomiaru oraz wyliczenie skorygowanego prądu lub ładunku jonizacyjnego.

2.4.3 Komory jonizacyjne

Podczas realizacji niniejszej pracy korzystano z następujących komór jonizacyjnych:

- komora cylindryczna typu 23361 [PTW Freiburg GmbH, 2023] – komora jonizacyjna produkcji PTW o ściankach z PMMA z dodatkową osłoną z akrylu dla pomiarów w polu promieniowania gamma izotopu ^{60}Co (zapewnienie CPE), o objętości czynnej 30 cm^3 (wymiary zewnętrzne bez osłony akrylowej: wysokość 63 mm, średnica 33 mm), napięcie polaryzujące +400 V, przeznaczona do pomiarów w ochronie radiologicznej; wywzorcowana w GUM w odniesieniu do wzorca pierwotnego kermy w powietrzu w polu promieniowania gamma izotopu ^{137}Cs ze współczynnikiem wzorcowania $N_K = 9,4170 \cdot 10^5\text{ Gy} \cdot \text{C}^{-1}$ z niepewnością rozszerzoną 0,48 %;
- komora IGNAS-IC16A#001 – grafitowa komora jonizacyjna produkcji własnej GUM, o objętości czynnej $1,019\text{ cm}^3$ (kształt cylindra o wymiarach zewnętrznych: wysokość 19 mm, średnica 19 mm), napięcie polaryzujące +250 V, wzorzec pierwotny kermy w powietrzu;
- komora GUM Dw#2 – grafitowa komora jonizacyjna produkcji własnej GUM, o objętości czynnej $0,527\text{ cm}^3$ (kształt cylindra o wymiarach zewnętrznych: wysokość 20 mm, średnica 12,5 mm), napięcie polaryzujące +250 V;
- komora GUM Dw#3 – grafitowa komora jonizacyjna produkcji własnej GUM, o objętości czynnej $0,505\text{ cm}^3$ (kształt cylindra o wymiarach zewnętrznych: wysokość 20 mm, średnica 12,5 mm), napięcie polaryzujące +250 V, wzorzec pierwotny dawki pochłoniętej w wodzie dla promieniowania gamma izotopu ^{60}Co ;
- komora *Julia* – prototypowa cylindryczna grafitowa komora jonizacyjna produkcji własnej GUM, o objętości czynnej 68 cm^3 (wymiary zewnętrzne: wysokość 58 mm, średnica 47 mm), grubości ścianek grafitowych 3 mm, napięcie polaryzujące +500 V.

Dodatkowo do pomiarów bezpośrednich referencyjnej mocy kermy stosowano komorę studzienkową SOURCECHECK 4Pi produkcji PTW wraz z adapterem odpowiednim do stosowanego w pomiarach aplikatora LAA1400-GYN oraz elektrometrem UNIDOS® E. Komora zasilana jest napięciem +400 V. Komora została wywzorcowana w IAEA dla źródła ^{60}Co : świadectwo nr POL/2021/2, współczynnik wzorcowania dla komory wraz z elektrometrem $N_K = 975,2\text{ }\mu\text{Gy} \cdot \text{h}^{-1}/\text{scale unit}$ z niepewnością 2,7 %, *sweet spot* – ok. 51 mm od końca aplikatora (wzorcowanie odbywało się z użyciem źródła i aplikatora tego samego modelu co stosowane w GUM).

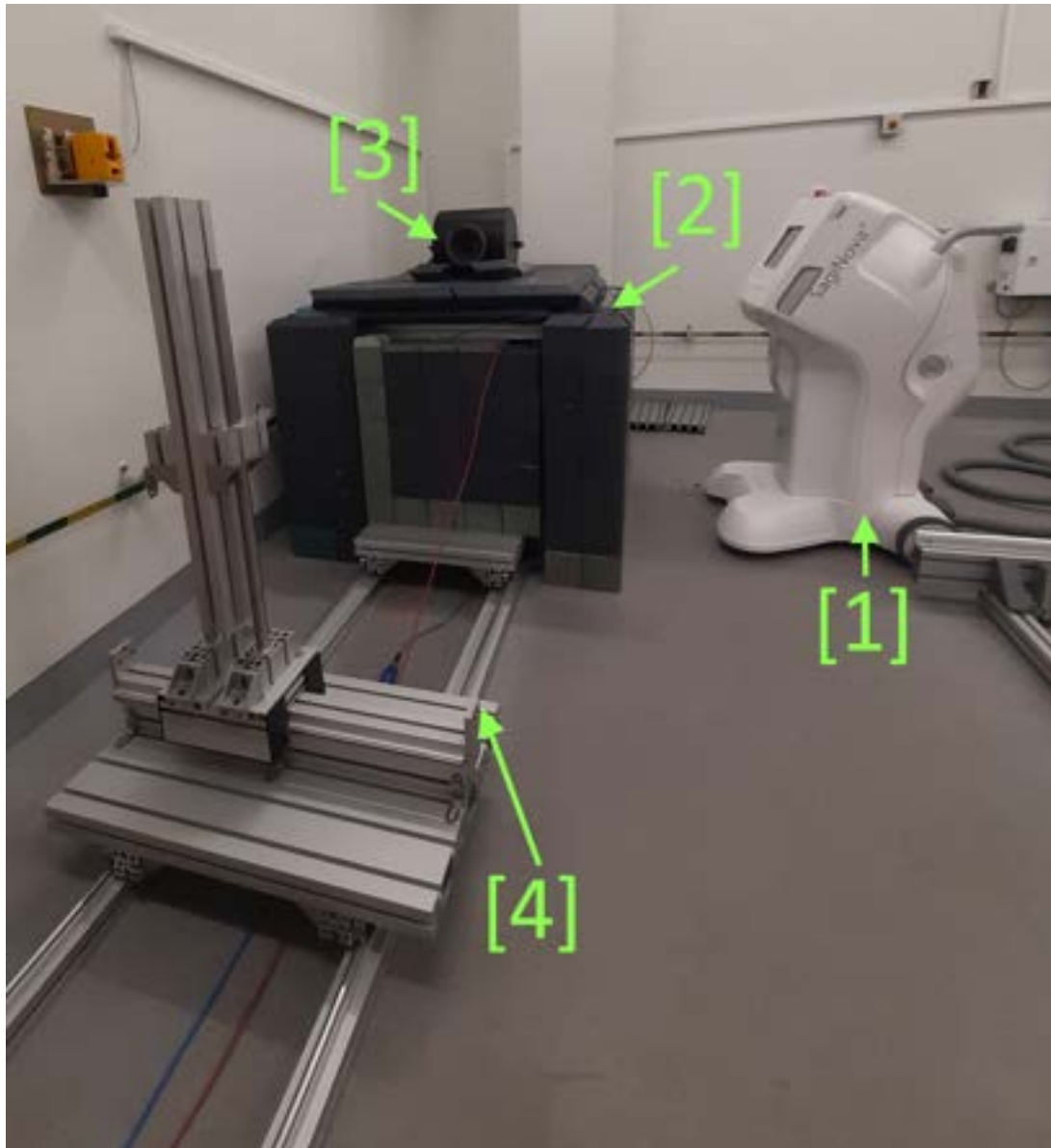
2.5 Stanowisko pomiarowe dla brachyterapii

Przy projektowaniu stanowiska jednym z głównych założeń było zastosowanie dwuźródłowego aparatu HDR, ze względu na koszty utrzymania stanowiska. Wzorce pierwotne wymagają okresowej kontroli stabilności, co przy korzystaniu wyłącznie ze źródeł ^{192}Ir wymagałoby ponoszenia kosztów przynajmniej jednej wymiany źródła w roku. Biorąc pod uwagę, że zakładane zapotrzebowanie na wzorcowania będzie mogło zostać obsłużone w ramach narzuconego przez GUM harmonogramu wzorcowań (a nie odbywać się na każde żądanie klienta).

Stanowisko pomiarowe składa się z:

- źródła promieniowania - urządzenia do brachyterapii HDR ze źródłem ^{60}Co umieszczonym w uniwersalnym aplikatorze LAA1400-GYN ze zdalnym panelem sterowania z GUI;
- kolimatora ołowianego - umieszczonego na wysokości ok. 87 cm nad podłogą, wykonanego z ołowiu otoczonego stalową blachą, o wymiarach 22 cm długości i średnicy 22 cm i wymiennych wkładach kształtujących wiązkę;
- ołowianej osłony - o wymiarach wewnętrznych 50 cm x 50 cm x 58 cm obudowaną ścianą składającą się z warstwy PMMA o grubości 1 cm, profili aluminiowych o przekroju 5 cm x 5 cm oraz warstwy z cegieł ołowianych o grubości łącznej 10 cm;
- ławy pomiarowej - umożliwiającej pozycjonowanie komory w osi skolimowanej wiązki;
- fantomu z PMMA z systemem pozycjonowania - fantomu wodnego o wymiarach zewnętrznych 30 cm x 30 cm x 30 cm z systemem pozycjonowania komory i aplikatora ze źródłem w określonych pozycjach względem siebie;
- komory jonizacyjnej - komory jonizacyjnej, w zależności od wykonywanych pomiarów umieszczanej w fantomie lub na ławie pomiarowej;
- układu pomiarowego - składającego się z elektrometru, zestawu wywzorcowanych kondensatorów oraz programu komputerowego do akwizycji danych;

Stałe elementy stanowiska pomiarowego zostały przedstawione na rys. 2.3. Szczegółowe informacje na temat budowy stanowiska, konstrukcji i testów jego elementów, zostały opisane w części 3.1.



Rysunek 2.3: Podstawowe elementy stanowiska pomiarowego: aparat HDR [1], ołowiany domek [2], kolimator [3], ława pomiarowa [4].

2.5.1 Aparat HDR

Aparat HDR w Głównym Urzędzie Miar został zakupiony w ramach inwestycji związanej z budową stanowiska wzorców dla źródeł stosowanych w brachyterapii. W pierwszym kwartale 2022 roku zakończono instalację urządzenia SagiNova[®] HDR produkcji BEBIG Medical GmbH, instalację źródła ⁶⁰Co o aktywności równej 74,74 GBq i wielkości referencyjnej mocy kermy wynoszącej 22,87 mGy · h⁻¹ (na dzień 10.03.2022 r.), i uzyskanie zezwoleń umożliwiających stosowanie urządzenia [BEBIG Medical, 2023, Palmer and Mzenda, 2009]. Zakup źródła ¹⁹²Ir będzie możliwy i uzasadniony w celu końcowych testów stanowiska, czyli przygotowania do porównań kluczowych (lub dwustronnych) dla obu źródeł [Islam et al., 2012]. Niezależnie od producenta aparaty HDR działają na tej samej zasadzie. Posiadają dwa systemy wysuwu (silniki krokowe): jedno dla źródła promieniotwórczego a drugi dla tzw. *dummy*, czyli atrapy źródła służącej m.in. do kontroli długości i drożności aplikatora. Mechanizm wysuwu umożliwia transport źródła z pozycji bezpiecznej, kiedy znajduje się ono w sejfie o odpowiedniej osłonności, do pozycji roboczej w zainstalowanym aplikatorze.

Ruch źródła jest możliwy dzięki systemowi silnika krokowego i budowie źródła, które ma formę metalowej kapsułki i jest przyspawane na końcu metalowej linki o porównywalnej średnicy. Źródła umieszczane są w ciele pacjenta poprzez aplikatory, które mogą być wykonane z różnych materiałów i mieć różne kształty. Najprostsze z nich mają formę igieł lub rurek, o różnej długości i elastyczności. Aparaty HDR (afterloader-y) mają też możliwość umieszczania źródła kolejno w kilku różnych aplikatorach podczas jednej sesji napromieniania pacjenta dzięki zastosowaniu wielu kanałów. Do każdego kanału podpięty jest indywidualny aplikator. Operator urządzenia HDR może zaprogramować w którym kanale, na jaką pozycję i na jaki czas zostanie wysunięte źródło.

Panel sterowania SagiNova[®] jest zaprojektowany pod kątem stosowania go w instytucjach opieki zdrowotnej. Aparat HDR może pracować w dwóch trybach – tryb QA gdzie testuje się funkcje aparatu, w tym wysuw źródła, oraz tryb terapeutyczny gdzie przeprowadza się napromienianie pacjentów zgodnie z wcześniej przygotowanymi planami leczenia. W przypadku pomiarów w GUM wykorzystywany jest tryb testowy, gdzie można w prosty sposób ustalić kanał, czas i pozycję źródła.

2.5.2 Źródło HDR izotopu ^{60}Co

Afterloader SagiNova[®] ma możliwość stosowania źródła wymiennie ^{60}Co lub ^{192}Ir . Oba źródła mają ten sam kształt i zbliżone wymiary. Źródło ^{60}Co to źródło model Co0.A86, gdzie aktywna część ma postać walca o średnicy 0,6 mm i wysokości 3,5 mm zamkniętego w stalowej kapsułce o wymiarach: 1 mm średnicy i 5 mm długości [Perez-Calatayud et al., 2012], [Safigholi et al., 2023]. Kapsułka ma z jednej strony zaokrąglony kształt, z drugiej strony jest do niej przyspawana stalowa linka umożliwiająca mocowanie i ruch w aparacie HDR. Model numeryczny źródła wykonany w EGSnrc z naniesionymi wymiarami został przedstawiony na rysunku 2.4.



Rysunek 2.4: Model numeryczny źródła Co0.A86 opracowany w EGSnrc na podstawie [Safigholi et al., 2023]. Wymiary zostały podane w *mm*, na niebiesko zostały zaznaczone elementy stalowej obudowy (ciemny niebieski) oraz linki (jasny niebieski), na żółto - część aktywna, kolorem białym zaznaczone jest powietrze wypełniające kapsułę.

Aplikator

Aparaty HDR są używane z różnymi rodzajami aplikatorów, dostosowanymi i dobieranymi do potrzeb terapii. Kształt aplikatora determinuje rozkład dawki w tkance. Afterloader SagiNova[®] został dostarczony z jednym z podstawowych aplikatorów LAA1400-GYN, który ma formę długiego giętkiego przewodu, oraz z aplikatorem LLA200-F który podpinany jest do przewodu transferowego i ma kształt ostro zakończony plastikowej igły. Oba aplikatory pozwalają na wysunięcie źródła na odległość powyżej 100 cm od urządzenia HDR. Aplikator LAA1400-GYN jest dodatkowo stosowany przy rutynowych pomiarach komorą studzienkową, dlatego w pracy skupiono się na możliwości jego zastosowania na stanowisku pomiarowym. Pozwala to uniknąć w trakcie wzorcowania komory studzienkowej dodatkowego współczynnika poprawkowego na zastosowany aplikator.

Pozycjonowanie źródła w aplikatorze

Pozycjonowanie źródła w aplikatorze zależy od rodzaju aplikatora i jest sterowane poprzez panel użytkownika. Zgodnie z informacjami podanymi przez producenta w aplikatorze LAA1400-GYN skrajne położenie środka źródła względem końca aplikatora to 5,4 mm. W przypadku pomiarów metrologicznych fakt ten nie ma dużego znaczenia o ile układ pomiarowy (położenie komora-źródło) nie jest zaprojektowany tak, że końcówka aplikatora znajduje się na wysokości objętości czynnej komory. Skrajne położenie źródła w aplikatorze, rozumiane jako najbliższe końca aplikatora, możliwe do ustawienia w systemie sterowania to 6 mm. Dodatkowo urządzenie posiada tzw. wskaźnik pozycji źródła – specjalna przystawkę z kamerą i podziałką milimetrową, która pozwala skalibrować pomiar wysuwu źródła.

Wybór pozycji pomiarowej źródła w aplikatorze odbywa się zawsze na podstawie uzyskania najwyższego sygnału odpowiedzi komory (największej wartości prądu jonizacyjnego). W przypadku pomiarów przedstawionych w tej pracy, które mają na celu zbadanie metody pomiarowej, pomiary wykonywane są najczęściej dla 2-3 sąsiednich pozycji źródła w aplikatorze, które dają zbliżony maksymalny sygnał.

Rozdział 3

Realizacja doktoratu

W rozdziale tym przedstawiono opis prac wykonanych w ramach realizacji celu rozprawy doktorskiej. W pierwszej części omówione zostały aspekty i elementy budowy stanowiska do pomiarów z użyciem źródeł HDR oraz przedstawione zostały wyniki pomiarów określających parametry stanowiska. W dalszej części przedstawione zostały wyniki z odtworzenia wielkości referencyjnej mocy kermy w powietrzu oraz dawki pochłoniętej w wodzie dla źródła ^{60}Co . Na końcu rozdziału przedstawiono analizę i dyskusję wyników.

3.1 Budowa stanowiska do brachyterapii

3.1.1 Osłona ołowiana

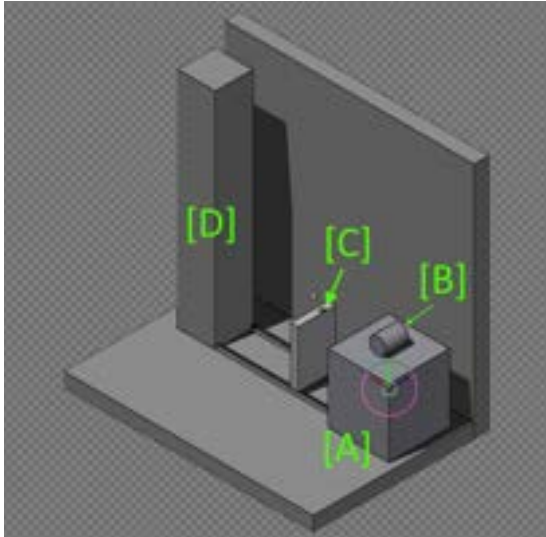
Konstrukcja osłony ołowianej została wymuszona względami wymagań ochrony radiologicznej. Standardowo pomiary źródeł HDR z użyciem komór studzienkowych odbywają się w warunkach szpitalnych w bunkrze, gdzie zapewniona jest odpowiednia osłonność ścian i odległości źródła od obiektów potencjalnie powodujących rozproszenia promieniowania wpływające na wyniki pomiarów. Podobnie dzieje się w laboratoriach wzorcujących, gdzie pomiary wykonywane są w odpowiednio dostosowanych pomieszczeniach spełniających zarówno warunki ochrony radiologicznej jak i warunki pomiarowe.

W Głównym Urzędzie Miar pomieszczenie przeznaczone na pomiary z użyciem źródeł stosowanych w brachyterapii to znajdująca się w piwnicach budynku przy ul. Elektoralnej 2 w Warszawie pracownia źródeł gamma.

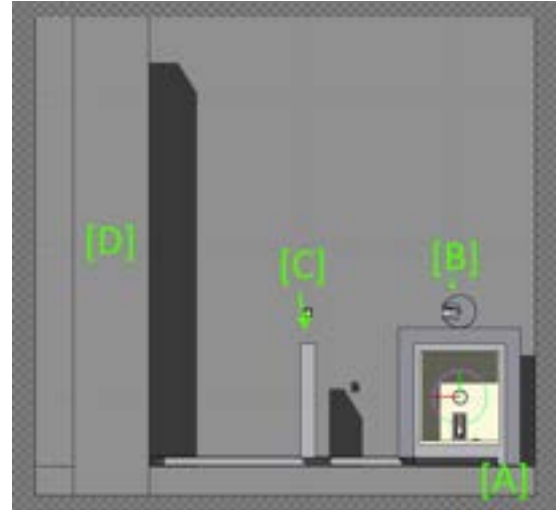
Znajdują się irradiatory ze źródłami wykorzystywanymi do pomiarów z użyciem wzorców kermy w powietrzu i dawki pochłoniętej w wodzie dla promieniowania gamma. Pomieszczenie to nie zostało jednak zaprojektowane w sposób, który uwzględniałby stosowanie źródeł brachyterapeutycznych zgodnie z wymogami bezpiecznej pracy ze źródłami promieniowania jonizującego. Różnica pomiędzy źródłem HDR a źródłami umieszczonymi w iradiatorach to przede wszystkim kąt bryłowy w jaki emitowane jest promieniowanie. Promieniowanie źródła umieszczonego w iradiatorze kształtowane jest za pomocą kolimatora i rozchodzi się w ściśle określonym kącie bryłowym. W przypadku pomiarów z wykorzystaniem źródła HDR w komorze studzienkowej czy też w fantomie wodnym promieniowanie rozchodzi się praktycznie w pełnym kącie bryłowym.

Aby zapewnić odpowiednią osłonność przed promieniowaniem jonizującym (zgodnie z przepisami *Prawa atomowego* [Prawo Atomowe, 2023]) wymagana była dodatkowa warstwa pochłaniająca promieniowanie odpowiadająca osłonności minimum 8 cm ołowiu. Zgodnie z obliczeniami, które wykonano, jest to grubość osłony zapewniająca w pomieszczeniu pracowni i poza nią, wymagane zgodnie z przepisami ograniczenie narażenia na promieniowanie jonizujące pracowników i ogółu ludności. W związku z tym, że nie były możliwe zmiany grubości ścian i sufitu w pomieszczeniu pracowni zaprojektowana została osłona ołowiana, wewnątrz której mogą być wykonywane pomiary z nieskolimowanym źródłem, czyli źródłem umieszczonym w komorze studzienkowej lub fantomie wodnym.

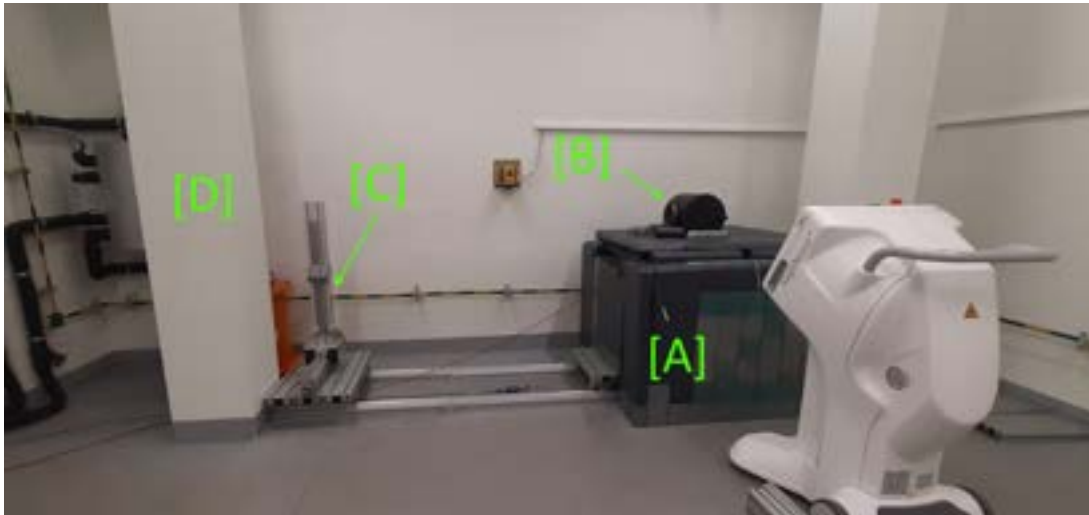
Drugim istotnym zadaniem projektu było zapewnienie, aby konstrukcja zawierająca materiał o dużej liczbie atomowej, jakim jest ołów, nie powodowała rozproszeń promieniowania gamma i tym samym nie miała wpływu na wyniki wykonywanych pomiarów. W celu doboru materiału wykonano symulacje modelując pełne stanowisko pomiarowe, przedstawione na zdjęciu 3.1c. Symulacje wykonano z wykorzystaniem kodu FLUKA [Böhlen et al., 2014, Ferrari et al., 2005]. Model numeryczny, pokazany na rysunku 3.1a i 3.1b, uwzględnia elementy pomieszczenia, które mogłyby stanowić źródło rozproszeń promieniowania. W modelu uwzględniono również komorę studzienkową, umieszczoną wewnątrz osłony ołowianej. Ze względu na różne dostępne na rynku modele tego typu komór, oraz brak szczegółowych danych dotyczących ich budowy, model komory studzienkowej zawierał pewne uproszczenia. Komora została zamodelowana jako koncentryczne walce: wewnętrzny z PMMA o średnicy 30 mm, otoczony warstwą aluminium o grubości 3 mm (cienka elektroda zbierająca została uwzględniona poprzez zwiększenie grubości jednej ze ścian wewnętrznych komory), warstwa powietrza (o objętości ok 300 cm³) i zamknięta w aluminiowej obudowie o grubości 15 mm.



(a) Model numeryczny pełnego stanowiska pomiarowego wraz z elementami pomieszczenia w GUM (słup nośny, ściana) do symulacji MC w kodzie FLUKA.



(b) Model numeryczny stanowiska pomiarowego, widok w przekroju równoległym do osi wiązki, z komorą studzienkową umieszczoną w ołowianym domku.



(c) Rzeczywiste stanowisko pomiarowe.

Rysunek 3.1: Model stanowiska do pomiarów na źródłach HDR do obliczeń w kodzie FLUKA. Na poszczególnych rysunkach zaznaczono elementy stanowiska: [A] – osłonę ołowianą, [B] – kolimator, [C] – stolik do mocowania komory jonizacyjnej, [D] – słup nośny.

W modelu zastosowano standardowe (wbudowane) materiały kodu FLUKA: ołów (Pb), aluminium (Al), PMMA (Polycarbon), powietrze (air) oraz beton (portland) – zgodnie z listą dostępną w [FLUKA Team, 2023, cz. 5.2].

Wyznaczanym parametrem była wartość dawki w objętości czynnej komory studzienkowej dla opcji umieszczenia komory:

- (1) w powietrzu,
- (2) w osłonie z ołowiu o grubości 10 cm,
- (3) w osłonie z ołowiu i warstwy aluminium o grubości 5 cm,
- (4) w osłonie z ołowiu aluminium oraz dodanej warstwy PMMA (o grubości 1 cm)

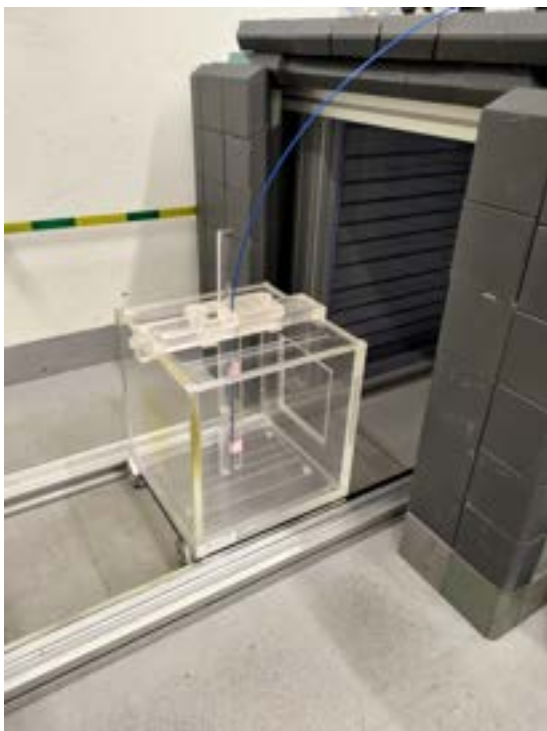
Ze względu na to, że symulacje były przeprowadzone przed konstrukcją osłony, grubości materiałów założono na podstawie dostępnych danych katalogowych (np. wymiary cegieł ołowianych czy profili aluminiowych) i powszechnie stosowanych w tego typu konstrukcjach wymiarów (np. grubości płyt PMMA). Obliczenia wykonano zgodnie z parametryzacją opisaną w tabeli 2.1, dla każdego przypadku wykonano 5 cykli obliczeniowych z 10^8 historiami. W wyniku symulacji wyznaczono dawkę w obszarze czynnym studzienkowej komory jonizacyjnej dla czterech podanych przypadków – wyniki zestawione są w tabeli 3.1.

