

POLITECHNIKA WARSZAWSKA

Wydział Mechatroniki

mgr inż. Edyta Anna Jakubowska

**Rekombinacyjne metody dozymetryczne do monitorowania pól
promieniowania mieszanego w ośrodkach radioterapii**

Autoreferat rozprawy doktorskiej

Promotor
Prof. dr hab. Natalia Golnik

Promotor pomocniczy
dr inż. Michał A. Gryziński

Warszawa, 2016

Spis treści

1. Przedmiot rozprawy.....	4
2. Cele pracy.....	4
3. Wprowadzenie.....	5
4. Oddziaływanie promieniowania jonizującego z materią.....	6
5. Dozymetria w radioterapii.....	7
6. Komory rekombinacyjne.....	8
7. Proponowany układ pomiarowy.....	9
7.1. Projekt i testy komory pierścieniowej.....	10
7.2. Kalibracja komór.....	11
7.3. Sprawdzenie liniowości odpowiedzi komór w polach impulsowych.....	13
8. Pomiar wielkości dozymetrycznych w otoczeniu akceleratorów elektronów.....	14
8.1. Pomiar przestrzennego równoważnika dawki przy wyjściu z hali terapeutycznej.....	14
8.2. Charakteryzacja pól promieniowania w hali akceleratora 15 MV.....	15
9. Pomiar wielkości dozymetrycznych w wiązce i otoczeniu akceleratorów protonów.....	16
9.1. Pomiar na stanowisku do terapii protonowej nowotworów oka.....	17
9.2. Pomiar przestrzennego równoważnika dawki w otoczeniu akceleratorów protonów.....	19
10. Wyniki, wnioski.....	21
11. Bibliografia (wybrane pozycje).....	26

1. Przedmiot rozprawy

Rozprawa pt. „Rekombinacyjne metody dozymetryczne do monitorowania pól promieniowania mieszanego w ośrodkach radioterapii” dotyczy opracowania lub udoskonalenia metod i urządzeń pozwalających na pomiar parametrów związanych z ochroną radiologiczną i dozymetrią indywidualną dla pacjentów, personelu oraz osób postronnych, w ośrodkach radioterapii.

2. Cele pracy

Celem niniejszej pracy było udoskonalenie metod rekombinacyjnych i komór rekombinacyjnych przeznaczonych do dozymetrii pól promieniowania mieszanego w ośrodkach radioterapii.

W pracy zajęłam się monitorowaniem pól promieniowania neutronowego wokół liniowych akceleratorów medycznych (fotoneutrony) oraz pomiarami w otoczeniu terapeutycznych akceleratorów protonów z wykorzystaniem komór rekombinacyjnych. W części dotyczącej fotoneutronów, prace dotyczyły zarówno pomiarów fantomowych na leżance pacjenta, jaki monitorowania pól promieniowania z punktu widzenia narażenia personelu. Pomiary związane z ochroną radiologiczną były wykonywane również w pomieszczeniach Centrum Cyklotronowego Bronowice, przy terapeutycznym akceleratorze protonów. Przy tych pracach oparłam się głównie na opracowanych wcześniej metodach pomiarowych, koncentrując się na uzupełnieniu dostępnych informacji o charakterystykach detektorów oraz na doskonaleniu układów pomiarowych i interpretacji wyników pomiarów. Celem było uzyskanie kompletnego zestawu pomiarowego, umożliwiającego rutynowe monitorowanie pól promieniowania zawierających fotoneutrony, oraz wykazanie przydatności takiego zestawu, zarówno przy akceleratorach elektronowych jak i protonowych. W części pracy dotyczącej dozymetrii dla radioterapii protonowej opracowałam i przetestowałam nowy model komory rekombinacyjnej, nazwany przeze mnie komorą pierścieniową. Komora ta stanowi uzupełnienie wspomnianego wyżej zestawu do pomiarów fantomowych i środowiskowych.

3. Wprowadzenie

Radioterapia polega na niszczeniu komórek nowotworowych za pomocą promieniowania jonizującego. Jest metodą o dużej, udowodnionej skuteczności, ale, podobnie jak inne metody leczenia nowotworów, jest silnie inwazyjna gdyż podczas radioterapii uszkodzeniom, a potencjalnie także transformacji nowotworowej, ulegają również tkanki prawidłowe, znajdujące się poza zaplanowanym obszarem napromienienia. Na promieniowanie jonizujące narażony jest także w pewnym stopniu personel medyczny. Konieczne jest więc monitorowanie pól promieniowania na stanowiskach pracy i stosowanie zasad ochrony radiologicznej.

Efekt oddziaływania promieniowania na komórki żywe jest związany z wartością zdeponowanej w nich energii, czyli dawką pochłoniętą oraz z rodzajem i energią promieniowania. Stosowanie nowoczesnych technik radioterapii powoduje powstawanie dodatkowych, niepożądanych pól promieniowania mieszanego w otoczeniu akceleratorów medycznych. Nazwa „mieszane” w odniesieniu do promieniowania oznacza, że składa się ono z dwóch lub więcej rodzajów cząstek o różnej skuteczności biologicznej. W przypadku technik radioterapeutycznych, wykorzystujących promieniowanie fotonowe o energii powyżej 6 MeV, w elementach akceleratora generowane są neutrony z reakcji (γ, n) – tzw. fotoneutrony. W przypadku terapii protonowej i ciężkimi jonami wytwarza się bardzo złożone pole promieniowania wtórnego i rozproszonego, w którego skład wchodzi neutrony, rozproszone protony i fotony, a w przypadku wiązek ciężkich jonów, również cięższe od protonów cząstki naładowane, generowane w reakcjach jądrowych. Widma energii wszystkich cząstek w polach promieniowania wtórnego i rozproszonego są szerokie, a w przypadku wiązek protonowych i ciężkich jonów również słabo znane. Trudności dozymetrii w polach promieniowania mieszanego wynikają z dwóch powodów:

- 1) Odpowiedź każdego detektora zależy od energii i rodzaju promieniowania, co przy nieznanym składzie i widmie energii promieniowania powoduje trudności interpretacji wyniku pomiaru dawki pochłoniętej.
- 2) W polach promieniowania mieszanego, oprócz dawki pochłoniętej, trzeba wyznaczyć też wartości innych wielkości dozymetrycznych, powiązanych z względną skutecznością biologiczną różnych rodzajów promieniowania.

Ze względu na wymogi określenia dawek oraz szacowania przewidywanych skutków napromienienia u osób poddawanych radioterapii, mamy do czynienia z sytuacją przedstawioną

schematycznie na Rys. 1. Zastosowanie nowych technik radioterapii prowadzi do spodziewanego zwiększenia wyleczalności nowotworów, ale potencjalnie może też w długim okresie czasu spowodować wzrost liczby nowotworów wtórnych. Jednym z podstawowych warunków rozwoju tych technik, jak również wiedzy o skutkach promieniowania jest więc doskonalenie dozymetrii pól promieniowania mieszane.



Rys. 1. Ilustracja powiązań między rozwojem technik radioterapii a doskonaleniem dozymetrii promieniowania mieszane.