Tabela 3.1: Wyniki symulacji MC z użyciem kodu FLUKA dla osłony ołowianej – różnice w stosunku do dawki bez osłon wraz z niepewnością u wyrażoną w procentach i wynikającą z obliczeń MC, dla źródła ^{60}Co i ^{192}Ir

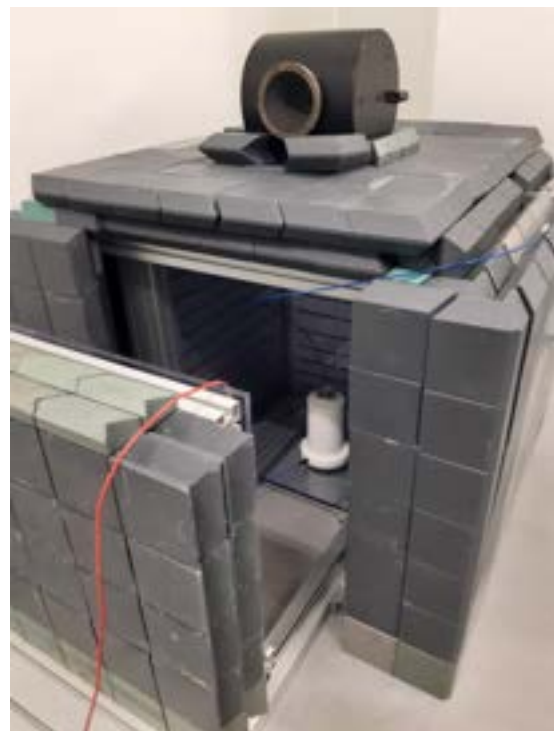
przypadek	^{60}Co		^{192}Ir	
	D_i/D_1	$u/\%$	D_i/D_1	$u/\%$
1 (powietrze)	1,0000	0,10	1,0000	0,16
2 (ołów)	0,9998	0,09	1,0005	0,19
3 (ołów + aluminium)	1,0024	0,10	1,0103	0,18
4 (ołów + aluminium + PMMA)	1,0022	0,08	1,0092	0,19

Ze względu na właściwości materiału (głównie na jego masę, a także dostępne formy materiału – cegły) sam ołów nie mógł stanowić konstrukcji, więc konieczne było rozważenie aluminiowego stelażu utrzymującego ołów. Wykonane symulacje wykorzystano do doboru materiałów dla rzeczywistej konstrukcji osłony. Na podstawie wyników symulacji zestawionych w tabeli 3.1 widoczne jest, że dodanie do ołowiu warstwy aluminium powoduje zwiększenie rejestrowanej dawki w wyniku powstałych rozproczeń. Wielkość tego efektu zależy od energii promieniowania i jest wyższa dla promieniowania gamma izotopu ^{192}Ir . Symulacje pokazały, że niwelacja rozproczeń jest możliwa poprzez dodanie warstwy PMMA o grubości 1 cm. Jednakże dokładna ilościowa ocena wpływu osłony na mierzone wielkości wymagałaby symulacji z bardziej realistycznym modelem komory studzienkowej. Wynik jakościowy został pozytywnie zweryfikowany w pomiarach z wykorzystaniem komory studzienkowej.

Jako końcowy efekt powstała osłona ołowiana zbudowana z aluminiowego stelażu obłożonego dwiema warstwami cegieł ołowianych (o sumarycznej grubości 10 cm) z umieszczonym na górze kolimatorem. Wewnątrz osłony znajduje się wnęka wyłożona płytami z PMMA o grubości 1 cm, o wewnętrznych wymiarach 50,5 cm x 50,5 cm i wysokości 58,5 cm. Do wnęki prowadzą aluminiowe prowadnice, po których przemieszcza się stolik z PMMA na fantom lub komorę studzienkową oraz drzwi (zbudowane tak jak ściany osłony ołowianej). Wnętrze osłony z fantomem umieszczonym na ruchomym stoliku zostało przedstawione na zdjęciu 3.2a, natomiast na zdjęciu 3.2b widoczna jest przygotowana do pomiarów komora studzienkowa umieszczona w osłonie ołowianej.



(a) Fantom na stoliku z PMMA podczas wsuwania do osłony ołowianej.



(b) Komora studzienkowa przygotowana do pomiarów umieszczona w osłonie ołowianej.

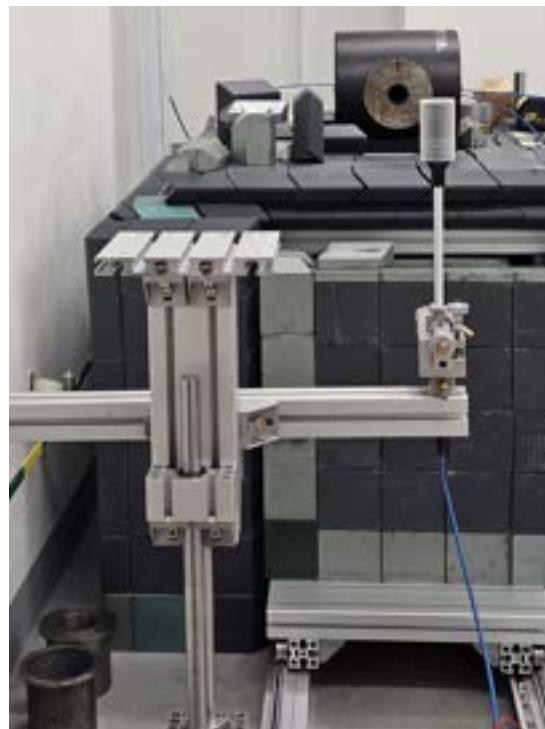
Rysunek 3.2: Stanowisko pomiarowe z wnętrzem dostosowanym do pomiarów ze źródłem HDR w fantomie wodnym lub z użyciem komory studzienkowej.

Biorąc pod uwagę, że stanowisko będzie również wykorzystywane do pomiarów kerry w powietrzu, dobudowano dodatkowe elementy poza osłoną ołowianą. W związku z tym, że pomiary kerry w powietrzu wykonuje się w wiązce skolimowanej, stanowisko wyposażono w odpowiedni kolimator. Szczegóły dotyczące zastosowanego kolimatora zostały opisane w części 3.1.2.

Prowadnice poza obrębem osłony ołowianej stanowią ławę pomiarową po której porusza się stolik, do którego można przymocować komorę jonizacyjną do pomiarów kerry w powietrzu. Stolik umożliwia ruch komory we wszystkich trzech kierunkach w stosunku do osi wiązki. System ten został przedstawiony na rysunku 3.3.



(a) Komora cylindryczna typu 23361 na stanowisku pomiarowym – ława pomiarowa wyposażona została w cyfrowy odległościomierz.



(b) Stolik na ławie pomiarowej pozwala na montaż na podstawie lub poprzecznej belce różnych komór jonizacyjnych w zależności od potrzeb i ich wymiarów (długości trzonka).

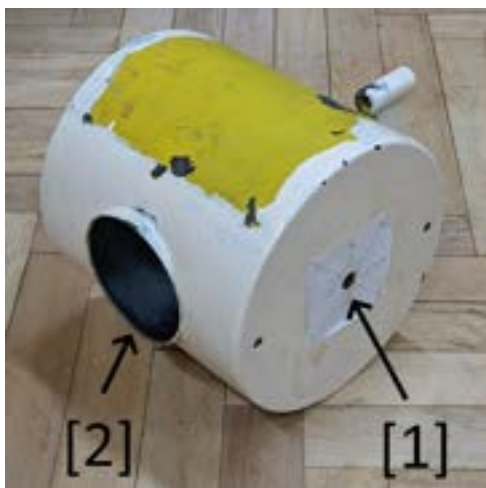
Rysunek 3.3: Ława pomiarowa, do pomiarów kerry w powietrzu, na stanowisku HDR.

Oś wiązki znajduje się w odległości 62,5 cm od ściany pracowni i na wysokości około 87 cm od podłogi. Powtarzalność ustawienia komory jest zapewniona dzięki cyfrowemu miernikowi długości i systemowi laserów pozycjonujących. Jeden z laserów jest na stałe zamontowany na ścianie pracowni (widoczny żółty punkt na rysunku 3.1c) i stanowi punkt referencyjny dla odległości – znana jest jego odległość od źródła w kolimatorze. Do ustalenia punktu pomiarowego w wiązce skolimowanej wykorzystywano laser krzyżowy świecący przez tylni otwór kolimatora (rysunek 3.4b). Dzięki takiemu rozwiązaniu możliwe stało się ustawianie dowolnej komory jonizacyjnej w punkcie pomiarowym oraz jej swobodny ale kontrolowany ruch we wszystkich kierunkach (wykorzystywany np. przy pomiarze profilu wiązki).

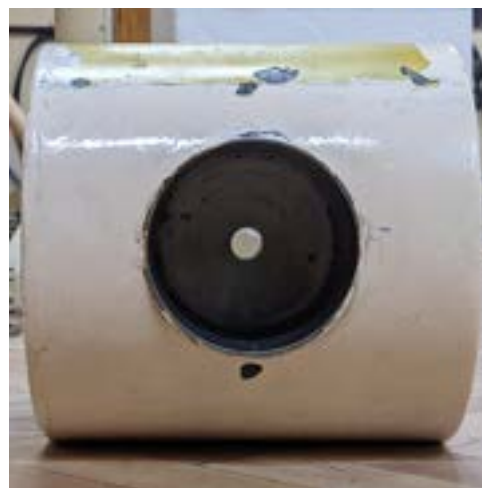
Zbudowanie na stanowisku pomiarowym osłony ołowianej było wymuszone względami ochrony radiologicznej jednakże pozwala ona na wykonywanie wzorcowań w pomieszczeniach dotychczas nie dostosowanych do tego typu pomiarów. Obecnie funkcjonujące w ośrodkach wzorcujących stanowiska przekazywania jednostki kermy w powietrzu dla źródeł HDR nie posiadają tego typu elementu konstrukcyjnego i mogą stosować zasadę umieszczania wzorcowanej komory studzienkowej w przynajmniej metrowej odległości od ścian, eliminując tym potencjalne rozproszenia promieniowania gamma izotopu ^{192}Ir [IAEA, 2002, rozdział 6.5.2.]. Zastosowanie osłony ołowianej z zaprojektowaną warstwą aluminium i PMMA pozwala na eliminację rozprożeń promieniowania gamma izotopów ^{192}Ir i ^{60}Co . Zaproponowane rozwiązanie może być wykorzystane również w innych laboratoriach.

3.1.2 Kolimator

Do pomiaru referencyjnej mocy kermy w powietrzu z wykorzystaniem komory jonizacyjnej konieczna jest wiązka skolimowana (pozwalająca na zniwelowanie rozprożeń [Wyckoff, 1960]). W tym celu wykorzystany został kolimator dawniej używany w GUM dla źródeł zamkniętych przeładowywanych ręcznie. Ołowiana osłona kolimatora przed renowacją widoczna jest na rysunku 3.4.



(a) Osłona ołowiana kolimatora GUM z widocznym bocznym otworem na umieszczenie źródła [1] oraz otworem do umieszczenia właściwego kolimatora [2].

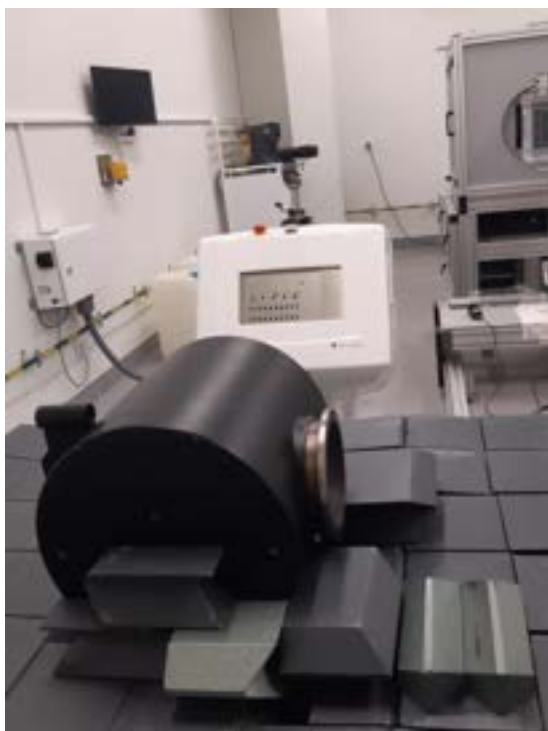


(b) Osłona ołowiana kolimatora GUM – widok z przodu z widocznym przelotowym otworem umożliwiającym umieszczanie źródeł w osi kolimatora, który w konstrukcji stanowiska został wykorzystany do pozycjonowania komory w osi wiązki.

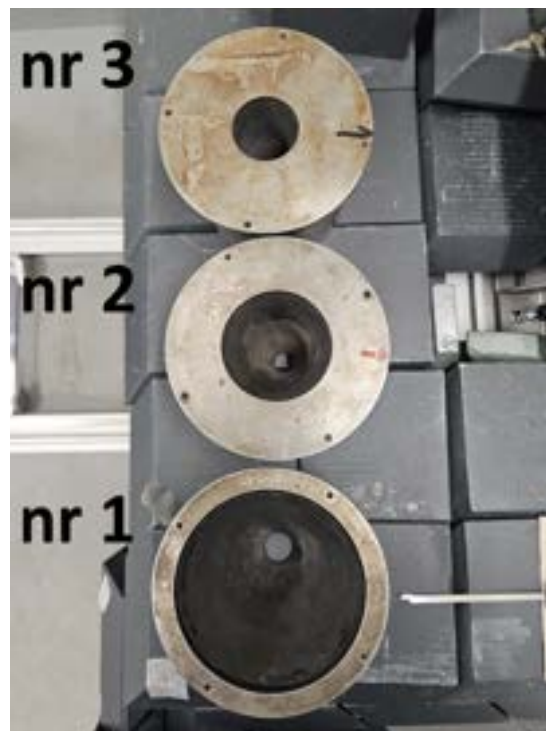
Rysunek 3.4: Osłona ołowiana kolimatora GUM przed renowacją.

Kolimator składa się z ołowianej osłony w formie walca o średnicy 21,5 cm i wysokości 20 cm, z wydrążonym centrycznie wzdłuż osi przelotowym otworem o średnicy 13 mm. Poprzecznie w kolimatorze znajduje się otwór wzdłuż promienia o średnicy 25,5 mm (który może być wykorzystany do umiejscowienia źródła) oraz otwór do umiejscowienia właściwego kolimatora kształtującego wiązkę. Układ otworów został przedstawiony na rysunku 3.4. Wymienny kolimator ma formę walca o wysokości 105 mm i zewnętrznej średnicy 100 mm z wydrążonym otworem w kształcie ściętego stożka.

Otwór wejściowy (od strony źródła) ma od 9,5 mm do 18,5 mm średnicy, otwór wyjściowy od 70 mm do 78 mm w zależności od kąta rozwarcia kolimatora. Zestaw stosowanych kolimatorów przedstawiony jest na rysunku 3.5b.



(a) Osłona ołowiana kolimatora z kolimatorem umieszczona na środku górnej ściany osłony ołowianej.



(b) Wymienne kolimatory, numeracja zgodnie z tabelą 3.2.

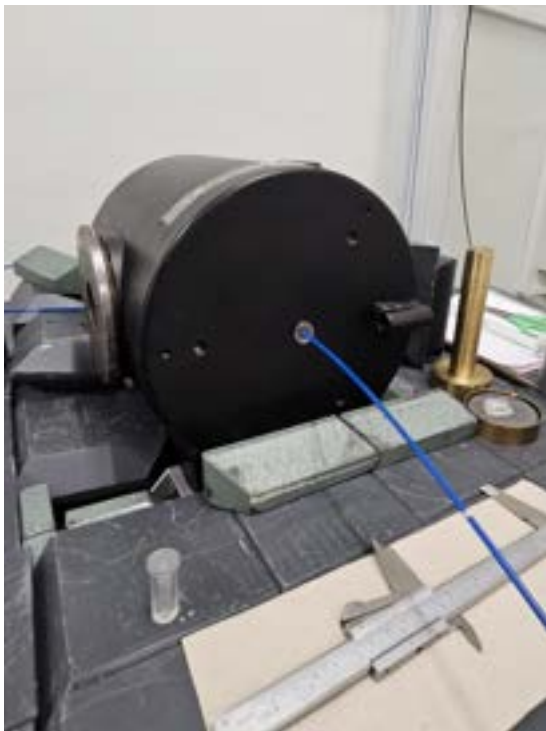
Rysunek 3.5: Ołowiana osłona kolimatora na stanowisku HDR wraz z wymiennymi kolimatorami.

Tabela 3.2 zawiera zestawienie wymiarów zastosowanych kolimatorów.

Tabela 3.2: Wymiary zastosowanych kolimatorów.

numer kolimatora	średnica otworu wejściowego /mm	średnica otworu wylotowego /mm	kąt
nr 1	18,5	96,7	12°
nr 2	12,9	59,0	22°
nr 3	9,5	37,0	36°

Kolimator został umiejscowiony na osłonie ołowianej na wysokości ok. 800 mm nad podłogą pracowni. Ze względów konstrukcyjnych kolimator jest umieszczony na środku górnej ściany osłony ołowianej (rys. 3.5a).



(a) Źródło HDR wprowadzane do osłony kolimatora z użyciem aplikatora LAA1400-GYN (niebieski przewód) przez boczny otwór prostopadły do osi wiązki.



(b) Aplikator LAA1400-GYN z elementami wykonanymi z PMMA umożliwiającymi jednoznaczne pozycjonowanie źródła w osłonie kolimatora.

Rysunek 3.6: Sposób umieszczania źródła HDR w kolimatorze z użyciem aplikatora LAA1400-GYN (widoczny niebieski przewód).

Źródło jest wprowadzane do kolimatora z użyciem aplikatora LAA1400-GYN w otwór przelotowy (widoczne na rysunku 3.6a). Za pomocą wykonanych dopasowanych do średnicy otworu przelotowego kolimatora elementów z PMMA możliwa jest stabilizacja aplikatora w ustalonej pozycji. W elementach z PMMA znajduje się otwór dopasowany do średnicy kolimatora, w jednym elemencie wykonany jest otwór przelotowy, w drugim - otwór na zadaną głębokość, dzięki czemu końcówka aplikatora jest zablokowana i nie wystaje poza obręb kolimatora (widoczne na rysunku 3.6b). Otwory w obu elementach wykonane są centrycznie dzięki czemu aplikator ma stałą odległość od ścianek otworu przelotowego. Sztywność aplikatora gwarantuje stałą pozycję tej części aplikatora, która znajduje się przy otworze wlotowym stożka kolimatora. W takim układzie pomiarowym oś symetrii źródła jest ustawiona prostopadle do osi wiązki.

Zastosowanie opisanych wyżej kolimatorów zostało podyktowane względami finansowymi. Wyniki pomiarów przedstawione w dalszej części wskazują, że możliwa jest optymalizacja układu pomiarowego oparta na zaproponowanym rozwiązaniu.

3.1.3 Układ pomiarowy dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł HDR

Do pomiarów dawki pochłoniętej w wodzie wykorzystano fantom PMMA (opisany w 2.2) wypełniony wodą destylowaną z umieszczoną wewnątrz osłonką z grafitową komorą jonizacyjną GUM Dw#3 oraz uchwyt do aplikatora LAA1400-GYN wykonany z PMMA – tzw. *holder*. W czasie realizacji doktoratu testowane były różne warianty układu umożliwiające pozycjonowanie źródła i komory.

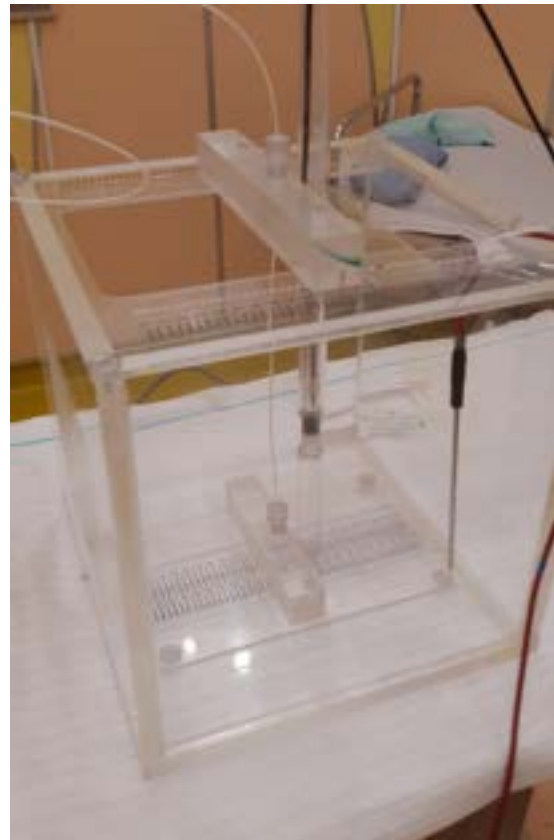
Celem skonstruowania holdera było zastosowanie go w pomiarach do uzyskania stabilnej i powtarzalnej pozycji aplikatora (źródła) względem komory oraz możliwość jednoznacznego określenia odległości pomiędzy źródłem a punktem pomiarowym w komorze. Holder musiał również być możliwy do stosowania w fantomie wodnym GUM (o wymiarach 30 cm x 30 cm x 30 cm). W założeniu proponowane rozwiązania miały być proste w produkcji i uniwersalne, to znaczy w możliwie łatwy sposób przystosowywane do innych aplikatorów, ze względu na planowane stosowanie układu pomiarowego również w zakładach brachyterapii z różnymi aparatami HDR. Pod uwagę brano jedynie aplikatory o podobnej budowie, w formie długich elastycznych przewodów, które są wykorzystywane dla różnych modeli aparatów HDR przy pomiarach kontrolnych z użyciem komór studzienkowych i przez swoją uniwersalność są zawsze na wyposażeniu zakładów brachyterapii.

Chronologicznie pierwszą wersję holdera (*h1*) skonstruowano w oparciu o rozwiązania stosowane w pomiarach z użyciem komór typu Farmer i źródeł HDR, tzw. *calibration jig* opisanych m.in. w publikacji [Haworth et al., 2013]. Holder *h1* opracowano i wykonano do pomiarów w ŚCO na aparacie HDR Varian Bravos™. W pomiarach tych zastosowano aplikator GM11000530 (Bronchial catheter for GammaMed plus 5Fr, biały rozmiar 1,67 mm na 1310 mm).

Konstrukcja taka ma formę ramki wykonanej z PMMA, wewnątrz której rozciągnięty jest aplikator ze źródłem rys. 3.7a). Naciąg aplikatora umożliwiły zaciskowe śruby (system taki stosowany jest obecnie w holderach do komór studzienkowych). Problemem tej konstrukcji okazało się utrzymanie stałej pozycji i kształtu (naciągu) aplikatora – zbyt mocne dokręcenie śrub powodowało blokadę transferu źródła, zbyt słabe dokręcenie skutkowało natomiast wyginaniem się aplikatora we wszystkich płaszczyznach (widoczne na rys. 3.7b).



(a) Pierwsza wersja holdera (*h1*) do aplikatora HDR zbudowana do pomiarów w ŚCO na aparacie HDR Varian Bravos™.

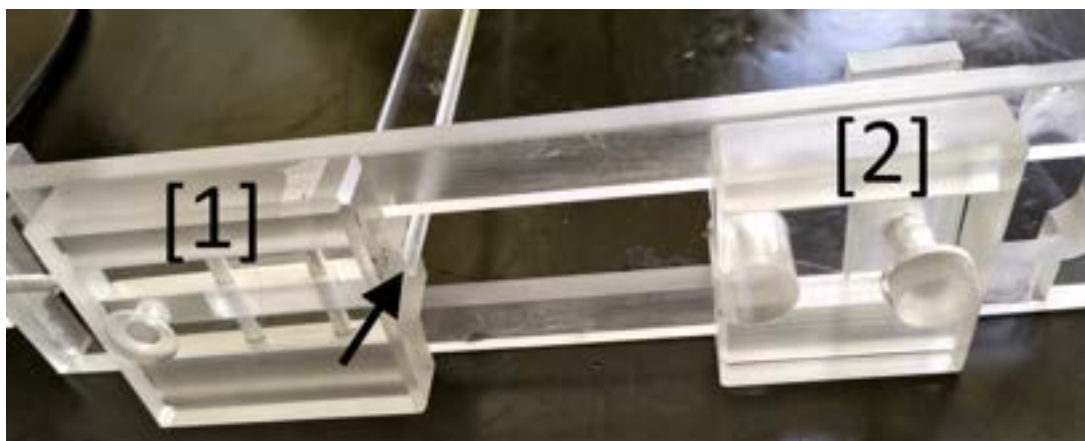


(b) Wersja *h1* holdera podczas pomiarów w ŚCO na aparacie HDR Varian Bravos™. Widoczne jest odkształcanie się aplikatora.

Rysunek 3.7: Pierwsza wersja holdera (*h1*) dla źródła HDR z ramkową konstrukcją i systemem naciągającym aplikator.

Ruch aplikatora wywołany jest przez siłę wysuwającą (z dużą prędkością) źródło z aplikatora do pozycji spoczynkowej w aparacie HDR. Nawet niewielkie, pozornie niewidoczne, ruchy aplikatora (źródła) wpływały istotnie na uzyskiwane wyniki, zmieniając wartość rejestrowanego prądu jonizacyjnego o kilka procent. System ten miałby szansę zastosowania z użyciem sztywniejszych aplikatorów (typu „igły”), jednakże nie spełniałoby to założenia pracy o stosowaniu aplikatorów uniwersalnych.

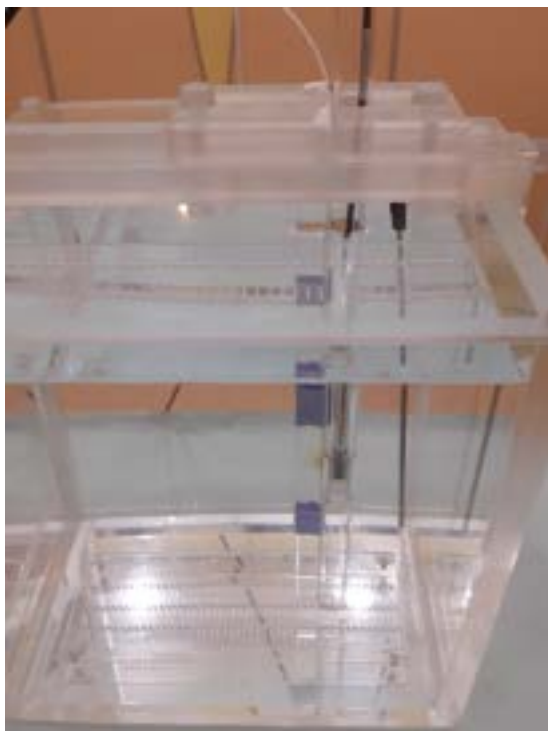
W kolejnym kroku pracy nad konstrukcją holdera (wersja *h2*) zastosowano stabilizację aplikatora w postaci poprowadzenia aplikatora w bruzdzie w krawędzi cienkiego bloku z PMMA. Dzięki temu wyeliminowane zostało wykrzywianie aplikatora spowodowane wysuwem źródła. Blok na aplikator nie stykał się z dnem fantomu, a szerokość wyżłobienia była dostosowana do średnicy aplikatora (układ był stosowany zarówno ze źródłem HDR GUM jak i ŚCO). Układ został zaprojektowany tak, aby możliwa była regulacja odległości źródło-komora poprzez swobodne przesuwanie elementów utrzymujących płytkę na aplikator i osłonkę komory względem siebie (rys. 3.8).



Rysunek 3.8: Wersja konstrukcji holdera *h2* – widok na górną część nakładaną na fantom. Aplikator umieszczony jest w elemencie [1] w wyżłobieniu zaznaczonym strzałką. W elemencie nr [2] wsuwana jest wodoszczelna osłonka z komorą jonizacyjną. Oba elementy mogą być ustawiane względem siebie na dowolną odległość. W skrajnej pozycji aplikator ze źródłem styka się z powierzchnią osłonki.

Powtarzalność pozycji została osiągnięta dzięki zastosowaniu precyzyjnych dystansów (w formie klocków z PMMA) umieszczanych pomiędzy elementami.

Na rysunku 3.9 zostało przedstawione użycie holdera *h2* w pomiarach na dwóch różnych aparatach HDR i z dwoma różnymi aplikatorami. W trakcie pomiarów, ze względu na wspomnianą wcześniej czułość metody, zauważono jednak, że nadal występuje pewna swoboda ruchu aplikatora, szczególnie w pozycjach poza minimalną odległością źródło-komora.



(a) Holder *h2* w fantomie wodnym podczas pomiarów w ŚCO w Kielcach na aparacie HDR Varian Bravos™. Widoczna jest pozycja minimalnej odległości źródła od komory ograniczona przez wymiary wodoszczelnej osłonki komory.



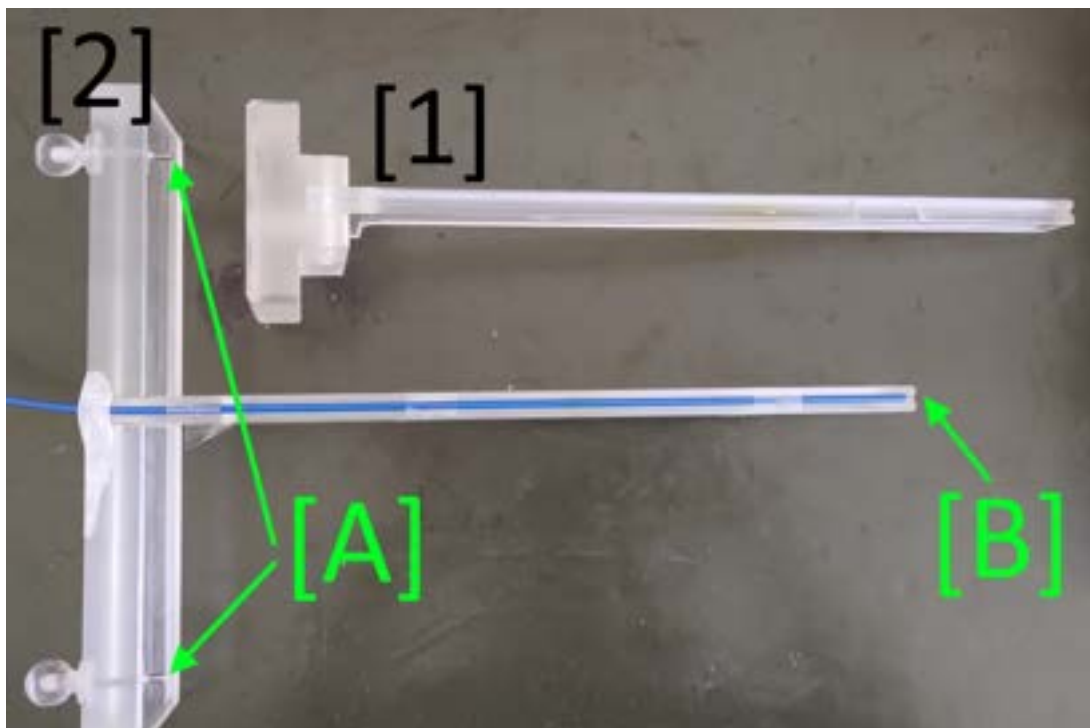
(b) Holder *h2* w fantomie wodnym podczas pomiarów w GUM. W komory zastosowano inny element utrzymujący pozycję wodoszczelnej osłonki – standardowo stosowaną w fantomie wodnym GUM płytkę pozwalającą umieścić osłonkę zgodnie w pozycji odpowiadającej perforacjom na dnie i pokrywie fantomu. Element z aplikatorem miał nadal swobodę ruchu od i do komory.

Rysunek 3.9: Wersja *h2* holdera dla źródła HDR w zastosowaniu w pomiarach na różnych aparatach HDR w ŚCO i GUM.

W przypadku pomiarów w ŚCO (rys. 3.9a) wydawało się, że spowodowane było to przekrzywianiem się wodoszczelnej osłonki z komorą. Minimalne odchylenie od pionu spowodowane było tym, że w dolnej części fantomu osłonka była pozycjonowana jednoznacznie zgodnie z perforacją, natomiast w górnej części ustawiana była z zachowaniem widocznej równoległości do ścianek fantomu. Niestety metoda ta, polegająca na subiektywnej ocenie prowadzącego pomiary, powodowała niewidoczne dla oka ale widoczne w wynikach pomiarów odchylenia.

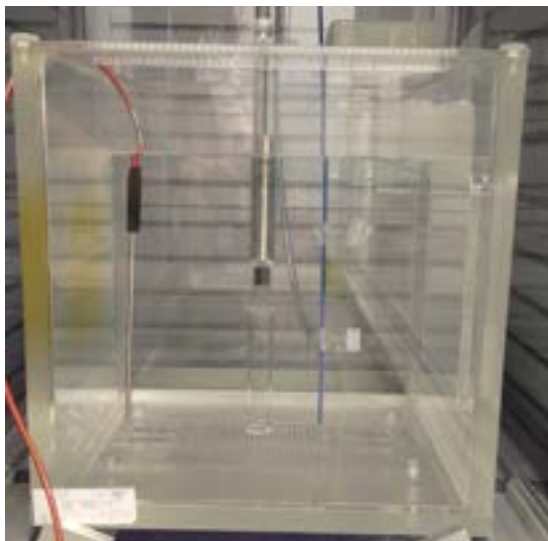
W późniejszych pomiarach w GUM układ ten ulepszono stosując standardowe pozycjonowanie osłonki w fantomie według perforacji na dolnej i górnej ścianie fantomu. Na dnie fantomu w perforacji był umieszczany bolec z dolnej części osłonki, pozycja na pokrywie fantomu była ustawiana za pomocą płytki z dwoma bolcami oraz otworem na wsunięcie osłonki. Pomiary w GUM pokazały jednak, że problem stanowi również pozycjonowanie aplikatora spowodowane brakiem prostopadłości pomiędzy elementem trzymającym blok z bruzdą na aplikator a pokrywą fantomu. Przez to, że blok nie stykał się z dnem fantomu występowały przekrzywienia głównie w płaszczyźnie prostopadłej do osi wyznaczonej przez komorę i aplikator.

Na podstawie doświadczeń zdobytych w pomiarach z wykorzystaniem wersji *h1* i *h2* holdera do aplikatora ostatecznie opracowano wersję *h3*, w której aplikator wsuwany jest w bruzdę szerokości 3 mm w cienkim (około 10 mm) bloku PMMA. Holder *h3* jest blokowany w pozycji równoległej do osłonki komory w trzech punktach – na górnej pokrywie fantomu (2 punkty) i na dnie fantomu (rys. 3.10). Komora pozycjonowana jest w analogiczny sposób, z wykorzystaniem perforacji w fantomie.

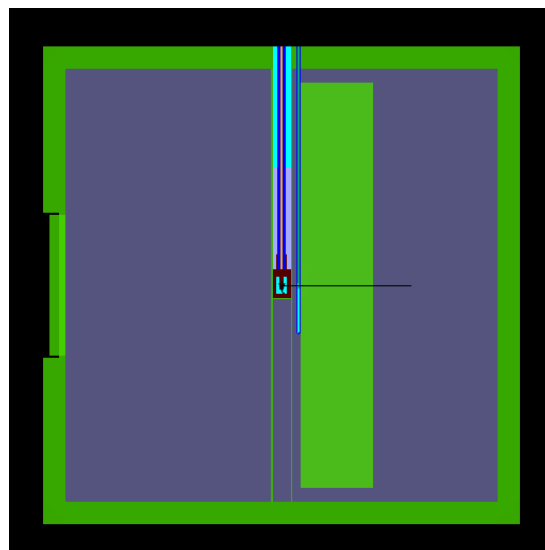


Rysunek 3.10: Wersja *h3* holdera [2] dla źródła HDR powstała na podstawie wersji *h2* [1]. W punktach oznaczonych [A] i [B] znajdują się bolce pozycjonujące holder *h3* w jednoznacznej pozycji zdefiniowanej przez perforacje w górnej [A] i dolnej [B] ścianie fantomu.

Układ ten zapewnia wymaganą powtarzalność pozycji aplikatora względem źródła. W związku z wymiarami osłonki komory (średnica dolnej i górnej części) oraz perforacją w dolnej i górnej ścianie fantomu umożliwiającą pozycjonowanie osłonki komory i holdera źródła (otwory co 5 mm) możliwe jest uzyskanie odległości od środka komory do środka źródła od 1,17 cm do 11,17 cm, ze skokiem 0,5 cm. Końcowy układ pomiarowy został przedstawiony na rys. 3.11, również w formie modelu numerycznego.



(a) Fantom z komorą w osłonce oraz aplikatorem do źródła HDR (niebieski przewód) na stanowisku pomiarowym.



(b) Model numeryczny układu pomiarowego wykonany w kodzie EGSnr, widok w przekroju.

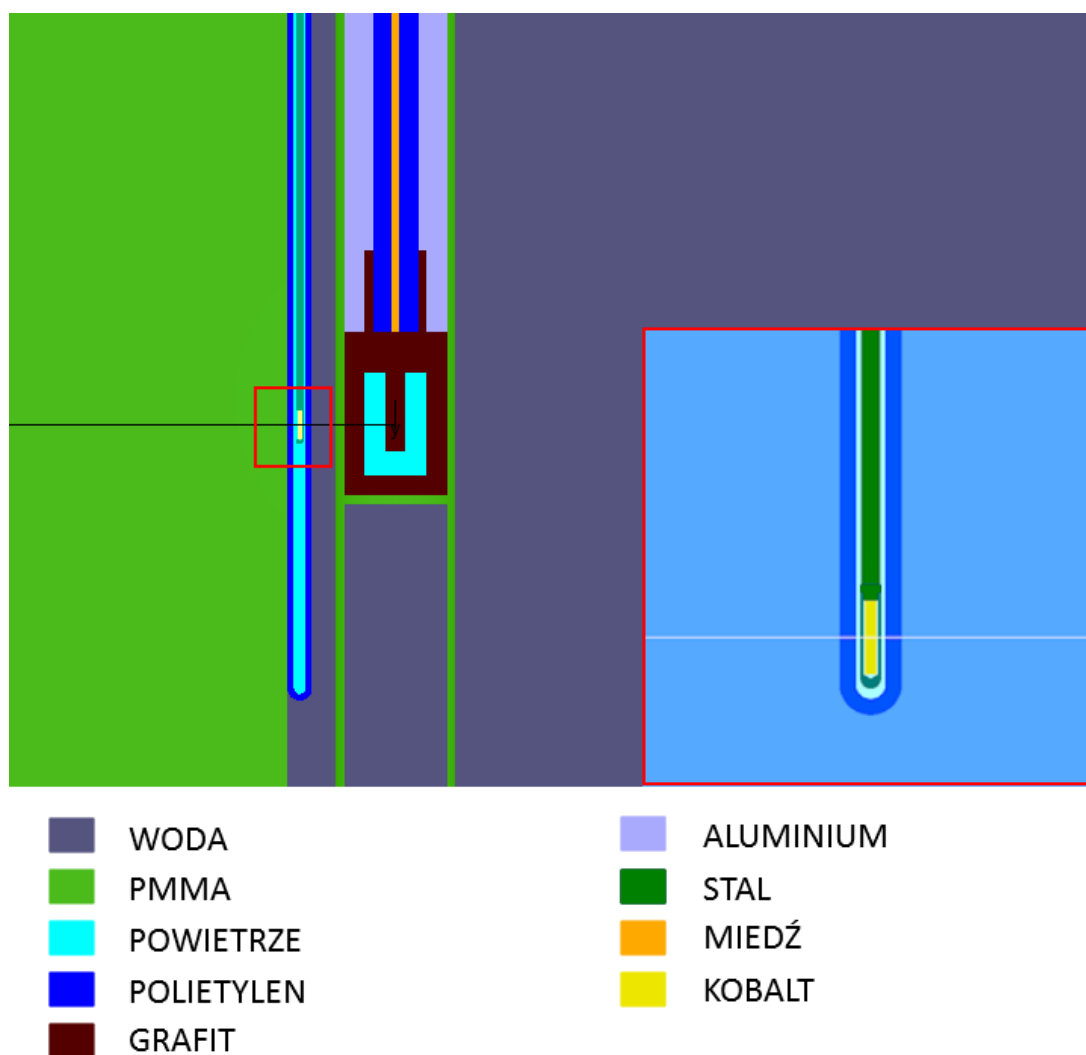
Rysunek 3.11: Źródło oraz komora w fantomie – rzeczywisty układ oraz model w kodzie EGSnr.

3.1.4 Model numeryczny układu pomiarowego dla dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł HDR

Równoległe ze zbudowanym układem do pomiaru dawki pochłoniętej w wodzie przygotowano model numeryczny do symulacji MC (rys. 3.11b przedstawia model przygotowany do symulacji z wykorzystaniem kodu EGSnr/cavity).

W modelu tym uwzględniono fantom wypełniony wodą, holder do źródła w uproszczonej formie bloku z PMMA, aplikator ze źródłem ^{60}Co oraz komorę jonizacyjną wraz z trzonkiem i kablem zasilającym umieszczoną w wodoszczelnej osłonce (uproszczonej w stosunku do rzeczywistego kształtu).

Szczegóły modelu numerycznego w obszarze czynnym komory oraz dla źródła w aplikatorze widoczne są na rys. 3.12.



Rysunek 3.12: Model numeryczny źródła w aplikatorze w pozycji pomiarowej względem objętości czynnej komory jonizacyjnej GUM DW#3. Kolorem jasno-niebieskim zostały zaznaczone obszary wypełnione powietrzem, kolorem bordowym – grafit. Aktywna część źródła ^{60}Co zaznaczona jest kolorem żółtym. Elementy wykonane z PMMA są w kolorze zielonym. W prawym dolnym rogu (czerwona ramka) został przedstawiony w powiększeniu model aplikatora ze źródłem.

Do przygotowania modelu wykorzystano opcję *pegless*, gdzie materiały definiowane są przez użytkownika za pomocą tzw. plików korekcji gęstości dostępnych standardowo w dystrybucji kodu [Rogers et al., 2021]. Nazwy materiałów i użyte pliki zostały zebrane w tabeli 3.3. Jedynie dla grafitu (o gęstości $1,81 \text{ g} \cdot \text{cm}^{-3}$) konieczne było przygotowanie indywidualnego pliku korekcji gęstości z zastosowaniem generatora ESTAR dostępnego w ramach bazy danych NIST [Berger et al., 2017].

Tabela 3.3: Materiały zastosowane w modelu numerycznym dla kodu EGSnrc.

materiał (zastosowanie)	plik korekcji gęstości	materiał (oznaczenie)
woda	water_icru90	H2O521ICRU
powietrze	air_dry_nearsealevel	AIR521ICRU
miedź (kabel zasilający komory)	copper	CU521ICRU
polietylen (izolator komory, aplikator)	polyethylene	POLYETH521ICRU
aluminium (trzonek komory)	aluminum	AL521ICRU
stal (kapsułka źródła, linka)	steel_stainless_type316l	STEEL316L
kobalt (źródło promieniotwórcze)	cobalt	COBALT
PMMA (ściany fantomu, osłonka komory, holder)	polymethylmethacrylate__lucite___perspex__plexiglas_	PMMA521ICRU
grafit (komora)	carbon_graphite_81eV_1.81g_cm3*	graphite_1.81

* Plik utworzony z użyciem ESTAR [Berger et al., 2017].

Generator ESTAR dla danego materiału, na podstawie wprowadzonych danych o składzie atomowym, gęstości i energii wzbudzenia I oblicza efekty oddziaływania elektronów z tą materią: straty energii (sumaryczną oraz z podziałem na kolizyjną i radiacyjną), efekty związane z gęstością, zasięg oraz frakcję energii kinetycznej traconą na promieniowanie hamowania. Dane te pozwalają na dalsze obliczenia transportu cząstek w modelowanym układzie z użyciem metod MC. Źródło Co0.A86 zostało zamodelowane zgodnie z rysunkiem 2.4. Numeryczny generator cząstek (zgodnie z danymi ze standardowego pliku spektrum EGSnrc: *bareco60.spectrum*) zamodelowano jako cylinder umieszczony w rzeczywistym cylindrze z kobaltu, umieszczonego w stalowej kapsułce do której przyczepiona jest stalowa linka. Aplikator zamodelowano jako zaokrągloną tubę wykonaną z polietylenu.

Model układu pomiarowego dla kodu FLUKA składał się z analogicznych elementów, zastosowano materiały zdefiniowane w kodzie (wg. danych z raportu ICRU 37 [Balashov et al., 1984]): *aluminium* (trzonek), *polyethylen* (izolator), *copper* (kabel), *PMMA* (ściany fantomu, osłonka komory), *stainless steel AISI316LN* (kapsułka i linka). Pozostałe materiały, powietrze, woda i grafit, zostały zdefiniowane według danych z raportu ICRU 90 [Seltzer et al., 2016]. Źródło Co0.A86 zostało zamodelowane zgodnie z geometrią kapsułki ale jako 3-punktowe źródła (generatory cząstek) rozmieszczone w aktywnej części źródła z kobaltu.

3.2 Weryfikacja działania elementów stanowiska

Testy stanowiska miały na celu m.in. sprawdzenie poprawności ustawienia poszczególnych elementów, poznanie specyfiki jego działania i dokonanie niezbędnych korekt oraz optymalizacji w celu uzyskania wymaganych parametrów. W przypadku wzorców pomiarowych podstawową własnością jest powtarzalność wyników, stąd konieczne jest przeprowadzenie wielu pomiarów, zarówno w różnych konfiguracjach jak i w powtarzalnych warunkach, żeby ocenić powtarzalność metody i zbadać wpływ różnych czynników na uzyskiwane wyniki. Poniżej zostały opisane przeprowadzone testy stanowiska.

3.2.1 Pomiary komorą studzienkową

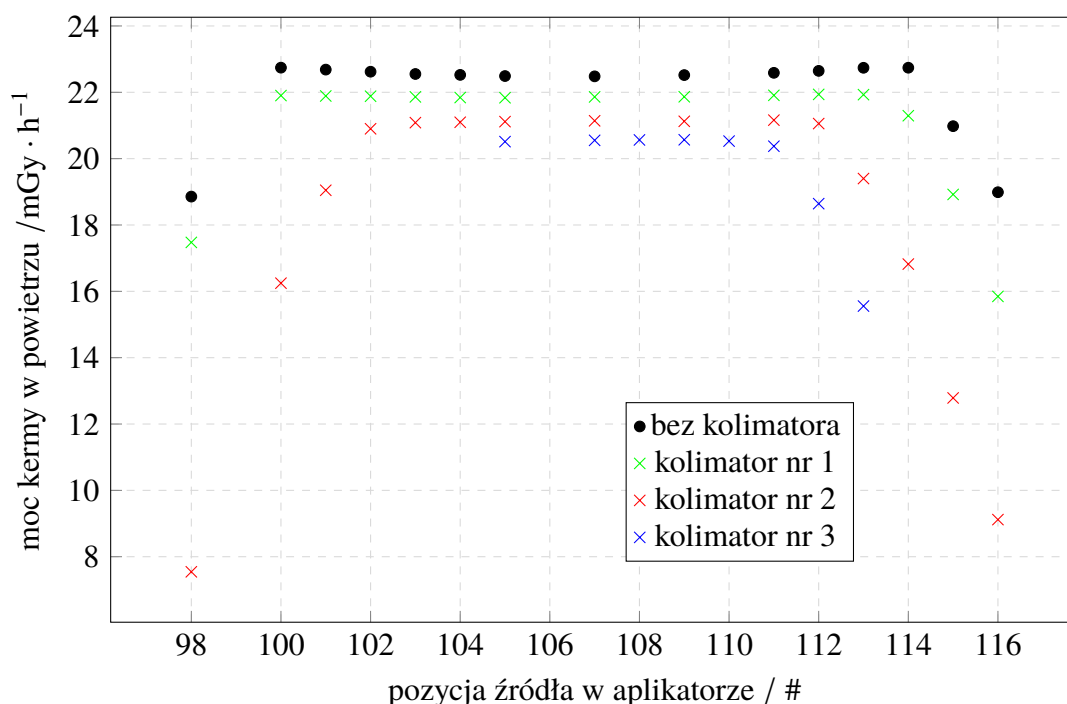
Pomiary komorą studzienkową wykonano w celu sprawdzenia danych podanych przez producenta dotyczących referencyjnej mocy kermy dla źródła Co0.A86, a także w celu przetestowania czy umieszczenie komory studzienkowej wewnątrz osłony ołowianej będzie miało wpływ na wyniki pomiaru. Pomiary przeprowadzono zgodnie z zaleceniami [IAEA, 2002] dla *sweet spot* określonego dla położenia źródła w odległości 50 mm od końca aplikatora. Dla tego położenia dla serii pomiarów mierzono ładunek jonizacyjny w czasie 20 s, uzyskano dla serii średnią wartość ładunku jonizacyjnego o wartości 398,5 nC.

Ładunek przeliczono na średni prąd jonizacyjny, z uwzględnieniem poprawki na temperaturę i ciśnienie $k_{p,T}$ dla każdego pomiaru. Otrzymano wartość 20,02 nA. Zgodnie ze wzorem 2.15, po uwzględnieniu współczynnika wzorcowania dla zastosowanej komory, otrzymano referencyjną moc kermy dla mierzonego źródła HDR o wartości $19,52 \pm 0,53 \text{ mGy} \cdot \text{h}^{-1}$ na dzień pomiarów (niepewność złożona ($k=2$) 2,7 %). Zgodnie z danymi producenta na dzień pomiarów referencyjna moc kermy źródła wynosiła $19,77 \pm 0,63 \text{ mGy} \cdot \text{h}^{-1}$ (rozszerzona niepewność standardowa ($k=2$) 3,2 % – dane na podstawie świadectwa źródła nr 75122), co daje różnicę w stosunku do wielkości wyznaczonej w pomiarze równą 1,3 %. Parametr zgodności $E_{\dot{K}_R}$ dla referencyjnej mocy kermy w powietrzu wynosi $E_{\dot{K}_R} = 0,3 \leq 1$, uzyskany wynik jest więc zgodny z wartością podaną przez producenta źródła.

Dodatkowo wykonano pomiary komorą studzienkową w osłonie ołowianej i poza osłoną, aby ocenić wpływ ewentualnych rozprośnień w osłonie. Poza osłoną komora ustawiona była zgodnie z zaleceniami [IAEA, 2002], tzn. w odległości minimum 100 cm od ścian i podłogi. Nie stwierdzono różnicy w wynikach pomiarów w osłonie i poza osłoną ołowianą.

3.2.2 Kąt rozwarcia i położenie kolimatora

Wpływ kąta rozwarcia kolimatora oraz jego położenia na uzyskiwane moce kerry badano za pomocą cylindrycznej komory jonizacyjnej 23361. Komora ta służy jako wzorzec transferowy kerry w powietrzu i została wywzorcowana w GUM ze współczynnikiem wzorcowania w polu promieniowania izotopu ^{60}Co równym $N_K = 938801 \text{ Gy} \cdot \text{C}^{-1}$ z niepewnością 0,51 %. Otrzymane wartości mocy kerry w odległości 100 cm w zależności od pozycji źródła w aplikatorze dla różnych kolimatorów i bez kolimatora przedstawiono na wykresie 3.13.



Rysunek 3.13: Moc kerry wyznaczona za pomocą cylindrycznej komory jonizacyjnej 23361 dla kolimatorów nr 1, nr 2 i nr 3 oraz różnych pozycji źródła w aplikatorze.

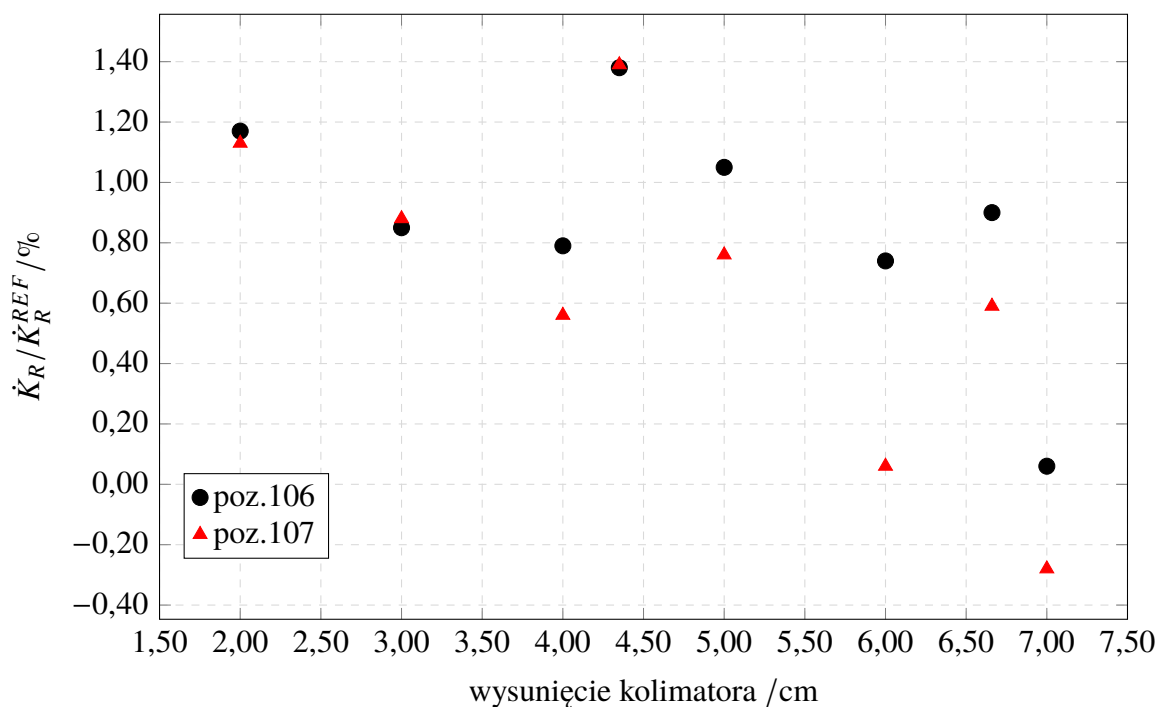
W tabeli 3.4 zebrano wyniki oraz różnicę zmierzonej mocy kerry w odniesieniu do referencyjnej mocy kerry w powietrzu podanej przez producenta (równiej na dzień pomiarów 19,76 mGy · h⁻¹). Jako wartość zmierzoną przyjęto średnią moc kerry dla położenia źródła w aplikatorze od pozycji 105 do 109, przyjętych na podstawie wykresu 3.13 jako położenia najbliższej geometrycznej osi wiązki.

Na podstawie wyników z tabeli 3.4 zdecydowano, że dalsze pomiary będą przeprowadzane z użyciem kolimatora nr 3, którego zastosowanie w układzie pomiarowym daje najmniejszą niezgodność z wartością oczekiwaną (3,85 %).

Tabela 3.4: Wyniki pomiarów mocy kermy dla różnych kolimatorów w odniesieniu do wartości referencyjnej podanej przez producenta na dzień pomiarów, wraz z wartością $E_{\dot{K}_R}$ dla testu zgodności.

numer kolimatora	zmierzona moc kermy $\dot{K}_R/\text{mGy} \cdot \text{h}^{-1}$	różnica do wartości ref. /%	$E_{\dot{K}_R}$
bez kolimatora	22,50	13,88	4,3
nr 1	21,85	10,58	3,3
nr 2	21,13	6,94	2,1
nr 3	20,52	3,85	1,2

Dla kolimatora nr 3 zbadano zależność pomiędzy wyznaczoną wartością mocy kermy (a dokładniej różnicę w odniesieniu do mocy kermy podanej przez producenta źródła) w zależności od wysunięcia kolimatora od źródła. Wyniki przedstawiono na wykresie 3.14.



Rysunek 3.14: Moc kermy w powietrzu \dot{K}_R w odniesieniu do wartości podanej przez producenta (\dot{K}_R^{REF}) wyznaczona za pomocą cylindrycznej komory jonizacyjnej 23361 dla różnych odległości kolimatora od źródła (podana pozycja w cm jest mierzona od brzegu stożka kolimatora do krawędzi otworu osłony ołowianej kolimatora) i dwóch centralnych pozycji źródła w aplikatorze.

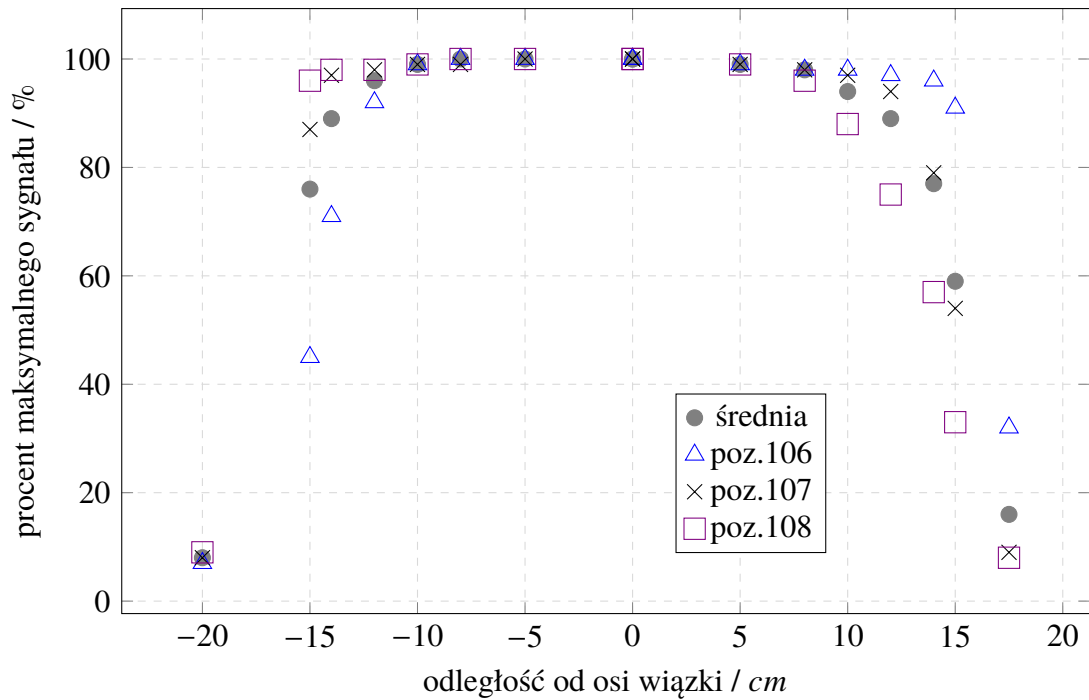
Największa zgodność (co rozumie się jako najmniejszą procentową różnicę pomiędzy wielkością mierzoną a oczekiwaną wielkością podaną przez producenta) występuje dla wysunięcia 7 cm. Biorąc jednak pod uwagę, że pozycja kolimatora przy wysunięciu nie była stabilna (szczególnie przy większym wysunięciu mogło nastąpić przekrzywienie względem osi wiązki, o czym świadczą pojawiające się dla wysuwu powyżej 5 cm duże różnice pomiędzy wynikami dla dwóch pozycji źródła w kolimatorze) wyniki należy traktować jakościowo. Z danych wynika, że położenie kolimatora może zmienić wynik pomiaru o więcej niż 1 %.