4. Oddziaływanie promieniowania jonizującego z materią

Podstawowymi procesami oddziaływania promieniowania z materią są jonizacja i wzbudzenia atomów oraz reakcje jądrowe. Procesy te mogą wywoływać szereg zjawisk wykorzystywanych w detekcji promieniowania, takich jak jonizacja gazów w objętości czynnej detektora, scyntylacja, luminescencja, zniszczenia radiacyjne. Zdolność cząstki do jonizacji ośrodka charakteryzuje się poprzez wartość LET (ang. Linear Energy Transfer). Zgodnie z definicją (ISO – 921/97) LET oznacza średnią energię dE , lokalnie przekazaną przez cząstkę naładowaną do medium, w stosunku do przebytej przez nią drogi dl :

$$LET = \frac{dE}{dl} \left[\frac{eV}{m} \right] \quad (1)$$

LET zależy od rodzaju i energii cząstki. Umownie cząstki o $LET < 10 \text{ keV}/\mu\text{m}$ uznaje się za cząstki o „niskim” LET, natomiast pozostałe za cząstki o „wysokim” LET.

Z wartością LET powiązane są wartości współczynnika jakości promieniowania, stosowanego w ochronie radiologicznej do oceny względnej skuteczności biologicznej różnych rodzajów

promieniowania (przy małych dawkach). Przy tej samej wartości dawki pochłoniętej dla promieniowania o różnych wartościach Q, występuje różne ryzyko inicjacji nowotworu. Wskaźnik Q jest zdefiniowany jako funkcja LET, a jego wartości zostały wyznaczone na podstawie danych radiobiologicznych zebranych eksperymentalnie. W publikacji ICRP 60 z 1991 roku, podano następującą definicję współczynnika jakości promieniowania:

$$Q(L) = \begin{cases} 1 & \text{dla} & L < 10 \frac{\text{keV}}{\mu\text{m}} \\ 0,32L - 2,2 & \text{dla} & 10 \leq L \leq 100 \frac{\text{keV}}{\mu\text{m}} \\ \frac{300}{\sqrt{L}} & \text{dla} & L > 100 \frac{\text{keV}}{\mu\text{m}} \end{cases} \quad (2)$$

5. Dozymetria w radioterapii

Stosowanie radioterapii wymaga precyzyjnych metod dozymetrycznych, zapewniających podanie „przepisaną” dawki z dokładnością lepszą od 5%. Dozymetria w radioterapii obejmuje dwie, znacznie różniące się klasy zagadnień – dozymetrię wiązki w polu napromienienia oraz dozymetrię w otoczeniu wiązki, konieczną ze względu na ochronę radiologiczną pacjenta i, w pewnym stopniu, personelu medycznego. Dozymetria wiązki polega na wyznaczeniu z dużą dokładnością dawki pochłoniętej, natomiast w otoczeniu wiązki konieczne jest wyznaczenie wielkości umożliwiających oszacowanie ryzyka indukcji nowych nowotworów. Taką wielkością jest przestrzenny równoważnik dawki $H^*(10)$, będący iloczynem dawki pochłoniętej $D^*(10)$ i współczynnika jakości promieniowania Q w określonym punkcie specjalnego fantomu, nazwanego kulą ICRU [ICRU 1980]:

$$H^*(10) = D^*(10) \cdot Q \quad (3)$$

Wymagana w radioterapii dokładność nie przekracza 5% w objętości napromienianej i narządach krytycznych, natomiast może być nieco mniejsza poza polem napromienienia. W ochronie radiologicznej, operującej w zakresie dużo niższych dawek, wymagana dokładność pomiarów na ogół nie przekracza 30%, a przy bardzo małych mocach dawki, wystarczą pomiary z dokładnością do czynnika 2 (czyli dopuszczalny jest wynik pomiaru 2 razy większy lub 2 razy mniejszy od rzeczywistej dawki).

6. Komory rekombinacyjne

Komory rekombinacyjne to komory jonizacyjne o specjalnej konstrukcji, pracujące w zakresie lokalnej rekombinacji jonów. Należy tutaj rozróżnić dwa mechanizmy rekombinacji: lokalną i objętościową. Lokalna dotyczy tylko rekombinacji w obrębie jednego toru wytworzonego przez daną cząstkę jonizującą i zależy od gęstości jonizacji. Rekombinacja objętościowa zachodzi pomiędzy torami od różnych cząstek i zależy od mocy dawki promieniowania.

Komory rekombinacyjne wykorzystywane w radioterapii, radiobiologii i w ochronie radiologicznej powinny być dozymetrycznie równoważne tkance biologicznej, ponieważ tylko w takim przypadku zjawiska zachodzące w objętości czynnej komory mogą być traktowane analogicznie do procesów zachodzących w tkankach rzeczywistych. Spełnienie warunku równoważności tkance dla wszystkich rodzajów i energii promieniowania jest możliwe gdy skład atomowy detektorów i fantomu, w którym umieszcza się detektory, będzie odpowiadał składowi tkanki biologicznej, przy czym skład chemiczny nie jest kluczowy.

Podstawowym elementem komory jest układ co najmniej dwóch elektrod, zazwyczaj płaskich, zapewniający dobrze określone pole elektryczne. Pomiar polega na zmierzeniu prądu komory lub wygenerowanego we wnęce gazowej ładunku, przy jednym, dwóch lub kilku napięciach polaryzujących. Mierzony prąd komory rekombinacyjnej w polu promieniowania rośnie z przykładowym napięciem aż do osiągnięcia wartości bliskiej, saturacji, kiedy niemal wszystkie jony dotrą do elektrody pomiarowej. W warunkach rekombinacji lokalnej, kształt krzywej skuteczności zbierania jonów zależy od liniowej gęstości jonizacji i jest różny dla różnych rodzajów promieniowania. Dzięki tej właściwości, komory rekombinacyjne umożliwiają zarówno pomiar dawki pochłoniętej (z wartości prądu nasycenia), jak i wyznaczenie współczynnika jakości promieniowania (z kształtu krzywej nasycenia). W niektórych przypadkach pomiarów w polach promieniowania neutronowego stosuje się obok komory rekombinacyjnej, która porównywalną czułości na promieniowanie γ i n, komorę bezwodorową o bardzo niskiej czułości na neutrony. Umożliwia to rozdzielne wyznaczenie składowych dawki pochodzących od promieniowania neutronowego i gamma

Prąd nasycenia komory jonizacyjnej jest proporcjonalny do dawki pochłoniętej w gazie komory i w zależności od budowy komory i jej kalibracji może być przeliczony na dawkę pochłoniętą na określonej głębokości w tkance lub na $D^*(10)$.

Współczynnik jakości promieniowania wyznaczany był głównie przez pomiar rekombinacyjnego wskaźnika jakości promieniowania Q_4 , zdefiniowanego jako:

$$Q_4 = \frac{1-f(U_R)}{0,04} \quad (4)$$

Napięcie U_R jest napięciem rekombinacji wyznaczanym podczas kalibracji komory, f - skutecznością zbierania jonów.

Czułość komór określano przez kalibrację we wzorcowych polach promieniowania.

7. Proponowany układ pomiarowy

Po analizie danych literaturowych i pomiarach testowych, w pracy zaproponowano wykorzystanie następujących zestawów pomiarowych:

1. Do monitorowania pól promieniowania w otoczeniu akceleratorów elektronów (ochrona radiologiczna) – zestaw umożliwiający pomiar $H^*(10)$ i składowych dawki, składający się z dwóch wcześniej zaprojektowanych komór rekombinacyjnych – komory równoważnej tkance, typu REM-2, komory bezwodorowej typu GW-2, oraz remomierza typu z licznikiem proporcjonalnym napełnionym BF_3 . Taka konfiguracja pozwala na monitoring pól promieniowania w otoczeniu akceleratora, również poza pokojem terapeutycznym. Układ dostosowano do potrzeb ośrodka radioterapii poprzez zastosowanie odpowiedniego okablowania i oprogramowania do opracowania wyników. Procedura pomiarowa wykazuje dużą dokładność (~10% w nieznanym polu promieniowania). Opisany system został z powodzeniem przetestowany w kilku placówkach.