W pracy [Simons, 1962] można znaleźć obszerne rozważania na temat wpływu kolimatora na pomiary w polu promieniowania gamma. Przedstawiono tam efekty związane z rozproszeniami promieniowania pierwotnego w obszarze kolimatora. Wyznaczone formuły, pozwalające ocenić ten efekt, zostały opisane dla źródeł punktowych. W przypadku źródła HDR mamy jednak do czynienia z niezanedbywalnymi rozmiarami źródła, w dodatku ruchomego w obszarze wejścia do kolimatora (różne pozycje w aplikatorze). W pracy zostało pokazane jaki wpływ na wynik pomiaru ma zastosowanie różnego kąta rozwarcia kolimatora oraz jego położenia względem źródła. Optymalizacja tego elementu układu jest więc niezbędna. Należy również zaznaczyć, że zaobserwowane efekty mogą różnić się dla promieniowania gamma izotopu ^{192}Ir dlatego wybór kolimatora i jego położenia powinien zostać również dostosowany do charakterystyki energetycznej źródła ^{192}Ir , co będzie wymagało pomiarów z tym źródłem. Dalsze działania wymagają decyzji inwestycyjnych.

Profil wiązki

Profil wiązki w płaszczyźnie poziomej został zmierzony z użyciem komory IGNAS-IC16A#001 dla kolimatora nr 3 w położeniu podstawowym. Zmierzono profil wiązki w odległości 100 cm od źródła, dla 3 pozycji źródła w aplikatorze wokół *sweet spot*. Dane zostały przedstawione na wykresie 3.15.

Zgodnie z [IAEA, 2009] obszar wiązki i wymiary wiązki w danej płaszczyźnie określone są przez szerokość połówkową (FWHM, z ang. *full width at half maximum*) rozkładu mocy dawki. Dla zapewnienia jednorodnego pola wiązki w obszarze pomiarowym (w objętości czynnej komory) przyjęto warunek 5 % wahań mocy dawki w tym obszarze, co oznacza że w wymiarze prostym do osi wiązki stabilność pomiarów jest zapewniona w odległościach do 10 cm od osi wiązki.



Rysunek 3.15: Poziomy profil wiązki w odległości 100 cm od źródła, dla kolimatora nr 3.

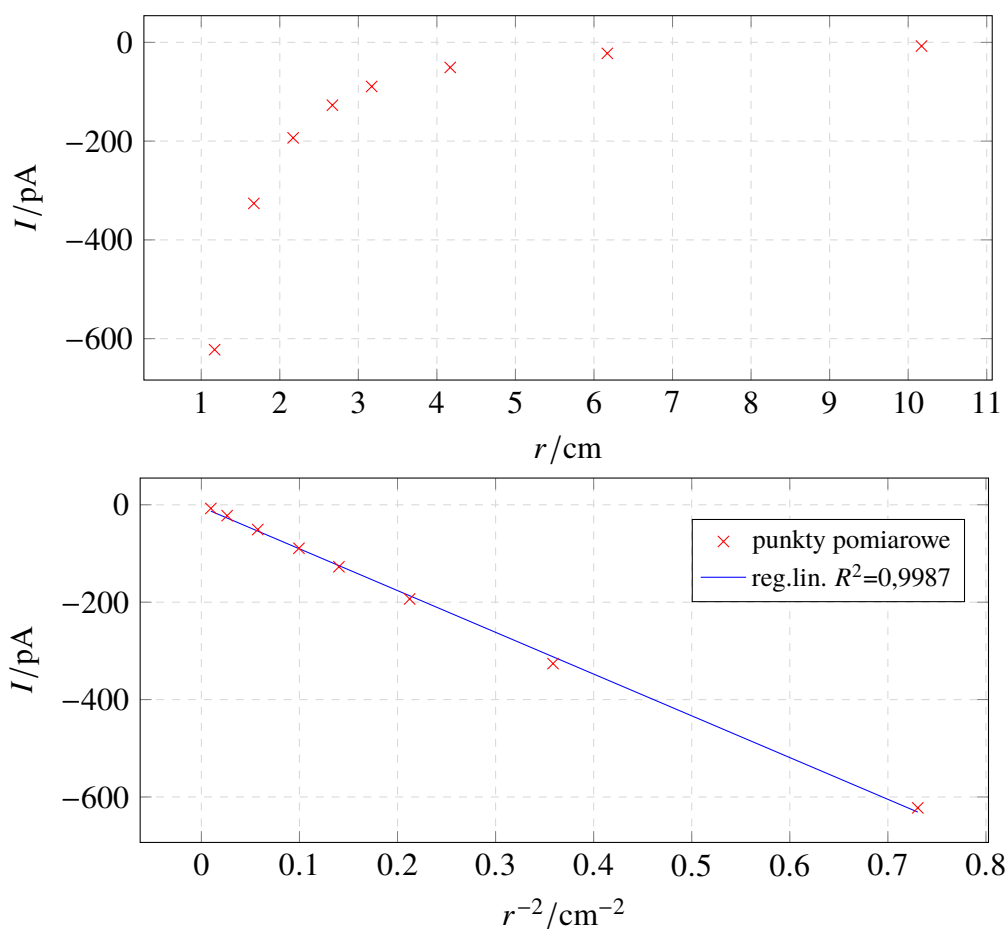
Na wykresie 3.15 widoczna jest również asymetria związana z pozycją źródła w aplikatorze, co wiąże się z położeniem źródła względem otworu wejściowego kolimatora (którego średnica jest kilkukrotnie większa od wymiarów źródła).

W płaszczyźnie pionowej, ze względu na konstrukcję stolika i uchwytu komory nie było możliwe przeprowadzenie pomiarów w pełnym zakresie odległości. Dla pomiarów komorą umieszczoną powyżej osi wiązki w odległości do 15 cm stwierdzono zmianę mocy dawki nie większą niż 2,2 % dla wszystkich trzech położenia źródła w aplikatorze.

Opisane wyżej aspekty doboru kolimatora zostały w niniejszej pracy zbadane, ich rozwiązanie wymaga jednak dalszych inwestycji. W związku z tym postanowiono, że stanowisko może funkcjonować w zaproponowanym kształcie, to znaczy z kolimatorem nr 3 w pozycji normalnej (wsunięty).

3.2.3 Pomiary w wodzie ze źródłem HDR z użyciem komory jonizacyjnej Dw#3

Na wykresie 3.16 zostały przedstawione wyniki pomiarów komorą jonizacyjną Dw#3 w wodzie w zależności od odległości komora-źródło. Pomiary wykonywane były w okresie 3 miesięcy, w związku z tym wszystkie wartości prądu jonizacyjnego zostały przeliczone na referencyjną datę (z zastosowaniem współczynnika k_t określonego wzorem 2.4). Dopasowanie prostej dla zależności $I(r^{-2})$ daje wartość współczynnika korelacji $R^2 = 0,9987$ co pozwala założyć wstępnie poprawność działania komory w związku z wykazaniem że odpowiedź komory w badanym polu promieniowania jest zgodna z prawem odwrotności kwadratu odległości.

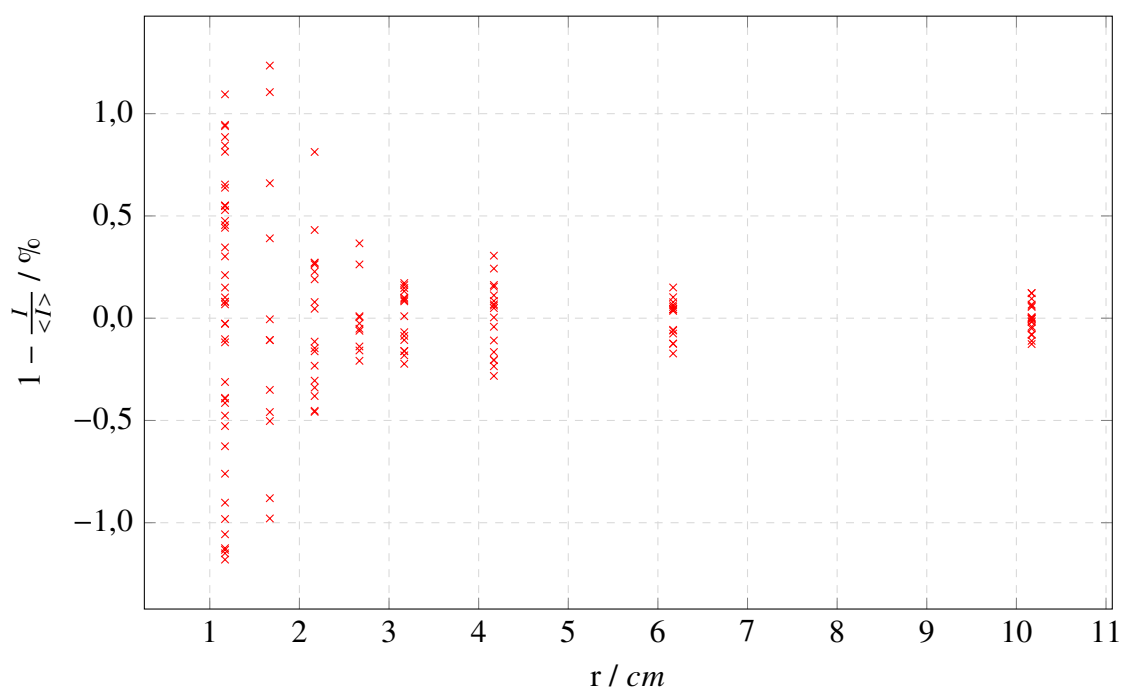


Rysunek 3.16: Zależność prądu jonizacyjnego od odległości r komora-źródło oraz od odwrotności kwadratu tej odległości (r^{-2}). Dane dla pomiarów w wodzie wykonane w okresie 3 miesięcy.

3.2.4 Powtarzalność pomiarów

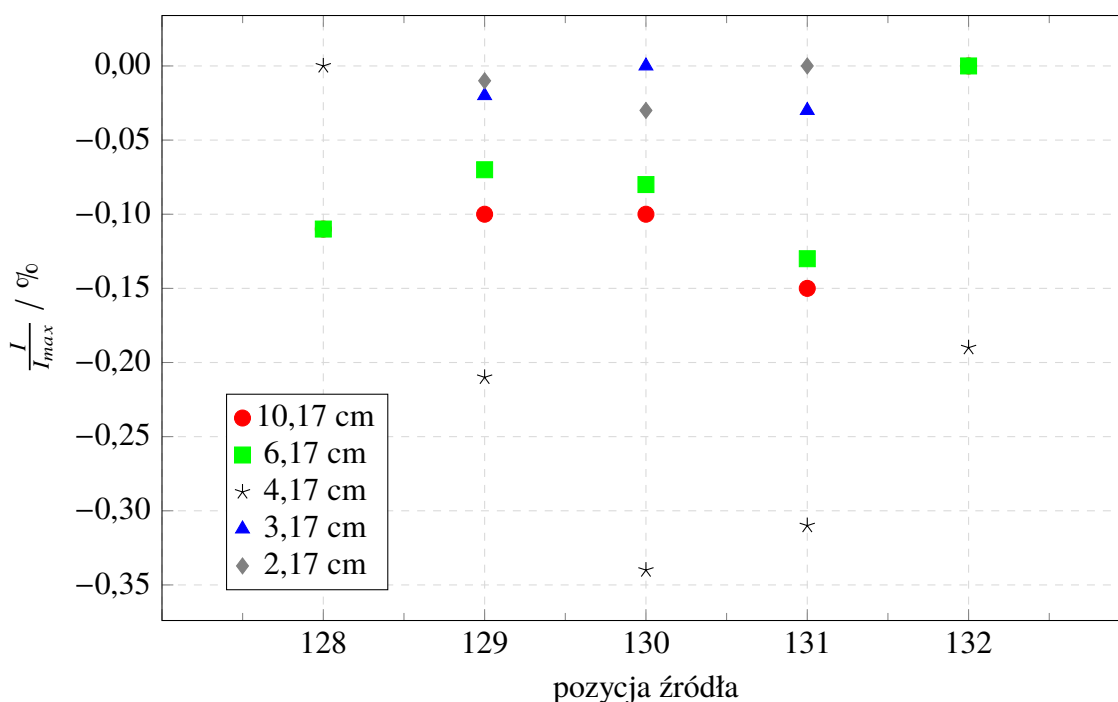
Powtarzalność pomiarów jest jedną z podstawowych kwestii dotyczących wzorców pomiarowych. W związku z tym przeprowadzono szereg doświadczeń mających na celu przetestowanie wpływu różnych czynników na powtarzalność pomiarów. Szczególną uwagę przyłożono do czynników związanych z położeniem źródła względem komory, ponieważ wcześniejsze doświadczenia GUM związane były wyłącznie z wiązkami skolimowanymi i pomiarami dla większych odległościach (gdzie źródło promieniowania traktowane jest jako źródło punktowe). Rozrzuty dla opisanych pomiarów w serii, niezależnie od ilości pomiarów, nie przekraczają 0,05 %.

Na wykresie 3.17 pokazane zostały przykładowe dane z pomiarów prądu jonizacyjnego w wodzie dla różnych odległości od źródła. Dla każdej odległości wykonano pomiary dla dwóch lub trzech pozycji źródła, najbliższych pozycji dającej maksymalny sygnał komory. Na wykresie zostały przedstawione procentowe różnice w stosunku do wartości średniej prądu jonizacyjnego dla danej odległości. Rozrzuty w pojedynczej serii pomiarowej (dla jednej pozycji źródła w aplikatorze) nie przekraczały 0,07 %, niezależnie od ilości pomiarów. Dane z wykresu 3.17 wskazują na zależność pomiędzy odległością komora-źródło a wielkością rozrzutów. Na pomiar wykonywany w bliższej odległości od źródła wpływ czynników związanych z położeniem źródła jest większy.



Rysunek 3.17: Rozrzuty mierzonej wielkości prądu jonizacyjnego I w zależności od odległości r komora-źródło. Dane dla pomiarów w wodzie.

Na wykresie 3.18 pokazane zostały natomiast procentowe różnice pomiędzy wartością zmierzoną na danej pozycji źródła a wielkością maksymalną prądu jonizacyjnego dla różnych odległości komora-źródło. Pomiarzy te zostały wykonane w kontekście ustalania pozycji źródła w aplikatorze dającej maksymalny sygnał, czyli ustalania punktu *sweet spot*, dla którego wykonywane będą pomiary. Największe wahania widoczne są na odległości 4,17 cm i obejmowały 5 pozycji źródła w aplikatorze. Różnice te nie przekraczają jednak 0,35 % i mogą wynikać z niepewności położenia źródła w aplikatorze (co zostało opisane poniżej). W związku z czym nie można jednoznacznie określić dlaczego akurat na tej pośredniej odległości są największe.



Rysunek 3.18: Stosunek prądu jonizacyjnego I do maksymalnego prądu jonizacyjnego I_{max} dla różnych pozycji źródła w aplikatorze, wykonane w fantomie wodnym. Przykładowe dane dla różnych odległości komora-źródło.

Wykonano również zestaw pomiarów polegający na kilkukrotnym pomiarze prądu jonizacyjnego w ustalonej geometrii w odległości 1,17 cm (zarówno komora jak i aplikator nie były ruszane pomiędzy poszczególnymi seriami pomiarów) dla ustalonej pozycji źródła w aplikatorze. Uzyskano rozrzuty rzędu 1 % związane najprawdopodobniej z faktem wahań w pozycji źródła w aplikatorze związanych z skrętnością linki, na której umocowane jest źródło oraz możliwej (bardzo niewielkiej – 0,05 mm wg. [Tölli and Johansson, 1998]) swobody ruchu źródła w aplikatorze.

Pomiary pozwalające na określenie powtarzalności wyników w wodzie pokazały czułość metody na czynniki geometryczne. Przy pomiarach w bliskich odległościach konieczne jest zachowanie precyzji odtworzenia położenia źródła względem komory, choć jak pokazały wyniki – metoda jest również czuła na swobodę ruchu źródła w aplikatorze.

3.2.5 Wyznaczenie za pomocą komory jonizacyjnej wartości referencyjnej mocy kermy w powietrzu w polu promieniowania źródła Co0.A86

Do wyznaczenia wartości referencyjnej mocy kermy w powietrzu w odległości 100 cm wykorzystano komorę cylindryczną typu 23361, opisaną w części 3.2.2. Dla komory wyznaczono współczynniki poprawkowe na polaryzację k_{pol} i nasycenie k_{rec} (metodą opisaną wzorem 2.10) w polu promieniowania gamma źródła HDR.

Otrzymano wartości: $k_{pol} = 1,0003 \pm 0,0002$ oraz $k_{rec} = 1,0002 \pm 0,0005$. Wielkości te (w granicy niepewności równe wartości 1) nie wnoszą znaczących poprawek do obliczonej na podstawie współczynnika N_K wartości referencyjnej mocy kermy, nie były więc ostatecznie uwzględnione w końcowym wyniku.

Komorą cylindryczną typu 23361 mierzono wartości prądu na poziomie $-6,068\text{pA}$ (przy biegu własnym komory $-0,011\text{pA}$ stanowiącym $0,18\%$ sygnału), co po przeliczeniu z użyciem współczynnika wzorcowania N_K dawało moc kermy $20,53\text{mGy} \cdot \text{h}^{-1}$ ($0,48\%$). Wartość referencyjnej mocy kermy podana przez producenta wynosiła $19,58\text{mGy} \cdot \text{h}^{-1}$. Pomiary były przeprowadzone dla kolimatora nr 3 w położeniu normalnym (bez wysuwu) w odległości 100 cm i dały rezultat o $4,1\%$ większy od oczekiwanej wartości podanej przez producenta źródła. Współczynnik zgodności wynosi $E_{\check{K}R} = 1,3 > 1$.

Pomiary prototypową komorą GUM JULIA

W związku z realizacją zadania budowy wzorca pierwotnego referencyjnej mocy kermy w powietrzu dla źródeł HDR, został podjęta w GUM próba budowy grafitowej komory jonizacyjnej. Zaprojektowano i zbudowano prototypową komorę cylindryczną *Julia*. Komorę wykonano z grafitu o gęstości $1,79\text{g} \cdot \text{cm}^{-3}$, tworząc cylindryczne ścianki o grubości 3 mm z możliwością zwiększenia ich grubości poprzez grafitową nakładkę o grubości 3,63 mm. Objętość komory wyznaczono na podstawie pomiarów na maszynie współrzędnościowej GUM jako równą $68,02\text{cm}^3$, przy czym na tym etapie prac nie została wyznaczona efektywna objętość czynna komory uwzględniająca rozkład pola elektrycznego wewnątrz komory.

Pierwsze pomiary dla tej komory, pozwalające określić jej charakterystykę taką jak napięcie pracy wykonywane były w polu promieniowania ^{137}Cs . Napięcie polaryzacji zostało określone na +500 V.

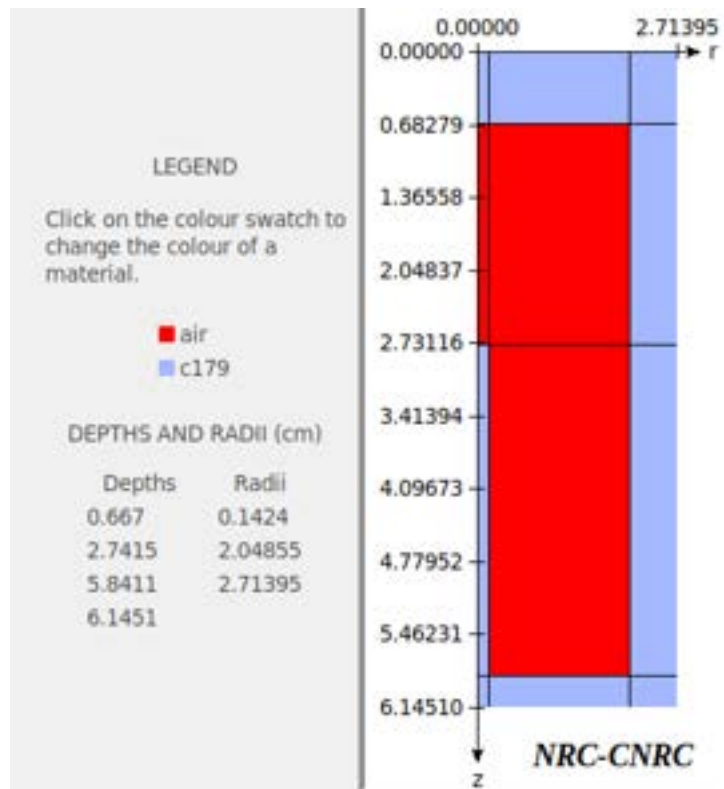
W polu promieniowania izotopu ^{60}Co (wiązka skolimowana) wykonano pomiary, z dodatkową grubością ścianek, dla wyznaczenia współczynników poprawkowych na polaryzację i nasycenie. W związku z tym, że komora po zmianach napięcia zasilającego (zgodnie z metodą wyznaczania tych współczynników) bardzo długo ulegała stabilizacji uznano, że jej konstrukcja wymaga zapewnienia lepszej izolacji pomiędzy elektrodami.

Wyznaczone w polu promieniowania ^{60}Co wartości współczynników wyniosły: $k_{pol} = 1,0247$ (0,04 %) oraz $k_{rec} = 1,0849$ (0,06 %) i są to wartości znaczące w porównaniu z współczynnikami dla innych wzorców GUM. Współczynnik polaryzacji ma wartość różną od 1 o więcej niż 2 %, w związku z tym, zgodnie z [ISO 4037, 2021] został uwzględniony w obliczeniach mocy kermy.

Ponadto wpływ efektów polaryzacji jest na tyle duży (bliski 3 %, które według [Podgorsak, 2005, Rozdz. 9], są wartością graniczną dla stosowalności komory w pomiarach), że w związku z tym zasugerowano poprawę konstrukcji komory w zakresie izolacji elektrod.

Współczynniki k_{wall} i k_{an} zostały wyznaczone metodami MC z użyciem kodu EGSnr/CAVRZnrc (kod *cavity* dla geometrii cylindrycznych z graficznym interfejsem do wprowadzania parametrów obliczeń [Mainegra-Hing, 2023]). Do obliczeń wykonano uproszczony model komory składający się z centralnej grafitowej elektrody, grafitowych ścianek o grubości 6,63 mm i objętości czynnej 68,02 cm³ wypełnionej powietrzem. W przypadku powietrza korzystano ze standardowo opisanego materiału, dla grafitu utworzono natomiast niestandardowy materiał ustawiając wartość gęstości grafitu na 1,79 g · cm⁻³. Do symulacji użyto standardowych parametrów EGSnr/CAVRZnrc, źródło symulowane było z użyciem standardowego pliku spektrum ^{60}Co (*co60.spectrum*), wykonano 10⁹ iteracji dla każdego przypadku koniecznego do wyznaczenia współczynników poprawkowych (równoległa i skolimowana wiązka promieniowania). Model numeryczny komory został przedstawiony na rysunku 3.19.

Pozostałe wartości wielkości użytych do wyznaczenia wielkości kermy w powietrzu, $\bar{s}_{c,air}$ oraz \bar{g}_{air} , zostały zaczerpnięte z pracy [Pojtinger and Büermann, 2021] dla komory o podobnej objętości czynnej (PS-50).



Rysunek 3.19: Uproszczony model numeryczny komory Julia w kodzie EGSnrc/CAVRZnrc. Połowa przekroju komory o symetrii osiowej.

Wstępne pomiary komorą *Julia* zostały przeprowadzone w polu promieniowania gamma izotopu ^{60}Co dla wiązki skolimowanej. Na ich podstawie, jak zostało to wspomniane wyżej, wyznaczono współczynniki poprawkowe k_{rec} i k_{pol} oraz odtworzono jednostkę kermy w powietrzu w odległości 100 cm od źródła. Uzyskaną wartość mocy kermy $7,40 \text{ mGy} \cdot \text{s}^{-1}$ (z niepewnością 0,34 %) porównano z wartością wyznaczoną za pomocą wzorców GUM i równą $8,22 \text{ mGy} \cdot \text{s}^{-1}$. Różnica pomiędzy dwiema wartościami wyniosła 11 %, co sugeruje nieprawidłowości w działaniu komory.

Podobne sprawdzenie przeprowadzono dla źródła ^{60}Co HDR, wykonując pomiary z użyciem kolimatora nr 3 w położeniu normalnym (bez wysuwu) w odległości 100 cm. Otrzymano wartości prądu jonizacyjnego na poziomie $-15,7 \text{ pA}$ przy biegu własnym komory $-0,02 \text{ pA}$ stanowiącym 0,11 % sygnału. W tabeli 3.5 zostały zebrane dane niezbędne do odtworzenia wartości mocy kermy w powietrzu dla źródła $\text{Co}0.\text{A}86$, zgodnie ze wzorem 2.2. Podane w tabeli niepewności dla wartości prądu jonizacyjnego nie uwzględniają stabilności długoterminowej gdyż takie pomiary nie zostały przeprowadzone.

Tabela 3.5: Wartość zmierzonego prądu jonizacyjnego, współczynnik i stałe fizyczne niezbędne do wyznaczenia referencyjnej mocy kermy w powietrzu komorą *Julia* dla źródła Co0.A86 w odległości 100 cm. Pomiary dla kolimatora nr 3 w położeniu normalnym.

wielkość	wartość	u_A /%	u_B /%
gęstość suchego powietrza ρ_0 / $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$	1,2045		0,01
średnia energia do wytworzenia pary jonów $(\bar{W})_{air}$ /eV	33,97		
średnia masowa zdolność hamowania $\bar{s}_{c,air}$	0,9942	0,08	
średnia frakcja cząstek tracących energię w wyniku hamowania \bar{g}_{air}	0,0032		0,02
współczynnik poprawkowy na wilgotność k_h	0,9970	0,03	
współczynnik poprawkowy nasycenia k_{rec}	1,0849	0,06	
współczynnik poprawkowy na polaryzację k_{pol}	1,0247	0,04	
wpływ ścianek komory k_{wall}	1,0312		0,03
osiowa niejednorodność źródła k_{an}	1,0005		0,18
objętość komory Vol / cm^3	68,02	0,09	0,10
prąd jonizacyjny I /pA	15,6869	0,07	0,05
referencyjna moc kermy w powietrzu \dot{K}_R /$\text{mGy} \cdot \text{s}^{-1}$	26,69		0,33

W odniesieniu do wartości podanej przez producenta na dzień pomiarów, wartość mocy kermy odtworzona z użyciem komory jonizacyjnej *Julia* dała różnicę 19 %. Właściwości elektryczne komory zostały ocenione na niezadowalające nie tylko ze względu na długi czas stabilizacji podczas pomiarów ale również na wartości wyznaczonych współczynników poprawkowych na polaryzację i rekombinację. W porównaniu do wzorca pierwotnego kermy w powietrzu, również skonstruowanej w GUM, komory jonizacyjnej IGNAS-IC16A#001 (opisanej w [Szymko et al., 2019]) wartości te są wysokie, co świadczy o defekcie w obszarze izolacji w konstrukcji komory. Dla porównania, dla promieniowania gamma izotopu ^{60}Co , dla komory IGNAS-IC16A#001, wartości współczynników k_{pol} i k_{rec} wyniosły odpowiednio: 0,9999 (0,05 %) oraz 1,0016 (0,02 %). Podobne wartości, bliskie 1, wykazują komory o objętościach rzędu kilkudziesięciu cm^3 (podobnie jak badana komora) dedykowane do pomiarów w polu promieniowania gamma izotopów ^{137}Cs , ^{192}Ir i ^{60}Co , opisane w [Pojtinger and Büermann, 2021].