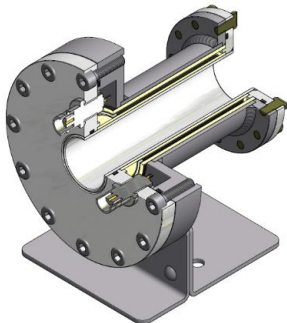
W pracy testowano również możliwość wykorzystania komór napełnionych gazem zawierającym bor (BF_3) i umieszczonych w parafinowych moderatorach neutronów. Podjęto próbę znalezienia takiej wartości napięcia polaryzującego, aby komora dawała sygnał proporcjonalny do $H^*(10)$, czyli czułość na promieniowanie neutronowe powinna być wyższa o czynnik równy współczynnikowi jakości promieniowania neutronowego. Wykazano, że istnieje możliwość realizacji takiego detektora, ale dla pól promieniowania neutronowego o wyższej energii niż fotonetryony występujące w ośrodkach radioterapii.

2. Do pomiarów w bliskim otoczeniu wiązki i pomiarów fantomowych (ochrona radiologiczna pacjenta) - komorę fantomową równoważną tkance typu F1. W tym przypadku można również stosować drugą komorę bezwodorową, ale sugerowaną w pracy metodą jest wyznaczanie zarówno współczynnika jakości promieniowania, jak i składowych dawki z kształtu krzywej nasycenia. Jest to w tym przypadku możliwe, nawet przy pomiarach rutynowych, gdyż widmo promieniowania neutronowego jest dostatecznie dobrze znane.
3. Do pomiarów dawki promieniowania rozproszonego w bliskim otoczeniu protonowej wiązki terapeutycznej - w ramach pracy zaprojektowano i wykonano nowatorską komorę w postaci pierścienia otaczającego badaną wiązkę promieniowania [KP1 2012]. Komora ta, jako istotne osiągnięcie pracy została bardziej szczegółowo opisana poniżej

7.1. Projekt i testy komory pierścieniowej

Opisana w tym rozdziale komora pierścieniowa KP-1 jest oryginalnym rozwiązaniem i została zaprojektowana specjalnie do pomiaru dawki pochłoniętej oraz rekombinacyjnego wskaźnika jakości promieniowania w bliskim otoczeniu protonowej wiązki terapeutycznej. Jest to komora pierścieniowa: jej obudowa zewnętrzna, wewnętrzna, elektrody pomiarowe oraz przestrzeń robocza wypełniona gazem pomiarowym tworzą zespół współosiowych pierścieni (Rys. 4). Elektrody mają postać rurek o grubości 1,5 mm, wykonanych z przewodzącego materiału równoważnego tkance (polipropylen z napylnym grafitem po stronie przewodzącej). Pomiędzy nimi znajduje się przestrzeń robocza wypełniona etanem o wartości ciśnienia ~500 kPa (21 bar). Elektrody osadzone są w odległości 2 mm od siebie, umocowane na wcisk do cylindra korpusu wewnętrznego. Obudowa komory została wykonana ze stopu aluminium (2017AT4) o grubości 3 mm, materiału o dużej wytrzymałości na wysokie ciśnienie. Przy prawidłowym ustawieniu komory, badana wiązka promieniowania jest kierowana do środka wewnętrznego pierścienia, wzdłuż osi komory. Fantom napromienianego organu (oka) może być włożony do środka pierścienia, w wybranej odległości od skraju komory. Możliwe jest również umieszczenie całej komory KP-1 w dużym fantomie wodnym. Zewnętrzne i wtórne promieniowanie wytworzone w materiale fantomu przez penetrującą wiązkę, dociera do objętości czynnej, jonizując gaz. Jeśli

podane jest wystarczająco wysokie napięcie polaryzacji i KP-1 pracuje w trybie saturacji, wówczas wartości mierzonego prądu są proporcjonalne do wartości dawki pochłoniętej w gazie i mogą być przeliczone na wartości dawki pochłoniętej w tkance lub w wodzie.



Rys. 2. Przekrój komory KP-1

Testy komory w kalibracyjnych polach promieniowania przeprowadzono w celu wyznaczenia napięcia rekombinacji, określenia czułości komory na promieniowanie gamma oraz neutronowe, a także sprawdzenia stabilności pracy. Wyniki zawiera poniższa tabela:

Tab.1 Wyznaczone wartości czułości komory KP-1 na promieniowanie γ i n

Promieniowanie gamma				
I (Us) [pA]		H*(10) [mGy/h]		A γ [pA/mGyh ⁻¹]
46,40		16,49		2,81
Promieniowanie neutronowe				
I (Us) [pA]	D γ [mGy/h]	D n [mGy/h]	A γ [pA/mGyh ⁻¹]	A n [pA/mGyh ⁻¹]
0,31	0,04	0,06	2,81	3,33

Względna czułość neutronowa komory rekombinacyjnej k_T określana jest jako stosunek czułości komory na neutrony do czułości na promieniowanie gamma. Dla komory KP-1 wartość ta wynosi: $k_T = \frac{A_n}{A_\gamma} = 1,18$

Do wyznaczenia niepewności pomiaru zastosowano metodę typu A (analiza statystyczna powtarzanych pomiarów) i B (dla pojedynczych pomiarów lub pomiarów niewykazujących

rozrzutu) wg. międzynarodowej normy ISO [ISO 2008]. Wartość całkowitej niepewności została obliczona jako pierwiastek sumy kwadratów poszczególnych niepewności cząstkowych:

$$U_c(x) = \sqrt{u_a^2 + u_b^2 + u_c^2 + u_d^2 + u_e^2}$$

Tab. 2. Niepewność wzorcowania komory KP-1 w polu promieniowania źródła ^{137}Cs

Lp.	Czynniki wpływające na pomiar	Niepewność	Niepewność względna [%]
1	Pomiar prądu (błąd statystyczny)	7,0 [fA]	0,01
2	Ustawienie komory	0,4 [cm]	0,82
3	Elektrometr	0,3 [pA]	0,90
4	Ciśnienie	0,12 [°C]	0,01
5	Wilgotność	1,73 [mbar]	0,002
6	Przestrzenny równoważnik dawki	0,41 [mSv/h]	2,5
7	Czułość A_γ	0,07 [pA/mGy/h]	2,5
8	Całkowita niepewność		3,7
9	Niepewność rozszerzona (k=2)		7,4

Tab. 3. Niepewność wzorcowania komory KP-1 w polu promieniowania źródła ^{252}Cf

Lp.	Czynniki wpływające na pomiar	Niepewność	Niepewność względna [%]
1	Pomiar prądu (błąd statystyczny)	0,5 [fA]	1,0
2	Ustawienie komory	0,4 [cm]	0,82
3	Elektrometr	0,3 [pA]	0,90
4	Ciśnienie	0,12 [°C]	0,01
5	Wilgotność	1,73 [mbar]	0,002
6	Moc dawki	1,72 [$\mu\text{Gy/h}$]	1,75
7	Czułość A_n	0,07 [pA/mGy/h]	2,2
8	Całkowita niepewność		3,2
9	Niepewność rozszerzona (k=2)		6,4

7.2. Kalibracja komór

Kalibracja komór rekombinacyjnych polega na zmierzeniu ich charakterystyki prądowo – napięciowej w referencyjnym polu (lub polach) promieniowania. Pomiar powinien być dokonany w określonym dla danej komory ustawieniu i odległości od źródła o znanej aktywności. Celem wzorcowania jest określenie czułości komory na dany rodzaj promieniowania, która jest później

wykorzystywana do interpretacji ew. wyników pomiaru w polach o nieznanym składzie. Kontrola czułości w czasie daje informację o stabilności pracy komory.