Pozostałe kluczowe współczynniki poprawkowe, jak chociażby k_{wall} , dla komory *Julia* są porównywalne w stosunku do bliskiej objętościowo komory PS-50 z pracy [Pojtinger and Büermann, 2021].

Wnioskiem z wykonanych pomiarów, które wskazują na niezgodność z wielkościami referencyjnymi wielkości mocy kermy dla źródeł izotopu ^{60}Co odtworzonej z użyciem komory *Julia*, jest potrzeba dopracowania konstrukcji komory *Julia*. Wysokie wartości współczynników poprawkowych k_{pol} i k_{rec} wskazują na problemy z zastosowanym w konstrukcji komory izolatorem. Zaletą komory jest jej objętość czynna wystarczająca do pomiaru silnego sygnału (dobry stosunek sygnału do szumu) oraz wymiary adekwatne do uzyskanego rozmiaru wiązki w odległości 100 cm od źródła HDR. Po dopracowaniu konstrukcji komory i uzyskaniu zadowalających własności elektrycznych, a co za tym idzie uzyskaniu stabilnego sygnału, komora *Julia* mogłaby być potencjalnym wzorcem pierwotnym referencyjnej mocy kermy w powietrzu dla źródeł HDR. Na tym etapie na stanowisku będzie stosowana komora cylindryczna typu 23361, która zachowuje spójność pomiarowa z wzorcem GUM dla kermy w powietrzu przez co daje wyniki wiarygodne. Jak pokazały przedstawione wcześniej w części 3.2.5 wyniki dla referencyjnej mocy kermy w powietrzu w polu promieniowania gamma izotopu ^{60}Co HDR istniejąca niezgodność z wartością referencyjną mocy kermy nie jest znaczna i na podstawie obserwacji przedstawionych w 3.2.2 wynika z własności układu kolimatora a nie działania komory jonizacyjnej.

3.2.6 Walidacja komory jonizacyjnej GUM Dw#3 jako wzorca dawki pochłoniętej w wodzie dla promieniowania gamma izotopu ^{60}Co

W związku z faktem, że zaproponowano budowę wzorca w oparciu o metodę jonometryczną z wykorzystaniem komory GUM Dw#3 zaprojektowanej i zbudowanej w GUM konieczna była weryfikacja metody odtworzenia jednostki i działania komory. W związku z tym, jednym z pośrednich celów niniejszej pracy było potwierdzenie właściwości komory GUM Dw#3 jako wzorca pierwotnego dawki pochłoniętej w wodzie dla promieniowania gamma izotopu ^{60}Co poprzez udział w porównaniach kluczowych z BIPM (oznaczanych jako BIPM.RI(I)-K4). Pozwoliło to na potwierdzenie funkcjonalności komory w pomiarach dawki pochłoniętej w wodzie w skolimowanej wiązce promieniowania gamma izotopu ^{60}Co , co było punktem wyjściowym dla dalszej pracy. W ramach porównań kluczowych odtworzono jednostkę dawki pochłoniętej w wodzie, zgodnie z procedurą opisaną w podrozdziale 2.2, wyznaczając dla komory GUM Dw#3 konieczne współczynniki poprawkowe. Na tej podstawie wykonano wzorcowanie dwóch jonizacyjnych komór transferowych: komory NE 2561-301 oraz komory PTW 30013-9967. Uzyskane współczynniki wzorcowania odniesiono do analogicznych współczynników wzorcowania wyznaczonych dla tych komór w BIPM w oparciu o tamtejszy wzorzec. W wyniku porównania uzyskano stosunek (uśrednionych dla obu komór) współczynników GUM do BIPM równy **1,0030(35)** oraz zgodność w granicy niepewności wyniku GUM z wynikami uzyskanymi przez inne NMI biorące udział w porównaniach kluczowych BIPM.RI(I)-K4. Szczegółowe wyniki zostały opublikowane w raporcie [Kessler et al., 2021].

Na tej podstawie udowodniono poprawność działania komory GUM Dw#3 jako wzorca dawki pochłoniętej w wodzie dla promieniowania gamma izotopu ^{60}Co . Wykorzystanie do realizacji celu pracy tak zweryfikowanej metody pomiarowej i komory jonizacyjnej GUM Dw#3 o potwierdzonej poprawności działania, pozwoliło na skoncentrowaniu się na elementach metody pomiarowej wynikających ze specyfikacji źródła HDR Co0.A86 oraz geometrii zaproponowanego układu pomiarowego.

3.2.7 Wyznaczenie dawki pochłoniętej w wodzie dla źródła Co0.A86

Do wyznaczenia dawki pochłoniętej w wodzie dla źródła Co0.A86 wykorzystano komorę GUM Dw#3, dla której obliczono metodami MC współczynniki perturbacji f w zależności od odległości r komory od źródła. Szczegółowy opis konstrukcji komory oraz różnych aspektów wyznaczania współczynników poprawkowych dla tej komory niezbędnych do wyznaczenia dawki pochłoniętej w wodzie w polu promieniowania gamma izotopu ^{60}Co został zawarty w [Szymko et al., 2022].

Wyznaczenie współczynników poprawkowych metodami MC

Współczynnik perturbacji f wyznaczono metodą opisaną w sekcji 2.2.1 wykorzystując utworzony model numeryczny układu pomiarowego (zgodnie z opisem w 3.1.4). W tabeli 3.6 zebrano szczegółowe wyniki poszczególnych etapów obliczeń dla symulacji MC wykonanych w kodzie FLUKA oraz EGSnrc (zgodnie z tabelami 2.1 i 2.2) dla odległości źródło-komora $r = 1,17\text{cm}$.

Tabela 3.6: Wyniki obliczeń poszczególnych współczynników poprawkowych z wykorzystaniem symulacji MC w kodach EGSnrc i FLUKA dla dawki pochłoniętej w wodzie dla źródła Co0.A86 w odległości 1,17 cm. W przypadku kodu FLUKA użyto dwóch metod zliczania dawki potrzebnej do wyznaczenia współczynników – w pełnej objętości czynnej komory (cavity) oraz w wirtualnym obszarze w formie dysku (disc). W kolumnie d została podana różnica pomiędzy wartościami wyliczonymi z użyciem różnych kodów, zdefiniowana jako $d = 1 - \frac{k_{EGS}}{k_{FLUKA}}$.

	EGSnrc		FLUKA _{cavity}			FLUKA _{disc}		
	wartość	u_A /%	wartość	u_A /%	d /%	wartość	u_A /%	d /%
k_{fantom}	0,9986	0,11	1,0007	0,04	0,21	1,0007	0,08	0,21
k_{holder}	0,9988	0,11	0,9991	0,04	0,03	0,9993	0,08	0,04
k_{aplik}	1,0008	0,11	-	-	-	-	-	-
$K_{col,\beta}$	1,1266	0,10	1,1248	0,04	-0,16	1,1245	0,07	-0,19
k_{env}	1,0004	0,09	1,0006	0,04	0,01	1,0014	0,07	0,10
$D_{a,g}$	0,9271	0,18	1,0025	0,07	7,52	0,9724	0,12	4,66
k_{stem}	0,9981	0,24	0,9992	0,07	0,11	1,0011	0,16	0,30
f	1,0420	0,25	1,1272	0,09	7,64	1,0961	0,18	5,02

Dodatkowo dla kodu FLUKA zastosowano parametryzację: dla wody, grafitu i powietrza EMFFIX = 0.01, pozostałe materiały EMFFIX = 0.2 oraz MULSOPT: e + e- = 10000, FANO – ON (na podstawie [FLUKA Team, 2023, cz. 7.20]).

Obliczenia przy użyciu kodu FLUKA były przeprowadzone dla dwóch metod zliczania dawki potrzebnej do wyznaczenia współczynników - w pełnej objętości czynnej komory (cavity) oraz w wirtualnym obszarze w formie dysku (disc) o średnicy 1 cm i grubości 5 mm umieszczonego w środku geometrycznym komory (oś symetrii prostopadła do osi komory). W kodzie EGSnrc dawka zliczana była standardowo w obszarze objętości czynnej komory. W związku z tym, że nie ma jednoznacznej zasady wykonywania obliczeń MC dla wyznaczenia współczynnika perturbacji wykonano porównanie znanych i stosowanych metod w zakresie obszaru zbierania dawki w komorze jonizacyjnej. Wyniki obliczeń dla pozostałych odległości źródło-komora zostały przedstawione w tabeli 3.10.

Każdy krok obliczeń MC (rozumiany jako krok w obliczeniach zgodnie z metodą opisaną w 2.2.1) został wykonany dla minimum 10^9 iteracji. W przypadku obliczeń dla $r = 1, 17$ cm wykonywano obliczenia dla wszystkich kroków (zgodnie z rys. 2.1), dla pozostałych odległości uproszczono obliczenia do kroków pierwszego (2.1a) i ostatniego (2.1g) wyznaczając jedynie globalny współczynnik perturbacji f .

Wykonanie tak szczegółowych obliczeń MC miało między innymi na celu sprawdzenie poprawności wykonanych modeli numerycznych oraz wpływu wybranych parametrów na wyniki symulacji. Na podstawie uzyskanych wyników zebranych w tabeli 3.6 widać, że największe różnice pomiędzy trzema zastosowanymi sposobami obliczeń pojawiają się od kroku 5, gdzie wyznaczamy $D_{a,g}$ odnosząc do siebie dawkę w graficie (w całej objętości czynnej komory) do dawki w wodzie. Na tym etapie najbardziej zaznacza się różnica pomiędzy zastosowaniem w kodzie FLUKA dwóch metod zbierania dawki. Wpływ obszaru zbierania wynika z różnic w wyznaczaniu fluencji energii, której wielkość będzie inna dla granicy pomiędzy materiałami w formie płaskiego obszaru prostopadłego do kierunku wiązki a inna, jeżeli ta powierzchnia będzie zakrzywiona (jak dzieje się w przypadku komór cylindrycznych). W obliczeniach z wykorzystaniem kodu EGSnrc otrzymano wartości odbiegające od innych, co wynika ze specyfiki samego kodu. Kod EGSnrc/cavity nie jest z założenia dedykowany tego typu obliczeniom ze względu na domyślnie stosowane algorytmy transportu fotonów i elektronów. Jest to widoczne w zaprezentowanych wynikach, gdyż wielkość $D_{a,g}$ ma ujętą w swojej wartości również wielkość średniej masowej zdolności hamowania pomiędzy powietrzem a grafitem, która w EGSnrc standardowo wyznaczana jest w innym kodzie niż *cavity*.

Symulacje z użyciem kodu EGSnrc i jego różnych wersji/kodów wymaga szczególnej uwagi, gdyż każdy z tych dedykowanych kodów zawiera wbudowane założenia i uproszczenia dotyczące symulacji procesów fizycznych. Oznacza to, że użytkownik nie ma pełnej kontroli nad przebiegiem i sposobem wykonania symulacji. W przypadku użycia kodu EGSnrc do wyznaczania globalnego współczynnika perturbacji f należałoby więc dodatkowo rozbić symulacje na więcej etapów i osobno wyznaczyć wielkości takie jak $s_{c,air}$.

Wyznaczenie wartości dawki pochłoniętej w wodzie na podstawie pomiaru prądu jonizacyjnego

W tabeli 3.7 zebrane zostały wartości współczynników i stałych fizycznych do wyznaczenia dawki pochłoniętej w wodzie metodą jonometryczną, wraz z niepewnościami. Wartości wyznaczone dla komory GUM Dw#3 zaczerpnięto z [Szymko et al., 2022] oraz [Kessler et al., 2021].

Tabela 3.7: Współczynnik i stałe fizyczne niezbędne do wyznaczenia dawki pochłoniętej w wodzie dla źródła HDR ^{60}Co .

wielkość	wartość	u_A /%	u_B /%
gęstość suchego powietrza ρ_0 / $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$	1,2045		0,01
średnia energia do wytworzenia pary jonów $(\bar{W})_{air}$ /eV	33,97	0,08	
współczynnik poprawkowy na wilgotność k_h	0,9970	0,03	
współczynnik poprawkowy nasycenia k_{rec}	1,0012	0,01	
objętość komory Vol / cm^3	0,5050	0,09	0,10
$N = \frac{1}{\rho_0 V} \cdot \left(\frac{\bar{W}}{e} \right)_{air} \cdot k_h \cdot k_{rec} / \text{J}(\text{C} \cdot \text{kg})^{-1}$	$5,57 \cdot 10^7$		0,16

Odniesienie otrzymanej wartości do wartości wyliczonej na podstawie formalizmu TG-43

W tabeli 3.10 podsumowane zostały zmierzone z wykorzystaniem komory GUM Dw#3 wartości prądu jonizacyjnego I (wartości prądu zmierzone w różnych dniach zostały przeliczone na referencyjną datę z zastosowaniem współczynnika k_t określonego wzorem 2.4), oraz uzyskane wartości mocy dawki pochłoniętej w wodzie \dot{D}_w dla trzech wybranych odległości r . Moc dawki pochłoniętej w wodzie została wyznaczona na podstawie danych zebranych w tabeli 3.7 oraz współczynników zgodnie ze wzorem 2.11 sprowadzonym do postaci 3.1.

$$\dot{D}_w(r) = N \cdot I(r) \cdot f(r) \quad (3.1)$$

Gdzie:

- $f(r)$ współczynnik perturbacji f dla danej odległości r z tabeli 3.6;
 $I(r)$ prąd jonizacyjny mierzony dla danej odległości r dla położenia „sweet spot” źródła w aplikatorze ;
 N iloczyn współczynników i stałych fizycznych z tabeli 3.7;

Wartości te zostały odniesione do dawki w wodzie w odległości r od źródła wyznaczonej zgodnie z formalizmem TG-43 [Nath et al., 1995, Rivard et al., 2004, Rivard et al., 2007] z wykorzystaniem danych tabelarycznych umieszczonych w [Safigholi et al., 2023]. Wartość mocy dawki \dot{D}_{TG43} została wyliczona na podstawie wzoru 1.2, gdzie jako wartość S_K użyta została wartość referencyjnej mocy kermy w powietrzu na dany dzień podana przez producenta źródła. Ze względu na szczegółowość danych wybrano wartości funkcji dla r_{tab} najbliższego rzeczywistej wartości dla której mierzona była moc dawki, szczegóły wyliczeń zostały zebrane w tabeli 3.8.

Tabela 3.8: Wyznaczenie dawki pochłoniętej w wodzie zgodnie z formalizmem TG-43 na podstawie danych tabelarycznych [Safigholi et al., 2023]. W ostatnim wierszu zostały podane niepewności poszczególnych wielkości (zgodnie z danymi tabelarycznymi) oraz niepewność złożona dla obliczonej na ich podstawie mocy dawki. Niepewność wielkości S_K , której wartość została podana przez producenta źródła, została określona na 3,2 % dla $k=2$.

r /cm	θ /rad	S_K /U	Λ	$G(r_0, \theta_0)$ /cm ⁻²	$G(r, \theta)$ /cm ⁻²	r_{tab} /cm	$g(r_{tab})$	$F(r_{tab}, \theta)$	\dot{D}_{TG43} /mGy · s ⁻¹
1,17					0,7251	1,00	0,9930		42,34
4,17	$\frac{\pi}{2}$	19,08	1,0985	0,99	0,0575	4,00	0,9457	1,0000	3,20
10,17					0,0097	10,00	0,8457		0,48
u [%]	-	1,60	0,08	-*	-*	-	0,10	0,10	1,61

* Niepewność dla funkcji G nie została określona choć wiadomo, że największy wpływ ma tutaj niepewność wyznaczenia odległości r . Biorąc jednak pod uwagę, że globalnie dominujący wpływ na niepewność ma niepewność referencyjnej mocy kermy, uwzględnienie wartości niepewności funkcji G nie miałyby większego wpływu na ostateczny wynik.

W tabeli 3.10 podano procentową różnicę pomiędzy wartością wyznaczoną w pomiarach a wartością referencyjną \dot{D}_{TG43} oraz współczynnik zgodności E_D .

Szacowanie niepewności dla najgorszego z przypadków, czyli maksymalnej osiągniętej niepewności, dotyczy sytuacji wyznaczenia mocy dawki pochłoniętej w wodzie dla odległości 1,17 cm, dla współczynnika perturbacji wyznaczonego za pomocą kodu EGSnrc. Niepewność złożona \dot{D}_w uwzględnia:

$u_c(N)/N = 0,16\%$ niepewność złożoną związaną ze współczynnikiem N , opisaną w tabeli 3.7;

$u_A(f)/f = 0,25\%$ niepewność typu A wyznaczenia współczynnika perturbacji z użyciem kodu EGSnrc (zgodnie z tabelą 3.6);

$u_A(I)/I = 1,14\%$ niepewność typu A związana z rozrzutami w pomiarach prądu jonizacyjnego w odległości 1,17 cm, przy czym w rozrzutach uwzględniane są wartości prądu mierzone dla 2-3 pozycji źródła w aplikatorze wokół położenia „sweet spot”;

$u_B(I)/I = 0,02\%$ niepewność typu B pomiaru prądu z wykorzystaniem opisanej aparatury GUM, jest to wartość wynikająca ze świadectw wzorcowania poszczególnych elementów układu pomiarowego;

Sumarycznie niepewność złożona dla wyznaczenia mocy dawki pochłoniętej w wodzie dla źródła HDR w odległości 1,17 cm wynosi dla $k=2$: **2,36%**. Analogicznie wyznaczono wartości niepewności dla innych odległości komora-źródło i na tej podstawie wyliczono współczynnik zgodności E_D . Dla dalszych odległości zmniejsza się niepewność związana z rozrzutami pomiaru prądu jonizacyjnego.

Należy zaznaczyć, że $u_A(I)$ nie uwzględnia długoterminowej stabilności komory gdyż w trakcie prowadzenia pracy takie pomiary nie były możliwe. Jest to związane między innymi ze zmianami w układzie pozycjonującym źródło-komora, co uniemożliwia odniesienie do siebie wyników pomiaru prądu pod kątem punktu pomiaru (pomiary nie były prowadzone w dokładnie tych samych punktach w czasie pracy nad stanowiskiem).

W tabeli 3.9 został przedstawiony szczegółowy rachunek niepewności z uwzględnieniem współczynników wrażliwości dla wielkości $\dot{D}_w(r)$, wyznaczony na podstawie zależności ze wzoru 3.1 i wartości wielkości wyznaczonych dla odległości 1,17 cm.

Tabela 3.9: Szczegółowy rachunek niepewności z uwzględnieniem współczynników wrażliwości dla wielkości $\dot{D}_w(r)$ dla odległości 1,17 cm.

wielkość	estymata wielkości	niepewność standardowa	współczynnik wrażliwości c_i	udział w niep. złożonej
N / GyC^{-1}	$5,57 \cdot 10^7$	$8,92 \cdot 10^4$	$6,49 \cdot 10^2$	$5,79 \cdot 10^7$
I / pA	623,68	7,1	$5,80 \cdot 10^7$	$4,13 \cdot 10^8$
f	1,0411	0,003	$3,48 \cdot 10^{10}$	$9,05 \cdot 10^7$
$\dot{D}_w / \text{mGy} \cdot \text{s}^{-1}$	36,20			0,43

Wartości współczynników wrażliwości pokazują, że na wartość mocy dawki pochłoniętej w wodzie najsilniej wpływa wartość wyznaczonego współczynnika perturbacji f . Największy wkład w niepewność ma natomiast niepewność wyznaczenia wartości prądu, co będzie się zmieniać dla różnych odległości komora-źródło ze względu na zmniejszające się rozrzuty związane z niepewnością położenia źródła w aplikatorze.

W tabeli 3.10 przedstawiono podsumowanie wyników odtworzenia metodą jonometryczną wartości mocy dawki pochłoniętej w wodzie dla źródła Co0.A86. Na podstawie zebranych danych widać, że największa zgodność uzyskanych w pomiarach wyników z mocą dawki wyznaczoną z użyciem formalizmu TG-43 jest dla odległości pośredniej 4,17 cm oraz współczynników wyznaczonych z użyciem kodu FLUKA.

Tabela 3.10: Podsumowanie wyników odtworzenia metodą jonometryczną wartości mocy dawki pochłoniętej w wodzie dla źródła Co0.A86 dla różnych odległości komora-źródło. W ostatniej kolumnie zebrano wyniki dla wyznaczonego współczynnika zgodności $E_{\dot{D}}$.

r /cm	MC	f_{MC}	I / pA	$\dot{D}_w / \text{mGy} \cdot \text{s}^{-1}$	$\dot{D}_{TG43} / \text{mGy} \cdot \text{s}^{-1}$	$1 - \frac{\dot{D}_w}{\dot{D}_{TG43}} / \%$	$E_{\dot{D}}$
1,17	<i>EGS</i>	1,0411		36,20		14,5	7,66
	<i>FLUKA_{disc}</i>	1,0961	623,68	38,11	42,43	10,0	5,22
	<i>FLUKA_{cavity}</i>	1,1272		39,19		7,4	3,87
4,17	<i>EGS</i>	1,0391		2,95		7,8	4,14
	<i>FLUKA_{disc}</i>	1,1141	50,89	3,16	3,20	1,1	0,67
	<i>FLUKA_{cavity}</i>	1,1134		3,16		1,2	0,72
10,17	<i>EGS</i>	1,0406		0,43		9,9	3,44
	<i>FLUKA_{disc}</i>	1,1176	7,47	0,47	0,48	3,2	1,59
	<i>FLUKA_{cavity}</i>	1,1247		0,47		2,6	1,57

Dla porównania dla komory GUM Dw#3 dla promieniowania gamma izotopu ^{60}Co (w wiązce skolimowanej) wyznaczono współczynnik perturbacji $f = 1,1083$ (0,14 %) (na podstawie [Szymko et al., 2022]). Parametr $N = 5,57 \cdot 10^7$ (0,17 %) jest taki sam jak dla opisywanego przypadku, gdyż opiera się na wartościach niezależnych od źródła promieniotwórczego. Gdyby wykorzystać współczynnik perturbacji wyznaczony dla skolimowanej wiązki promieniowania gamma izotopu ^{60}Co otrzymano by wartości mocy dawki różniące się od oczekiwanej odpowiednio o 9,0 %, 1,7 %, 4,0 % dla odległości 1,17 cm, 4,17 cm i 10,17 cm.

Należy podkreślić, że uzyskana niepewność rozszerzona odtworzenia wartości mocy dawki pochłoniętej w wodzie dla promieniowania gamma izotopu ^{60}Co HDR metodą jonometryczną równa 2,36 % jest bardzo dobrym wynikiem, w szczególności w odniesieniu do wyników uzyskiwanych w innych pracach. Dla porównania w pracy [Araki et al., 2013] uzyskano niepewność 1,7 % dla $k = 1$, co dla $k = 2$ daje niepewność powyżej 3 %. Tym samym w niniejszej pracy wykazano, że zaproponowana metoda jonometryczna pozwala na osiągnięcie niepewności rozszerzonej poniżej 3 %. Dodatkowo wykazano, że w budżecie niepewności największe znaczenie ma przyczynek związany z rozrzutami w pomiarach prądu jonizacyjnego. W pracy [Szymko et al., 2022] pokazano, że dla komory GUM Dw#3 dla standardowych pomiarów prądu jonizacyjnego wartości niepewności typu A pomiaru prądu jonizacyjnego są rzędu kilkunastu setnych części procenta. Uzyskane w opisanych pomiarach z użyciem źródła HDR rozrzuty wielkości mierzonego prądu jonizacyjnego (na poziomie nawet 1 %, w zależności od odległości komora-źródło) wynikają więc z czynników innych niż działanie komory i wskazują na wysoką czułość jonizacyjnej metody pomiaru. Kluczowym elementem w tej metodzie jest więc precyzja w odtworzeniu odległości komora-źródło w kolejnych pomiarach. W części 3.2.4 wykazano również, że sama konstrukcja kapsułki źródła i systemu jej wysuwania ma wpływ na powtarzalność wyników.

Testowe wzorcowanie komory studzienkowej dla dawki pochłoniętej w wodzie w polu promieniowania gamma izotopu ^{60}Co HDR

W celu sprawdzenia procedury przekazywania jednostki dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł HDR wykonano testowe wzorcowanie zestawu: komory studzienkowej SOURCECHECK 4Pi wraz z elektrometrem UNIDOS[®] E. Wzorcowanie wykonano zgodnie z procedurą podobną jak dla standardowych wzorcowań wykonywanych dla kermy w powietrzu [IAEA, 2002]. Wzorcem odniesienia była komora GUM Dw#3 z układem pomiarowym opisanym w 2.4.1. Dane do budżetu niepewności zostały zaczerpnięte z bieżących świadectw wzorcowania wszystkich przyrządów składających się na ten układ. Dla komory GUM Dw#3 przyjęto współczynnik $N_{D_w} = 5,804 \cdot 10^7 \text{ Gy} \cdot \text{C}^{-1}$ (0,26 %) zgodnie z przedstawionymi wcześniej wynikami odtworzenia jednostki dla odległości 1,17 cm i z uwzględnieniem współczynnika perturbacji wyznaczonego z użyciem kodu EGSnrc. Podczas wzorcowania wykonano pomiary komorą wzorcową w fantomie wodnym oraz komorą studzienkową umieszczoną w osłonie ołowianej z zastosowaniem źródła HDR ^{60}Co model Co0.A86 w uniwersalnym aplikatorze LAA1400-GYN. Wyniki pomiarów zostały skorygowane na mierzone w czasie pomiarów warunki środowiskowe (ciśnienie i temperaturę). Dla komory studzienkowej pomiary wykonano z użyciem adaptera PTW T33004.1.013. Punkt pomiarowy (*sweet spot*) znajdował się około 61 mm od dna adaptera (co odpowiada pozycji 51 mm dla źródła w aplikatorze maksymalnie wsuniętym w adapter). Nie uwzględniono biegu własnego komory studzienkowej. Dane i wynik wzorcowania zostały przedstawione na rys. 3.20 w formie arkusza danych.

W wyniku wzorcowania wyznaczono wartość współczynnika wzorcowania wynoszącą $k_\gamma = 2,13 \pm 0,05 \cdot 10^6 \text{ Gy} \cdot \text{C}^{-1}$. Współczynnik ten pozwala, na podstawie pomiaru skorygowanego prądu jonizacyjnego w komorze studzienkowej, wyznaczyć wartość dawki pochłoniętej w wodzie w punkcie położonym w odległości 1,17 cm od źródła HDR z niepewnością rozszerzoną 2,55 %. W niepewności tej zawarta jest niepewność związana z rozrzutami pomiaru prądu jonizacyjnego wynikającymi z właściwości samego źródła (co zostało pokazane w części 3.2.4).

Opisana procedura wzorcowania komory studzienkowej wraz z elektrometrem pozwala na zastosowanie komory studzienkowej w warunkach klinicznych bezpośrednio do określenia wielkości dawki pochłoniętej w wodzie w odległości 1,17 cm od stosowanego źródła promieniowania HDR. Wzorcowanie zostało wykonane dla promieniowania gamma izotopu ^{60}Co , ale procedura może być również zastosowana dla źródła ^{192}Ir .

Dane ze świadectw wzorcowania oraz instrukcji do budżetu niepewności:					
	komora DW3	5.804E+07	1.421E+05		
	barometr	0.2	0.02		
	termometr elektroniczny	-0.03	0.01		
	elektrometr Keithley 6517A	4.0E-06	0.02		
	kondensatory styroflexowe	C19	1.00		
	dawkomierz	5	0.005		
Symbol wielkości X_i	Estymata wielkości x_i	Niepewność standardowa	Rozkład prawdopodobieństwa	Współczynnik wrażliwości c_i	Udział w niepewności złożonej $u_c(y)$
p [hPa]	996.77	0.02	normalny	-1.019E-003	-2.038E-005
T [°C]	19.75	0.01	normalny	3.468E-003	3.468E-005
k_{Dw}	1.0157			$u(k_{Dw})$	0.000040
Symbol wielkości X_i	Estymata wielkości x_i	Niepewność standardowa	Rozkład prawdopodobieństwa	Współczynnik wrażliwości c_i	Udział w niepewności złożonej $u_c(y)$
p [hPa]	1007.03	0.02	normalny	-9.986E-004	-1.997E-005
T [°C]	19.84	0.01	normalny	3.432E-003	3.432E-005
k_D	1.0056			$u(k_D)$	0.000040
Symbol wielkości X_i	Estymata wielkości x_i	Niepewność standardowa	Rozkład prawdopodobieństwa	Współczynnik wrażliwości c_i	Udział w niepewności złożonej $u_c(y)$
C [pF]	14306.0	1.00	normalny	1.492E+02	1.492E+002
U [V]	0.8560	9.76E-03	normalny	2.493E+006	2.432E+004
t [s]	20.0000	2.00E-02	normalny	-1.067E+005	-2.134E+003
$k_{k_{Dw}}$ [Gy/°C]	5.804E+07	1.42E+05	normalny	3.677E-002	5.226E+003
k_{Dw}	1.0157	4.02E-05	normalny	2.101E+006	8.450E+001
M [pA]	16821.23	84.13	normalny	-1.268E+002	-1.067E+004
k_D	1.0056	3.97E-05	normalny	-2.122E+006	-8.426E+001
k_r [Gy/°C]	2.134E+006			$u(k_r)$ [Gy/°C]	2.716E+004
Moc dawki w wodzie				D_w [mGy/s]	39.067
Współczynnik wzorcowania z niepewnością rozszerzoną				k_r	$U(k_r)$
				[Gy/°C]	
				2.13E+006	5.431E+004
					2.55%

Rysunek 3.20: Arkusz danych z wzorcowania komory studzienkowej dla dawki pochłoniętej w wodzie w polu promieniowania gamma izotopu ^{60}Co HDR w odległości 1,17 cm

Uzyskano niepewność rozszerzoną na poziomie 2,5 %, co jest porównywalne z niepewnością wzorcowania komór studzienkowych dla referencyjnej mocy kermy w powietrzu (świadectwa IAEA podają 2,7 % dla źródeł HDR ^{192}Ir i ^{60}Co , świadectwa PTW 3 % dla źródła HDR ^{192}Ir i 3,4 % dla ^{60}Co). Do niepewności tej, w przypadku zaproponowanej metody, wlicza się jednak niejednoznaczność położenia źródła w aplikatorze co nie jest brane pod uwagę przy wzorcowaniu dla referencyjnej mocy kermy w powietrzu. W przypadku pomiarów w wiązce skolimowanej HDR i w odległościach rzędu 100 cm nie jest możliwe zauważenie tak subtelnego efektu. Dzięki włączeniu do niepewności efekt ten może być jednak uwzględniany w wyznaczaniu końcowej dawki w planowaniu terapii.

Dodatkowo, jak zostanie pokazane w części 3.2.8 mobilność układu pozwala zastosować tę metodę bezpośrednio w warunkach klinicznych i korzystając ze źródła stosowanego w danym zakładzie brachyterapii. Jest to więc jednocześnie niezależna weryfikacja źródła z użyciem wzorca GUM. Eliminuje się również czynniki wymagające uwzględnienia jako dodatkowe współczynniki poprawkowe do stosowania przy pomiarach komorą studzienkową, takie jak współczynniki wynikające z zastosowania innego źródła czy aplikatorów.

Wydaje się, że wartość dawki pochłoniętej w wodzie zmierzona dla konkretnego źródła stosowanego do terapii może być bezpośrednio użyta jako dodatkowa informacja w procesie planowania leczenia, bez konieczności obliczania dawki na podstawie referencyjnej mocy kermy w powietrzu. Przeliczenie to opiera się na pewnych założeniach i przybliżeniach (jak przedstawiony w pracy formalizm TG-43), więc zastosowanie wielkości dawki pochłoniętej w wodzie, która jest bezpośrednio stosowana do określenia wpływu promieniowania na tkankę może mieć pozytywny wpływ na dokładność i skuteczności leczenia.

3.2.8 Testowe pomiary na źródle ^{192}Ir

Dzięki współpracy GUM ze Świętokrzyskim Centrum Onkologii w Kielcach możliwe było przetestowanie jonometrycznej metody pomiaru dawki pochłoniętej w wodzie dla promieniowania gamma izotopu ^{192}Ir i w warunkach klinicznych. Pomiary odbywały się na wczesnym etapie pracy, więc testowano inny niż obecnie wykorzystywany układ pomiarowy (co zostało opisane w części 3.1.3). Celem tych pomiarów było zapoznanie się z warunkami pomiarów w zakładzie brachyterapii oraz wstępna ocena użyteczności metody jonometrycznej. Zebrane doświadczenie pozwoliło również na ocenę mobilności opracowanego wzorca i możliwości wykorzystania tego typu układu pomiarowego w rutynowych wzorcowaniach w zakładach brachyterapii.

W pomiarach wykorzystano komorę grafitową GUM Dw#2 w osłonce, fantom wodny GUM oraz elektrometr Kiethley model 6517 B [Kiethley Instr. Inc., 2020] wraz z programem do akwizycji danych Dobromir[©]2019 (opracowany w GUM). Zasada pomiaru była analogiczna jak opisana w części 2.4 z zastosowaniem innego elektrometru i zestawu kondensatorów. Parametry środowiskowe (temperatura i ciśnienie) mierzone były z wykorzystaniem barometru i termometru GUM, wilgotność kontrolowana była z użyciem wilgotnościomierza ŚCO.

W trakcie pomiarów, na przestrzeni kilku wizyt w ŚCO stosowano różne prototypy holdera do źródła, w związku z tym określone odległości były szacunkowe. Przyjęto trzy odległości, dla których wyznaczono moc dawki: 1,08 cm, 2,08 cm i 6,08 cm. Wartości te starano się odtworzyć podczas sesji pomiarowych.

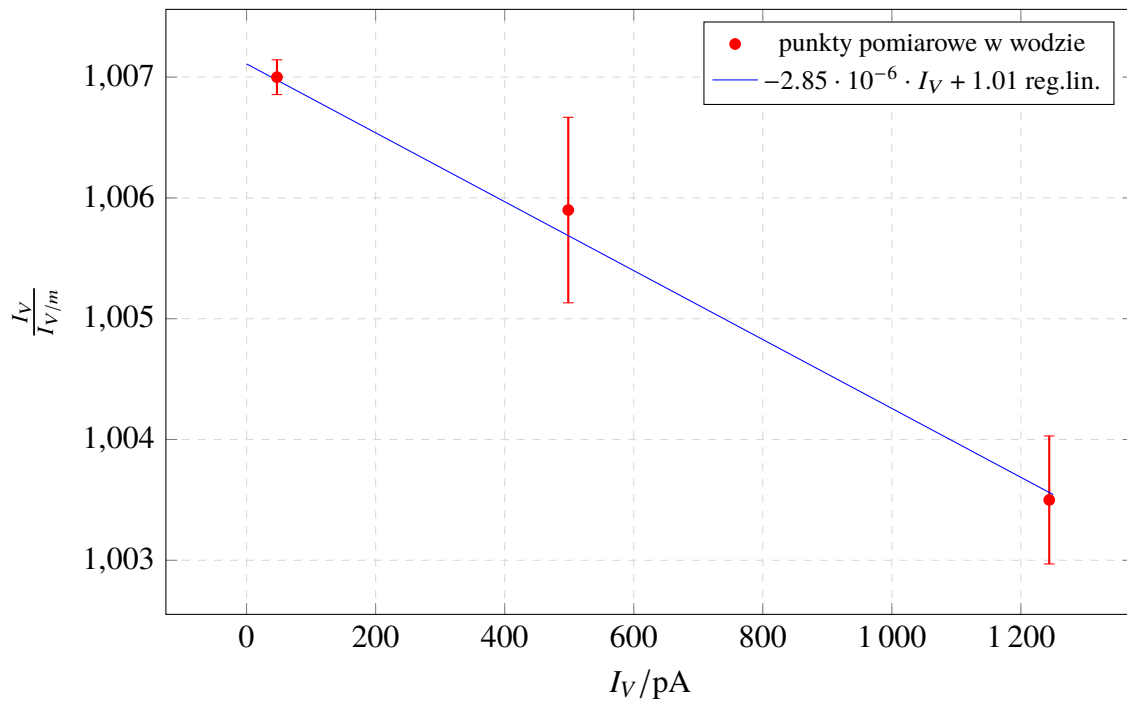
Pomiary wykonywane były dla źródła GammaMed Plus ^{192}Ir zainstalowanego w aparacie HDR Varian's BravosTM z użyciem aplikatora płucnego (Bronchial Catheter for GammaMed Plus 5F GM11000530). Układ pomiarowy został przedstawiony na rys. 3.21.



Rysunek 3.21: Układ pomiarowy w ŚCO – fantom z komorą GUM Dw#2 i holderem do źródła (przed napełnieniem wodą) oraz aparat HDR Bravos.

W związku z wykorzystaniem źródła ^{192}Ir o innej energii niż ^{60}Co wyznaczono metodą doświadczalną współczynnik poprawkowy nasycenia k_{rec} w wodzie, korzystając z metody opisanej wzorem 2.8. W tym celu wykonano pomiary dla trzech różnych odległości komora-źródło, w każdym punkcie dla dwóch różnych napięć zasilających i polaryzacji (minimum 5 serii pomiarowych dla każdej konfiguracji, z których 3 ostatnie po ustabilizowaniu układu po zmianie napięcia były brane pod uwagę, każda seria po 10 pomiarów).

Wyniki dopasowania prostej zostały przedstawione na wykresie 3.22. Na tej podstawie wyznaczono współczynnik poprawkowy $k_{rec}^w = 1,0032$ z niepewnością 0,01 %. Dla porównania, dla pomiarów w powietrzu uzyskano tą samą metodą współczynnik $k_{rec}^a = 1,0017$ z niepewnością 0,03 %.



Rysunek 3.22: Metoda wyznaczania współczynnika poprawkowego na nasycenie (opisana wzorem 2.9) – punkty pomiarowe wraz z prostą dopasowaną metodą regresji liniowej ($R^2 = 0,9979$). Wyznaczono na tej podstawie $k_{rec}^w = 1,0032$ z niepewnością 0,01 %. Dane dla pomiarów w wodzie.

Współczynniki poprawkowe wyznaczone dla komory GUM Dw#2, zmierzone wartości prądu jonizacyjnego dla odległości 1,08 cm oraz wyznaczona wartość mocy dawki pochłoniętej w wodzie zostały zebrane w tabeli 3.11. Podsumowanie wyników pomiarów dla wszystkich odległości komora-źródło zostało zestawione w tabeli 3.12. W tabeli tej znajduje się również odniesienie wyników do wartości wyliczonej za pomocą formalizmu TG-43 z użyciem danych tabelarycznych [Safigholi et al., 2023] oraz wartości S_K podanej przez producenta źródła oraz do wartości dawki wyznaczonej za pomocą systemu planowania leczenia dedykowanego dla zastosowania aparatu Varian's BravosTM z algorytmem AcurosTM [Fogliata et al., 2011].

Tabela 3.11: Wartość zmierzonego prądu jonizacyjnego, współczynniki poprawkowe i stałe fizyczne niezbędne do wyznaczenia dawki pochłoniętej w wodzie dla źródła GammaMed Plus ^{192}Ir w odległości 1,08 cm.

wielkość	wartość	u_A /%	u_B /%
gęstość suchego powietrza ρ_0 / $\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$	1,2045		0,01
średnia energia do wytworzenia pary jonów $(\bar{W})_{air}$ /eV	33,97		0,08
współczynnik poprawkowy na wilgotność k_h	0,9970	0,03	
współczynnik poprawkowy nasycenia k_{rec}	1,0032	0,01	
objętość komory Vol / cm^3	0,5270	0,09	0,10
współczynnik perturbacji f	1,2102	0,09	
prąd jonizacyjny I /pA	1282,39	1,14*	0,02
Moc dawki pochłoniętej w wodzie \dot{D}_w /$\text{mGy} \cdot \text{s}^{-1}$	83,08		1,16

*założono niepewność typu A pomiaru prądu jonizacyjnego analogiczną jak w przypadku komory GUM Dw#3, ponieważ nie było możliwości przeprowadzenia kontroli stabilności dla komory GUM Dw#2 oraz oceny powtarzalności wysuwu źródła.

Tabela 3.12: Podsumowanie wyników odtworzenia metodą jonometryczną wartości mocy dawki pochłoniętej w wodzie \dot{D}_w dla źródła GammaMed Plus ^{192}Ir . Wyniki zostały obliczone na podstawie zmierzonego prądu jonizacyjnego I dla różnych odległości komora-źródło r . W tabeli znajduje się przykładowy zestaw danych z jednej z sesji pomiarowych w ŚCO. Współczynniki perturbacji f zostały wyznaczone z użyciem kodu MC FLUKA. Wyniki odniesiono do wartości mocy dawki wyznaczonych za pomocą formalizmu TG-43 (\dot{D}_{TG43}) oraz algorytmu Acuros (\dot{D}_{Acuros}).

r /cm	f_{FLUKA}	I /pA	\dot{D}_w / $\text{mGy} \cdot \text{s}^{-1}$	\dot{D}_{TG43} / $\text{mGy} \cdot \text{s}^{-1}$	\dot{D}_w/\dot{D}_{TG43} /%	\dot{D}_{Acuros} / $\text{mGy} \cdot \text{s}^{-1}$	$\dot{D}_w/\dot{D}_{Acuros}$ /%
1,08	1,2102	1072,51	69,48	68,79	-1,01	69,76	0,04
2,08	1,1662	450,95	28,15	18,77	-50,2	18,75	-50,15
6,08	1,1315	40,76	2,47	2,17	-13,79	2,12	-16,18

Uzyskane wyniki należy traktować wyłącznie jako jakościowe potwierdzenie metody. Jak zostało wcześniej przedstawione, kluczową kwestią jest precyzja pozycjonowania komory i źródła. Należy zaznaczyć, że opisane powyżej testy w ŚCO były przeprowadzane na wczesnym etapie pracy, kiedy testowane były różne opcje układu pomiarowego. W związku z tym, nie można rzetelnie odnieść się do wyznaczonych wartości odległości źródło-komora. Wykonane pomiary dały jednak istotny wkład do budowy stanowiska i jednoznacznie potwierdziły, że zaproponowana metoda jest adekwatna do pomiarów dawki pochłoniętej w wodzie także w polu promieniowania gamma izotopu ^{192}Ir .

Pomiary te pozwoliły na potwierdzenie możliwości zastosowania układu w warunkach klinicznych. Jest to znaczące pod kątem wdrożenia w GUM usługi wzorcowania w wielkości dawki pochłoniętej w wodzie w polu promieniowania gamma izotopu ^{192}Ir . Po pierwsze, wzorcowania mogą odbywać się w zakładach brachyterapii z wykorzystaniem stosowanych tam źródeł HDR. Rozwiązanie to ma dwie istotne zalety: jest to niezależne sprawdzenie aktywności źródła dostarczanego przez producenta oraz obniża końcową niepewność rutynowych pomiarów z użyciem tak wywzorcowanych komór. Jest to możliwe ponieważ podczas wzorcowania korzysta się z tego samego źródła i aplikatora co stosowane w kontroli jakości w zakładzie brachyterapii. Eliminuje się więc konieczność stosowania dodatkowych współczynników poprawkowych.

Dodatkowo pojawia się tu czynnik ekonomiczny, metoda nie wymaga aby GUM inwestował w bieżącą wymianę swojego źródła ^{192}Ir . Zastosowanie dwuźródłowego aparatu HDR pozwala korzystać długoterminowo ze źródła ^{60}Co w kontekście potwierdzania stabilności stanowiska, a w zakup źródła ^{192}Ir można by inwestować jedynie w okresie kiedy będzie ono mogło być (biorąc pod uwagę aktywność źródła pozwalającą na pomiary prądu jonizacyjnego z zakładaną niepewnością) w pełni wykorzystane. Oznacza to, że zakup źródeł ^{192}Ir będzie mógł zostać ograniczony jedynie do sytuacji np. przygotowania wzorca do porównań i do przygotowanych w jednym terminie wzorcowań dla wielkości referencyjnej mocy kermy w powietrzu. Wzorcowania dla dawki pochłoniętej w wodzie mogłyby odbywać się w dowolnych terminach, gdyż nie wymagają posiadania przez GUM źródła ^{192}Ir .

3.3 Wnioski

Na podstawie przedstawionych wyników można stwierdzić, że w ramach niniejszej rozprawy zrealizowano cel jakim była budowa w Głównym Urzędzie Miar stanowiska dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł HDR, pozwalającego na pomiary referencyjnej mocy kermy w powietrzu jak i dawki pochłoniętej w wodzie. Stanowisko spełnia wymogi zakładanej funkcjonalności i jest przygotowane pod kątem formalnego ustanowienia wzorców referencyjnej mocy kermy w powietrzu jak i dawki pochłoniętej w wodzie, w polu promieniowania gamma izotopu ^{60}Co źródeł stosowanych w brachyterapii poprzez udział w porównaniach. Stanowisko jest również przygotowane do pomiarów ze źródłem ^{192}Ir w GUM, w szczególności do odtworzenia jednostki dawki pochłoniętej w wodzie za pomocą metody jonizacyjnej.

Przetestowano, z pozytywnym wynikiem, możliwość wyznaczenia referencyjnej mocy kermy w powietrzu. Wykonano pomiary komorą studzienkową w osłonie ołowianej (osłonie, która nie zmienia warunków pomiarów poprzez niepożądane efekty jak rozproszenie promieniowania) oraz pomiary cylindryczną komorą jonizacyjną. Zbadano wpływ kąta rozwarcia i położenia kolimatora na uzyskiwane wyniki. Wyznaczono poziomy profil wiązki, który determinuje maksymalne wymiary komór stosowanych w pomiarach kermy w powietrzu. Oceniono prototypową komorę *Julia* pod kątem utworzenia na jej podstawie wzorca pierwotnego.

Głównym elementem pracy było zbadanie możliwości wykorzystania komory jonizacyjnej jako jonometrycznego wzorca dawki pochłoniętej w wodzie w polu promieniowania źródeł HDR ^{60}Co i ^{192}Ir . Potwierdzono (wykorzystując bliźniacze komory: GUM Dw#2 w polu promieniowania gamma źródła ^{192}Ir i GUM Dw#3 w polu promieniowania gamma źródła ^{60}Co), że metoda jonometryczna pozwala na otrzymanie wartości mocy dawki porównywalnej z wielkościami wyznaczanymi na podstawie wartości referencyjnej mocy kermy w powietrzu dla danego źródła. Przeprowadzono procedurę wzorcowania komory studzienkowej dla dawki pochłoniętej w wodzie dla promieniowania gamma izotopu ^{60}Co HDR w odległości 1,17 cm uzyskując rozszerzoną niepewność wzorcowania poniżej 3 %. Jest to wartość porównywalna do wartości niepewności rozszerzonej dla wzorcowania komory studzienkowej dla referencyjnej mocy kermy w powietrzu podawanej na świadectwach IAEA (dla ^{60}Co – 2,7 % dla $k=2$) lub PTW (3,0 % dla źródeł ^{192}Ir oraz 3,4 % dla ^{60}Co). Uzyskana wartość niepewności wynika z faktu wzorcowania w odniesieniu do wzorca pierwotnego.

Warto również zauważyć, że wzorcowanie bezpośrednio dla wielkości dawki pochłoniętej w wodzie skraca łańcuch przeliczeń [DeWerd et al., 2011] i ogranicza propagację niepewności. Ostatecznie uzyskany wynik wzorcowania z niepewnością rozszerzoną poniżej 3 % może mieć bezpośredni wpływ na zmniejszenie niepewności dla wartości dawki wykorzystywanej w planowaniu leczenia. Jednocześnie wskazano obszary potencjalnego ulepszenia zaproponowanej metody w zakresie procedur obliczeniowych MC jak i konstrukcji elementów stanowiska (pozycjonowanie komora-źródło).

3.4 Obszary możliwych ulepszeń i rozwoju stanowiska

Analizując wyniki uzyskane w ramach niniejszej pracy można wskazać obszary, w których można byłoby udoskonalić i rozwinąć opracowane stanowisko. Opisane poniżej kwestie pozwoliłyby przede wszystkim na zwiększenie dokładności metody, wymagają one jednak dalszych inwestycji. Wskazano obszary ulepszeń w zakresie:

- Doboru kolimatora dla pomiarów referencyjnej mocy kermy w powietrzu – w ramach pracy korzystano z istniejących w GUM elementów konstrukcyjnych (np. z nieużywanych już stanowisk pomiarowych) w związku z czym nie zakładano możliwości zaprojektowania zupełnie nowego kolimatora dobranego do założeń pomiarów kermy w powietrzu na stanowisku HDR.
- Dopracowania konstrukcji komory *Julia* – komora ma objętość czynną wystarczającą do pomiaru silnego sygnału (dobry stosunek sygnału do szumu) jednak niezadawalające właściwości elektryczne, dlatego należy zweryfikować jej konstrukcję.
- Ulepszenia systemu pozycjonowania komora-źródło – korzystne byłoby uzyskanie odległości referencyjnej 1 cm, co obecnie jest nieosiągalne ze względu na kształt wodoszczelnej osłony komory GUM Dw#3 oraz kształt sztywnego holdera do aplikatora ze źródłem. Rozwiązaniem może być przeprojektowanie całego układu pozycjonującego – zarówno zmiana wodoszczelnej osłonki jak i holdera. Główny problem stanowi tutaj przyłącze kabla zasilającego komorę, którego średnica jest większa niż średnica grafitowej części komory i jej trzonka. Możliwa jest również konstrukcja nowej jonizacyjnej komory grafitowej, zaprojektowanej pod kątem pomiarów w wodzie z wykorzystaniem źródeł HDR.

- Wyznaczenia odległości referencyjnej do pomiaru dawki w wodzie – wymaga to długotrwałych pomiarów, w szczególności z poprawioną powtarzalnością pozycjonowania, na obu źródłach HDR dla ustalenia długoterminowej stabilności metody. W ramach doktoratu zrealizowano budowę stanowiska do pomiarów dawki w wodzie i wykazano, że metoda jonometryczna pozwala na uzyskanie rezultatów z niepewnością odtworzenia wielkości dawki poniżej 3 %. W procesie budowy stanowiska i układu pomiarowego testowano różne konfiguracje i układy pozycjonowania, w związku z tym nie było możliwe wykonanie w dłuższym okresie pomiarów w jednoznacznych i powtarzalnych warunkach.
- Uwzględnienia i wyznaczenia współczynnika poprawkowego na gradient dawki k_{VOL} – w związku z dużymi zmianami mocy dawki w bliskiej odległości od źródła obejmującymi również objętość czynną komory, należałoby rozważyć kwestie opisane w [Tölli and Johansson, 1993] i związane z przesunięciem rzeczywistego (efektywnego) punktu pomiaru względem środka komory (tak jak jest to obecnie stosowane przy skanujących wiązkach protonowych [Palmans et al., 2020]). Zagadnienie to wykracza jednak poza zakres niniejszego doktoratu i samo w sobie może stanowić temat odrębnych badań.
- Pomiarów dla źródła ^{192}Ir – w związku z różnicami w energii promieniowania gamma izotopów ^{192}Ir i ^{60}Co wskazane jest przeprowadzenie dodatkowych badań dla ^{192}Ir o różnej aktywności stosowanej klinicznie, także dla pomiarów referencyjnej mocy kermy w powietrzu, gdzie większe znaczenie może mieć wpływ promieniowania rozproszonego. Wymaga to zakupu źródła ^{192}Ir przez GUM oraz dodatkowych pomiarów w ŚCO lub innym zakładzie brachyterapii – kilkukrotnie dla tego samego źródła HDR (przy zmieniającej się w czasie aktywności).

Pomiary na opracowanym w ramach doktoratu stanowisku pokazały jak kluczową kwestią jest odległość komora-źródło. W kolejnym etapie rozwoju stanowiska należałoby postawić nacisk na precyzyjne wykonanie uchwytu do źródła oraz osłonki komory, oraz dokładniejsze wyznaczenie odległości komora-źródło. Istotne jest zapewnienie powtarzalności pozycji pomiarowej, na co odpowiedź układu pomiarowego jest szczególnie czuła przy niewielkich odległościach. Inną możliwością byłoby rozważenie w protokole pomiarowym większej odległości referencyjnej (niż obecnie sugerowany 1 cm), gdzie niewielkie niejednorodności geometrii układu pomiarowego nie mają już takiego wpływu na wynik. Minusem tego rozwiązania, który wymagałby dokładnego rozważenia, jest wysokość otrzymywanego sygnału prądu jonizacyjnego względem wysokości biegu własnego komory.

Kolejnym elementem dalszych prac na rozwoju wzorca dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł HDR jest praca nad modelami i obliczeniami MC. Wyniki pokazały jaki wpływ ma wyznaczenie współczynnika perturbacji na końcowy rezultat odtworzenia dawki. Dodatkowo, co zostało już wspomniane, należy rozważyć wprowadzenie współczynnika poprawkowego uwzględniającego gradient dawki w obszarze objętości czynnej komory. Osobnym problemem będzie tutaj walidacja zaproponowanego rozwiązania, czyli z jakimi wartościami dawki porównywać uzyskiwane wyniki. Formalizm AAPM TG-43 jest formalizmem dwuwymiarowym, wyliczenia z programów planowania leczenia opierają się na modelach MC a inne pierwotne metody wyznaczania dawki (chemiczna i kalorymetryczna) również nie zostały zrewalidowane. Wydaje się, że rozwiązaniem jest kompleksowa analiza problemu z wykorzystaniem wszystkich dostępnych metod, w tym skorzystanie z różnych kodów obliczeniowych MC.

3.4.1 Walidacja wzorca

Jedyną możliwością walidacji wzorca, niezbędną do uzyskania potwierdzenia poprawności odtworzenia jednostki miary przez wzorzec GUM, są porównania z innymi wzorcami dla dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł HDR. Obecnie nie ma możliwości zorganizowania takich bezpośrednich porównań, ponieważ żadne z NMI nie posiada funkcjonującego wzorca dla tej wielkości.

Biorąc pod uwagę obecne możliwości jedyną opcją potwierdzenia dla wzorca jonometrycznego jest próba porównania go z innymi dostępnymi metodami pierwotnymi, tj. z kalorymetrią i dozymetrią Frickiego. W związku z tym, że GUM rozwija obie te metody pod kątem zastosowania w wiązkach akceleratorowych, wydaje się że naturalnym kolejnym krokiem powinna być próba zastosowania tych metod do źródeł HDR. Obie metody były już na świecie stosowane dla źródeł HDR, konstruktywne będzie porównanie wszystkich trzech metod pierwotnych zastosowanych do pomiaru dawki pochłoniętej w wodzie dla jednego rodzaju źródła HDR.

Podsumowanie

Promieniowanie jonizujące było, jest i będzie nieodłącznym elementem naszego życia. Odkąd człowiek zaczął panować nad tym zjawiskiem wykorzystuje go praktycznie w każdej dziedzinie. Niewątpliwie ogromny wpływ na jakość naszego życia miało wprowadzenie promieniowania jonizującego do medycyny. Z jednej strony zwiększyło to nasze możliwości diagnostyczne, z drugiej otworzyło nowe metody leczenia w formie radioterapii. Brachyterapia jest kontaktową formą radioterapii, gdzie w odróżnieniu do teleradioterapii, źródło promieniowania umieszczane jest w ciele pacjenta, bezpośrednio w obszarze zmiany nowotworowej lub w jej bliskiej okolicy. Dla powodzenia leczenia zasadnicze jest zaplanowanie i precyzyjne dostarczenie zaplanowanej dawki promieniowania w obszar zmiany nowotworowej, tak aby zminimalizować oddziaływanie promieniowania na otaczającą ją tkankę zdrową. Brachyterapia stosowana była właściwie od początku historii wykorzystywania promieniowania jonizującego w medycynie. Rozwój techniczny jaki dokonał się w tej dziedzinie od początków XX w. jest ogromny, choć zasady działania pozostają niezmiennie [Skowronek, 2017].

Jak każde zastosowanie promieniowania jonizującego, również brachyterapia, niesie ze sobą odpowiedzialność dbania o bezpieczeństwo ludzi, w tym przypadku personelu oraz przede wszystkim pacjentów. W terapii kluczową kwestią jest jej skuteczność, dlatego wszelkie techniki stosowane w leczeniu brachyterapią opierają się na ścisłych procedurach i restrykcyjnej kontroli jakości. Ze względu na wysokość dostarczanych do tkanek dawek (dla brachyterapii HDR z zastosowaniem źródeł wysokoaktywnych jest to nawet kilkaset $\text{Gy} \cdot \text{h}^{-1}$ w odległości 1 cm od źródła promieniowania) margines błędu jest tutaj niezwykle mały [IAEA Preprint, 2022]. Dlatego tak istotna jest wysoka jakość i adekwatność stosowanych w procedurach medycznych i kontrolnych pomiarów dozymetrycznych, co podkreślają różne międzynarodowe organizacje powiązane z tematem na wielu płaszczyznach, takie jak: WHO – Światowa Organizacja Zdrowia, IAEA – Międzynarodowa Agencja Energii Atomowej, ICRU – Międzynarodowa Komisja ds. Jednostek Promieniowania i Pomiarów, BIPM – Międzynarodowe Biuro Miar,

AAPM – Amerykańskie Stowarzyszenie Fizyków Medycznych czy ESTRO – Europejskie Stowarzyszenie Radioterapii Onkologicznej. Ich działalność opiera się na integrowaniu różnych środowisk, wspieraniu i śledzeniu najnowszych osiągnięć naukowych oraz ich popularyzacji i wdrażania poprzez rekomendacje, usługi czy szkolenia ([WHO and IAEA, 2021], [DeWerd et al., 2011], [IAEA, 2002], [Huq et al., 2016], [Nath et al., 1995], [Bidmead, 1986], [Das, 1998]).