Wszystkie wykorzystane w pracy komory zostały poddane wzorcowaniu w Hali Kalibracyjnej Laboratorium Pomiarów Dozymetrycznych NCBJ. Wykorzystano następujące źródła:

- ^{137}Cs - izotopowe źródło emitujące kwanty promieniowania γ o energii 662 keV;
 - ^{252}Cf – izotopowe źródło emitujące promieniowanie neutronowe o gęstości strumienia do $1000 \text{ n/cm}^2\text{s}$ ze średnią energią 2,1 MeV;
 - $^{241}\text{Am-Be}$ – izotopowe źródło emitujące promieniowanie neutronowe o średniej energii 4 MeV
 - $^{239}\text{Pu-Be}$ - izotopowe źródło emitujące promieniowanie neutronowe o średniej energii 4 MeV
- Wszystkie źródła neutronowe emitują też promieniowanie gamma.

Zestawienie wyznaczonych czułości dla pola promieniowania γ izotopu ^{137}Cs zawiera Tabela 4.

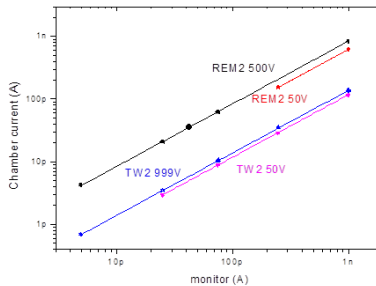
Tab. 4. Zestawienie czułości komór rekombinacyjnych we wzorcowym polu promieniowania gamma

Komora	Data	Odległość od źródła [cm]	U_s [V]	$I(U_s)$ [pA]	$D^*(10)$ [mGy/h]	A [pa/mGy/h]
REM-2 nr 8	18.12.2009	152,8	999	179,6	2,05	87,5
GW-2	18.12.2009	152,8	30	540,0	2,05	263,4
TW-2	07.10.2014	152,8	999	122,1	1,84	66,3
BOR-3	18.12.2009	152,8	999	87,2	2,05	42,4
KP-1	17.11.2014	50,0	600	44,6	16,49	2,8

7.3.Sprawdzenie liniowości odpowiedzi komór w polach impulsowych

W ramach eksperymentu międzynarodowego zorganizowanego przez grupę EURADOS porównano odpowiedzi aktywnych detektorów w impulsowym polu promieniowania. Na podstawie zebranych danych zostały przeprowadzone teoretyczne obliczenia rekombinacji objętościowej w komorze równoważnej tkance, w których brałam udział. Celem porównania było określenie liniowości odpowiedzi w polu impulsowym. Pomiaru zostały przeprowadzone w Helmholtz-Zentrum Berlin für Materialien und Energie GmbH (Berlin, Niemcy), wyposażonym w cyklotron generujący promieniowanie protonowe o energii 68 MeV. W porównaniu wzięło udział 29 detektorów, w tym komora rekombinacyjna REM-2, równoważna tkance oraz TW2. Przy pomiarach zastosowano rekombinacyjną metodę dwunapięciową. Celem eksperymentu było sprawdzenie liniowości odpowiedzi detektorów w funkcji ładunku impulsowego oraz określenie

ich zdolności do pracy w impulsowym polu promieniowania. Wyniki otrzymane dla obu testowanych komór przedstawia Rys. 3. Odpowiedzi detektorów mają charakter liniowy, co oznacza, że mogą być wykorzystywane do pomiarów w impulsowych polach promieniowania.



Rys. 3. Wyniki testu liniowości odpowiedzi komór rekombinacyjnych REM2 i TW2, napełnionych różnymi gazami, w polu neutronowego promieniowania impulsowego. Dopasowanie – funkcja liniowa.

8. Pomiar wielkości dozymetrycznych w otoczeniu akceleratorów elektronów

Celem pomiarów było przede wszystkim sprawdzenie zestawienia różnych metod i układów rekombinacyjnych w warunkach klinicznych i ocena możliwości ich zastosowania w rutynowych pomiarach dawek pochodzących od neutronów generowanych w głowicach liniowych akceleratorów elektronów o energiach powyżej 10 MeV. Do pomiarów wykorzystano komory rekombinacyjne równoważne tkance, komorę bezwodorową oraz komorę napełnioną BF_3 . Jak już wspomniano, ostatecznie zrezygnowano z wykorzystania komory z BF_3 , więc wyniki pomiarów uzyskane tą komorą nie są referowane w Autoreferacie.

Pomiary zostały wykonane w dwóch ośrodkach terapeutycznych w Warszawie: Centrum Onkologii przy ul. Roentgena 5 oraz Centrum Onkologii im. Marii Skłodowskiej-Curie, przy ul. Wawelskiej 15.

8.1. Pomiary przy wyjściu z hali terapeutycznej

Zestawienie wyników otrzymanych w COI przy ul. Wawelskiej 15 zawiera Tabela nr 5. Pomiary były wykonane w pobliżu drzwi do hali terapeutycznej dla trzech przypadków: drzwi zamknięte, drzwi uchylone, drzwi otwarte. Drzwi do hali terapeutycznej są ciężkie i zwykle otwierają się powoli, co ogranicza możliwości szybkiej interwencji w razie sytuacji zagrażającej życiu pacjenta

(głównie chodzi o dzieci poddawane napromienieniu w anestezji). Wyniki pokazują, że przy uchylonych drzwiach wartości dawek są około 9 razy niższe niż przy drzwiach otwartych oraz $H^*(10) = 2,7 \mu\text{Sv}\cdot\text{h}^{-1}$ co jest akceptowalne również dla osoby postronnej, znajdującej się w pobliżu. Uchylenie drzwi umożliwia zatem szybki dostęp personelu medycznego do pacjenta przy jednoczesnym zachowaniu standardów bezpieczeństwa. Wyniki otrzymane za pomocą komór rekombinacyjnych i remomierza wzorcowego uzupełniają się, co potwierdza tezę o przydatności takiego zestawu dla ochrony radiologicznej w otoczeniu akceleratorów medycznych. Dokładność pomiarów komorą rekombinacyjną, dla tego zakresu dawek, wynosi około 20% i jest wystarczająca dla ochrony radiologicznej.

Tab. 5. Zestawienie wyników otrzymanych w COI przy ul. Wawelskiej 15 w Warszawie. Komora REM-2 mierzy dawkę całkowitą, remomierz Studsvik tylko dawkę neutronową a bezwodorowa komora GW-2 tylko dawkę promieniowania gamma.

Ustawienie drzwi	Ustawienie komór	H*(10) [μSv/h]		
		REM2	Studsvik	GW2
Otwarte	1	76,2	52	24
Otwarte	2	25	17,3	
Uchylone	2	2,7	2,2	
Zamknięte	2	<0,3	0,15	

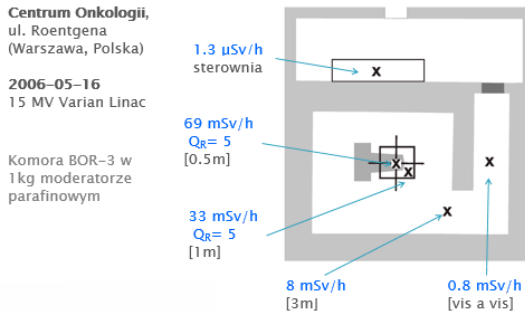
8.2. Charakteryzacja pól promieniowania w hali akceleratora 15 MV

Seria pomiarów została wykonana w Centrum Onkologii - Instytut przy ul. Roentgena 5 w Warszawie, w otoczeniu akceleratora 15 MV Clinac 2300C/D firmy Varian. Wybrane zostały następujące punkty pomiarowe: na stole pacjenta w polu promieniowania, w odległości 1 i 3m od akceleratora, w labiryncie dokładnie na przeciwko akceleratora oraz w sterowni (Rys. 4).

Wartości przestrzennego równoważnika dawki maleją w przybliżeniu wykładniczo z odległością od izocentrum (Tab. 7), ale jednocześnie zmienia się skład promieniowania. Ze wzrostem odległości szybko rośnie udział promieniowania neutronowego. Wartości w labiryncie i sterowni osiągają wartości akceptowalne nawet osób nienarażonych zawodowo na promieniowanie.

W celu sprawdzenia wpływu ustawienia kolimatora wielolistkowego wykonano pomiar z odczytami w czasie przesuwania się tzw. ruchomej szczeliny o szerokości 2 cm. Pomiar wykonano

dla pola 10×10 cm i wiązki 15MU. Zastosowano dwa przejazdy szczeliny, tzn. przesunięcie szczeliny najpierw w jedną stronę a potem powrót. Gantry ustawione było w pozycji pionowej. Całkowity czas przesunięcia szczeliny w jednym kierunku wynosił 4 min. Wartości prądów komór odczytywano co 9 s.



Rys. 4. Schematyczne przedstawienie miejsc pomiarowych oraz wyników

Uzyskane wyniki wskazują, że ustawienie listków kolimatora ma wpływ tylko na sygnał komory znajdującej się w izocentrum. W czasie, kiedy szczelina znajduje się nad objętością czynną komory, obserwujemy ok. 20-krotny wzrost prądu jonizacyjnego.

Tab. 6. Zestawienie wyników otrzymanych w COI przy ul. Roentgena 5 w Warszawie

Miejsce pomiaru	0,5 m od izocentrum	1 m od izocentrum	3 m od izocentrum	Vis a vis w labiryncie	w sterowni
$H^*(10)$ [mSv/h]	69	33	8	0,8	0,0013

9. Pomiary wielkości dozymetrycznych w wiązce i otoczeniu akceleratorów protonów

Pomiary zostały przeprowadzone w Centrum Cyklotronowym Bronowice (CCB), Instytutu Fizyki Jądrowej PAN im. H. Niewodniczańskiego w Krakowie. Jest to jedyne miejsce w Polsce w którym prowadzona jest terapia protonowa. Aktualnie placówka dysponuje dwoma terapeutycznymi akceleratorami protonów. Pierwszy z nich, zlokalizowany w Samodzielnej Pracowni Radioterapii Protonowej, wyposażony jest w cyklotron AIC-144 o energii 60 MeV. Drugi, zlokalizowany w Centrum Cyklotronowym Bronowice (CCB), wyposażony jest w cyklotron IBA Proteus C-235 o

zakresie energii od 70 do 230 MeV. Dzięki uprzejmości IFJ badania zostały przeprowadzone na obydwu stanowiskach.

9.1. Pomiary na stanowiskach do terapii protonowej nowotworów oka

Celem pomiarów było sprawdzenie poprawności działania komory KP-1 oraz wyznaczenie mocy dawki promieniowania rozproszonego i współczynnika jakości tego promieniowania w bliskim otoczeniu terapeutycznej wiązki protonów o energii nominalnej 60 MeV. Pomiary przeprowadzono w warunkach wąskiej (terapeutycznej) wiązki protonowej. Zbadano odpowiedź komory w kilku odległościach od skraju kolimatora, zarówno bez jak i z fantomami. Kalibracja komory KP-1 została przeprowadzona we wzorcowym polu promieniowania źródła ^{137}Cs , w hali kalibracyjnej Laboratorium Pomiarów Dozymetrycznych NCBJ. Na podstawie wcześniejszych badań [Golnik 2006] założono, że względna czułość neutronowa (stosunek czułości komory na promieniowanie neutronowe do czułości na promieniowanie gamma w polu kalibracyjnym) wynosi $k_T=1$.

Tab. 7. Zestawienie wyników pomiarów dla badanych ustawień komory

Pozycja	odległość od kolimatora [cm]	Monitor I [pA]	KP-1 I [pA]
bez fantomu	7,5	57,51	60,83
fantom z przodu	7,5	54,92	57,6
fantom w środku	5	57,74	89,89
fantom z tyłu	3,75	56,02	122,85

Wyniki pomiarów otrzymane przy stanowisku terapeutycznym przy akceleratorze AIC-144 wykazały dobrą korelację z wynikami otrzymanymi z systemu monitoringu wiązki. Seria pomiarów, wykonana „na przelot” (bez fantomów) wykazała zgodność z monitorem na poziomie $\pm 1,5\%$ dla pojedynczych pomiarów. Wartości prądu jonizacyjnego uśrednione w przedziale 30 s wykazują dokładność 0,5% w stosunku do zapisu monitora. Najwyższa wartość prądu jonizacji została otrzymana dla przypadku, gdy komora znajdowała się najbliżej ławy optycznej (fantomy odsunięte do jej dalszego krańca), a najniższą – gdy komora była w najdalszej badanej odległości. Dawka pochłonięta w otoczeniu fantomu gałki ocznej, wyznaczona dla fantomu wsuniętego do

połowy objętości czynnej komory, wyniosła 2 mGy. Jest to ok. 0,0033% wartości dawki równej 60 Gy, która jest dostarczana do napromienianego obszaru nowotworu.

Celem pomiarów przy akceleratorze Proteus-235 było określenie charakterystyki pracy komory KP-1 w warunkach wąskiej wiązki oraz wyznaczenie parametrów dozymetrycznych promieniowania rozproszonego, powstającego przede wszystkim w fantomie w bliskiej odległości od piklu Bragg'a, ale także w pomieszczeniu terapeutycznym. Przed wykonaniem pomiarów, w konstrukcji komory dokonano pewnych ulepszeń (wymiana gniazd BNC na LEMO, doszczelnienie) poprawiających stabilność pracy.

Tab. 8. Zestawienie wyników wartości dawki wyznaczonej w bliskiej odległości od piklu Bragga. Wyniki podano dla różnego położenia fantomu względem osi centralnej komory KP-1. Całkowite wartości dawki zostały wyznaczone dla danego czasu trwania ekspozycji T.

Pozycja fantomu	Modulator	Kolimator	Dawka w izocentrum [Gy/s]	Czas ekspozycji T [s]	Moc dawki w otoczeniu fantomu [mGy/T]	% dawki w izocentrum
Brak fantomu	-	-	44,41	103	1,36	0,003
Brak fantomu	CCB 002	10 mm	24,89	104	2,47	0,010
Położenie centralne	CCB 002	10 mm	24,90	104	2,89	0,012
Brak fantomu	CCB 002	5 mm	24,24	103	1,39	0,006
Położenie centralne	CCB 002	5 mm	19,81	86	1,08	0,005
Brak fantomu	CCB 001	5 mm	49,88	108	0,97	0,002
Położenie centralne	CCB 001	5 mm	49,89	104	2,60	0,005
Fantom z tyłu	CCB 001	5 mm	49,89	106	2,95	0,006

Porównanie otrzymanych wyników ze wskazaniami monitora wykazało zgodność na poziomie ok. $\pm 1,2$ %. Różnice pojedynczych wartości związane są przede wszystkim ze stałą czasową odpowiedzi komory oraz ustawionymi różnymi interwałami czasowymi pomiarów. Zmierzone wartości prądu jonizacji z zastosowaniem fantomu były wyższe o ok. $\sim 1,2$ % niż dla pomiaru przelotowego. Najwyższą wartość otrzymano dla szerszej średnicy wiązki i pełnego zasięgu rozszerzonego piklu Bragg'a. Wyznaczenie wartości dawki pochłoniętej w okolicy fantomu gałki

ocznej, bazowało na pierwotnej kalibracji komory oraz udziale promieniowania gamma ($D_\gamma/D=10\%$). Wyznaczone wartości dawki wyznaczonej w bliskiej odległości piku Bragga dla różnego położenia fantomu względem środka komory zawiera tabela 9. Wyniki nie przekroczyły 0,01% całkowitej wartości dawki dostarczanej do naświetlanego obszaru nowotworu.

9.2. Pomiary przestrzennego równoważnika dawki w otoczeniu akceleratora protonów

Celem pomiarów było zbadanie promieniowania wtórnego, generowanego w pokoju terapeutycznym, w którym znajduje się stanowisko do radioterapii protonowej nowotworów oka i labiryntu cyklotronów AIC-144 oraz Proteus C-235. W obu przypadkach układ pomiarowy składał się z dwóch komór rekombinacyjnych REM-2 nr 8 (komora pomiarowa) oraz GW-2 (monitor) połączonych za pomocą kabli z dwoma elektrometrami Keithley 6517B połączonymi ze sobą szeregowo.

Tab. 9. Wyniki pomiarów $H^*(10)$ otrzymane w otoczeniu cyklotronu AIC-144 (IFJ PAN).

Punkt pomiarowy	REM-2 (wartość średnia)		WENDI-II (min ÷ max)
	$H^*(10)$ ($\mu\text{Sv/h}$)	Q_4	$H^*(10)$ ($\mu\text{Sv/h}$)
X	2586	7.3	1211 ÷ 2098
P	877	7.6	567 ÷ 653
A2	< 4,4	6.4	3.8 ÷ 4.3
B	11.5	6.4	10.0 ÷ 11.8
L	< 4,4	6.4	1.4 ÷ 1.8
E	< 2,2	6.4	0.1 ÷ 0.3

Pomiary przy akceleratorze AIC-144 zostały wykonane przy maksymalnej głębokości penetracji wiązki terapeutycznej, tj. 28,3 mm, ponieważ założono, że jest to konfiguracja dla której generacja promieniowania wtórnego i rozproszonego jest największa. Jako symulację głowy pacjenta, która również jest źródłem rozprożeń, ustawiono fantom PMMA. Średnia moc dawki w fantomie gałki ocznej wynosiła $0,2 \text{ Gy s}^{-1}$. Lokalizacje punktów pomiarowych zostały wybrane w pokoju terapeutycznym:

X – na fotelu terapeutycznym;

P – na podłodze, obok fotela terapeutycznego;

A₂ – w korytarzu, naprzeciwko drzwi wejściowych do pomieszczenia terapeutycznego, umieszczony na wysokości 2 m, obok systemu dozymetrycznego placówki;

B – za drzwiami do pomieszczenia eksperymentów fizycznych (zawiera osobny pokój terapeutyczny);

L – na ścianie korytarza obok systemu dozymetrycznego placówki;

E – w korytarzu, do którego dostęp ma tylko personel.

Wyniki (Tab. 9) otrzymane za pomocą komór rekombinacyjnych, zostały porównane ze wskazaniami remomierzy typu NM2B i WENDI II oraz uśrednione w przedziale czasu trwania wiązki. Dla WENDI II oraz NM2B odczytane zostały wartości minimalne i maksymalne, w takim samym przedziale czasu. Wszystkie wskazania zostały znormalizowane do referencyjnego monitora, uwzględniając możliwe niestabilności intensywności wiązki. Wyznaczone wartości $H^*(10)$ w pokoju terapeutycznym (punkty X, P) wahają się w przedziale $\sim 0,9 \div 2,6$ mSv/h, wartości otrzymane w korytarzu (punkty A₂, L, E) są mniejsze niż 0,005 mSv/h. Wskazania komory REM-2 i remomierza WENDI II są porównywalne dla punktów poza pokojem terapeutycznym, podczas gdy wewnątrz pokoju wskazania komory są znacznie wyższe. Różnica między wskazaniami jest równoważnikiem dawki pochodzącym od promieniowania γ i rozproszonych protonów, ponieważ REM-2 mierzy całkowitą wartość $H^*(10)$, podczas gdy WENDI II jest czułe tylko na neutrony.

Tab.10. Zestawienie wyników otrzymanych w otoczeniu cyklotronu Proteus C-235

Punkt Pomiarowy	Energia protonów (MeV)	REM-2		GW-2	FHT 762 (WENDI-II)	FHT 192
		Q ₄	H*(10) całkowity (mSv/h)	H*(10) gamma (mSv/h)	H*(10) całkowity (mSv/h)	H*(10) gamma (mSv/h)
"Pacjent"	70	5.6	2.78	0.2	3.2	0.8
	76	5.7	5.00	0.3	4.2	1.2
	100	6.0	26.53	1.5	24.0	8.6
"Elektronika"	70	4.9	1.11	0.1	0.8	0.06
	76	5.3	1.67	0.2	1.3	0.07
	100	5.4	6.11	0.6	5.3	0.3
"Podłoga" (obok fotela terapeutycznego)	70	6.5	0.89	0.1		
	76	6.5	1.22	0.1		
	100	6.9	6.11	0.4		
"Wejście do hali cyklotronu"	100	5	$2.33 \cdot 10^{-3}$		$0.4 \cdot 10^{-3}$	$0.2 \cdot 10^{-3}$
					Stacjonarny system dozymetryczny CCB LB 6411/LB 6360	

Druga seria pomiarów wykonana została w otoczeniu cyklotronu Proteus C-235. Badania przeprowadzono dla trzech energii: 70, 76 i 100 MeV. Wartości $H^*(10)$ otrzymane w pokoju terapeutycznym (Tab. 10) akceleratora Proteus C-235 są zbliżone do wyników przy AIC-144 i jak można było się spodziewać rosną ze wzrostem energii wiązki, natomiast wartości Q_4 są nieco niższe.

10. Wyniki, wnioski

Celem pracy było opracowanie rekombinacyjnych metod pomiarowych dostosowanych do pomiarów dozymetrycznych w otoczeniu akceleratorów medycznych oraz dobór odpowiednich zestawów komór rekombinacyjnych. W pracy zaproponowano i przetestowano kilka zestawów złożonych z kombinacji komór rekombinacyjnych o różnych właściwościach. Wybór uwzględniał uwarunkowania pomiarowe oraz zapotrzebowanie związane z wymogami radioterapii i ochrony radiologicznej. Do pomiarów w otoczeniu terapeutycznej wiązki protonów konieczne okazało się zaprojektowanie i wykonanie nowego typu komory rekombinacyjnej, dedykowanej do pomiarów promieniowania wtórnego i rozproszonego w bliskiej okolicy leczonego obszaru objętego nowotworem.

Opracowane metody musiały spełniać następujące założenia:

- 1) Umożliwiać pomiar wielkości dozymetrycznych stosowanych w ochronie radiologicznej, w tym wielkości związanych z jakością promieniowania, przy nieznanym składzie i widmie promieniowania mieszanego.
- 2) Umożliwiać pomiary w impulsowych polach promieniowania.
- 3) Zapewniać możliwość rutynowego przeprowadzenia pomiarów.

W pracy rozpatrzono dwa typy akceleratorów medycznych – liniowe akceleratory elektronów, stosowane głównie w terapii megawoltowym promieniowaniem X oraz akceleratory protonów.

W przypadku akceleratorów elektronów istotna jest możliwość wykonania pomiarów fantomowych z fantomami symulującymi narażenie poszczególnych narządów oraz pomiarów umożliwiających ocenę narażenia całego ciała pacjenta lub innych osób (np. personelu medycznego) przebywającego w otoczeniu akceleratora. Podstawową wielkością dozymetryczną jest w tym przypadku przestrzenny równoważnik dawki, $H^*(10)$, a w przypadku pomiarów

fantomowych wskazane byłoby również rozdzielne określenie składowych dawki, czyli dawki neutronowej i dawki promieniowania X.

Istotną zaletą metod rekombinacyjnych jest możliwość prawidłowego określenia $H^*(10)$ w polach promieniowania mieszanego, również takich, gdzie dominuje jeden rodzaj promieniowania, a druga składowa jest mała. Właśnie z taką sytuacją mamy do czynienia w otoczeniu akceleratorów elektronów, gdzie udział neutronów w dawce pochłoniętej zmienia się od ok. 0.01% w wiązce promieniowania do ponad 50% na końcu leżanki pacjenta.

W oparciu o wyniki wcześniej prowadzonych prac, w rozprawie zaproponowano wykorzystanie równoważnej tkance komory fantomowej typu F1 oraz zestawu dużych komór, złożonego z komory równoważnej tkance typu REM-2 oraz komory bezwodorowej typu GW-2.

Komora F1 o małej odległości międzyelektrodowej może być wykorzystana do pomiarów dawki całkowitej i rekombinacyjnego wskaźnika jakości promieniowania, RIQ, w niewielkiej odległości od wiązki (praktycznie w obrębie leżanki pacjenta). Pomiar RIQ umożliwia wyznaczenie dawki równoważnej w tkance, na głębokości ok. 0,6 g/cm², lub w fantomie symulującym określony narząd. Istnieje również możliwość oszacowania składowych dawki, ale wymaga to wcześniejszego wyznaczenia wartości RIQ dla neutronów w danym punkcie pomiarowym. Ze względu na stopień skomplikowania takich pomiarów, Autorka rozprawy nie poleca stosowania tej metody w pomiarach rutynowych.

Duże komory równoważne tkance, typu REM-2 umożliwiają wyznaczenie $H^*(10)$ w otoczeniu akceleratora. Rekombinacyjna komora bezwodorowa służy w takich pomiarach jako monitor intensywności wiązki, przy pomiarach $H^*(10)$ oraz (po zamianie miejscami z komorą RT) jako detektor promieniowania fotonowego. Z pomiaru dwudetektorowego uzyskuje się więc pełny zestaw informacji dozymetrycznych o składzie promieniowania oraz o współczynniku jakości promieniowania neutronowego. Dla przygotowanego zestawu komór określono czułość na promieniowanie gamma oraz czułość neutronową, z uwzględnieniem spodziewanego kształtu widma energii neutronów. Przy słabej zależności czułości komory RT od energii neutronów, dokładna znajomość widma neutronów nie była konieczna.

Ponieważ akceleratory medyczne pracują w trybie impulsowym, dla kompletności pracy istotne było potwierdzenie liniowości odpowiedzi komory w funkcji mocy dawki w pojedynczych krótkich impulsach. Dla potrzeb rozprawy wykorzystano dane z doświadczenia porównawczego, przeprowadzonego w Helmholtz-Zentrum Berlin für Materialien und Energie GmbH (Berlin,

Niemcy). Wyniki przedstawione w niniejszej pracy są rezultatem samodzielnego, niezależnego, opracowania tych danych w nieco szerszym zakresie niż przedstawiono we wcześniejszej publikacji i w pełni potwierdzają możliwość zastosowania komór rekombinacyjnych w całym spodziewanym zakresie mocy dawki.

W pracy testowano także możliwość wykorzystania dużej komory jonizacyjnej typu BOR-3, napełnionej trójfluorkiem boru, jako detektora uzupełniającego zestawy komór rekombinacyjnych. Wyznaczono czułość tej komory, umieszczonej w moderatorach parafinowych o różnej grubości w poszukiwaniu takiej wartości napięcia pracy komory, przy którym można będzie uzyskać jednakową czułość na $H^*(10)$ w polach promieniowania neutronowego i gamma. Niestety wynik tych testów okazał się negatywny. W serii pomiarów wykonanych w Centrum Onkologii w Warszawie sprawdzono czułość komory BOR-3 w polu promieniowania na stole pacjenta, przy napromienieniu wiązką akceleratora VARIAN Clinac 2300C/D z kolimatorem wielolistkowym. Okazało się, że czułość neutronowa komory w takim polu jest prawie dwukrotnie wyższa niż w polu promieniowania źródła kalibracyjnego (^{252}Cf). Silna zależność czułości komory od widma promieniowania znacznie obniża dokładność pomiarów, co widać wyraźnie na przykładzie pomiarów wykonanych na wysokości głowicy akceleratora, gdzie dawkę neutronową można było określić tylko orientacyjnie, z dokładnością do czynnika 2. Biorąc jeszcze pod uwagę trudności eksploatacyjne, wynikające z napełnienia komory agresywnym chemicznie gazem, należy uznać, że komory takie nie będą przydatne do rutynowego zastosowania w otoczeniu akceleratorów medycznych.

Zaproponowany zestaw komór rekombinacyjnych zastosowano w dwóch seriach pomiarów w Centrum Onkologii (Instytut Marii Curie Skłodowskiej) w Warszawie. Wszystkie pomiary przeprowadzono za pomocą zautomatyzowanych układów pomiarowych, umożliwiających wykonanie pomiarów rutynowych.

W pierwszej serii pomiarów wyznaczono $H^*(10)$ oraz składowe dawki w pobliżu drzwi hali akceleratora w Oddziale CO przy ul Wawelskiej w Warszawie. W tym przypadku (mała moc dawki) możliwe było porównanie wyników pomiaru dawki neutronowej z wynikami przyrządu wzorcowego. Pomiary wykonano przy zastosowaniu komór REM2 nr 8, GW2 oraz monitora neutronowego Studsvik-Alnor, z którym porównano otrzymane wartości. Dwie niezależne metody dały w pełni zgodne wyniki. Badania potwierdziły nie tylko zasadność stosowania komór rekombinacyjnych, ale również dały miarodajną informację dotyczącą ochrony radiologicznej

pacjenta i personelu medycznego. W odległości 2,5 m od linii drzwi mierzone wartości dawek są około 3 razy niższe niż w linii drzwi (przy drzwiach otwartych), co oznacza brak narażenia osób przebywających na korytarzu podczas terapii. Uchylenie drzwi skutkuje obniżeniem dawek o około 9 razy niż przy drzwiach otwartych, $H^*(10) = 2,7 \mu\text{Sv/h}$. Zatem uchylenie drzwi umożliwia szybki dostęp personelu medycznego do pacjenta przy jednoczesnym zachowaniu standardów bezpieczeństwa. Przy drzwiach zamkniętych dawki są około 200 razy niższe niż przy drzwiach otwartych, $H^*(10) < 0,3 \mu\text{Sv/h}$. Wyniki zostały opublikowane w Polish Journal of Medical Physics and Engineering [Jakubowska 2012].

W drugiej serii pomiarów wyznaczono $H^*(10)$ w pięciu punktach pomiarowych w Centrum Onkologii – Instytut przy ul. Roentgena 5 w Warszawie. Wybrano punkty na stole pacjenta w polu promieniowania, w odległości 1 i 3m od akceleratora, w labiryncie dokładnie na przeciwko akceleratora oraz w sterowni. Pomiary wykonano za pomocą komory BOR-3, której odpowiedź (stosunek mierzonego prądu dla danego napięcia i $H^*(10)$) była niemalże taka sama na promieniowanie gamma i neutronowe o energii zbliżonej do widma energii neutronów w otoczeniu akceleratorów medycznych. Podobnie jak w poprzednim przypadku wartości przestrzennego równoważnika dawki osiągają tym mniejszą wartość im dalej od izocentrum, przy czym relacja ta ma charakter wykładniczy. Wartości w labiryncie i sterowni osiągają wartości akceptowalne nawet osób nienarażonych zawodowo na promieniowanie.

Istotną część pracy stanowią wyniki pomiarów wykonanych w otoczeniu akceleratorów protonów. Celem tych pomiarów było zbadanie promieniowania wtórnego, generowanego w pokoju terapeutycznym, w którym znajduje się stanowisko do radioterapii nowotworów oka i w labiryncie cyklotronów AIC-144 oraz Proteus C-235 (Centrum Cyklotronowe Bronowice, Kraków). Są to badania z zakresu ochrony radiologicznej, wymagające kontrolowania poziomu narażenia z zadowalającą dokładnością, aby zapewnić utrzymanie bezpieczeństwa użytkowników. Jednakże, w przypadku promieniowania neutronowego wymagania związane z dokładnością nie są jeszcze ściśle określone. Ostatnie zalecenia Komisji Europejskiej [ECD 2009] sugerują, że dla danego pola promieniowania o przestrzennym równoważniku dawki większym lub równym 1 mSv na w okresie pomiaru, niepewność nie powinna przekraczać 30% dla fotonów/elektronów i 50% dla neutronów. W przypadku dawek niższych (powodujących narażenie rzędu 1 mSv rocznie), dopuszcza się niepewność powiększoną o czynnik 2. Ta dość duża wartość wynika z trudności związanych z pomiarem promieniowania neutronowego, zwłaszcza przy wysokich energiach. Komory

rekombinacyjne, stosowane w określonym polu promieniowania, umożliwiają prowadzenie pomiarów z dokładnością ok. 20%, mogą zatem dostarczyć informacji poprawiających jakość monitoringu radiologicznego. Pomiary w CCB wykonano przy użyciu tego samego zestawu komór (REM 2 nr 8 i GW2), porównując wyniki z monitorem neutronów WENDI-II oraz sondami Berthold. Również w tym przypadku uzyskano zgodność wskazań. Wyniki otrzymane w CCB IFJ PAN dla wiązek protonowych o energiach 60 – 100 MeV potwierdzają, że narażenie pacjenta związane z promieniowaniem wtórnym i rozproszonym jest zadowalająco niskie, praktycznie na pomijalnym poziomie. Podobnie jest w przypadku narażenia personelu medycznego.

Najbardziej innowacyjnym elementem pracy jest projekt specjalnej komory KP-1, dedykowanej do pomiarów promieniowania rozproszonego w bliskiej odległości od napromienianej objętości (piku Bragga). Komora o konstrukcji pierścienia otaczającego badaną wiązkę pozytywnie przeszła weryfikację pracy. Wyniki uzyskane w otoczeniu protonowej wiązki terapeutycznej dowodzą potencjalnej przydatności pomiarów promieniowania rozproszonego za jej pomocą. W przyszłości KP-1 może zostać zastosowana nie tylko w dozymetrii dla pacjenta, ale również w monitoringu zmian promieniowania rozproszonego, związanych ze zmianami konfiguracji elementów na ławie optycznej toru wiązki.

Analizując opracowane rekombinacyjne metody pomiarowe oraz dobór odpowiednich zestawów komór rekombinacyjnych pod kątem potencjalnej komercjalizacji najbardziej obiecujące są komory F1 oraz KP-1. Obie posiadają małą objętość pomiarową oraz stosunkowo dużą dokładność wyznaczenia dawki całkowitej oraz RIQ (w przypadku F1) oraz parametrów promieniowania rozproszonego (w przypadku KP-1). Ponadto wykonywanie pomiarów wspomnianymi komorami, w zestawie z elektrometrem oraz programem komputerowym umożliwiającym automatyczne zbieranie danych, powinno stanowić akceptowalny stopień trudności i dopuszczalny czas trwania dla personelu medycznego. Zestawy składające się z dużych komór rekombinacyjnych, przeznaczonych dla celów ochrony radiologicznej, posiadają dość dużą niedokładność pomiaru. Wprawdzie jest to dokładność mieszcząca się w wymogach OR, jednak zyskanie większego zainteresowania w świecie biznesu i mediów wymagałoby prawdopodobnie dedykowanej kampanii informacyjnej.

11. Bibliografia (wybrane pozycje)

- [Brahme 1984] Brahme, A., Dosimetric precision requirements in radiation therapy Acta. Radiol. Oncol. 23 379–391, (1984).
- [Golnik 2006] Golnik N., Recombination methods in the dosimetry of mixed radiation, Report of the Institute of Atomic Energy, IEA-20/A, 2006, ISSN: 1232-5375
- [Golnik 2007] Golnik, N., Zielczyński, M., Bulski, W., Tulik, P., Pałko T., Measurements of the neutron dose near a 15 MV medical linear accelerator, Radiation Protection Dosimetry, vol. 126, no. 1-4, 2007, pp. 619-622, DOI:10.1093/rpd/ncm125
- [ICRU 1976] International Commission on Radiation Units and Measurements: Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of x or gamma rays in radiotherapy procedures, ICRU Report 24 (1976).
- [ICRU 1980] International Commission on Radiation Units and Measurements. Radiation quantities and units. Report 33, (1980).
- [ISO 2008] SO/IEC Guide 98-3:2008, Uncertainty of measurement – Part 3: Guide to the expression of uncertainty in measurement (GUM:1995), (2008).
- [Jakubowska 2012] Jakubowska, E., Golnik, N., Gryziński, M., Tulik, M., Application of recombination chambers to the determination of neutron ambient dose equivalent at the door to the labyrinth of the linear accelerator vault”, Polish Journal of Medical Physics and Engineering, vol. 17, 153-158, ISSN: 1425-4689, DOI:10.2478/v10013-011-0015-2, (2012).
- [Mijnheer 1987] Mijnheer B.J., Batterman J.J., Wambersie A, What degree of accuracy is required and can be achieved in photon and neutron therapy? Radiother. Oncol. 8 237–252, doi: 10.1016/S0167-8140(87)80247-5, (1987).
- [Thwaites 2013] Thwaites, D., Accuracy required and achievable in radiotherapy dosimetry: have modern technology and techniques changed our views? The International Conference on 3D Radiation Dosimetry (IC3DDose), Journal of Physics: Conference Series 444, 012006, doi:10.1088/1742-6596/444/1/012006, (2013).