Obecnie kontrola źródeł stosowanych w brachyterapii oraz obliczanie dawki podawanej w obszar zmiany nowotworowej opiera się na dozymetrycznej wielkości mocy kermi w powietrzu, a dokładniej na wielkości referencyjnej mocy kermi w powietrzu (S_K lub RAKR) [Bidmead, 1986, Das, 1998]. Dla porównania, w teleradioterapii kontrola jakości opiera się obecnie na wielkości dawki pochłoniętej w wodzie [IAEA, 2001], chociaż zgodnie z wcześniejszymi zaleceniami pomiary te były wykonywane komorami jonizacyjnymi wzorcowanymi w kermie w powietrzu [IAEA, 1997]. Biorąc pod uwagę, że ostatecznie wielkość dawki jaka powinna zostać podana w celu wyleczenia pacjenta jest wyznaczana w oparciu o moc dawki w wodzie (przeliczanej w bardziej zaawansowanych systemach na dawkę pochłoniętą w tkance), dążenie wprowadzenia tej wielkości dozymetrycznej rutynowo również w brachyterapii wydaje się uzasadnione. Wzorcowanie przyrządów dozymetrycznych w wielkości dawki pochłoniętej w wodzie jednoznacznie wpłynie na dokładność pomiarów, a co za tym idzie – na precyzję i bezpieczeństwo leczenia [DeWerd et al., 2011].

Uruchomiony w 2008 roku europejski projekt EMRP T2.J06 „T2.J06, Increasing cancer treatment efficacy using 3D brachytherapy” [Ankerhold and Toni, 2012] był próbą opracowania i wprowadzenia do powszechnego użytku wzorców dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł stosowanych w brachyterapii (nisko- i wysokoaktywnych). Wyniki projektu nie przyniosły jednak rewolucji w pomiarach w zakładach brachyterapii. W mojej opinii przyczyną było to, że zbudowane w ramach projektu wzorce dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł HDR opierały się na metodach kalorymetrycznych. Oczywiście metoda kalorymetryczna jest powszechnie stosowana przez NMI, wykazując dużą dokładność, jest jednak wymagającą i skomplikowaną (w kontekście pomiarów) metodą. Mimo to, większość zadeklarowanych w bazie KCDB [BIPM, 2023] zdolności pomiarowych dla wielkości dawki pochłoniętej w wodzie opiera się na tej metodzie.

Równolegle, w kontekście bezpośrednich pomiarów dawki w wodzie dla źródeł HDR, od lat trwają prace z wykorzystaniem metody jonometrycznej. W większości są to jednak pomiary opierające się o szeroko stosowane modele komór jonizacyjnych typu Farmer, wzorcowanych dla wielkości dawki pochłoniętej w wodzie w polu promieniowania izotopu ^{60}Co (przykładowo [Kim et al., 2010, Corrao et al., 2010, Araki et al., 2013]). Wyniki tych badań pokazują adekwatność metody jonometrycznej w tego typu pomiarach, wskazują jednak na brak wzorców odniesienia dla promieniowania gamma izotopu ^{192}Ir powszechnie stosowanego w brachyterapii.

W Polsce za pomocą brachyterapii (z wykorzystaniem około 60 systemów do brachyterapii), rocznie leczonych jest kilkanaście tysięcy pacjentów. Wszystkie stosowane w zakładach brachyterapii przyrządy dozymetryczne, takie jak komory studzienkowe, są wzorcowane w zakresie kermu w powietrzu dla promieniowania gamma ^{192}Ir w jedynym akredytowanym w tym zakresie laboratorium w Polsce – Narodowym Instytucie Onkologii im. Marii Skłodowskiej-Curie — Państwowy Instytut Badawczy lub za granicą. Spójność pomiarowa akredytowanego laboratorium również pochodzi od wzorców zagranicznych. Do tej pory, w Polsce nie funkcjonuje krajowy wzorzec kermu w powietrzu dla źródeł stosowanych w brachyterapii – czyli dla izotopu ^{192}Ir .

W związku z nakreśloną powyżej sytuacją niniejsza praca jest wynikiem zapotrzebowania Głównego Urzędu Miar, instytucji odpowiedzialnej za przykazywanie legalnych jednostek miar na grunt krajowy oraz zapewnienie spójności pomiarowej w skali międzynarodowej, na budowę wzorca dla brachyterapii. Poza powstaniem stanowiska wzorca kermu w powietrzu dla promieniowania gamma izotopu ^{192}Ir (umożliwiającego przekazywanie jednostki RAKR na grunt krajowy) zaplanowano również budowę wzorca dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł HDR.

Praca zgodnie z postawionym celem zakończyła się powstaniem w Głównym Urzędzie Miar stanowiska wzorca dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł stosowanych w brachyterapii – źródeł wysokoaktywnych stosowanych w aparatach HDR. Stanowisko zostało również przygotowane do wdrożenia jako stanowisko wzorca kermu w powietrzu w polu promieniowania gamma izotopu ^{192}Ir .

W ramach niniejszej rozprawy doktorskiej zaprojektowano i zbudowano stanowisko z wykorzystaniem dwuźródłowego aparatu HDR dostosowując je do wymogów ochrony radiologicznej i wymagań pomiarów z zastosowaniem źródeł ^{192}Ir .

Dzięki zaproponowanej konstrukcji osłony ołowianej umożliwiono, co zostało potwierdzone w symulacjach MC oraz w pomiarach, pomiary komorą studzienkową w ograniczonej przestrzeni stanowiska eliminując rozproszenia promieniowania związane z obecnością niezbędnej osłony stałej z ołowiu. W ramach realizacji pracy wykorzystano wiele istniejących już elementów do budowy stanowiska, obniżając dzięki temu koszt całej inwestycji. Przeprowadzone w trakcie realizacji doktoratu badania różnych aspektów funkcjonowania stanowiska udowodniły jego użyteczność oraz wskazały obszary potencjalnego rozwoju. Z wykorzystaniem dostępnych w GUM komór jonizacyjnych udało się wyznaczyć referencyjną moc kermy dla źródła ^{60}Co . Rozpoczęto również prace konstrukcyjne i testy grafitowej komory jonizacyjnej *Julia*, która w przyszłości może funkcjonować jako wzorzec pierwotny referencyjnej mocy kermy w powietrzu dla źródeł HDR.

Realizacja pracy w zakresie budowy wzorca dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł stosowanych w brachyterapii została oparta na metodzie jonometrycznej. Wykorzystano grafitową komorę jonizacyjną GUM Dw#3, którą zwalidowano w porównaniach kluczowych jako wzorzec dawki pochłoniętej w wodzie w polu promieniowania gamma izotopu ^{60}Co . Zostało udowodnione, w oparciu o wyniki przeprowadzonych pomiarów, że zaproponowana metoda pozwala na odtworzenie wielkości dawki pochłoniętej w wodzie z niepewnością rozszerzoną ($k=2$) poniżej 3 %. Stanowisko zostało przetestowane dla źródła HDR ^{60}Co , wykonano pomiary oraz symulacje metodami Monte Carlo niezbędne do odtworzenia wartości dawki. Wyniki porównano z wartościami obliczonymi na podstawie formalizmu AAPM TG-43 uzyskując zgodność na poziomie kilku-kilkunastu procent, co biorąc pod uwagę uproszczenia stosowanego formalizmu jest wynikiem satysfakcjonującym. Dodatkowo rozwiązanie zostało przetestowane w warunkach klinicznych dla źródła HDR ^{192}Ir . Przeprowadzono przykładowe wzorcowanie komory studzienkowej dla dawki pochłoniętej w wodzie dla promieniowania gamma izotopu ^{60}Co HDR wykorzystując zbudowane stanowisko wzorca pierwotnego. Uzyskano rezultat wzorcowania z rozszerzoną niepewnością poniżej 3 %.

W trakcie badań, dzięki wysokiej czułości metody, wykazano zauważalny wpływ precyzji pozycjonowania komory jonizacyjnej względem źródła oraz niepewności wynikające ze specyfiki ruchomego źródła HDR. W związku z tym, że czynnik związany z ułożeniem źródła w aplikatorze dodaje do niepewności metody ponad jeden procent niepewności względnej, wart jest zauważenia.

Poszerzone o różne metody obliczeń, wykonane symulacje MC są kluczem do poprawności metody. W związku z tym, że w literaturze nie ma wskazania na jednoznacznie poprawną i adekwatną metodę wykonywania symulacji, temat ten pozostaje w środowisku metrologicznym otwartym zagadnieniem. Nie bez znaczenia są tu pojawiające się nowe możliwości obliczeniowe dla symulacji Monte Carlo, dzięki zwiększającej się mocy obliczeniowej współczesnych komputerów, co pozwala w widoczny sposób poprawić dokładność i realność takich obliczeń.

Wyniki uzyskane w ramach niniejszego doktoratu mogą konkurować z wynikami wyznaczania dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł stosowanych w brachyterapii metodami zaproponowanymi w projekcie EMRP T2.J06. Zastosowana w doktoracie metoda i zbudowany układ pomiarowy są nowym podejściem do tematu i pozwalają nie tylko na wyznaczenie wielkości dawki pochłoniętej w wodzie z rozszerzoną niepewnością standardową poniżej 3 %, ale również mogą być stosowane bezpośrednio w warunkach klinicznych. Jest to dodatkowa eliminacja czynników mogących wpływać na końcowe rezultaty wzorcowania poprzez konieczność wprowadzania dodatkowych współczynników poprawkowych oraz skrócenie całego łańcucha porównań. Metoda jonometryczna, szczególnie z wykorzystaniem mobilnego stanowiska wzorca (jak zostało to opisane w niniejszej pracy), może okazać się znacznie prostsza w realizacji i powszechnym użytkowaniu niż metody kalorymetryczne zaproponowane w ramach realizacji projektu EMRP T2.J06.

W pracy pokazano, że możliwe jest wzorcowanie standardowo stosowanych w zakładach radioterapii komór studzienkowych dla dawki pochłoniętej w wodzie z niepewnością rozszerzoną poniżej 3 %. Uzyskany wynik jest porównywalny z wartościami niepewności rozszerzonej dla obecnie wykonywanych wzorcowań komór studzienkowych dla referencyjnej mocy kermy (na podstawie świadectw wzorcowania wydanych przez IAEA oraz PTW). Dodatkowo wzorcowanie bezpośrednio w jednostkach dawki pochłoniętej w wodzie skraca łańcuch przeliczeń i ogranicza propagację niepewności.

Otwiera to nowe możliwości do stosowania w kontroli jakości w brachyterapii wielkości dawki pochłoniętej w wodzie. Wynik przedstawionego doktoratu stanowi więc kompleksową propozycję realizacji koncepcji ustanowienia dawki pochłoniętej w wodzie jako wielkości referencyjnej w pomiarach w brachyterapii.

Główny Urząd Miar w wyniku realizacji niniejszego doktoratu zyskał stanowisko pomiarowe dla źródeł HDR stosowanych w brachyterapii. Kolejnym działaniem, na podstawie zrealizowanego wdrożenia, będzie walidacja wzorca referencyjnej mocy kermy w powietrzu dla źródeł HDR w porównaniach kluczowych oraz wzorca dawki pochłoniętej w wodzie dla źródeł HDR. Dodatkowo wyniki realizacji niniejszej pracy są źródłem wniosków mogących posłużyć do rozwoju tematu również poprzez udział we współpracach z innymi ośrodkami oraz w projektach naukowo-badawczych.

Bibliografia

- [Allisy-Roberts and Burns, 2005] Allisy-Roberts, P. J. and Burns, D. T. (2005). Summary of the BIPM.RI(I)-K4 comparison for absorbed dose to water in ^{60}Co gamma radiation. *Metrologia*, 42(1A):06002.
- [Andreo et al., 2017] Andreo, P., Burns, D. T., Nahum, A. E., Seuntjens, J., and Attix, F. H. (2017). *Fundamentals of ionizing radiation dosimetry*. John Wiley & Sons.
- [Ankerhold and Toni, 2012] Ankerhold, U. and Toni, M. P. (2012). European research projects for metrology in brachytherapy and external beam cancer therapy. *Metrologia*, 49(5):S161.
- [Araki et al., 2013] Araki, F., Kouno, T., Ohno, T., Kakei, K., Yoshiyama, F., and Kawamura, S. (2013). Measurement of absorbed dose-to-water for an HDR ^{192}Ir source with ionization chambers in a sandwich setup. *Medical Physics*, 40(9):092101.
- [Attix, 1986] Attix, F. H. (1986). *Introduction to radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Wiley, New York.
- [Balashov et al., 1984] Balashov, V., Springer, B., Cropper, W., Eisberg, R., Resnick, R., and Evans, R. (1984). Stopping Powers for Electrons and Positrons, ICRU Report 37. *International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU)*.
- [Bé et al., 2006] Bé, M.-M., Chisté, V., Dulieu, C., Browne, E., Baglin, C., Chechev, V., Kuzmenko, N., Helmer, R., Kondev, F., MacMahon, D., and Lee, K. B. (2006). *Table of Radionuclides.*, volume 3 of *Monographie BIPM-5*. Bureau International des Poids et Mesures.
- [Bé et al., 1999] Bé, M.-M., Duchemin, B., Lamé, J., Morillon, C., Piton, F., Browne, E., Chechev, V., Helmer, R., and Schönfeld, E. (1999). *Table de Radionucléides*, volume 1. Commissariat à l'Énergie Atomique.
- [BEBIG Medical, 2023] BEBIG Medical (2023). SagiNova[®] afterloader na stronie www.sagিনova.info. <https://www.bebigmedical.com/static/upload/file/20230403/1680501322372939.pdf>.

- [Berger et al., 2017] Berger, M., Coursey, J., Zucker, M., and Chang, J. (2017). NIST standard reference database 124. <https://dx.doi.org/10.18434/T4NC7P>.
- [Bidmead, 1986] Bidmead, M. (1986). Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology, in: ICRU Report 38. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bristol (1985). *Clinical Radiology*, 37.
- [Bielajew, 1986] Bielajew, A. F. (1986). Ionisation cavity theory: a formal derivation of perturbation factors for thick-walled ion chambers in photon beams. *Physics in Medicine & Biology*, 31(2):161.
- [BIPM, 2014] BIPM (2014). Comparison protocol for the measurement of Reference Air Kerma Rate for HDR ^{192}Ir . Version 6.0.
- [BIPM, 2023] BIPM (2023). The CIPM MRA database (KCDB). www.bipm.org/kcdb.
- [Böhlen et al., 2014] Böhlen, T. T., Cerutti, F., Chin, M. P., Fassò, A., Ferrari, A., Ortega, P. G., Mairani, A., Sala, P. R., Smirnov, G., and Vlachoudis, V. (2014). The FLUKA code: Developments and challenges for high energy and medical applications. *Nuclear Data Sheets*, 120:211–214.
- [Borg et al., 2000] Borg, J., Kawrakow, I., Rogers, D. W. O., and Seuntjens, J. P. (2000). Monte Carlo study of correction factors for Spencer–Attix cavity theory at photon energies at or above 100 keV. *Medical Physics*, 27(8):1804–1813.
- [Boutillon, 1983] Boutillon, M. (1983). Perturbation correction for ionometric determination of absorbed dose in a graphite phantom for ^{60}Co gamma rays. *Physics in Medicine & Biology*, 28(4):375–388.
- [Boutillon, 1998] Boutillon, M. (1998). Volume recombination parameter in ionization chambers. *Physics in Medicine & Biology*, 43(8):2061–2072.
- [Boutillon and Perroche, 1993] Boutillon, M. and Perroche, A. M. (1993). Ionometric determination of absorbed dose to water for ^{60}Co gamma rays. *Physics in Medicine & Biology*, 38(3):439–454.
- [Burns and Kessler, 2018] Burns, D. and Kessler, C. (2018). Re-evaluation of the BIPM international dosimetry standards on adoption of the recommendations of ICRU Report 90. *Metrologia*, 55(4):R21–R26.
- [Burns, 2006] Burns, D. T. (2006). A new approach to the determination of air kerma using primary-standard cavity ionization chambers. *Physics in Medicine & Biology*, 51(4):929.

- [Burns, 2007] Burns, D. T. (2007). Monte Carlo calculations for the BIPM ionometric standard for absorbed dose to water. Presented at Absorbed Dose and Air Kerma Primary Standards Workshop: http://www.nucleide.org/{ADAKPS_WS}/Presentations{_}2007.htm.
- [Büermann and Burns, 2009] Büermann, L. and Burns, D. (2009). Air-kerma cavity standards. *Metrologia*, 46:S24.
- [Corrao et al., 2010] Corrao, A., Cardarelli, G., Mihaylov, I., Curran, B., and Sternick, E. (2010). SU-GG-T-65: Dosimetric Verification of HDR Treatment Planning System Dose Calculations by Farmer Chamber Measurements in Water. *Medical Physics*, 37(6 Part 16):3199–3199.
- [Das, 2017] Das, I. (2017). *Radiochromic Film: Role and Applications in Radiation Dosimetry*. Imaging in Medical Diagnosis and Therapy. CRC Press.
- [Das, 1998] Das, R. K. (1998). ICRU 58 (Dose and Volume Specification for Reporting Interstitial Therapy), by International Commission on Radiation Units and Measurements. *Medical Physics*, 25(7):1225–1225.
- [Daures and Ostrowsky, 2005] Daures, J. and Ostrowsky, A. (2005). New constant-temperature operating mode for graphite calorimeter at $\ln e - \ln hb$. *Physics in Medicine & Biology*, 50(17):4035.
- [de Almeida and Niatel, 1986] de Almeida, C. E. and Niatel, M. T. (1986). Comparison between IRD and BIPM exposure and air kerma standards for cobalt gamma rays. Rapport BIPM 1986/12, Bureau International des Poids et Mesures.
- [deAlmeida et al., 2014] deAlmeida, C. E., Ochoa, R., Lima, M. C. d., David, M. G., Pires, E. J., Peixoto, J. G., Salata, C., and Bernal, M. A. (2014). A feasibility study of Fricke dosimetry as an absorbed dose to water standard for ^{192}Ir HDR sources. *PLOS ONE*, 9(12):1–13.
- [DeWerd et al., 2011] DeWerd, L. A., Ibbott, G. S., Meigooni, A. S., Mitch, M. G., Rivard, M. J., Stump, K. E., Thomadsen, B. R., and Venselaar, J. L. M. (2011). A dosimetric uncertainty analysis for photon-emitting brachytherapy sources: Report of AAPM Task Group No. 138 and GEC-ESTRO. *Medical Physics*, 38(2):782–801.
- [Elmetron, 2023] Elmetron (2023). Wodoszczelny termometr precyzyjny PT-401. <https://elmetron.com.pl/PT-401.html>.
- [Ferrari et al., 2005] Ferrari, A., Sala, P. R., Fassò, A., and Ranft, J. (2005). *FLUKA: A multi-particle transport code*. CERN-2005-10, INFN/TC_05/11, SLAC-R-773. CERN.
- [FLUKA Team, 2023] FLUKA Team (2000-2023). FLUKA manual on-line. <http://www.fluka.org/content/manuals/online/INDEX-fluka2021.html>.

- [Fogliata et al., 2011] Fogliata, A., Nicolini, G., Clivio, A., Vanetti, E., Mancosu, P., and Cozzi, L. (2011). Dosimetric validation of the Acuros XB Advanced Dose Calculation algorithm: fundamental characterization in water. *Physics in Medicine & Biology*, 56(6):1879.
- [Fonseca et al., 2011] Fonseca, G. P., Yoriyaz, H., Antunes, P. C. G., Dalledone, P. d. T. S., Rubo, R. A., Minamisawa, R., and Ferreira, L. A. (2011). Characterization of HDR Ir-192 source for 3D planning system. International Nuclear Atlantic Conference - INAC 2011.
- [Guerra et al., 2012] Guerra, A. S., Loreti, S., Pimpinella, M., Quini, M., D'Arienzo, M., Astefanoaei, I., Caporali, C., Bolzan, C., and Pagliari, M. (2012). A standard graphite calorimeter for dosimetry in brachytherapy with high dose rate ^{192}Ir sources. *Metrologia*, 49(5):S179–S183.
- [Haworth et al., 2013] Haworth, A., Butler, D. J., Wilfert, L., Ebert, M. A., Todd, S. P., Hayton, A. J., and Kron, T. (2013). Comparison of TLD calibration methods for dosimetry. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 14(1):258–272.
- [Huq et al., 2016] Huq, M. S., Fraass, B. A., Dunscombe, P. B., Gibbons Jr., J. P., Ibbott, G. S., Mundt, A. J., Mutic, S., Palta, J. R., Rath, F., Thomadsen, B. R., Williamson, J. F., and Yorke, E. D. (2016). The report of Task Group 100 of the AAPM: Application of risk analysis methods to radiation therapy quality management. *Medical Physics*, 43(7):4209–4262.
- [IAEA, 1997] IAEA (1997). *Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams*. Number 277 in Technical Reports Series. International Atomic Energy Agency.
- [IAEA, 2001] IAEA (2001). *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy*. Number 398 in Technical Reports Series. International Atomic Energy Agency.
- [IAEA, 2002] IAEA (2002). *Calibration of Photon and Beta Ray Sources Used in Brachytherapy*. Number 1274 in TECDOC Series. International Atomic Energy Agency.
- [IAEA, 2009] IAEA (2009). *Calibration of Reference Dosimeters for External Beam Radiotherapy*. Number 469 in Technical Reports Series. International Atomic Energy Agency.
- [IAEA Preprint, 2022] IAEA Preprint (2022). *Dosimetry in Brachytherapy – An International Code of Practice for Secondary Standards Dosimetry Laboratories and Hospitals*. Number 492 in Technical Reports Series. International Atomic Energy Agency.
https://preprint.iaea.org/search.aspx?orig_q=RN:54004996.
- [Islam et al., 2012] Islam, M. A., Akramuzzaman, M. M., and Zakaria, G. A. (2012). Dosimetric comparison between the microselectron HDR ^{192}Ir v2 source and the BEBIG ^{60}Co source for HDR brachytherapy using the EGSnrc Monte Carlo transport code. *Journal of Medical Physics*, 37(4):219–225.

- [ISO 4037, 2021] ISO 4037 (2021). Ochrona radiologiczna-Wzorcowe promieniowanie rentgenowskie i gamma do kalibracji dawkomierzy i mierników mocy dawki oraz do określania ich charakterystyk energetycznych-Część 2: Dozymetria w ochronie przed promieniowaniem w zakresie energii od 8 keV do 1,3 MeV oraz od 4 MeV do 9 MeV. PN-EN ISO 4037-2:2021-07 - wersja angielska.
- [JCGM, 2008] JCGM (2008). *JCGM 100: Evaluation of Measurement Data - Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement*. Joint Committee for Guides in Metrology.
- [Kawrakow, 2000] Kawrakow, and Rogers, D. (2000). The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron and photon transport Technical Report PIRS-701. *National Research Council of Canada*.
- [Kessler et al., 2021] Kessler, C., Burns, D., Knyziak, A., Szymko, M., and Derlaciński, M. (2021). Key comparison BIPM.RI(I)-K4 of the absorbed dose to water standards of the GUM, poland and the BIPM in ^{60}Co gamma radiation. *Metrologia*, 58(1A):06014.
- [Kiethley Instr. Inc., 2020] Kiethley Instr. Inc. (2020). Model 6517B electrometer high-resistance meter specifications. <https://www.tek.com/en/documents/specification/model-6517b-specifications>.
- [Kiethley Instruments Inc., 1996] Kiethley Instruments Inc. (1996). Kiethley model 6517A electrometer User's manual. https://download.tek.com/manual/6517A_900_01C.pdf.
- [Kim et al., 2010] Kim, S., Huh, H., Choi, S., Kim, H., Lim, C., Shin, D., and Choi, J. (2010). Chamber-to-chamber Variations in the Same Type of a Cylindrical Chamber for the Measurements of Absorbed Doses. *Progress in Medical Physics*, 21:120–125.
- [Kirisits et al., 2014] Kirisits, C., Rivard, M. J., Baltas, D., Ballester, F., De Brabandere, M., Laarse, R. v. d., Niatsetski, Y., Papagiannis, P., Hellebust, T. P., Perez-Calatayud, J., Tanderup, K., Venselaar, J. L., and Siebert, F.-A. (2014). Review of clinical brachytherapy uncertainties: Analysis guidelines of GEC-ESTRO and the AAPM. *Radiotherapy and Oncology*, 110(1):199–212.
- [Knyziak and Rzodkiewicz, 2016] Knyziak, A. B. and Rzodkiewicz, W. (2016). Measurement methods of ionization current and electric charges in radiation dosimetry. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 822:1–8.
- [Li, 2006] Li, Z. (2006). *Physics and Clinical Aspects of Brachytherapy*, chapter 12, pages 255–290. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg.

- [Li et al., 2007] Li, Z., Das, R. K., DeWerd, L. A., Ibbott, G. S., Meigooni, A. S., Pérez-Calatayud, J., Rivard, M. J., Sloboda, R. S., and Williamson, J. F. (2007). Dosimetric prerequisites for routine clinical use of photon emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV. *Medical Physics*, 34(1):37–40.
- [Mainegra-Hing, 2023] Mainegra-Hing, E. (2023). User manual for egs_inprz, a GUI for the NRC RZ user-codes Technical Report PIRS-801 (rev.B). *National Research Council of Canada*.
- [Mijnheer et al., 1987] Mijnheer, B., Battermann, J., and Wambersie, A. (1987). What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy? *Radiotherapy and Oncology*, 8(3):237–252.
- [Nath et al., 1987] Nath, R., Anderson, L., Jones, D., Ling, C., Loevinger, R., Williamson, J., and Hanson, W. (1987). Report No. 021 - Specification of Brachytherapy Source Strength. *obecnie niestosowany*.
- [Nath et al., 1995] Nath, R., Anderson, L. L., Luxton, G., Weaver, K. A., Williamson, J. F., and Meigooni, A. S. (1995). Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43. *Medical Physics*, 22(2):209–234.
- [NRC, 2021] NRC (2021). EGSnrc: software for monte carlo simulation of ionizing radiation. *National Research Council of Canada. Metrology Research Centre. Ionizing Radiation Standards*. <https://github.com/nrc-cnrc/EGSnrc>.
- [Palmans et al., 2020] Palmans, H., Medin, J., Trnková, P., and Vatnitsky, S. (2020). Gradient corrections for reference dosimetry using farmer-type ionization chambers in single-layer scanned proton fields. *Medical Physics*, 47(12):6531–6539.
- [Palmer and Mzenda, 2009] Palmer, A. and Mzenda, B. (2009). Performance assessment of the BEBIG MultiSource[®] high dose rate brachytherapy treatment unit. *Physics in Medicine & Biology*, 54(24):7417.
- [Perez-Calatayud et al., 2012] Perez-Calatayud, J., Ballester, F., Das, R. K., DeWerd, L. A., Ibbott, G. S., Meigooni, A. S., Ouhib, Z., Rivard, M. J., Sloboda, R. S., and Williamson, J. F. (2012). Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: Report of the AAPM and ESTRO. *Medical Physics*, 39(5):2904–2929.
- [Podgorsak, 2005] Podgorsak, E. B. (2005). *Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Educational Reports Series. International Atomic Energy Agency.

- [Pojtinger and Büermann, 2021] Pojtinger, S. and Büermann, L. (2021). Characterization of new primary air kerma standards for dosimetry in Co-60, Cs-137 and Ir-192 gamma ray sources. *Journal of Instrumentation*, 16(10):P10014.
- [Prawo Atomowe, 2023] Prawo Atomowe (2023). Ustawa z dnia 29 listopada 2000 r. Tekst jednolity – Dz.U. 2023 poz. 1173.
- [PTW Dosimetry, 2014] PTW Dosimetry (2014). UNIDOS E PTW - universal electrometer. <https://manualzz.com/doc/31725799/unidos-e>.
- [PTW Freiburg GmbH, 2023] PTW Freiburg GmbH (2023). Cylindrical Reference Chamber 23361. <https://www.ptwdosimetry.com/en/products-metrology/cylindrical-reference-chamber-23361>.
- [Richardson et al., 2023] Richardson, S. L., Buzurovic, I. M., Cohen, G. N., Culberson, W. S., Dempsey, C., Libby, B., Melhus, C. S., Miller, R. A., Scanderbeg, D. J., and Simiele, S. J. (2023). AAPM medical physics practice guideline 13.a: HDR brachytherapy, part A. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 24(3):e13829.
- [Rivard et al., 2007] Rivard, M. J., Butler, W. M., DeWerd, L. A., Huq, M. S., Ibbott, G. S., Meigooni, A. S., Melhus, C. S., Mitch, M. G., Nath, R., and Williamson, J. F. (2007). Supplement to the 2004 update of the AAPM Task Group No. 43 report. *Medical Physics*, 34(6Part1):2187–2205.
- [Rivard et al., 2004] Rivard, M. J., Coursey, B. M., DeWerd, L. A., Hanson, W. F., Saiful Huq, M., Ibbott, G. S., Mitch, M. G., Nath, R., and Williamson, J. F. (2004). Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Medical Physics*, 31(3):633–674.
- [Rogers et al., 2021] Rogers, D., Kawrakow, I., Seuntjens, J., Walters, B., and Mainegra-Hing, E. (2021). NRC user codes for EGSnrc Technical Report PIRS-702 (revC). *National Research Council of Canada*.
- [Rogers and Townson, 2019] Rogers, D. W. O. and Townson, R. W. (2019). On calculating kerma, collision kerma and radiative yields. *Medical Physics*, 46(11):5173–5184.
- [Rogers and Treurniet, 2002] Rogers, D. W. O. and Treurniet, J. (2002). Monte Carlo calculated wall and axial non-uniformity corrections for primary standards of air kerma. NRCC Report PIRS-663.
- [Safigholi et al., 2023] Safigholi, H., Chamberland, M. J. P., Taylor, R. E. P., Martinov, M. P., Rogers, D. W. O., and Thomson, R. M. (2023). Update of the CLRP monte carlo TG-43 parameter database for high-energy brachytherapy sources. *Medical Physics*, 50(3):1928–1941.

- [Sarfehnia et al., 2010] Sarfehnia, A., Kawrakow, I., and Seuntjens, J. (2010). Direct measurement of absorbed dose to water in HDR ^{192}Ir brachytherapy: Water calorimetry, ionization chamber, gafchromic film, and TG-43. *Medical physics (Lancaster)*, 37(4):1924–1932.
- [Sarfehnia and Seuntjens, 2010] Sarfehnia, A. and Seuntjens, J. (2010). Development of a water calorimetry-based standard for absorbed dose to water in HDR brachytherapy. *Medical Physics*, 37(4):1914–1923.
- [Sechopoulos et al., 2018] Sechopoulos, I., Rogers, D. W. O., Bazalova-Carter, M., Bolch, W. E., Heath, E. C., McNitt-Gray, M. F., Sempau, J., and Williamson, J. F. (2018). RECORDS: improved Reporting of Monte Carlo Radiation transport Studies: Report of the AAPM Research Committee Task Group 268. *Medical Physics*, 45(1):e1–e5.
- [Selbach et al., 2012] Selbach, H.-J., Bambynek, M., Aubineau-Lanière, I., Gabris, F., Guerra, A. S., Toni, M. P., de Pooter, J., Sander, T., and Schneider, T. (2012). Experimental determination of the dose rate constant for selected ^{125}I - and ^{192}Ir -brachytherapy sources. *Metrologia*, 49(5):S219.
- [Seltzer et al., 2016] Seltzer, S., Fernández-Varea, J., Andreo, P., Bergstrom, P., Burns, D. T., Bronić, K., Ross, C., and Salvat, F. (2016). Key data for ionizing-radiation dosimetry: Measurement standards and applications, ICRU Report 90. *Journal of the International Commission on Radiation Units and Measurements*, 14(1):1–110.
- [Seuntjens and Duane, 2009] Seuntjens, J. and Duane, S. (2009). Photon absorbed dose standards. *Metrologia*, 46(2):S39.
- [Simons, 1962] Simons, H. A. B. (1962). The Calculation of Gamma Ray Penetration of the Walls of Cylindrical and Conical Collimating Holes. *Physics in Medicine & Biology*, 6(4):561.
- [Skowronek, 2017] Skowronek, J. (2017). Current status of brachytherapy in cancer treatment – short overview. *Journal of Contemporary Brachytherapy*, 9(6):581–589.
- [Składowski, 2022] Składowski, K. (2022). *Raport na temat stanu radioterapii w Polsce na dzień 31.12.2021 r.* Konsultant Krajowy w dziedzinie radioterapii onkologicznej.
- [Soares et al., 2009] Soares, C. G., Douysset, G., and Mitch, M. G. (2009). Primary standards and dosimetry protocols for brachytherapy sources. *Metrologia*, 46(2):S80.
- [Strohmaier and Zwierzchowski, 2011] Strohmaier, S. and Zwierzchowski, G. (2011). Comparison of ^{60}Co and ^{192}Ir sources in HDR brachytherapy. *J Contemp Brachytherapy*, 3(4):199–208.

- [Strzałkowski, 1978] Strzałkowski, A. (1978). *Wstęp do fizyki jądra atomowego*. PWN.
- [Suntharalingam et al., 2005] Suntharalingam, H., Podgorsak, E. B., and Tölli, H. (2005). *Brachytherapy: Physical and Clinical Aspects*, chapter 13. Non-serial Publications. International Atomic Energy Agency.
- [Szymko et al., 2022] Szymko, M., Knyziak, A., and Derlaciński, M. (2022). Graphite ionization chamber as an ionometric standard of absorbed dose to water for ^{60}Co gamma radiation. *Measurement*, 194:110928.
- [Szymko et al., 2019] Szymko, M., Michalik, L., Knyziak, A., and Wójtowicz, A. (2019). Development and characterization of air kerma cavity standard. *Measurement*, 136:647–657.
- [Takata et al., 2005] Takata, N., Tran, N., Kim, E., Marsoem, P., Kurosawa, T., and Koyama, Y. (2005). Loss of ions in cavity ionization chambers. *Applied Radiation and Isotopes*, 63(5):805–808. 8th International Conference on Applications of Nuclear Techniques.
- [Tölli and Johansson, 1993] Tölli, H. and Johansson, K. A. (1993). Quality assurance in brachytherapy. Principles for ionization chamber measurement of absorbed dose close to brachytherapy sources. *Physics in Medicine & Biology*, 38(10):1475.
- [Tölli and Johansson, 1998] Tölli, H. and Johansson, K. A. (1998). Correction factors for Farmer-type chambers for absorbed dose determination in ^{60}Co and ^{192}Ir brachytherapy dosimetry. *Physics in Medicine & Biology*, 43(11):3171.
- [Vaisala, 1993] Vaisala (1993). PTB 200 digital barometers. https://www.vaisala.com/sites/default/files/documents/PTB200_User_Guide_in_English.pdf.
- [Walters et al., 2002] Walters, B. R. B., Kawrakow, I., and Rogers, D. W. O. (2002). History by history statistical estimators in the beam code system. *Medical Physics*, 29(12):2745–2752.
- [WHO and IAEA, 2021] WHO and IAEA (2021). *Technical specifications of radiotherapy equipment for cancer treatment*. World Health Organization.
- [Wyckoff, 1960] Wyckoff, H. O. (1960). Measurement of cobalt-60 and cesium-137 gamma rays with a free-air chamber. *Journal of Research of the National Bureau of Standards, Section C: Engineering and Instrumentation*, 64C(2).
- [Yang, 2018] Yang, J. (2018). Oncentra brachytherapy planning system. *Medical Dosimetry*, 43(2):141–149. Special Issue: 3D Treatment Planning Systems.

Wykaz wybranych skrótów i akronimów.

AAPM	Amerykańskie Stowarzyszenie Fizyków Medycznych (z ang. <i>American Association of Physicists in Medicine</i>)
BIPM	Międzynarodowe Biuro Miar (z fr. <i>Bureau International des Poids et Mesures</i>)
BSWG(I)	Grupa Robocza Standardów w Brachyterapii (z ang. <i>Brachytherapy Standards Working Group</i>)
CCRI(I)	Sekcja CCRI, do spraw promieniowania X, gamma oraz elektronowego
CCRI	Komitet Doradczy do spraw Promieniowania Jonizującego przy BIPM (z ang. <i>Consultative Committee for Ionizing Radiation</i>)
CPE	stan równowagi cząstek naładowanych (z ang. <i>Charged-Particle Equilibrium</i>)
EMRP	Europejski Program Badawczy z dziedziny Metrologii (z ang. <i>European Metrology Research Programme</i>)
ESTRO	Europejskie Stowarzyszenie Radioterapii Onkologicznej (z ang. <i>European Society for Therapeutic Radiology and Oncology</i>)
FWHM	szerokość połówkowa (z ang. <i>Full Width at Half Maximum</i>)
GUI	graficzny interfejs użytkownika (z ang. <i>Graphical User Interface</i>)
GUM	Główny Urząd Miar, polski krajowy instytut metrologiczny
HDR	wysoka moc dawki (z ang. <i>High Dose Rate</i>)
IAEA	Międzynarodowa Agencja Energii Atomowej (z ang. <i>International Atomic Energy Agency</i>)
ICRU	Międzynarodowa Komisja ds. Jednostek Promieniowania i Pomiarów (z ang. <i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>)
LDR	niska moc dawki (z ang. <i>Low Dose Rate</i>)

MCHTR PW	Wydział Mechatroniki Politechniki Warszawskiej
MC	metody Monte Carlo
MDR	średnia moc dawki (z ang. <i>Medium Dose Rate</i>)
NIST	amerykański instytut standardów i technologii (z ang. <i>The National Institute of Standards and Technology</i>)
AIST-NMIJ	japoński krajowy instytut metrologiczny (z ang. <i>National Institute of Advanced Industrial Science and Technology - National Metrology Institute of Japan</i>)
NMI	Krajowa Instytucja Metrologiczna (z ang. <i>National Metrological Institute</i>)
NPL	brytyjski krajowy instytut metrologiczny (z ang. <i>National Physical Laboratory</i>)
NRC	kanadyjski krajowy instytut metrologiczny (z ang. <i>National Research Council</i>)
PCPE	częściowy stan równowagi cząstek naładowanych (z ang. <i>Partial Charged-Particle Equilibrium</i>)
PMMA	polimer z którego wytwarzane są elementy stanowisk pomiarowych (z ang. <i>poly(methyl methacrylate)</i>)
PTB	niemiecki krajowy instytut metrologiczny (z niem. <i>Physikalisch-Technische Bundesanstalt</i>)
PTW	firma PTW The Dosimetry Company produkująca aparaturę dozymetryczną (z niem. <i>Physikalisch-Technische Werkstätten</i>)
QA	zapewnienie jakości/ kontrola jakości (z ang. <i>Quality Assurance</i>)
RAKR	referencyjna wartość mocy kermy w powietrzu (z ang. <i>Reference Air Kerma Rate</i>)
TG	Grupa Zadaniowa (z ang. <i>Task Group</i>)
VSL	holenderski krajowy instytut metrologiczny
WG	Grupa Robocza (z ang. <i>Working Group</i>)
ŚCO	Świętokrzyskie Centrum Onkologii Samodzielny Publiczny Zakład Opieki Zdrowotnej w Kielcach

Spis rysunków

2.1	Etapy wyznaczania współczynników poprawkowych dla dawki pochłoniętej w wodzie dla źródła HDR.	44
2.2	Schemat budowy komory studzienkowej.	49
2.3	Stanowisko pomiarowe	53
2.4	Model numeryczny źródła Co ⁶⁰ w EGSnrc	55
3.1	Model stanowiska w kodzie FLUKA.	59
3.2	Wnętrze osłony ołowianej.	61
3.3	Ława pomiarowa na stanowisku HDR.	62
3.4	Osłona ołowiana kolimatora GUM.	63
3.5	Kolimator na stanowisku HDR.	64
3.6	Źródło HDR w kolimatorze.	65
3.7	Pierwsza wersja holdera (<i>h1</i>) dla źródła HDR.	67
3.8	Konstrukcja holdera <i>h2</i>	68
3.9	Wersja <i>h2</i> holdera dla źródła HDR w zastosowaniu w pomiarach.	69
3.10	Holder <i>h3</i> do źródła HDR GUM.	70
3.11	Źródło oraz komora w fantomie.	71
3.12	Źródło w aplikatorze w pozycji pomiarowej względem objętości czynnej komory – model.	72
3.13	Moc kermy dla różnych kolimatorów	75
3.14	Moc kermy dla różnych kolimatorów	76
3.15	Poziomy profil wiązki.	78
3.16	Wykres prądu jonizacyjnego <i>I</i> od odległości	79
3.17	Wykres – rozrzuty prądu jonizacyjnego względem odległości	80
3.18	Zależność wskazań komory od pozycji źródła w aplikatorze	81
3.19	Model numeryczny komory Julia	84
3.20	Arkusz danych z wzorcowania komory studzienkowej	96
3.21	Pomiary w ŚCO	98
3.22	Wyznaczenie k_{rec} dla źródła ¹⁹² Ir	99

Spis tabel

2.1	Parametry symulacji MC z użyciem kodu FLUKA	38
2.2	Parametry symulacji MC z użyciem kodu EGSnrc	38
3.1	Wyniki symulacji MC z użyciem kodu FLUKA dla osłony ołowianej.	60
3.2	Wymiary zastosowanych kolimatorów.	65
3.3	Materiały zastosowane w modelu numerycznym dla kodu EGSnrc.	73
3.4	Wyniki pomiarów mocy kermy dla różnych kolimatorów	76
3.5	Wyznaczenie referencyjnej mocy kermy w powietrzu komorą <i>Julia</i> dla źródła Co0.A86	85
3.6	Wyniki obliczeń współczynników poprawkowych z wykorzystaniem symulacji MC w kodach EGSnrc i FLUKA.	88
3.7	Współczynniki i stałe fizyczne dla komory GUM Dw#3	90
3.8	Dawka pochłonięta w wodzie zgodnie z formalizmem TG-43	91
3.9	Rachunek niepewności dla $\dot{D}_w(r = 1, 17 \text{ cm})$	93
3.10	Moc dawki pochłoniętej w wodzie dla źródła Co0.A86-wyniki	93
3.11	Wyznaczenie mocy dawki pochłoniętej w wodzie komorą GUM Dw#2 dla źródła ^{192}Ir	100
3.12	Wyniki wyznaczenia mocy dawki pochłoniętej w wodzie dla źródła GammaMed Plus ^{192}Ir	100

Załącznik

A Model układu pomiarowego dla pomiarów dawki pochłoniętej w wodzie

Poniżej został przedstawiony jeden z wielu plików wejściowych do obliczeń Monte Carlo z użyciem kodu EGSnrc - do obliczeń współczynnika perturbacji, pełen model układu.

DW3_HDRCo60_all.egsinp

```
#####  
#  
# EGSnrc egs++ cavity application simple example input file  
# Copyright (C) 2015 National Research Council Canada  
#  
# This file is part of EGSnrc.  
#  
# EGSnrc is free software: you can redistribute it and/or modify it under  
# the terms of the GNU Affero General Public License as published by the  
# Free Software Foundation, either version 3 of the License, or (at your  
# option) any later version.  
#  
# EGSnrc is distributed in the hope that it will be useful, but WITHOUT ANY  
# WARRANTY; without even the implied warranty of MERCHANTABILITY or FITNESS  
# FOR A PARTICULAR PURPOSE. See the GNU Affero General Public License for  
# more details.  
# # You should have received a copy of the GNU Affero General Public License  
# along with EGSnrc. If not, see <http://www.gnu.org/licenses/>.  
#  
#####  
#  
# Author: Iwan Kawrakow, 2005  
#  
# Contributors:  
#  
#####
```

```

# define the simulation geometry:#
# # # DW3 # # #
#####
:start geometry definition:

:start geometry:
  name = box
  library = egs_box
  box size = 200 200 200
    :start media input:
      media = vacuum
    :stop media input:
:stop geometry:

:start geometry:
  name = water
  library = egs_box
  box size = 30 30 30
    :start media input:
      media = H2O521ICRU
    :stop media input:
:stop geometry:
:start geometry:
  name = pmma
  library = egs_box
  box size = 33 33 33
    :start media input:
      media = PMMA521ICRU
    :stop media input:
:stop geometry:

:start geometry:
  name = window0
  library = egs_box
  box size = 1.1 10 10
    :start media input:
      media = vacuum
    :stop media input:
:stop geometry:

:start geometry:
  name = window
  library = egs_gtransformed
  my geometry = window0
    :start transformation:
      translation = -15.96 0 0
    :stop transformation:
:stop geometry:

```

```

:start geometry:
  library = egs_genvelope
  name = pmmawater
  base geometry = pmma
  inscribed geometries = water
:stop geometry:

:start geometry:
  library = egs_genvelope
  name = phantom0
  base geometry = pmmawater
  inscribed geometries = window
:stop geometry:

:start geometry:
  name = phantom
  library = egs_gtransformed
  my geometry = phantom0
    :start transformation:
      translation = 0 0 0
    :stop transformation:
:stop geometry:

:start geometry:
  library = egs_cones
  type = EGS_ConeStack
  axis = 0 0 -15.0 0 0 1

    :start layer:
      thickness = 14.0274
      top radii = 0.6251 0.7251
      bottom radii = 0.6251 0.7251
      media = H20521ICRU PMMA521ICRU #H20521ICRU PMMA521ICRU
    :stop layer:

    :start layer:
      thickness = 0.1
      top radii = 0.7251
      bottom radii = 0.7251
      media = PMMA521ICRU
    :stop layer:

    :start layer:
      thickness = 0.2477
      top radii = 0.6251 0.7251
      bottom radii = 0.6251 0.7251
      media = graphite_1.81 PMMA521ICRU
    :stop layer:

```

```

:start layer:
    thickness = 0.2035
    top radii = 0.3774 0.6251 0.7251
    bottom radii = 0.3774 0.6251 0.7251
    media = AIR521ICRU graphite_1.81 PMMA521ICRU
:stop layer:

:start layer:
    thickness = 0.1
    top radii = 0.1247 0.3774 0.6251 0.7251
    bottom radii = 0.1247 0.3774 0.6251 0.7251
    media = AIR521ICRU AIR521ICRU graphite_1.81 PMMA521ICRU
:stop layer:

:start layer:
    thickness = 0.1
    top radii = 0.1247 0.3774 0.6251 0.7251
    bottom radii = 0.1247 0.3774 0.6251 0.7251
    media = graphite_1.81 AIR521ICRU graphite_1.81 PMMA521ICRU
:stop layer:

:start layer:
    thickness = 0.8463
    top radii = 0.1247 0.3774 0.6251 0.7251
    bottom radii = 0.1247 0.3774 0.6251 0.7251
    media = graphite_1.81 AIR521ICRU graphite_1.81 PMMA521ICRU
:stop layer:

:start layer:
    thickness = 0.4954 #chamber bottom
    top radii = 0.6251 0.7251
    bottom radii = 0.6251 0.7251
    media = graphite_1.81 PMMA521ICRU
:stop layer:

:start layer:
    thickness = 1.0 #stem with graphite
    top radii = 0.05 0.2747 0.3747 0.6251 0.7251
    bottom radii = 0.05 0.2747 0.3747 0.6251 0.7251
    media = CU521ICRU POLYETH521ICRU graphite_1.81 AL521ICRU PMMA521ICRU
:stop layer:

:start layer:
    thickness = 6.0 #stem bottom
    top radii = 0.05 0.2747 0.6251 0.7251
    bottom radii = 0.05 0.2747 0.6251 0.7251
    media = CU521ICRU POLYETH521ICRU AL521ICRU PMMA521ICRU
:stop layer:

```

```

: start layer:
    thickness = 8.9726 #cable
    top radii = 0.05 0.2747 0.6251 0.7251
    bottom radii = 0.05 0.2747 0.6251 0.7251
    media = CU521ICRU POLYETH521ICRU AIR521ICRU PMMA521ICRU
: stop layer:
: stop geometry:
## Co60 BEBIG source ##
: start geometry:
    library = egs_cones
    type = EGS_ConeStack
    name = my_source
    axis = 1.17 0 17.250 0 0 -1

: start layer:
    thickness = 17.
    top radii = 0.045
    bottom radii = 0.045
    media = STEEL316L
: stop layer:

: start layer:
    thickness = 0.0375
    top radii = 0.05
    bottom radii = 0.05
    media = STEEL316L
: stop layer:

: start layer:
    thickness = 0.0375
    top radii = 0.035 0.05
    bottom radii = 0.035 0.05
    media = STEEL316L STEEL316L
: stop layer:

: start layer:
    thickness = 0.35
    top radii = 0.03 0.035 0.05
    bottom radii = 0.03 0.035 0.05
    media = COBALT AIR521ICRU STEEL316L
: stop layer:

: start layer:
    thickness = 0.021
    top radii = 0.035 0.05
    bottom radii = 0.0 0.05
    media = AIR521ICRU STEEL316L
: stop layer:

```

```

        :start layer:
            thickness = 0.005
            top radii = 0.05
            bottom radii = 0.05
            media = STEEL316L
        :stop layer:
:stop geometry:

:start geometry:
    library = egs_spheres
    midpoint = 1.17 0 -0.196
    radii = 0.05
    name = the_sphere
        :start media input:
            media = STEEL316L
        :stop media input:
:stop geometry:

#####aplikator WYSUNIĘTY#####
:start geometry:
    library = egs_cones
    type = EGS_ConeStack
    name = aplikator
    axis = 1.17 0 17.25 0 0 -1
        :start layer:
            thickness = 20.471
            top radii = 0.07 0.15
            bottom radii = 0.07 0.15
            media = AIR521ICRU POLYETH521ICRU
        :stop layer:
:stop geometry:
:start geometry:
    library = egs_spheres
    midpoint = 1.17 0 -3.221
    radii = 0.07 0.15
    name = a_sphere
        :start media input:
            media = AIR521ICRU POLYETH521ICRU
            set medium = 0 0
            set medium = 1 1
        :stop media input:
:stop geometry:

## holder do źródła ##
:start geometry:
    library = egs_box
    box size = 5 0.6 28
    name = holder1

```

```

        :start transformation:
            translation = 3.82 0 0
        :stop transformation:
        :start media input:
            media = PMMA521ICRU
        :stop media input:
:stop geometry:

:start geometry:
    library = egs_box
    box size = 0.15 0.15 28
    name = holder2
        :start transformation:
            translation = 1.245 -0.225 0
        :stop transformation:
        :start media input:
            media = PMMA521ICRU
        :stop media input:
:stop geometry:

:start geometry:
    library = egs_box
    box size = 0.15 0.15 28
    name = holder3
        :start transformation:
            translation = 1.245 0.225 0
        :stop transformation:
        :start media input:
            media = PMMA521ICRU
        :stop media input:
:stop geometry:

#####
#   define the cavity geometry
#   (to be used for Russian Roulette)
#####
:start geometry:
    library = egs_planes
    type = EGS_Zplanes
    name = cav_planes
    positions = -0.9726 15.0
:stop geometry:

:start geometry:
    library = egs_cylinders
    type = EGS_ZCylinders
    name = cav_cyls
    radii = 0.7251
:stop geometry:

```

```

:start geometry:
    library = egs_ndgeometry
    name = cavity
    dimensions = cav_planes cav_cyls
:stop geometry:

:start geometry:
    library = egs_gunion
    name = the_source
    geometries = my_source the_sphere
:stop geometry:

    :start geometry:
    library = egs_gunion
    name = the_aplikator
    geometries = aplikator a_sphere
:stop geometry:

:start geometry:
    library = egs_gunion
    name = holder
    geometries = holder1 holder2 holder3
:stop geometry:

:start geometry:
    library = egs_genvelope
    name = my_phantom
    base geometry = phantom
    inscribed geometries = chamber the_source the_aplikator holder
        set label = chamber_cavity 18 23 24 29 34
        set label = small_volume 23 28
:stop geometry:

:start geometry:
    library = egs_genvelope
    name = space
    base geometry = box
    inscribed geometries = my_phantom
:stop geometry:

simulation geometry = my_phantom

:stop geometry definition:

```



```

#####
### Media definition
#####

:start media definition:

ae = 0.521 # lowest energy for electrons (kinetic+0.511)
ap = 0.01 # lowest energy for photons (kinetic)
ue = 50.521 # maximum energy for electrons (kinetic+0.511)
up = 50.0 # maximum energy for photons (kinetic)

material data file=/home/lab/EGSnrc/HEN_HOUSE/pegs4/data/material.dat

:start graphite_1.81:
    density correction file = carbon_graphite_81eV_1.81g_cm3
:stop graphite_1.81:

:start H2O521ICRU:
    density correction file = water_icru90
:stop H2O521ICRU:

# https://www.termedia.pl/Measurements-and-Monte-Carlo-calculation-of-radial-
dose-and-anisotropy-functions-of-BEBIG-60Co-high-dose-rate-brachytherapy-
source-in-a-bounded-water-phantom,54,39402,1,1.html # Co 8.9 g/cm3

:start COBALT:
    density correction file = cobalt
:stop COBALT:

:start STEEL316L:
    density correction file = steel_stainless_type316l
:stop STEEL316L:

:start makrolon:
    density correction file =polycarbonate__makrolon___lexan_
:stop makrolon:

:stop media definition:
###

```

```

#####
:start source definition:

:start source:
  name = my_source
  library = egs_isotropic_source
  charge = 0
  geometry = the_source
  region selection = IncludeAll
    :start shape:
      :start media input:
        media = COBALT
      :stop media input:
      type = cylinder
      radius = 0.03
      height = 0.35
      midpoint = 1.17 0 0
    :stop shape
  :start spectrum:
    type = tabulated spectrum
    spectrum file = /home/lab/EGSnrc/egs_home/cavity/bareco60.spectrum
  :stop spectrum:
:stop source:

  simulation source = my_source
:stop source definition:
##### Run control #####

:start run control:
#####
  ncase = 1.0e9
#####
  geometry error limit = 20
:stop run control:

##### Scoring options #####
:start scoring options:
  calculation type =Dose

  :start calculation geometry:
    geometry name = my_phantom
    cavity regions = 18 23 24 29 34
    ##total cavity mass in gram##
    cavity mass = 0.000618625
  :stop calculation geometry:

:stop scoring options:

```

```

##### Output options #####
:start ausgab object definition:

# Dose scoring #
:start ausgab object:
    name = my_dose_cavity
    library = egs_dose_scoring
    medium dose = yes
    region dose = yes
    dose regions = chamber_cavity
    volume = 0.50498
:stop ausgab object:

:stop ausgab object definition:

##### variance reduction #####
# :start variance reduction:
# photon splitting = 50
# :start range rejection:
# rejection = 512
# Esave = 0.512
# cavity geometry = chamber_cavity
# rejection range medium = AIR521ICRU
# :stop range rejection:
# :stop variance reduction:
#####
##### Transport parameters #####

:start MC transport parameter:

Global ECUT = 0.521 # Global electron transport cutoff
Global PCUT = 0.01 # Global photon transport cutoff 0.001
Global SMAX = 1.0e10 # Global maximum step-size restriction for e- transport
ESTEPE = 0.25 # Default is 0.25
XIMAX = 0.5 # Default is 0.5, max. value is 1.
Boundary crossing algorithm = Exact # exact (default), PRESTA-I
# Skin depth for BCA = 3 # Default value is 3 for exact boundary crossing
Electron-step algorithm = EGSNRC # PRESTA-II (default),PRESTA-I
Spin effects = On # On (default),Off
Brems angular sampling = KM # Simple,KM (default)
Brems cross sections = NIST # BH (default),NIST

```

Pair angular sampling = KM # Off, Simple (default),KM
Triplet production = On # On or Off (default)
Electron Impact Ionization = ik # On, Off (default), casnati, kolbenstvedt,
gryzinski
Bound Compton scattering = On # On, Off, Simple, norej (default)
Radiative Compton corrections = On # On, Off (default)
Rayleigh scattering = On # On ,Off (default), custom
Photoelectron angular sampling = On # On (default),Off
Atomic relaxations = On # On (default),Off
Photon cross sections = xcom # si, epdl, xcom (default) or user-supplied
Photon cross-sections output = Off # Off (default) or On
Compton cross sections = comp_xsections # user-supplied
Photonuclear attenuation = ON # Off (default) or On
Photonuclear cross sections = default # default (default) or user-suppliedparameter:

:stop MC transport parameter: