

**Instytut Fizyki Jądrowej  
im. Henryka Niewodniczańskiego  
Polskiej Akademii Nauk  
ul. Radzikowskiego 152, 31-342 Kraków**

[www.ifj.edu.pl/badania/publikacje](http://www.ifj.edu.pl/badania/publikacje)

Kraków, kwiecień 2019

**Rozwój i zastosowanie metod  
pomiarowych i obliczeniowych  
na potrzeby ochrony radiologicznej  
personelu w medycynie**

**Renata Kopec**

Rozprawa habilitacyjna

Wydano nakładem Instytutu Fizyki Jądrowej im. Henryka Niewodniczańskiego  
Polskiej Akademii Nauk  
Kraków 2019

Recenzent: Prof. dr hab. Paweł Olko

**ISBN 978-83-63542-11-5**

Pragnę podziękować Wszystkim,  
którzy w jakikolwiek sposób zainspirowali  
lub wspierali mnie w mojej pracy naukowej.

Szczególnie dziękuję Koleżankom i Kolegom  
z Laboratorium Dozymetrii Indywidualnej i Środowiskowej IFJ PAN  
oraz Centrum Cyklotronowego Bronowice IFJ PAN.

Mojej Rodzinie dziękuję za zrozumienie i wsparcie podczas pisania.

---

Część badań wykorzystanych w niniejszej pracy wykonano w ramach projektu  
**„Optymalizacja dozymetrii pacjenta i personelu w radiologii”**  
programu POMOST/ 2010-2/6 realizowanego w ramach  
Programu Operacyjnego Innowacyjna Gospodarka 2007-2013,  
Priorytet 1 Badania i rozwój nowoczesnych technologii,  
Działanie 1.2 „Wzmocnienie potencjału kadrowego nauki”.  
Program współfinansowany przez Fundację na rzecz Nauki Polskiej.



## SPIS TREŚCI:

1	Wprowadzenie.....	5
2	Główne zasady ochrony przed promieniowaniem .....	9
2.1	Oddziaływanie promieniowania jonizującego na organizm .....	9
2.2	Skutki oddziaływania promieniowania jonizującego .....	10
2.3	Wielkości stosowane w ocenie ryzyka na potrzeby ochrony radiologicznej... 11	
2.4	Zasada ALARA .....	14
2.5	Regulacje prawne w zakresie ochrony zdrowia przed promieniowaniem jonizującym.....	15
2.5.1	Prawo europejskie – Traktat EURATOM .....	16
2.5.2	Regulacje prawne w Polsce .....	17
3	Odpowiedź dawkomierzy indywidualnych na pola promieniowania stosowane w medycynie.....	19
3.1	Diagnostyka obrazowa z wykorzystaniem promieniowania X.....	22
3.2	Rodzaje dawkomierzy indywidualnych.....	25
3.3	Kalibracja dawkomierzy indywidualnych .....	28
3.4	Granice zdolności pomiarowych .....	30
3.5	Odpowiedź energetyczna detektorów TL .....	35
3.6	Zależności energetyczne dla dawkomierzy DI-02.....	38
3.7	Wpływ dodatkowej filtracji na odpowiedź energetyczną i kątową detektora 46	
3.8	Sterylizacja indywidualnych dawkomierzy pierścinkowych i ocznych .....	56
3.8.1	Wpływ sterylizacji parą wodną pod ciśnieniem na odczyt dawki.....	58
3.8.2	Wpływ sterylizacji chemicznej na odczyt dawki .....	59
3.8.3	Wpływ sterylizacji promieniowaniem UV na odczyt dawki.....	62
4	Narażenie na soczewki oczu w zakładach medycyny nuklearnej .....	65
4.1	Podstawowe pojęcia fizyczne stosowane w medycynie nuklearnej .....	65
4.2	Rodzaje badań w medycynie nuklearnej.....	67
4.3	Źródła promieniowania stosowane w zakładach medycyny nuklearnej.....	68
4.4	Ocena narażenia na promieniowanie jonizujące w medycynie nuklearnej .....	71
4.5	Aspekty ochrony radiologicznej personelu w medycynie nuklearnej .....	74
4.6	Pomiary dawek na soczewki oczu w pracowniach SPECT .....	76
4.7	Pomiary dawek na soczewki oczu w pracowniach PET-CT .....	80

---

4.8	Korelacja między dawkami na całe ciało i soczewki oczu.....	84
4.9	Najważniejsze wytyczne dotyczące pomiarów dawek indywidualnych dla personelu medycznego w zakładach SPECT i PET.....	87
5	Wykorzystanie metod Monte Carlo na potrzeby oceny narażenia personelu w radiologii interwencyjnej.....	89
5.1	Charakterystyka narażenia na promieniowania w radiologii interwencyjnej.	90
5.2	Symulacje z zastosowaniem metod monte carlo .....	94
5.3	Kod PENELOPE.....	95
5.4	Model geometryczny .....	97
5.5	Źródło promieniowania.....	98
5.6	Rodzaje symulowanych projekcji.....	99
5.7	Wpływ stosowanych projekcji na dawki personelu medycznego.....	103
5.8	Wpływ stosowanych osłon na dawki w ciele lekarza i soczewkach oczu....	104
5.9	Wykorzystanie metod Monte Carlo na potrzeby optymalizacji .....	105
6	Specyficzne aspekty narażenia personelu na promieniowanie jonizujące w radioterapii protonowej.....	107
6.1	Konstrukcja bunkrów w radioterapii .....	108
6.2	Radioterapia jonowa .....	110
6.3	Radioterapia protonowa w Centrum Cyklotronowym Bronowice IFJ PAN.	111
6.4	Zasada działania cyklotronu .....	112
6.5	Metody dostarczania wiązki do stanowisk terapeutycznych .....	113
6.6	Narażenie na promieniowanie jonizujące pracowników ośrodka radioterapii protonowej .....	116
6.6.1	Bunkier cyklotronu .....	116
6.6.2	Stanowisko do terapii protonowej oka .....	118
6.6.3	Stanowisko gantry do napromieniania metodą ołówkowej wiązki skanującej.....	121
6.6.4	Poziomy dawek w Centrum Cyklotronowym Bronowice.....	124
7	Podsumowanie .....	127
8	Bibliografia.....	129
	Spis rysunków .....	143
	Spis tabel .....	149

## Lista najważniejszych skrótów użytych w pracy:

---

<b>ALARA</b>	z ang. <i>As Low As Reasonably Achievable</i>
<b>BSS</b>	Międzynarodowe Podstawowe Normy Ochrony Przed Promieniowaniem Jonizującym i Bezpieczeństwa Źródeł Promieniowania (ang. <i>Basic Safety Standards</i> )
<b>CCB</b>	Centrum Cyklotronowe Bronowice IFJ PAN
<b>DNA</b>	Kwas deoksyrybonukleinowy;
<b>DI-02</b>	Dawkomierz indywidualny (2002) do pomiaru $H_p(10)$ – nazwa własna używana w LADIS
<b>EURADOS</b>	Europejska Grupa Dozymetrii Promieniowania (ang. <i>European Radiation Dosimetry Group</i> )
<b>EURATOM</b>	Europejska Wspólnota Energii Atomowej (ang. <i>European Atomic Energy Community</i> )
<b>IAEA</b>	Międzynarodowa Agencja Energii Atomowej (ang. <i>International Atomic Energy Agency</i> )
<b>IBA</b>	Ion Beam Application
<b>ICRP</b>	Międzynarodowa Komisja Ochrony Radiologicznej (ang. <i>International Commission on Radiological Protection</i> )
<b>ICRU</b>	Międzynarodowa Komisja Radiologiczna ds. Jednostek i Pomiarów (ang. <i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i> )
<b>IEC</b>	Międzynarodowa Komisja Elektrotechniczna (ang. <i>International Electrotechnical Commission</i> )
<b>IFJ PAN</b>	Instytut Fizyki Jądrowej im. Henryka Niewodniczańskiego Polskiej Akademii Nauk
<b>IMP</b>	Instytut Medycyny Pracy im. Prof. J. Nofera w Łodzi
<b>ISO</b>	Międzynarodowa Organizacja Normalizacyjna (ang. <i>International Organization for Standardization</i> )
<b>LADIS</b>	Laboratorium Dozymetrii Indywidualnej i Środowiskowej IFJ PAN
<b>LET</b>	Liniowe przekazanie energii (ang. <i>Linear Energy Transfer</i> )

<b>LWPD</b>	Laboratorium Wzorcowania Przyrządów Dozymetrycznych IFJ PAN
<b>MC</b>	Metody obliczeniowe Monte Carlo
<b>MCP-N</b>	Materiał termoluminescencyjny na bazie LiF:Mg,Cu
<b>MTS-N</b>	Materiał termoluminescencyjny na bazie LiF:Mg,Ti
<b>OAR</b>	Narząd krytyczny (ang. <i>Organ at Risk</i> )
<b>OD-12</b>	Dawkomierz indywidualny EYE-D™; Oczny dawkomierz indywidualny (2012) do pomiaru $H_p(3)$ - nazwa własna używana w LADIS
<b>ORAMED</b>	z ang. <i>Optimization of Radiation Protection for Medical</i>
<b>OSL</b>	Optycznie stymulowana luminescencja (ang. <i>Optically Stimulated Luminescence</i> )
<b>PA</b>	Tyłno - przednia (ang. <i>Postero - Anterior</i> )
<b>PAA</b>	Państwowa Agencja Atomistyki
<b>PBS</b>	Ołówkowa wiązka skanująca (ang. <i>Pencil Beam Scanning</i> )
<b>PET</b>	Pozytonowa tomografia emisyjna (ang. <i>positron emission tomography</i> )
<b>PI-01</b>	Dawkomierz indywidualny (2001) do pomiaru $H_p(0,07)$ - nazwa własna używana w LADIS
<b>PENELOPE</b>	Kod transport promieniowania MC (ang. <i>PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons in matter</i> )
<b>PMMA</b>	Polimer polimetakrylan metylu
<b>RBE</b>	Względna skuteczność biologiczna (ang. <i>Relative Biological Effectiveness</i> )
<b>SOBP</b>	Poszerzony pik Bragga (ang. <i>Spread-Out Bragg Peak</i> )
<b>SPECT</b>	Tomografia emisyjna pojedynczych fotonów (ang. <i>single-photon emission computed tomography</i> )
<b>TL</b>	Termoluminescencja
<b>TLD</b>	Detektory termoluminescencyjne
<b>TK; CT</b>	Tomografia komputerowa, (ang. <i>Computed Tomography</i> )
<b>UNSCEAR</b>	Komitet Naukowy ONZ Do Badań Skutków Promieniowania Atomowego (ang. <i>United Nations Scientific Committee on Effects of Atomic Radiation</i> )



# 1 WPROWADZENIE

---

Koniec XIX i początek XX wieku to okres przełomowych odkryć w dziedzinie promieniowania jonizującego i promieniotwórczości. W listopadzie 1895 roku niemiecki uczony Wilhelm Rentgen dokonał odkrycia przenikliwego promieniowania X [Röntgen, 1895], nazywanego również na jego cześć rentgenowskim. Po raz pierwszy promieniowanie rentgenowskie zostało wykorzystane w celach medycznych już w styczniu 1896 roku. Rentgenodiagnostyka do dziś stanowi główną i najpowszechniej stosowaną dziedzinę wykorzystania promieniowania jonizującego w medycynie. W oparciu o wykorzystanie promieniowania rentgenowskiego działają lampy rentgenowskie, które znalazły zastosowanie w radiografii ogólnej (konwencjonalnej), radiologii interwencyjnej i tomografii komputerowej. Jednocześnie wciąż rozwija się nowe techniki obrazowania.

Konsekwencją odkrycia promieniowania X było rozpoczęcie przez Henri Bequerela prac nad promieniotwórczością. W końcu 1897 roku do systematycznych badań nad promieniowaniem uranu dołączyła w ramach swojej rozprawy doktorskiej Maria Skłodowska-Curie [Skłodowska-Curie, 1904]. To właśnie przez nią został zaproponowany powszechnie dziś stosowany termin „promieniotwórczość”. W wyniku swoich prac wysunęła śmiałą tezę, iż istnieje więcej pierwiastków promieniotwórczych. Do jej prac dołączył Piotr Curie i w 1898 roku małżonkowie Curie ogłosili odkrycie nowych pierwiastków promieniotwórczych najpierw polonu, następnie radu. Wagę nowego odkrycia doceniono przyznając Wilhelmowi Rentgenowi w 1901 roku pierwszą nagrodę Nobla w dziedzinie fizyki. Natomiast za odkrycia w dziedzinie promieniotwórczości w roku 1905 przyznano nagrodę Nobla – Henri Bequerelowi oraz małżonkom Curie.

Dynamiczny rozwój badań nad promieniowaniem jonizującym sprawił, iż już w pierwszym roku po odkryciu promieniowania rentgenowskiego zaobserwowano pierwsze negatywne skutki jego oddziaływania z materią żywą [Wojcik & Harms-Ringdahl, 2019]. Początkowe obserwacje dotyczyły odczynów skórnych, zapaleń, martwic oraz efektów na soczewkach oczu. To właśnie obserwacje negatywnych skutków oddziaływania promieniowania jonizującego na organizm dały początek ochronie radiologicznej, działowi nauki zajmującemu się ochroną przed promieniowaniem jonizującym. Ochrona radiologiczna, mająca na celu minimalizację skutków

promieniowania na organizm ludzki, początkowo dotyczyła jedynie osób pracujących w narażeniu na promieniowanie jonizujące. Pod koniec XX wieku obszar zainteresowania ochroną radiologiczną objął wszystkie osoby ekspozowane na promieniowanie jonizujące i obecnie jest definiowane jako całościowy zespół działań mających na celu ochronę pracowników, pacjentów i ogółu ludności przed promieniowaniem. Ponieważ, choć nie sposób wyobrazić sobie współczesnej nauki, techniki i medycyny bez promieniowania jonizującego, jego stosowanie bywa kontrowersyjne w odbiorze. Niechlubną kartą w historii zapisały się wybuchy bomb jądrowych w Hiroszimie i Nagasaki. Z pewnością nie bez znaczenia pozostają również wypadki radiologiczne, w szczególności szerokim echem odbijają się do dnia dzisiejszego skutki awarii jądrowych w Czarnobylu (1986) i Fukuszymie (2011). W tym kontekście szczególnie istotne jest znaczenie edukacji i zrozumienie zasad ochrony radiologicznej. Współcześnie kluczowymi kwestiami w odniesieniu do zastosowania promieniowania jonizującego jest zapewnienie bezpieczeństwa pracownikom, natomiast pacjentom odpowiedniej tj. optymalnej ochrony radiologicznej [ICRP 105, 2007]. Z tego względu ochrona radiologiczna wchodzi w obszar zainteresowania fizyki medycznej i dotyka szerokiego zakresu specjalności medycznych, w których wykorzystywane jest promieniowanie jonizujące, w szczególności radiologii, radioterapii oraz medycyny nuklearnej.

Podstawą ochrony zdrowia osób pracujących w narażeniu na promieniowanie jonizujące jest kontrola dawek indywidualnych realizowana poprzez dozymetrię indywidualną. Pomiarów dawek indywidualnych dokonują serwisy dozymetryczne [Lopez & in., 2004; Olko & in., 2006; Alves, **Kopec** & in., 2014; Gilvin & in., 2015], które muszą spełnić szereg wymagań i norm. Idealną sytuacją byłoby, aby dawkomierze charakteryzowały się płaską charakterystyką energetyczną lub ich kalibracja była przeprowadzana w warunkach narażenia. Ponieważ zazwyczaj nie są dokładnie znane skład i rozkład energii promieniowania, szacowanie dawek wykonuje się w odniesieniu do promieniowania referencyjnego. W dozymetrii indywidualnej wymagania dotyczące niepewności nie są tak restrykcyjne, jak chociażby w radioterapii, gdzie wymagane jest szacowanie dawek z dokładnością rzędu 2-3%. Wynika to z poziomów dawek granicznych ( $\sim$ mSv), które są na tyle małe, że zapewniają personelowi w sposób konserwatywny ochronę przed promieniowaniem. W praktyce stosowane detektory i dawkomierze indywidualne w większości charakteryzują się zmienną charakterystyką energetyczną [Olko, 2002; Obryk & in., 2008; Nunn & in., 2008]. Należy przy tym zauważyć, iż również w ciele ludzkim odpowiedź na dawkę nie jest jednakowa i może się różnić w zależności od typu tkanki [Chow & Grigorov, 2012; Desrosiers & in., 2013]. Taka ocena dawki pochłoniętej w organizmie w stosunku do dawki zmierzonej przez dawkomierz indywidualny jest obciążona szeregiem niepewności, z których największa związana jest z odpowiedzią energetyczną stosowanego typu dawkomierza. Autorka proponuje poprawę metody szacowania dawek w polach promieniowania X, tak aby

lepiej uwzględniały charakterystyki stosowanych dawkomierzy. Oprócz promieniowania jonizującego, odpowiednich procedur kalibracyjnych na poprawny odczyt detektora termoluminescencyjnego (TL) mogą wpłynąć czynniki fizyczne i chemiczne. W medycynie może zaistnieć równocześnie konieczność przeprowadzenia zabiegów terapeutycznych, w których następuje przerwanie ciągłości tkanek miękkich i użycia promieniowania jonizującego. Wówczas na finalny odczyt dawki mogą wpłynąć niezbędne procedury dezynfekcji lub sterylizacji, gdyż dawkomierze mogą znaleźć się w pobliżu ciała pacjenta podczas zabiegu. W takim wypadku należy rozważyć odpowiednie metody, tak aby nie miała miejsca utrata sygnału. Wytyczne takie powinny być przedstawione pracownikom służby zdrowia korzystającym z tego typu metod w swojej codziennej pracy.

Cechą charakterystyczną w medycynie nuklearnej są stosunkowo wysokie dawki promieniowania, na jakie narażeni są zarówno pacjenci, jak i personel medyczny. Pacjent po przyjęciu radionuklidu promieniotwórczego sam staje się źródłem promieniowania. Personel medyczny powinien ograniczyć do możliwego minimum nie tylko czas przygotowania radiofarmaceutyku, ale również przestrzegać zasad ochrony radiologicznej przy postępowaniu z pacjentem. Obniżenie limitu dawki na soczewki oczu ustanowiono w oparciu o doniesienia o występowaniu katarakty u radiologów pracujących w narażeniu na promieniowanie [Vano & in., 2008, 2010]. Jednak statystyki poziomów dawek dla personelu medycznego, uzyskane w oparciu o bazę danych stworzoną przez Autorkę do obsługi serwisu dozymetrycznego [Budzanowski, **Kopec** & in., 2011; **Kopec** & in., 2011], wyraźnie wskazują, iż statystycznie to w medycynie nuklearnej najczęściej występują przekroczenia dawek granicznych. Natomiast poziomy dawek na jakie są narażeni pracownicy w medycynie nuklearnej, szczególnie wobec rosnącego zainteresowania badaniami PET, wymagają stworzenia wytycznych w zakresie monitoringu dawek na soczewki oczu w zakładach medycyny nuklearnej [Dabin, **Kopec** & in., 2014; Wrzesien & in., 2018].

Narażenie na promieniowanie w radiologii interwencyjnej jest szerokim zagadnieniem [Kim & in., 2008; **Kopec** & in., 2014; Szumska, 2015; Owsiak, **Kopec** & in., 2017; Staniszevska, **Kopec** & in., 2017]. Przy procedurach medycznych nie znajdują zastosowania limity dawek a tylko tzw. wartości referencyjne. Zabieg, któremu jest poddawany pacjent musi być w pełni zakończony, nie ma więc możliwości zaplanowania dokładnego czasu trwania danej procedury. W radiologii zabiegowej ważnym czynnikiem redukcji dawek dla personelu są osłony. Innymi aspektami mogą być rodzaje wykonywanych projekcji, stosowana energia i filtracja promieniowania X, rodzaj stosowanych środków ochronnych i dodatkowych zabezpieczeń. Modele matematyczne oparte o metody Monte Carlo umożliwiają obliczenie i oszacowanie ilości pochłoniętej energii w interesującym punkcie ciała lub organie (np. soczewkach oczu). W oparciu o wyniki istnieje możliwość wyznaczenia optymalnych wartości projekcji, wskazania

konieczności stosowania dodatkowych osłon oraz określenie poziomu narażenia w zależności od zastosowanej procedury [Koukorava & in., 2011, Santos & in., 2015; 2018]. Tego typu zależności mogą zostać zastosowane do stworzenia wytycznych celem optymalizacji podczas pracy z promieniowaniem. Zaproponowany w pracy model matematyczny oparty o metody Monte Carlo może służyć jako narzędzie obliczeniowe dla osób narażonych pracujących w pracowniach radiologii zabiegowej, pokazujące jak stosowane podczas pracy z pacjentem projekcje i środki ochrony wpływają na narażenie na promieniowanie jonizujące.

Centrum Cyklotronowe Bronowice w IFJ PAN jest pierwszym w Polsce ośrodkiem, w którym odbywa się radioterapia protonowa. Jest to obecnie najnowocześniejsza forma radioterapii dostępna na świecie. Wykorzystanie jonów do leczenia zmian nowotworowych, ze względu na charakter oddziaływania pozwala na maksymalne oszczędzenie zdrowych tkanek. Nowa technologia jest wyzwaniem nie tylko w obszarze leczenia zmian, lecz również w aspektach związanych z ochroną radiologiczną.

Prezentowana praca porusza opisane powyżej zagadnienia, ma na celu przedstawienie oraz omówienie dotychczasowych doświadczeń zebranych przez Autorkę w dziedzinie ochrony radiologicznej pracowników sektora medycznego. Jest połączeniem wiedzy i osiągnięć Autorki w tym zakresie. Omówienie praw i podstaw fizycznych związanych z oddziaływaniem promieniowania jonizującego z materią wychodzi poza zakres niniejszej rozprawy. Niemniej taka wiedza jest niezbędna do prawidłowego rozumienia zasad i praw związanych z ochroną radiologiczną oraz pozwala zrozumieć na czym opiera się stosowanie różnych technik i pojęć w poszczególnych obszarach zainteresowania. Niezbędne i stosowane w rozprawie pojęcia Autorka starała się przybliżyć w możliwie zwięzły i zrozumiały sposób. Szerszych, niż przedstawione w niniejszej rozprawie, zagadnień z zakresu podstaw fizyki jądrowej, oddziaływania promieniowania z materią i organizmem żywym, detekcji promieniowania, jak również sposobów wykorzystania promieniowania jonizującego w medycynie należy szukać w podręcznikach z zakresu fizyki medycznej.

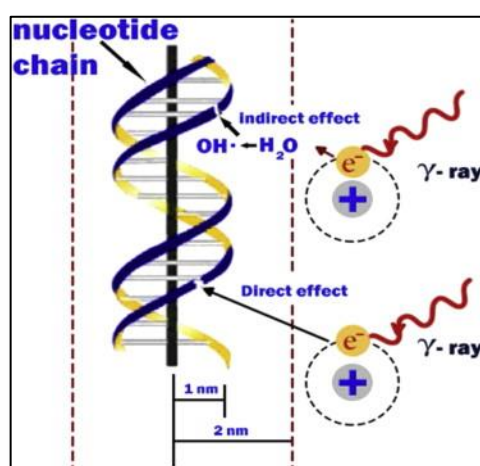
## **2 GŁÓWNE ZASADY OCHRONY PRZED PROMIENIOWANIEM**

---

### **2.1 ODDZIAŁYWANIE PROMIENIOWANIA JONIZUJĄCEGO NA ORGANIZM**

Informacje genetyczne oraz zapis o zdolnościach odnowy i namnażania się komórek są zakodowane w organizmach żywych w cząsteczkach DNA (kwas deoksyrybonukleinowy). Cząsteczka DNA składa się z dwóch łańcuchów, które związają się wokół wspólnej osi tworząc podwójną helisę. Rozpatrując niszczące działanie promieniowania jonizującego na organizmy żywe, w wyniku którego dochodzi do uszkodzenia struktur komórkowych, określanych na potrzeby modeli radiobiologicznych jako tarcze, DNA jest najistotniejszą tarczą komórkową [UNSCEAR, 1993].

W oddziaływaniu promieniowania jonizującego na organizm żywy wyróżnia się trzy fazy: fizyczną, chemiczną i biologiczną. W trakcie fazy fizycznej promieniowanie jonizujące oddziałując z żywą materią może prowadzić do wzbudzenia i jonizacji atomów materii, wskutek czego zachodzą w atomach zmiany strukturalne, a więc bezpośrednio niszczenie DNA w komórce (tj. rozerwanie pojedynczej lub podwójnej nici helisy). W trakcie fazy chemicznej wzbudzone atomy i cząsteczki wchodzą w reakcje chemiczne z innymi składnikami komórki. Na skutek przzerwania wiązań chemicznych cząsteczki mogą ulec dysocjacji na fragmenty zwane wolnymi rodnikami. Ponieważ woda jest głównym składnikiem komórki, w kontekście oddziaływania z organizmami żywymi mówi się głównie o niebezpieczeństwach jakie niesie za sobą radioliza wody (Rysunek 2.1). Faza biologiczna działania promieniowania na organizm zaczyna się od reakcji enzymatycznych, podczas których dochodzi do prób naprawy uszkodzonego DNA. W większości przypadków dochodzi do naprawy zerwanych wiązań chemicznych. Promienioczułość tkanek na daną dawkę promieniowania zależy od rodzaju komórek, (ściślej stopnia zróżnicowania) i ich aktywności proliferacyjnej. Komórki niewyspecjalizowane lub często dzielące się są najbardziej wrażliwe na promieniowanie. Komórki, które już osiągnęły swój stopień specjalizacji lub te, które dzielą się rzadko, są na ogół bardziej odporne na dawki promieniowania. Nienaprawione uszkodzenia prowadzą do śmierci komórki. Skutki biologiczne w organizmie ludzkim poddanym działaniu promieniowania jonizującego mogą pojawić się w okresie od kilku sekund do wielu lat od ekspozycji [Malicki & Ślosarek, 2016].



**Rysunek 2.1** Bezpośrednie i pośrednie działanie promieniowania jonizującego na łańcuchach DNA [Desouky & in., 2015].

## 2.2 SKUTKI ODDZIAŁYWANIA PROMIENIOWANIA JONIZUJĄCEGO

O skutkach oddziaływania promieniowania jonizującego na organizm ludzki decyduje szereg czynników, z których najistotniejsze znaczenie ma wielkość dawki dostarczonej do narządów i tkanek, rodzaj promieniowania oraz czas, w którym wystąpiło narażenie. Znajomość podstaw radiobiologicznych oraz epidemiologicznych jest podstawą do oceny ryzyka wystąpienia skutków oddziaływania promieniowania jonizującego na organizm.

Ze względu na czas pojawienia się objawów klinicznych, dzielimy efekty promieniowania na wczesne lub późne. Późne odczyny traktuje się jako poważne zagrożenie dla zdrowia i życia człowieka. Uszkodzenia mogą ujawnić się klinicznie z dużym opóźnieniem po przekroczeniu wartości dawki progowej (wartość ta jest osobnicza) lub nawet po zadziałaniu innego czynnika np. chemicznego lub mechanicznego. Do komórek najbardziej promienioczułych zalicza się m.in.: szpik kostny, komórki płciowe, komórki nabłonka jelit. O wrażliwości na promieniowanie mogą również decydować cechy osobnicze lub własności poszczególnych tkanek. Przykładowo dobre unaczynienie sprawia, iż tkanki są bardzo dobrze zaopatrywane w tlen, co zwiększa ich promienioczułość. Cecha ta jest wykorzystywana np. w radioterapii, ponieważ większość nowotworów złośliwych charakteryzuje się bogatym unaczynieniem.

Makroskopowo skutki promieniowania jonizującego na organizm człowieka można podzielić na skutki deterministyczne i stochastyczne. Skutki deterministyczne obserwuje się po przekroczeniu określonej dawki progowej, a ich ostrość rośnie wraz ze wzrostem dawki. Do skutków deterministycznych zalicza się tzw. chorobę popromienną, zaćmę,

bezpłodność, uszkodzenia płodu. Skutki stochastyczne odnoszą się do skutków promieniowania, których prawdopodobieństwo wystąpienia rośnie wraz z pochłoniętą dawką, a ostrość jest niezależna od dawki (stąd są określane mianem bezprogowych). Wśród skutków stochastycznych najważniejszą rolę odgrywa indukcja nowotworów złośliwych i w mniejszym stopniu skutki genetyczne (mutacje genowe, aberracje chromosomowe).

### 2.3 WIELKOŚCI STOSOWANE W OCENIE RYZYKA NA POTRZEBY OCHRONY RADIOLOGICZNEJ

Podstawowe wielkości fizyczne są niewystarczające do opisu dozymetrycznego w przypadku oddziaływania z organizmem żywym. Poprawny opis wielkości charakteryzującej narażenie człowieka na promieniowanie jonizujące wymaga zrozumienia takich wielkości jak dawka pochłonięta w punkcie, dawka równoważna oraz dawka efektywna [Attix, 2004; Menzel & Harrison, 2012]. Związane jest to z faktem, że wpływ na biologiczne skutki napromienienia ma rodzaj promieniowania, tj. przy tym samym poziomie dawki pochłoniętej różne typy promieniowania jonizującego (np. foton lub cząstka naładowana) wywołują w eksponowanym materiale jonizację o różnej gęstości.

Podstawową wielkością fizyczną wyznaczaną w dozymetrii jest dawka pochłonięta,  $D$ , w punkcie, czyli ilość energii promieniowania jonizującego przekazana elementowi masy:

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (2.1)$$

gdzie:  $d\bar{\epsilon}$  - średnia energia promieniowania jonizującego przekazaną materii o masie  $dm$ .

W układzie SI jednostką dawki pochłoniętej jest grej, [Gy]=[J/kg].

Zasadniczy wpływ na biologiczne skutki napromienienia ma rodzaj promieniowania, do parametryzacji których wprowadzono tzw. względną skuteczność biologiczną,  $RBE$  (ang. *Relative Biological Effectiveness*). Względną skuteczność biologiczną definiuje się jako stosunek dwóch dawek pochłoniętych promieniowania różnego rodzaju lub energii wywołujących taki sam skutek biologiczny:

$$RBE = \frac{D_{ref}}{D} \quad (2.2)$$

gdzie:  $D_{ref}$  - promieniowanie odniesienia, najczęściej promieniowanie X generowane przy napięciu 250 kV lub promieniowanie  $\gamma$  z Co-60 [Gy];  
 $D$  - dawka innego promieniowania wywołująca ten sam efekt [Gy].

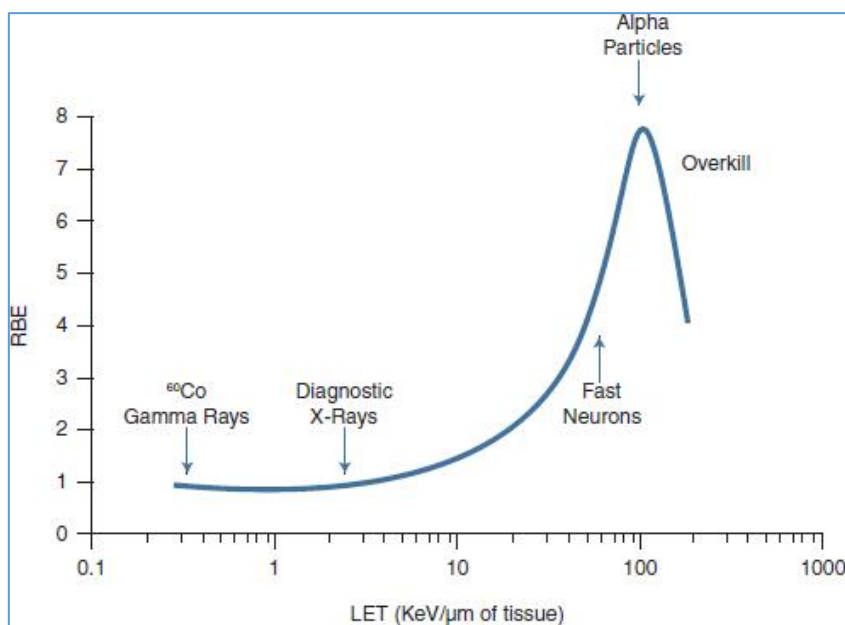
Liniowe przekazanie energii,  $L$  (z ang. LET - *Linear Energy Transfer*) określa energię promieniowania przekazaną materii podczas przebycia przez cząstkę promieniowania danej drogi przez materię:

$$L = \frac{\Delta E}{\Delta l} \quad (2.3)$$

gdzie:  $\Delta E$  - średnia ilość energii przekazana materii przez cząstkę naładowaną w oddziaływaniach z elektronami ośrodka [keV];

$\Delta l$  - droga przebyta przez cząstkę [ $\mu\text{m}$ ].

Liniowe przekazanie energii jest definiowane dla cząstek naładowanych. Pewnym uproszczeniem jest stosowanie definicji w stosunku do promieniowania fotonowego, określa on wówczas zdolność jonizacji na danej jednostce drogi. Różny LET jest powodem dla którego wartość  $RBE$  zależy od energii i rodzaju promieniowania (Rysunek 2.2).



**Rysunek 2.2** Zależność względnej skuteczności biologicznej,  $RBE$ , od liniowego przekazania energii, LET [Bushberg & in., 2001].

Oddziaływanie promieniowania jonizującego na organizm ludzki jest uwarunkowane zarówno rodzajem promieniowania ( $RBE$ ,  $L$ ), jak również różną promieniowrażliwością narządów i tkanek (patrz rozdział 2.2). Stąd w 1991 roku wprowadzono w raporcie ICRP 60 [ICRP 60, 1991] tzw. wagowe czynniki promieniowania  $w_R$ . Czynniki jakości promieniowania zależą od rodzaju i energii



promieniowania, uwzględniając wyższą biologiczną efektywność promieniowania o wysokim LET w porównaniu do promieniowania o niskim LET .

Wielkością, która uwzględnia rodzaj promieniowania jest dawka równoważna  $H_T$  dla danego narządu lub tkanki, obliczana ze średniej dawki pochłoniętej  $D_{T,R}$  za pomocą wzoru:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (2.4)$$

gdzie:  $H_T$  - dawka równoważna [Sv];  
 $w_R$  - czynniki wagowe różnych typów promieniowania R; Wartości czynnika wagowego promieniowania określone są na podstawie zaleceń ICRP [ICRP 103, 2007];  
 $D_{T,R}$  - średnia dawka promieniowania typu R pochłonięta przez tkankę T.

Jednostką dawki równoważnej, odpowiadającej dawce pochłoniętej wyrażonej w Gy, jest Sv (Sievert).

Wagowy czynnik promieniowania ma na celu uproszczenie oceny ryzyka, nie uwzględnia jednak zmiany jakości promieniowania wskutek transportu przez materię i definiowany jest jedynie dla danego zewnętrznego źródła promieniowania.

Aby uwzględnić w jakim stopniu zmiany wywołane promieniowaniem jonizującym zależą od rodzaju promieniowania wprowadzono do dozymetrii czynnik  $w_T$ , który bierze pod uwagę względną czułość narządów/tkanek na promieniowanie jonizujące (na indukcję stochastycznych efektów promieniowania). Wielkością uwzględniającą wpływ zarówno rodzaju promieniowania, jak i różnice wrażliwości poszczególnych tkanek/narządów (w których oprócz zjawisk fizycznych zachodzą również biologiczne) jest dawka efektywna. Dawkę efektywną wyrażoną jako suma ważonych dawek równoważnych we wszystkich określonych tkankach i narządach od narażenia zewnętrznego i wewnętrznego przyjęto za wskaźnik określający ryzyko narażenia na promieniowanie jonizujące:

$$E = \sum_T w_T H_T \quad (2.5)$$

gdzie:  $E$  - dawka efektywna [Sv];  
 $w_T$  - czynnik wagowy narządu lub tkanki; Wartości czynnika wagowego tkanek określa się na podstawie zaleceń ICRP [ICRP 103, 2007].  
 $H_T$  - dawka równoważna w narządzie lub tkance.

Czynniki wagowe tkanek wyznaczono opierając się głównie na wynikach badań epidemiologicznych populacji, która przeżyła eksplozję bomby atomowej w Hiroszynie

i Nagasaki. Mają one na celu uwzględnienie stopnia zróżnicowania komórek/tkanek i ich aktywności proliferacyjnej.

Ochrona przed napromienieniem narządów i tkanek, które są ważne dla funkcjonowania organizmu, a jednocześnie najbardziej narażonych na uszkodzenie, może przyczynić się do zwiększenia szansy na zdrowie i życie osoby, która została poddana ekspozycji na promieniowanie. Cechę tę wykorzystuje się w radioterapii, gdzie miejscowo podaje się wysokie dawki promieniowania, jednocześnie osłaniając narządy i tkanki zdrowe, tzw. OARs (z ang. *Organs at Risk*)

## 2.4 ZASADA ALARA

Niezależnie od wielkości narażenia ochrona radiologiczna opiera się na zasadzie ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*). Zasada ta oznacza, iż zastosowanie promieniowanie jonizującego i praca z nim powinna być tak niska jak to rozsądnie możliwe. Z reguły ALARA wynikają wszelkie pozostałe zasady i przepisy dotyczące pracy z promieniowaniem jonizującym. Zasadę ALARA odnajdujemy również w odpowiednich przepisach prawnych<sup>1</sup>, których celem jest uregulowanie możliwości stosowania źródeł promieniotwórczych i urządzeń wytwarzających promieniowanie w warunkach zapewniających bezpieczeństwo zarówno pracownikom, jak i osobom, które mogą zostać narażone np. w wyniku stosowania procedur medycznych.

Znajomość fizycznych właściwości promieniowania jonizującego oraz mechanizmów jego oddziaływania z materią pozwoliła na sformułowanie fundamentalnych zasad ochrony radiologicznej. Działania i istniejące przepisy w zakresie ochrony radiologicznej, poprzez uregulowanie możliwości stosowania źródeł w możliwie najbezpieczniejszych warunkach, mają mieć swoje przełożenie na życie i zdrowie ludzi oraz ochronę środowiska.

Podstawowymi zasadami pracy z promieniowaniem zgodnie z koncepcją ICRU są:

- Uzasadnienie (z ang. *Justification*) wymaga, iż każdorazowe użycie promieniowania jonizującego powinno przynosić więcej korzyści niż uszczerbku. Mowa tutaj zarówno o kosztach ekonomicznych, jak i społecznych (np. uszczerbku na zdrowiu).

---

<sup>1</sup> Zgodnie z definicją zawartą w ustawie o prawie atomowym [Prawo atomowe, 2000] ochrona radiologiczna to „Zapobieganie narażeniu ludzi i skażeniu środowiska, a w przypadku braku możliwości zapobieżenia takim sytuacjom – ograniczenie ich skutków do poziomu tak niskiego, jak tylko jest to rozsądnie osiągalne, przy uwzględnieniu czynników ekonomicznych, społecznych i zdrowotnych”.

- Optymalizacja (z ang. *Optimization*) zakłada, że liczba narażonych na promieniowanie osób, jak i dawki otrzymane przez te osoby będą na tyle małe, jak tylko jest to rozsądnie osiągalne uwzględniając czynniki ekonomiczne, społeczne i zdrowotne.
- Ograniczenie (z ang. *Limitation*) – dawki dla osób pracujących w narażeniu na promieniowanie oraz osób z ogółu ludności w planowanych sytuacjach nie powinny przekraczać określonych limitów (np. dawek granicznych)

Warto zauważyć, iż uzasadnienie i optymalizacja odnoszą się zarówno do osób pracujących w narażeniu na promieniowanie jonizujące, jak i osób eksponowanych w wyniku procedur medycznych. Ograniczenie natomiast odnosi się jedynie do osób zatrudnionych w polu narażenia na promieniowanie jonizujące, nie dotyczy natomiast pacjentów. Ze znajomości praw fizyki wynikają z kolei trzy podstawowe zasady dotyczące ograniczenia negatywnych skutków oddziaływania zewnętrznego źródła promieniowania jonizującego na człowieka:

- Skrócenie czasu przebywania skutkuje mniejszą ekspozycją;
- Odległość od źródła jest istotnym elementem optymalizacji pracy z promieniowaniem jonizującym. Moc dawki maleje w przybliżeniu z kwadratem odległości ( $1/r^2$ );
- Stosowanie odpowiednich osłon przed promieniowaniem.

## **2.5 REGULACJE PRAWNE W ZAKRESIE OCHRONY ZDROWIA PRZED PROMIENIOWANIEM JONIZUJĄCYM**

Pomimo obserwacji negatywnych skutków promieniowania na organizm ludzki już w pierwszym roku zastosowania promieniowania rentgenowskiego, dopiero w latach 20stych ubiegłego wieku powstały pierwsze organizacje mające na celu ustanowienie standardów i regulacji dotyczących ochrony radiologicznej. W 1925 roku podczas I Międzynarodowego Kongresu Radiologicznego powołano Międzynarodową Komisję Radiologiczną ds. Jednostek i Pomiarów (ICRU, ang. *International Commission on Radiation Units*). Zadania i cele ICRU na przestrzeni lat pozostały takie same: ujednoczenie jednostek i metod pomiarowych związanych z promieniowaniem. Trzy lata po powołaniu ICRU – podczas II Międzynarodowego Kongresu Radiologicznego w 1928 roku w Sztokholmie powołano Międzynarodową Komisję Ochrony Radiologicznej (ICRP, ang. *International Commission on Radiological Protection*). Zarówno ICRU, jak i ICRP nadal pełnią główną rolę w międzynarodowym systemie ochrony radiologicznej, a ich rola i zadania zostały ściśle podzielone i do dnia dzisiejszego na ich pracach opierają się poszczególne regulacje wprowadzane na polu ochrony radiologicznej. ICRP wydaje podstawowe zalecenia i raporty, na podstawie

których organizacje międzynarodowe, m.in. Międzynarodowa Agencja Energii Atomowej (IAEA, ang. *International Atomic Energy Agency*), wydają „Międzynarodowe Podstawowe Normy Ochrony Przed Promieniowaniem Jonizującym i Bezpieczeństwa Źródeł Promieniowania” (BSS, ang. *Basic Safety Standards*). Również na zaleceniach ICRP opierają się Dyrektywy Unii Europejskiej, które z kolei stanowią podstawę przepisów prawnych w krajach członkowskich. Ważne opracowania stanu narażenia na promieniowanie jonizujące publikowane są w raportach Komitetu Naukowego ONZ Do Badań Skutków Promieniowania Atomowego (UNSCEAR, ang. *United Nations Scientific Committee on Effects of Atomic Radiation*).

W chwili obecnej istnieje dobrze ugruntowany system regulacji prawnych oraz wzorców w pracy z promieniowaniem oparty na źródłach naukowych, wiedzy z zakresu fizyki i wieloletnich badaniach nad jego skutkami. Ze względu na możliwe niepożądane działanie promieniowania jonizującego na organizm ludzki niezbędne są regulacje prawne, które zapewnią w szczególności ochronę radiologiczną dla osób pracujących w narażeniu. Odpowiednie przepisy i wytyczne oparte na badaniach naukowych w zakresie ochrony radiologicznej pozwalają zminimalizować efekty związane z negatywnym działaniem promieniowania jonizującego. Jednocześnie rozwój nowych technologii i nowoczesnej aparatury wymaga, aby przepisy prawne ciągle dostosowywać do nowych potrzeb związanych z zapewnieniem bezpieczeństwa osób narażonych zawodowo.

### **2.5.1 Prawo europejskie – Traktat EURATOM**

Najważniejszym obowiązującym aktem prawnym w zakresie bezpieczeństwa jądrowego i ochrony radiologicznej we wszystkich krajach Unii Europejskiej jest traktat EURATOM, czyli umowa międzynarodowa, na podstawie której działają państwa w ramach wspólnoty w zakresie informacji i koordynacji programów badawczych dotyczących pokojowego wykorzystania energii jądrowej i zapewnienia bezpieczeństwa. W traktacie EURATOM uregulowane są kwestie rozwoju badań jądrowych, rozpowszechniania wiedzy, ochrony zdrowia i bezpieczeństwa, inwestycji jądrowych, norm dla ochrony pracowników i ogółu ludności przed promieniowaniem jonizującym. Jest źródłem prawa pierwotnego, dlatego obowiązuje w krajach członkowskich Unii Europejskiej. Są w nim zdefiniowane maksymalne dopuszczalne poziomy narażenia i zasady opieki medycznej nad pracownikami. Wymagania dotyczące ochrony zdrowia osób narażonych na promieniowania jonizujące znalazły się w Dyrektywie Rady Unii Europejskiej 96/29/EURATOM z dnia 13 maja 1996 roku ustanawiającej podstawowe normy bezpieczeństwa w zakresie ochrony zdrowia pracowników i ogółu społeczeństwa przed zagrożeniami wynikającymi z promieniowania jonizującego. Przepisy prawne w zakresie nadzoru radiologicznego na poziomie międzynarodowym są jednolite, ale dają

możliwość państwom członkowskim na działanie w ramach swoich kompetencji [Kiszkurno-Mazurek & Kopec, 2014].

W 2013 roku po negocjacjach prowadzonych przez państwa członkowskie doszło do uchwalenia nowej Dyrektywy Rady Unii Europejskiej 2013/59/EURATOM z dnia 5 grudnia 2013 roku [EURATOM, 2013] z transpozycją jej do państw członkowskich do 4 lat. Uchylono pięć dotychczasowych dyrektyw tj.: 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom i 2003/122/Euratom. Jednym z zadań nowej Dyrektywy Rady Unii Europejskiej jest ujednoczenie w Europie przepisów mających zastosowanie w ramach ochrony radiologicznej. Została ona opracowana w oparciu o badania i doświadczenia międzynarodowe w ochronie radiologicznej prowadzone przez ponad 20 lat. Dyrektywa była uzgadniania z takimi instytucjami, jak IAEA, WHO (Światowa Organizacja Zdrowia, ang. *World Health Organization*), OECD (Organizacja Współpracy Gospodarczej i Rozwoju ang. *Organisation for Economic Co-operation and Development*) oraz ICRP. Najważniejszą zmianą w dziedzinie ochrony radiologicznej pracowników jest zmiana wartości dawki granicznej dla soczewek oczu z 150 mSv/rok na 20 mSv/rok oraz poszczególnych czynników wagowych promieniowania i tkanek.

### 2.5.2 Regulacje prawne w Polsce

Polska przystąpiła do Unii Europejskiej 1 maja 2004 roku, jednak faktyczny proces integracji Polski rozpoczął się z momentem złożenia przez Polskę wniosku o członkostwo w 1994 roku. Europejskie akty prawne dotyczące bezpieczeństwa jądowego stały się również źródłem dla tworzenia prawa polskiego. Wymagania zawarte w Dyrektywie Rady Unii Europejskiej 96/29/EURATOM zostały uwzględnione w ustawie *Prawo Atomowe* wydanej w 2000 roku [Prawo atomowe, 2000]. Jest to najważniejszy i podstawowy akt prawny dotyczący tematyki ochrony radiologicznej w Polsce. Posiada także szereg aktów wykonawczych w postaci rozporządzeń Rady Ministrów, które dodatkowo precyzują zasady bezpiecznej pracy ze źródłami promieniotwórczymi oraz urządzeniami wytwarzającymi promieniowanie.

Do najważniejszych zadań ochrony radiologicznej należy monitorowanie i kontrolowanie wpływu promieniowania jonizującego na ludzi oraz na środowisko poprzez pomiary dozymetryczne. Dla zapewnienia bezpieczeństwa pracowników przy wykonywaniu pracy w warunkach narażenia na promieniowanie jonizujące należy bezwzględnie objąć ich systemem pomiarów dozymetrycznych, aby móc kontrolować otrzymywane przez nich dawki. Dla osób pracujących w narażeniu na promieniowanie jonizującego wykonuje się w miejscu pracy pomiary dawki/mocy dawki jaką otrzymują osoby pracujące na danym stanowisku oraz pomiary dawki/mocy dawki w pobliżu miejsc przechowywania źródeł promieniotwórczych. Mają one na celu oszacowanie dawki promieniowania jonizującego pochłoniętej przez organizm.

Poprzez pojęcie dawki granicznej rozumiemy wartość dawki promieniowania jonizującego wyrażonej jako dawka skuteczna lub równoważna, dla określonych grup osób, pochodząca od kontrolowanej działalności zawodowej, której nie można przekroczyć poza przypadkami przewidzianymi w ustawie. Dawki będące wynikiem ekspozycji zawodowej powinny być kontrolowane lub szacowane indywidualnie. Dopuszczalne zagrożenie promieniowaniem jonizującym jest regulowane we wszystkich krajach odpowiednimi przepisami. Obecnie w Polsce obowiązuje Rozporządzenie Rady Ministrów z dnia 18 stycznia 2005 roku w sprawie dawek granicznych promieniowania jonizującego. Przyjęte dawki graniczne (nie obejmujące narażenia ani od tła naturalnego, ani od medycznego narażenia pacjentów) dla osób narażonych zawodowo, praktykantów i studentów powyżej 18 lat wynoszą:

- Dawka efektywna (całe ciało): 20 mSv/rok;
- Dawka równoważna na soczewki oczu: 150 mSv/rok. Nowy limit dawki na soczewki oczu ujęty jest w dyrektywie [Euratom, 2013], w której wartość graniczna dawki równoważnej dla soczewki oczu wynosi 20 mSv /rok;
- Dawka równoważna na skórę (wartość średnia dla dowolnej powierzchni 1 cm<sup>2</sup> napromienionej części skóry): 500 mSv/rok;
- Dawka równoważna na dłonie, przedramiona, stopy, podudzia: 500 mSv/rok.

Dla pracowników pracujących w narażeniu na promieniowanie jonizujące wprowadzone zostały dwie kategorie zaszeregowania: A i B, w zależności od stopnia narażenia na promieniowanie. Kategorią typu A obejmuje się pracowników, którzy mogą być narażeni na dawkę skuteczną przekraczającą 6 mSv (milisiwertów) w ciągu roku lub na dawkę równoważną, przekraczającą trzy dziesiąte wartości dawek granicznych dla soczewek oczu, skóry i kończyn. Natomiast kategorią B obejmuje się pracowników, którzy mogą przekroczyć dawkę 1 mSv w ciągu roku lub dawkę równoważną, równą jednej dziesiątej wartości dawek granicznych dla soczewek oczu, skóry i kończyn. Dla pracowników kategorii A ocena narażenia dokonywana jest na podstawie dawkomierzy indywidualnych, natomiast dla pracowników kategorii B oceny tej można dokonać na podstawie dawkomierzy indywidualnych lub środowiska pracy.

Dla osób z ogółu ludności przyjęto, że graniczna dawka efektywna nie może przekraczać 1 mSv/rok, zaś równoważne dawki graniczne nie mogą przekraczać 0,1 wartości dawek ustalonych dla narażenia zawodowego. W przypadku dawek na soczewki oczu, nastąpi odejście od tej reguły i limit ten dalej będzie wynosił 15 mSv/rok.

Wartości dawek granicznych nie należy traktować jako wartości dopuszczalnych, lecz stosując promieniowanie jonizujące dążyć należy do tego, aby otrzymane dawki były możliwie jak najmniejsze (zasada ALARA).

### 3 ODPOWIEDŹ DAWKOMIERZY INDYWIDUALNYCH NA POŁA PROMIENIOWANIA STOSOWANE W MEDYCYNIE

---

Podstawową rolę w zapewnieniu bezpieczeństwa radiacyjnego pracownikom pełni dozymetria indywidualna. Systemy detekcji promieniowania jonizującego w dozymetrii indywidualnej istnieją na świecie od kilkudziesięciu lat. Pierwsze wzmianki o kontroli dawek pojawiły się już w kilka lat po odkryciu promieniowania X i promieniotwórczości. Jednak dopiero w 1943 roku został po raz pierwszy masowo wyprodukowany filmowy dawkomierz osobisty, którego twórcą był Ernest Wollan [Pardue & in., 1944]. Początkowo dawkomierze pozwalały jedynie na ocenę faktu ekspozycji bez możliwości oceny dawki.

Przyrządy dozymetryczne można podzielić na pasywne (nie wymagają zasilania podczas pracy) i aktywne (wymagają zasilania podczas pomiaru). Serwisy dozymetryczne na świecie stosują głównie dawkomierze pasywne. Oszacowanie dawki następuje dopiero po pewnym czasie od ekspozycji na promieniowanie. Dawkomierze pasywne zazwyczaj nie wymagają bezpośredniego źródła zasilania podczas pomiaru, zaś mierzona dawka jest wartością scałkowaną, tzn. dawka kumulowana jest poprzez detektor przez pewien okres (w Polsce zazwyczaj kwartał).

Do grupy dawkomierzy pasywnych zalicza się następujące typy dawkomierzy:

- detektory termoluminescencyjne (TLD, ang. *Thermoluminescence Detectors*);
- detektory fotometryczne (klisze filmowe);
- optycznie stymulowane detektory luminescencyjne (OSL, ang. *Optical Stimulated Luminescence*);
- detektory fotoluminescencyjne (RPL, ang. *Radio-photo Luminescence*);
- detektory bąbelkowe (BD, ang. *Bubble Detectors*);
- detektory śladów cząstek (TD, ang. *Track Detectors*);
- dawkomierze DIS (ang. *Direct Ion Storage*).

Ze względu na konieczność wykonania procesu kalibracji dawkomierze dzielą się na dwie grupy:

- Dozymetry względne wymagające kalibracji w jednostkach dawki, np. dawkomierze TLD, błony fotograficzne, liczniki proporcjonalne, scyntylicyjne, półprzewodnikowe.

- Dozymetry bezwzględne (absolutne), gdzie wynikiem pomiaru jest liczba wyrażająca dawkę w odpowiednich jednostkach), np. dozymetry kalorymetryczne, dozymetr chemiczny Fricke'a czy w pewnych warunkach komory jonizacyjne [Hrynkiewicz, 2001].

Najczęściej stosowanymi dawkomierzami, służącymi do oceny dawki promieniowania jonizującego zaabsorbowanej przez pracownika w dozymetrii indywidualnej są dawkomierze luminescencyjne. W badaniach porównawczych Europejskiej Grupy Dozymetrii Promieniowania, EURADOS (ang. *European Radiation Dosimetry Group*), 68% systemów dozymetrycznych pracowało w oparciu o detektory termoluminescencyjne, 13% o detektory filmowe, 13% o optycznie stymulowane detektory luminescencyjne (OSL), inne systemy stanowiły jedynie 6% (w tym dawkomierze aktywne – 3%) [McWhan & in., 2015]. Również w Polsce metoda termoluminescencyjna<sup>2</sup> jest podstawową metodą pomiarową stosowaną w dozymetrii indywidualnej. Stosuje ją większość działających na terenie Polski serwisów dozymetrycznych.

Laboratorium Dozymetrii Indywidualnej i Środowiskowej IFJ PAN (LADIS) prowadzi kontrolę dozymetryczną dla blisko 70 000 osób z prawie 10 000 instytucji. W chwili obecnej jest największym serwisem dozymetrycznym w Polsce oraz jednym z największych w Europie. W Laboratorium Dozymetrii Indywidualnej i Środowiskowej IFJ PAN powstała i była rozwijana przez Autorkę dedykowana baza danych DosBaz. Celem bazy było usprawnienie pracy serwisu przy liczeniu indywidualnych równoważników dawek, wprowadzanie (kwartalnie) dedykowanych współczynników kalibracyjnych, przetwarzanie danych- w tym automatyczne przygotowanie końcowych raportów (świadectw pomiarowych). System został przygotowany zgodnie z rekomendacjami międzynarodowymi [Christiansen & in., 1994; RP 160, 2009] i umożliwił obsługę serwisu LADIS oraz minimalizację błędów ludzkich.

Do celów statystycznych (zgodnie z zaleceniami uwzględnienia specyficznych czynności wykonywanych w ramach kategorii zawodowej) rozróżniono następujące kategorie jednostek zakładów:

- Radiologię konwencjonalną i TK;
- Gabinety stomatologiczne;
- Medycynę nuklearną;

---

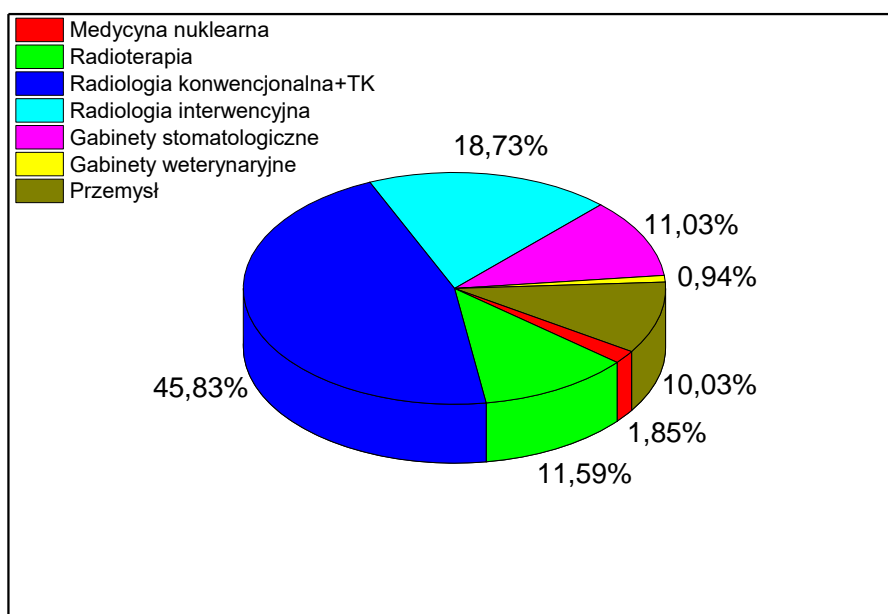
<sup>2</sup> Termoluminescencja (TL) jest to zjawiskiem świecenia (luminescencji) pod wpływem temperatury. Można je zaobserwować w niektórych materiałach (izolator lub półprzewodnik) uprzednio eksponowanych na promieniowanie jonizujące, co jest podstawą wykorzystania zjawiska termoluminescencji w dozymetrii. Odczytu (po wcześniejszej anilacji poekspozycyjnej w temperaturach rzędu 75-100°C) dokonuje się w zależności od typu detektora w temperaturach 260°C dla detektorów MCP-N i 300°C - 340°C dla detektorów MTS-N.



- Radiologię zabiegową;
- Radioterapię;
- Gabinety weterynaryjne;
- Przemysł.

Ważną funkcjonalnością bazy danych DosBaz jest możliwość przetwarzania danych pomiarowych (w jednostkach:  $H_p(10)$ ,  $H_p(3)$ ,  $H_p(0,07)$ ) i przygotowanie zestawu danych statystycznych. Szeroki zakres jest podstawą do oceny sytuacji narażenia radiologicznego w Polsce i analizy specyficznych potrzeb w poszczególnych sektorach zatrudnienia (m.in. [Budzanowski, **Kopec** & in., 2011; Szumska, **Kopec** & in., 2014]).

Większość (niemal 90%) osób objętych kontrolą dozymetryczną w LADIS pracuje w sektorze medycznym<sup>3</sup> (Rysunek 3.1), z tego ponad 75% osób pracuje w polach promieniowania X (radiologia konwencjonalna+TK, radiologia interwencyjna, gabinety stomatologiczne, częściowo personel zatrudniony w radioterapii i gabinety weterynaryjne).



**Rysunek 3.1** Struktura zatrudnienia pracowników w narażeniu na promieniowanie jonizujące na podstawie danych Laboratorium Dozymetrii Indywidualnej i Środowiskowej IFJ PAN.

<sup>3</sup> W Europie wśród osób objętych monitoringiem indywidualnym ok. 65% pracowało w sektorze medycznym [Gilvin & in., 2015].

### **3.1 DIAGNOSTYKA OBRAZOWA Z WYKORZYSTANIEM PROMIENIOWANIA X**

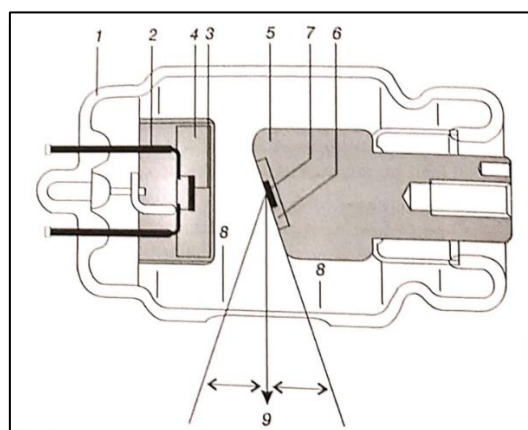
Współczesna radiologia, zwana również diagnostyką obrazową, oprócz wykorzystania promieniowania jonizującego swoim zainteresowaniem obejmuje wykorzystanie ultradźwięków i zjawisko jądrowego rezonansu magnetycznego do obrazowania lub śledzenia czynności układów w organizmie człowieka [Pruszyński, 2000]. Wykonywanie zdjęć rentgenowskich, jest obecnie szeroko rozpowszechnione poprzez dostępność oraz szybkość ich wykonywania. Znajduje różnorakie zastosowanie do obrazowania prawie wszystkich narządów i tkanek. Absorpcja promieniowania rentgenowskiego pozwala rozróżnić różne tkanki, które na zdjęciu rentgenowskim ujawniają się w postaci różnego nasycenia stopnia szarości: od czarnego do białego. Kości, ze względu na wyższą gęstość, pochłaniają najwięcej promieniowania i uwidaczniają się na zdjęciu jako rejony białe. Szare rejony obrazują tkankę miękką, przy czym tkanka tłuszczowa pochłania mniej promieniowania więc jest ciemniejsza.

Definicja urządzeń rentgenowskich opiera się głównie na wykorzystaniu przez nie promieniowania X do wykonywania różnych procedur medycznych. Zasadniczo można wyróżnić trzy główne działy współczesnej rentgenodiagnostyki: radiologia konwencjonalna (w tym mammografia i aparaty stomatologiczne), radiologia interwencyjna (w szczególności naczyniowa), tomografia komputerowa. Istotny, z punktu widzenia ochrony radiologicznej, jest zakres energii stosowanych w diagnostyce obrazowej z promieniowaniem X.

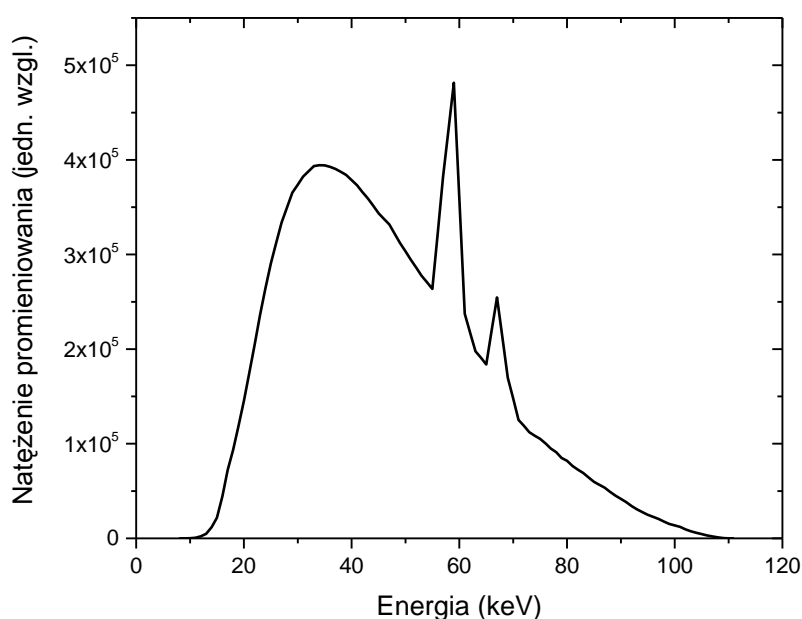
Lampa rentgenowska niezależnie od postępu technicznego i konstrukcyjnego charakteryzuje się niezmienną zasadą działania. Podstawowym elementem jej budowy jest próżniowa bańka szklana wraz z wtopionymi w nią elektrodami: anodą i katodą (Rysunek 3.2). Rozżarzona katoda, najczęściej wykonana z wolframu (w aparatach mammograficznych molibdenu lub rodu), stanowi źródło elektronów. Po przyłożeniu do elektrod lampy wysokiego napięcia (do anody dodatniego, a do katody ujemnego) pochodzące z termoemisji elektrony zostają wprowadzone w ruch w kierunku anody. Przyłożone do anody napięcie jest równe maksymalnej energii kinetycznej elektronów osiagających anodę ( $E_k \sim kV$ ).

Widmo promieniowania rentgenowskiego (Rysunek 3.3) składa się z:

- widma ciągłego, za które odpowiada promieniowanie hamowania cząstek naładowanych (elektronów) w polu elektrycznym jąder;
- widma charakterystycznego emitowanego w procesie deekscytacji atomów anody wzbudzonych przez elektrony. Jest to widmo dyskretne i ma stałą wartość, ponieważ energie wiązania na poszczególnych powłokach są charakterystyczne dla materiału.



**Rysunek 3.2** Przekrój lampy rentgenowskiej ze stałą anodą: 1 - szklana obudowa lampy - bańka próżniowa, 2 - katoda, 3 - włókno żarzenia, 4 - zwierciadło ogniskujące wiązkę elektronów wyprowadzenie katody, 5 - anoda, 6 - płytka wolframowa, 7 - ognisko lampy, 8 - okienko lampy, 9 - wiązka promieni X [Pruszyński, 2000].



**Rysunek 3.3** Widmo promieniowania rentgenowskiego z anodą wolframową (obliczone na podstawie [Siemens, web]).

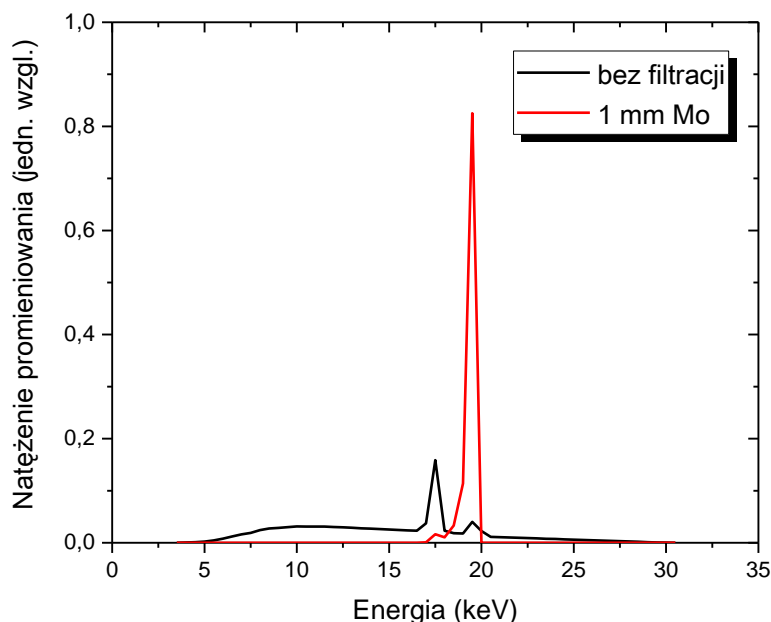
Promieniowanie rentgenowskie po przejściu przez organizm ludzki jest rejestrowane przez detektor. Powstający obraz rentgenowski jest wynikiem przejścia promieniowania

X od lampy, poprzez kolimator, filtry, ciało pacjenta i kratkę przeciwrzproszeniową do detektora promieniowania. Najbardziej popularne detektory filmowe (błona światłoczuła) stosowane jeszcze na przełomie XX i XXI wieku są coraz częściej zastępowane zapisem cyfrowym (rentgenodiagnostyka cyfrowa). Przetwarzanie cyfrowe ma swoje zalety, ponieważ charakteryzuje się łatwiejszą archiwizacją informacji, możliwością korekcji i obróbki danych uzyskanych podczas badania. Istotną zaletą jest również minimalizacja dawki otrzymywanej przez pacjenta, w porównaniu do zdjęć wykonywanych standardowo [Tadeusiewicz & Augustyniak, 2009].

Rozkład energetyczny widma różni się w zależności od zastosowanej filtracji i napięcia. Badania wykonywane w radiografii ogólnej, wykorzystują napięcia z przedziału 25 kV – 150 kV. Tkanki miękkie obrazowane są przy napięciach 25 kV – 40 kV. Zakres 60 kV – 80 kV stosowany jest do badań układu kostnego, naczyniowego oraz moczowego. Napięcia, powyżej 115 kV, pozwalają na diagnostykę klatki piersiowej oraz przewodu pokarmowego [Pruszyński, 2000]. Istotne jest więc, aby systemy detekcji mierzące dawkę miały charakterystykę energetyczną dostosowaną do zakresu pomiarowego. W zakres zainteresowania radiologii konwencjonalnej wchodzi również aparaty mammograficzne oparte o obrazowanie za pomocą promieniowania charakterystycznego. Zastosowane w przypadku aparatów mammograficznych widma o ciągłym rozkładzie jest niekorzystne, gdyż chcemy obrazować struktury o słabo zróżnicowanym kontraście. Stosując widmo ciągłe występują w widmie kwanty promieniowania X o różnych energiach, a więc różnym osłabieniu w tkance, co powoduje obniżenie wartości badania (wzrost promieniowania rozproszonego). W mammografii przedmiotem badań są obiekty o wyjątkowo niskiej kontrastowości. Stosuje się lampę z anodą molibdenową lub rodową np. z dodatkowym filtrem Mo pracującym w zakresie pików widma promieniowania charakterystycznego. Wykorzystuje się linie o energiach: 17,4 keV i 19,8 keV. Dzięki temu kwanty promieniowania od widma Mo są silnie pochłaniane w materiale filtra (Rysunek 3.4).

Tomografia komputerowa (TK; CT, ang. *computed tomography*) jest metodą wykorzystującą promieniowanie X w celu przestrzennego uwidocznienia badanych struktur. Pierwszy aparat TK został skonstruowany w 1972 roku przez Godfreya N. Hounsfielda [Hounsfield, 1973]. Źródłem promieniowania w TK są lampy rentgenowskie, które emitując promieniowanie X obracają się wokół badanego obiektu. Różnice w natężeniu promieniowania po przejściu przez ciało pacjenta są rejestrowane przez detektory umieszczone w gantry aparatu. Uwidocznienie struktur i przetworzenie wartości pomiarowych na obrazy w przekrojach zwanych warstwami (gr. *tomos* -dzielący, *graphos* -zapis) są możliwe dzięki transformacji Radona. Badania TK w większości są wykonywane techniką tomografii spiralnej, podczas której stół z pacjentem przesuwany jest w czasie ciągłego obrotu gantry z układem źródła - detektory [Siczek, 2011]. Od 2006 roku znalazły również zastosowanie kliniczne

tw. tomografy dwuenergetyczne. Na podstawie różnicy we współczynniku osłabienia po ekspozycji na promieniowanie o dwóch różnych energiach (dzięki zastosowaniu źródeł promieniowania o różnych energiach, najczęściej 80 kV i 120 kV) różnicuje się struktury.



**Rysunek 3.4** Widmo promieniowania X z lampy rentgenowskiej z anodą molibdenową stosowaną w mammografii (obliczone na podstawie [Siemens, web]).

### 3.2 RODZAJE DAWKOMIERZY INDYWIDUALNYCH

Zgodnie z przepisami, niezbędne jest indywidualne monitorowanie dawek, jakie otrzymują pracownicy podczas wykonywania swoich obowiązków. Do pomiarów dawek w miejscu pracy służą dawkomierze indywidualne lub środowiskowe. Muszą być one systematycznie kalibrowane w celu zapewnienia poprawnego działania.

Koncepcję dawki równoważnej i efektywnej, jako wskaźnika określającego ryzyko narażenia na promieniowanie jonizujące, omówiono w rozdziale 2.3. Odpowiednie akty prawne podają graniczne wartości dawek skutecznych lub równoważnych pochodzących od kontrolowanej działalności zawodowej (patrz 2.5.2). Jednak zarówno dawka równoważna, jak i skuteczna nie są wielkościami bezpośrednio mierzalnymi. W dozymetrii indywidualnej stosuje się mierzalne wielkości operacyjne (robocze), które mają w sposób zachowawczy estymować dawki równoważne i skuteczne.

Indywidualny równoważnik dawki w tkance miękkiej na danej głębokości  $d$ ,  $H_p(d)$ , jest podstawową jednostką operacyjną stosowaną w dozymetrii indywidualnej osób pracujących w narażeniu na promieniowanie jonizujące. Jednostką indywidualnego równoważnika dawki jest Sv [J/kg], a więc jednostka, która wyraża nie tylko fizyczne działanie promieniowania, ale również jego skutki biologiczne. Indywidualny równoważnik dawki,  $H_p(10)$  odpowiada dawce na głębokości 10 mm w ciele człowieka dla promieniowania silnie przenikliwego, czyli dla fotonów powyżej energii 15 keV. W monitoringu indywidualnym przybliża on w sposób zachowawczy narażenie narządów wewnętrznych i dawkę efektywną (ponieważ przyjmuje się, że wszystkie istotne z punktu widzenia ochrony radiologicznej narządy i tkanki - są umieszczone głębiej niż 10 mm) [Hrynkiewicz, 2001]. Indywidualny równoważnik dawki,  $H_p(10)$ , może być wyznaczany przy użyciu dawkomierza indywidualnego noszonego na powierzchni ciała. Dawkomierz zawiera ma ogół warstwę (filtr) z materiału imitującego warstwę tkanki dla pomiaru dawki na żądanej głębokości.

Laboratorium Dozymetrii Indywidualnej i Środowiskowej IFJ PAN w Krakowie (LADIS) oferuje dawkomierze termoluminescencyjne służące do pomiaru indywidualnego równoważnika dawki na głębokości 10 mm (konserwatywne przybliżenie dawki skutecznej od ekspozycji zewnętrznej), dawkomierze pierścionkowe służące do pomiaru dawki równoważnej na skórę rąk, dawkomierze oczne do pomiaru dawki równoważnej na soczewki oczu oraz dawkomierze środowiskowe. Materiałem termoluminescencyjnym stosowanym w LADIS jest fluorek litu aktywowany magnezem i tytanem LiF:Mg,Ti (MTS-N) lub fluorek litu aktywowany magnezem, miedzią i fosforem LiF:Mg,Cu,P (MCP-N). Detektory te są wytwarzane w Instytucie Fizyki Jądrowej PAN w Krakowie. Mają formę pastylek o średnicy 4,5 mm i grubości 0,9 mm lub 0,7 mm w przypadku pomiarów dawek na skórę dłoni. Detektory po umieszczeniu w odpowiednich kasetach tworzą dawkomierz indywidualny lub środowiskowy.

W LADIS indywidualny dawkomierz termoluminescencyjny, służący do pomiaru indywidualnego równoważnika dawki  $H_p(10)$  to DI-02 (Dawkomierz Indywidualny 2002). Zawiera on cztery detektory termoluminescencyjne typu MTS-N umieszczone w odpowiednich otworach w slajdzie wewnątrz kasety typu RADOS fińskiej firmy Miron Technologies. Slajd i kasetka wykonane są z plastiku. Kasetka dozymetryczna wyposażona jest dodatkowo w trzy okrągłe, aluminiowe filtry o średnicy 5,5 mm każdy i grubości 1 mm znajdujące się na przedniej ścianie kasety. Trzy z czterech detektorów są osłonięte filtrami. Czwarty detektor pozostaje odkryty.



**Rysunek 3.5** Indywidualny dawkomierz termoluminescencyjny DI-02 do pomiarów  $H_p(10)$ . Po prawej widok slajdu z detektorami TL.

Za wskaźnik narażenia dla soczewki oka przyjęto indywidualny równoważnik dawki na głębokości 3 mm w tkance miękkiej,  $H_p(3)$ . Do pomiarów dawek na soczewki oczu stosuje się w LADIS zaprojektowany w ramach projektu ORAMED (ang. *Optimization of Radiation Protection for Medical*) dawkomierz EYE-D™ [Bilski & in., 2011]. Składa się on z plastikowej obudowy z kapsułką, w której znajduje się wysokoczuły detektor MCP-N (LiF:Mg,Cu,P) o średnicy 4,5 mm i grubości 0,9 mm. Natomiast do kalibracji zaproponowany został cylindryczny fantom PMMA wypełniony wodą (20cm x 20cm). Nazwa laboratoryjna dawkomierza to OD-12 (Oczny Dawkomierz 2012).



**Rysunek 3.6** Indywidualny dawkomierz oczny EYE-D™ (nazwa laboratoryjna: OD-12) do pomiaru  $H_p(3)$ .

Indywidualny równoważnik dawki  $H_p(0,07)$  jest stosowany do szacowania dawki pochłoniętej dla skóry (na głębokości 0,07 mm) również dla słabo przenikliwego

promieniowania (tj. dla fotonów o energii poniżej 15 keV i promieniowania  $\beta$ ). Do pomiaru  $H_p(0,07)$  na skórę dłoni służy w LADIS dawkomierz PI-01 (Pierścionkowy Indywidualny, 2001). W cienkiej obudowie w kształcie pierścionka z tworzywa sztucznego zawiera on detektor MTS-N o średnicy 4,5 mm i grubości 0,7 mm.

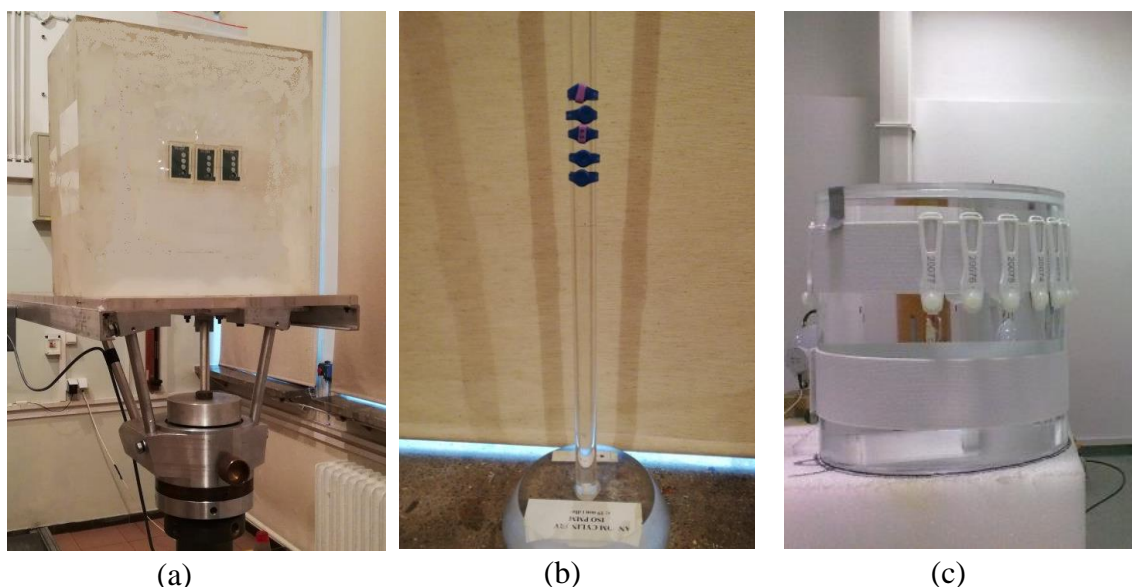


**Rysunek 3.7** Indywidualny dawkomierz do pomiaru dawek na skórę dłoni,  $H_p(0,07)$ . Widok z detektorem.

### 3.3 KALIBRACJA DAWKOMIERZY INDYWIDUALNYCH

Kalibracja dawkomierzy indywidualnych powinna być przeprowadzona z zastosowaniem odpowiedniego dla danego typu dawkomierza fantomu tkankopodobnego. Jego zadaniem jest zasymulowanie warunków transportu i rozproszeń promieniowania jonizującego w organizmie człowieka. W przypadku dawkomierzy na całe ciało będzie to prostopadłościenny fantom wodny lub z PMMA (dla energii fotonów 662 keV) 30 cm x 30 cm x 15 cm (Rysunek 3.8a), dla dawkomierzy pierścionkowych cylindryczny fantom z PMMA o długości 30 cm i średnicy 19 mm (Rysunek 3.8b), dla dawkomierzy ocznych cylindryczny fantom wodny o wysokości 20 cm i średnicy 20 cm (Rysunek 3.8c). Dwa pierwsze fantomy są fantomami rekomendowanymi przez ISO [ISO 4037], natomiast fantom do kalibracji dawkomierzy ocznych został rozwinięty w ramach projektu ORAMED [Daures & in., 2011; Gualdrini & in., 2011].





**Rysunek 3.8** Fantomy tkankopodobne stosowane do kalibracji dawkomierzy indywidualnych. Od lewej (a) fantom z PMMA 30x30x15 cm<sup>3</sup> do kalibracji dawkomierzy indywidualnych w jednostkach  $H_p(10)$  w polu promieniowania Cs-137; (b) fantom do kalibracji dawkomierzy pierścieniowych w jednostkach  $H_p(0,07)$ ; (c) fantom walcowy 20 cm x20 cm do kalibracji dawkomierzy indywidualnych w jednostkach  $H_p(3)$ .

Kalibracja dawkomierzy indywidualnych w praktyce sprowadza się do przemnożenia znanej (kalibracyjnej) wartości kerry w punkcie umieszczenia dawkomierza przez współczynnik konwersji,  $h_k$  [Sv/Gy]:

$$H_p(d) = h_d K_a \quad (3.1)$$

gdzie:  $H_p(d)$  – indywidualny równoważnik dawki na głębokości  $d$  [Sv];

$h_d$  – współczynnik konwersji dla odpowiedniego fantomu  $\left[\frac{\text{Sv}}{\text{Gy}}\right]$ ;

$K_a$  – wartość Kerry w powietrzu w punkcie umieszczenia dawkomierza na odpowiednim fantomie [Gy].

Współczynniki konwersji,  $h_d$ , zostały wyliczone z zastosowaniem metod Monte Carlo dla wzorcowych pól promieniowania (X lub  $\gamma$ ) i wprowadzone do zastosowania w obowiązujących normach i wymaganiach.

Przykładowo współczynnik konwersji dla dawkomierzy indywidualnych kalibrowanych na fantomie  $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$  z zastosowaniem źródła Cs-137 (662 keV)<sup>4</sup> wynosi:  $h_{10} = 1,23 \text{ Sv/Gy}$  [ISO 4037], natomiast dla fantomu ORAMED:  $h_3 = 1,19 \text{ Sv/Gy}$  [Daures & in., 2011; Gualdrini & in., 2013].

Procedura pomiaru dawek indywidualnych w serwisie dozymetrycznym wymaga wyznaczenia współczynnika kalibracyjnego (wzór 3.2) dla danego typu dawkomierza i danej partii detektorów poprzez:

- Ekspozycję partii dawkomierzy kalibracyjnych na odpowiednim fantomie w punkcie pola o znanej wartości kermy w powietrzu,  $K_a$ ;
- Odczytanie wskazań dawkomierzy;
- Przemnożenie wskazań przez odpowiedni (na jednostkową kermę, dla danej energii promieniowania) współczynnik konwersji;

$$N_{CF} = \frac{h_d K_a}{I} \quad (3.2)$$

gdzie:  $I$  – wskazanie dawkomierza;

$N_{CF}$  – współczynnik kalibracyjny (CF - z ang. *Calibration Factor*).

Wartości indywidualnego równoważnika dawki w zakresie liniowej odpowiedzi dawkomierza będą iloczynem wskazań dawkomierza oraz współczynnika kalibracyjnego:

$$H_p(d) = N_{CF} I_x \quad (3.3)$$

gdzie:  $I_x$  – wskazanie dawkomierza, dla którego określana jest dawka  $H_p(d)$ ;

$N_{CF}$  – współczynnik kalibracyjny/konwersji.

### 3.4 GRANICE ZDOLNOŚCI POMIAROWYCH

Wymagania dotyczące dawkomierzy indywidualnych wskazują na konieczność odczytów dawek zgodnie z wytycznymi, dla określonych pól promieniowania i kątów ekspozycji. Uczestnictwo w badaniach porównawczych, w których serwisy dozymetryczne mogą sprawdzić swoje zdolności pomiarowe, jest obecnie rekomendowane w nowych zaleceniach technicznych Komisji Europejskiej dotyczących monitorowania osób narażonych na promieniowanie zewnętrzne oraz uważane za

---

<sup>4</sup> Źródło Cs-137 (średnia energia fotonów 662 keV) w Laboratorium Wzorcowania Przyrządów Dozymetrycznych (LWPD) IFJ PAN służy jak źródło referencyjne do kalibracji dawkomierzy indywidualnych w Laboratorium Dozymetrii Indywidualnej i Środowiskowej IFJ PAN, a więc odnosi się również do wszystkich prezentowanych w niniejszej rozprawie wyników.

podstawowe kryterium zatwierdzania serwisów dozymetrycznych, w odniesieniu do międzynarodowego wymogu akredytacji PL ISO/IEC 17025 [ISO 17025], która wymaga udziału w regularnych porównaniach między laboratoriami.

Wymagania dotyczące dozymetrii indywidualnej zostały narzucone w krajowych i międzynarodowych normach i zaleceniach [Fantuzzi & in., 2004; Behrens & Amrosi, 2008]. Pomiar dawek w dozymetrii indywidualnej powinien zapewniać pomiary w co najmniej minimalnym zakresie energii, dawek i kątów:

- Energia promieniowania fotonowego: 30 keV – 1,3 MeV;
- Dawka: 0,2 mSv - 1 Sv;
- Kąt padania promieniowania: od 0° do ±60°.

Norma PN-ISO 14146 [ISO 14146] określa wymagane granice zdolności pomiarowych dla pomiaru dawek za pomocą dawkomierzy indywidualnych. Wyznacza granice, pomiędzy którymi powinna zmieścić się wartość ilorazu  $R$  zmierzonej dawki  $H_s$  i wartości umownie prawdziwej  $H_c$ :

$$R = \frac{H_s}{H_c} \quad (3.4)$$

Granice zdolności pomiarowych:

$$\frac{1}{F} \left(1 - \frac{2H_0}{H_0 + H_c}\right) \leq R \leq F \left(1 + \frac{H_0}{2H_0 + H_c}\right) \quad (3.5)$$

gdzie:  $F$  – czynnik określający maksymalny błąd systemu dozymetrycznego dla dużych wartości dawek. Zgodnie z zaleceniami ICRP:  $F=1,5$ ,

$H_0$  – dolna granica zakresu dawek równa nie mniej niż 0,2 mSv – według [ISO 14146].

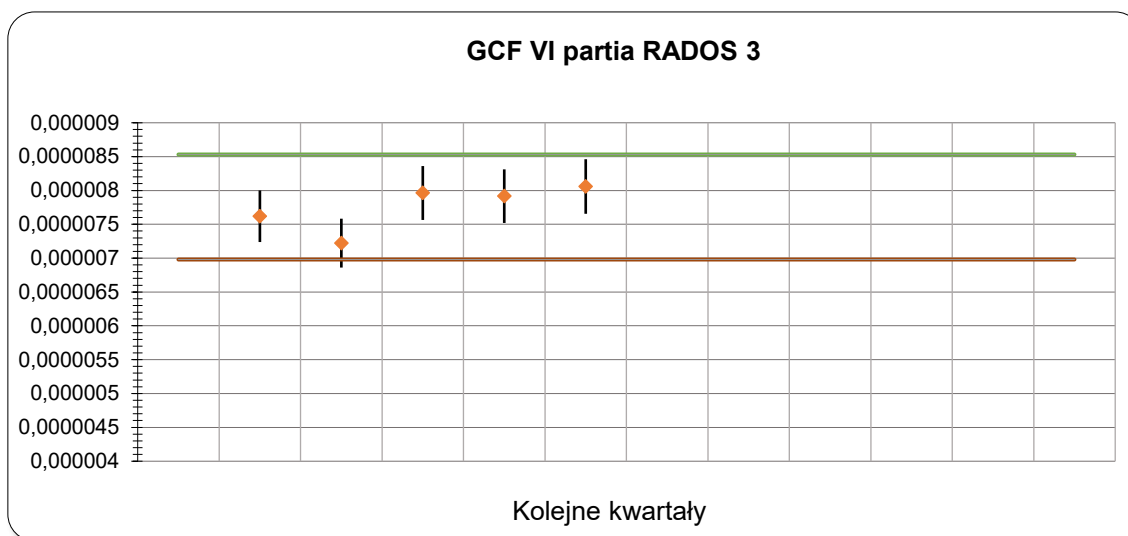
Norma zezwala na przekroczenie limitów dla 10% pomiarów.

Dodatkowo zgodnie z zaleceniami narzuconymi przez normę Międzynarodowej Komisji Elektrotechnicznej, IEC (ang. *International Electrotechnical Commission*) dotyczącą dozymetrii termoluminescencyjnej dla monitoringu indywidualnego i środowiskowego, o numerze referencyjnym 61066:2006 [IEC 61066], względna odpowiedź detektorów TL, w zależności od średniej energii padających fotonów oraz od kąta padania promieniowania, dla promieniowania o energii od 80 keV do 1,25 MeV oraz dla kątów od 0° do ±60°, powinna się zawierać w przedziale od -29% do 67% wartości referencyjnej.

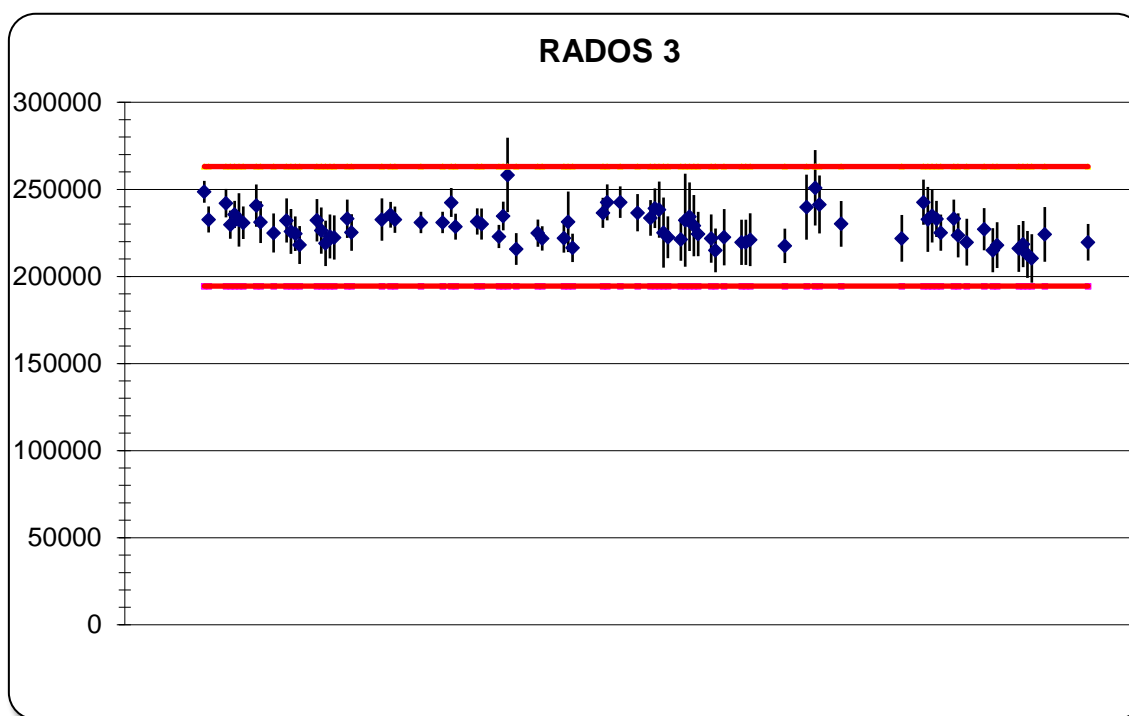
Na granice zdolności pomiarowych mogą wpływać niepewności wynikające z odczytu w zmiennych warunkach środowiskowych i aparaturowych. Dlatego dąży się

do utrzymania stałych warunków środowiskowych podczas odczytu (temperatura i wilgotność), jednak nawet dysponując aparaturą tego samego typu i producenta odczyty wykonane na różnych czytnikach różnią się między sobą. Przeprowadzona kalibracja jest dedykowana konkretnemu urządzeniu. Również czułość poszczególnych partii detektorów może różnić się między sobą, co wymaga kalibrowania poszczególnych partii detektorów oddzielnie, bądź obliczenia współczynnika korygującego czułość konkretnego detektora. W LADIS do odczytu dawkomierzy stosuje się cztery automatyczne czytniki termoluminescencyjne typu RADOS. Współczynniki kalibracyjne są sprawdzane dla każdego urządzenia i partii detektorów kwartalnie oraz prowadzi się kontrolę ich stabilności. Po wprowadzeniu danych podgląd jest odświeżany automatycznie. Za kryterium przyjęto 5% (Rysunek 3.9).

Testem, który pozwala na bieżąco sprawdzić stabilność czytnika oraz zmianę warunków jest test dzienny czytnika. Ekspozycja tego samego zestawu detektorów każdego dnia przed odczytem pozwala na bieżąco wychwycić ewentualne problemy związane np. z aparaturą (Rysunek 3.10). Również w tym przypadku osoba wykonująca test otrzymuje informację o jego wyniku.



**Rysunek 3.9** Przykładowa kwartalna kontrola współczynników kalibracyjnych dla jednego z czytników termoluminescencyjnych.



**Rysunek 3.10** Przykładowy przebieg testów dziennych czytnika. Punkty oznaczają kolejne dni, w których przeprowadzono odczyt. Na czerwono zaznaczono granice akceptowalności.

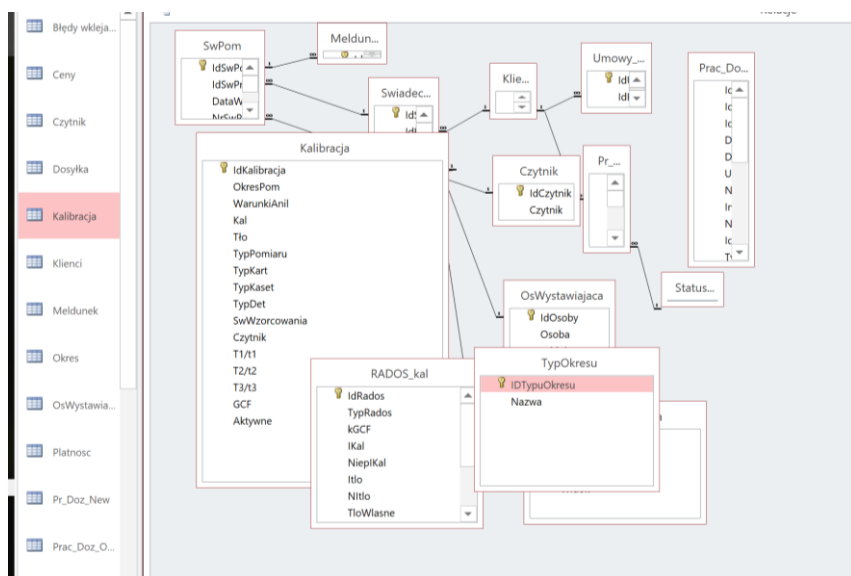
Szereg wspomnianych aspektów oraz rosnąca liczba osób pracujących w narażeniu na promieniowanie, powoduje iż wzrasta możliwość popełnienia błędu ludzkiego. Głównymi czynnikami są:

- Przypisanie współczynnika kalibracyjnego do odpowiedniej: aparatury (4 czytniki) i partii detektorów (w chwili obecnej 21 partii);
- Przy odczycie dawkomierza - wybór aparatury, na której wykonano odczyt (w postaci ilości impulsów światła zebranych przez fotopowielacz);
- Przypisanie odpowiedniej partii (21 partii) i czytnika do odczytu dawkomierza.

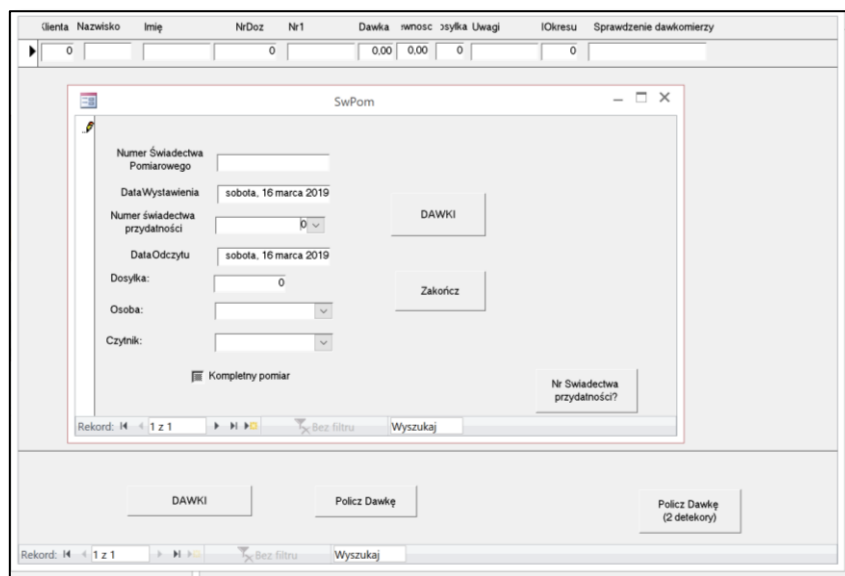
Stąd w bazie danych DosBaz w 2011 roku Autorka wprowadziła funkcję automatycznego liczenia dawek (Rysunek 3.11, Rysunek 3.12). Program wymaga:

- Wprowadzenia na początku kwartału danych kalibracyjnych niezbędnych do policzenia  $N_{CF}$ , a więc współczynnika kalibracyjnego związanego z ilością impulsów odpowiadających dawce wzorcowej w powiązaniu z czytnikiem i partią detektorów. Musi ona zostać zatwierdzona przez osobę odpowiedzialną;
- Powiązania dawkomierza z partią detektorów;
- Powiązania odczytu z konkretnym czytnikiem.

Bez spełnienia, któregośkolwiek z powyższych warunków baza uniemożliwia policzenie dawki. Ponadto struktura logiczna dba o prawidłowy dobór argumentów.



**Rysunek 3.11** Widok relacji w bazie danych DosBaz związanych z kalibracją detektorów.



**Rysunek 3.12** Końcowy interfejs użytkownika umożliwiający policzenie dawek w jednostkach  $H_p(10)$ . Informacje o typie dawkomierza, partii detektorów są przywoływane automatycznie po wybraniu unikatowego numeru świadectwa przydatności dawkomierzy. Użytkownik przywołując czytnik na którym wykonano odczyt i wciskając przycisk „Policz dawkę” automatycznie korzysta z przypisanych współczynników kalibracyjnych.

Zdolność pomiarowa systemu dozymetrycznego zależy jednak w głównej mierze od parametrów jego charakterystyki energetycznej,  $R(E)$ , którą określa stosunek czułości dla promieniowania rentgenowskiego o danej energii w stosunku do czułości dla wzorca promieniowania gamma, a więc stosunek wskazań dawkomierza, na jednostkę dawki dla danej energii promieniowania znormalizowanego do wskazań tego dawkomierza na jednostkę dawki dla promieniowania fotonowego (najczęściej Cs-137 - średnia energia 662 keV) (porównaj równanie 3.4). Pozwala to ocenić przydatność materiału termoluminescencyjnego dla dozymetrii indywidualnej. Jest to najbardziej wymagająca i czasochłonna część konfiguracji systemu dozymetrycznego w serwisie dozymetrycznym. Dawkomierze służące do pomiaru indywidualnego równoważnika dawki  $H_p(10)$  powinny być osłonięte odpowiednim materiałem (filtrami) imitującymi 10 mm warstwę tkanki, aby wystąpił efekt narastania dawki, tak jak ma to miejsce, gdy promieniowanie przenika do wnętrza ciała człowieka. Im bardziej płaska charakterystyka energetyczna tym większa pewność, iż system dozymetryczny spełnia wymagania bez względu na warunki napromieniania, które nie są z założenia dokładnie znane.

### 3.5 ODPOWIEDŹ ENERGETYCZNA DETEKTORÓW TL

Gdy detektor jest eksponowany na promieniowanie fotonowe o danej fluencji  $\Phi$  oraz energii  $E$ , w warunkach równowagi cząstek naładowanych, dawka pochłonięta w detektorze może być wyrażona wzorem [Bos, 2001; Olko, 2002; Podgorsak, 2005]:

$$D_{TL} = \Phi(E) \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{TL} \quad (3.6)$$

gdzie:  $\left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{TL}$  – masowy współczynnik absorpcji materiału TL.

Stosunek dawki w detektorze TL do dawki w tkance, w tym samym polu promieniowania fotonowego to:

$$\frac{D_{TL}}{D_{tk}} = \frac{\left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{TL}}{\left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{tk}} \quad (3.7)$$

gdzie:  $\left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_{tk}$  – masowy współczynnik absorpcji w tkance.

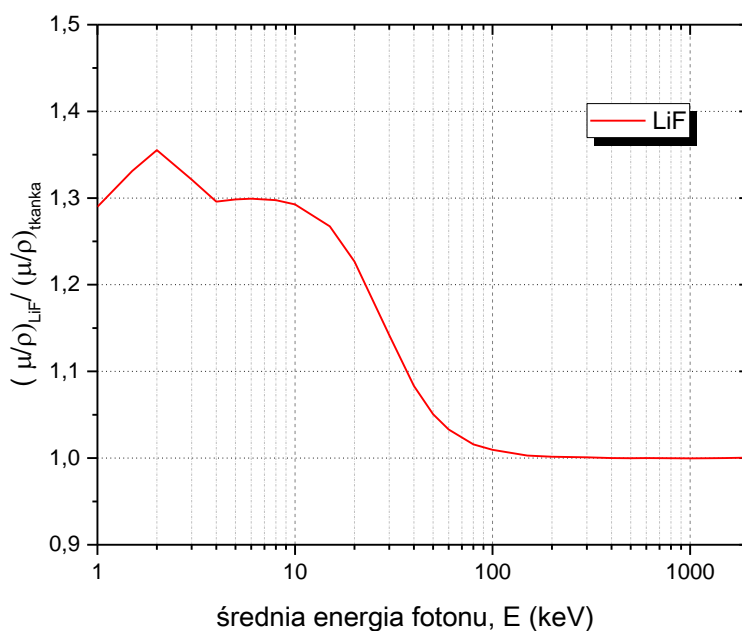
Na (Rysunek 3.13) pokazano zależność stosunku masowych współczynników absorpcji od energii fotonów dla fluorku litu, znormalizowaną do energii 662 keV (Cs-137). Poniżej 200 keV dawka zmierzona przez detektor jest większa od pochłoniętej

w tkance. W zakresie energii od 10 do 200 keV dominuje efekt fotoelektryczny (Rysunek 3.14). Energie poniżej 10 keV nie są stosowane w diagnostyce rentgenowskiej i są eliminowane z wiązki pierwotnej za pomocą filtrów. W wiązce rozproszonej wskutek Comptona mogą występować fotony z całego zakresu energetycznego aż do napięcia maksymalnego na lampie.

Masowy współczynnik absorpcji zależy od efektu fotoelektrycznego jak  $Z^3 - Z^4$ . Definiuje się efektywną liczbę atomową  $Z_{eff}$ , dla którego przekrój czynny na efekt fotoelektryczny byłby zbliżony do przekroju czynnego mieszaniny składowych atomów tej substancji. Efektywna liczba atomowa  $Z_{eff}$  danego materiału dana jest wzorem:

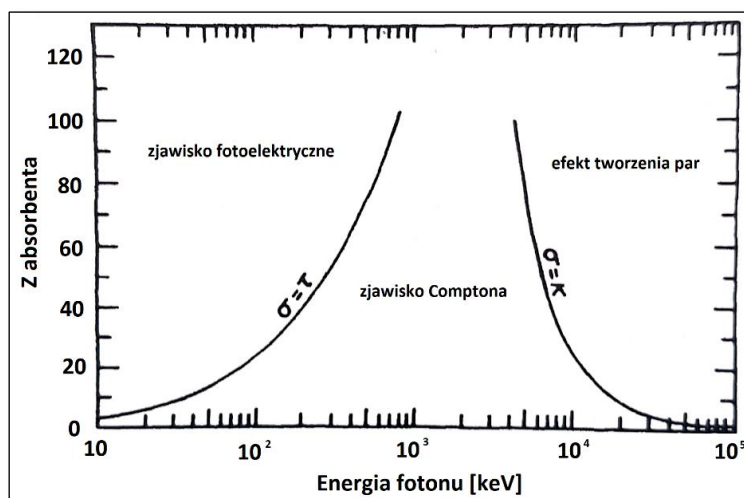
$$Z_{eff} = \sqrt[m]{\sum_i a_i Z_i^m}, \quad (3.8)$$

gdzie:  $a_i$  – frakcja zawartości pierwiastka  $i$  o liczbie atomowej  $Z_i$ .  
 $m$  – wartość między 3 a 4, typowo to 3,5.



**Rysunek 3.13** Stosunek masowych współczynników absorpcji fluorku litu LiF i tkanki miękkiej w funkcji energii fotonów, znormalizowany do energii 662 keV. Efektywna liczba atomowa tkanki to  $Z_{eff}=7,35$  (na podstawie danych [NIST, web]).





**Rysunek 3.14** Względne znaczenie trzech głównych typów reakcji fotonów z materiałem. Krzywe są funkcją liczby atomowej,  $Z$ , absorbentu od energii fotonu dla której dany efekt jest istotny (opracowano na podstawie [Attix, 2004]).

Dla tkanki ICRU  $Z_{eff}$  wynosi 7,35. Materiały TL mające efektywną liczbę atomową zbliżoną do tej wartości nazywa się ekwiwalentami tkanki miękkiej lub materiałami tkankopodobnymi. W (Tabela 3.1) przedstawione są efektywne liczby atomowe popularnych termoluminoforów.

**Tabela 3.1** Porównanie materiałów termoluminescencyjnych ze względu na liczbę atomową  $Z_{eff}$  [na podstawie Bos, 2001].

Material TLD	$Z_{eff}$
CaF <sub>2</sub>	16,90
CaSO <sub>4</sub>	15,62
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	11,28
LiF	8,31
Li <sub>2</sub> B <sub>4</sub> O <sub>7</sub>	7,32
BeO	7,21

Wzorcując detektory TL na bazie LiF w polu promieniowania Cs-137 (662 keV) należy się spodziewać zawyżenia mierzonej dawki w stosunku do rzeczywistego pola promieniowania o niższych energiach (Rysunek 3.13). Tak też się dzieje w praktyce. Znajomość odpowiedzi detektorów TL w znanych polach promieniowania i umiejętność określenia tzw. jakości wiązki, jest podstawą ich do wykorzystania m.in. w systemach służących do audytu jednostek radioterapeutycznych, gdzie wymagana jest całkowita zgodność lepsza niż 5% [Izewska & Andreo, 2000; Bulski & in., 2003]. Nie jest to jednak

możliwe w dozymetrii indywidualnej, gdzie nie jest znane rzeczywiste pole promieniowania na jakie jest eksponowany dawkomierz. Należy również pamiętać, że serwis musi w sposób niemal automatyczny obsłużyć i dostarczyć w przeciągu roku setki tysięcy adekwatnych wyników. Przygotowanie systemu dozymetrycznego odpornego na zmienne i nieznane warunki ekspozycji jest jednym z głównych zadań przed jakimi stoi fizyk.

### 3.6 ZALEŻNOŚCI ENERGETYCZNE DLA DAWKOMIERZY DI-02

W zastosowaniach klinicznych pola promieniowania charakteryzują się szerokim spektrum energii. Natomiast odpowiedź detektorów w stosunku do dawki referencyjnej oprócz energii promieniowania zależy od rodzaju filtracji dawkomierza (lub jej braku) i kąta ekspozycji. Sprawdzenia, czy dany system dozymetryczny spełnia wymagania dotyczące międzynarodowych kryteriów pomiarowych prowadzi się w ramach tzw. sprawdzenia typu dawkomierza (systemu) (z ang. *type tests*). Badania takie obejmują ekspozycje w znanych polach promieniowania w wymaganym przedziale energii i dawek oraz pod różnymi kątami.

W rozdziale 3.5 wykazano, iż dla energii fotonów poniżej 100 keV (a więc głównie stosowanych w diagnostyce promieniowaniem rentgenowskim) detektory TL oparte na LiF wykazują zawyżenie odpowiedzi energetycznej do ok. 30%. Całościowej analizy wpływu energii i kątów ekspozycji na odpowiedź względną Autorka dokonała na podstawie ponad 200 danych pomiarowych pochodzących z ekspozycji dawkomierzy typu DI-02 we wzorcowych polach promieniowania w Centralnym Laboratorium Ochrony Radiologicznej w 2012 roku, w Laboratorium Wzorców Wtórnych w Instytucie Medycyny Pracy w Łodzi (IMP) w latach 2013 i 2014 oraz podczas międzynarodowych badań porównawczych EURADOS w latach 2012-2014. Zaproponowana korekta umożliwi poprawę określenia dawki w zakresie energii promieniowania X do 100 keV. Dawki normalizowano do wskazań dawkomierzy kalibrowanych w LWPD IFJ PAN na Cs- 137 (662 keV).

Detektory TL wykazują się liniową charakterystyką dawkową do kilku Sv<sup>5</sup>. Przy poprawnie wyznaczonym współczynniku kalibracyjnym poziom dawki nie ma

---

<sup>5</sup> Liniowość systemu dozymetrycznego, na którym dokonuje się pomiarów powinna zostać sprawdzona w interesującym zakresie dawek. Liniowość wskazań detektora/systemu TL w stosunku do dawki  $D$  opisuje indeks liniowości  $f(D)$ :

$$f(D) = \frac{I(D)/D}{I(D_1)/D_1}$$

gdzie  $I(D)$ ,  $I(D_1)$  są odpowiednio wskazaniami detektorów dla dawki  $D$  i  $D_1$ , gdzie  $D_1$  jest dawką w zakresie liniowości. Dla  $f(D) = 1$  definiuje się zakres liniowego wskazania detektora/systemu, dla  $f(D) > 1$  mówimy o nadliniowości, dla  $f(D) < 1$  o podliniowości.

znaczącego wpływu na dokładność odczytu detektora TL. Uproszczona procedura pomiarowa nie uwzględnia również zmian czułości poszczególnych detektorów w jednym dawkomierzu, wyznaczanie indywidualnego równoważnika dawki jest oparte o wskazania 3 detektorów pod filtrem aluminiowym. Analiza wyników dawkomierzy eksponowanych w znanych polach promieniowania pozwala na kontrolę systemu oraz udoskonalenie procedur pomiarowych i kalibracyjnych - m.in. za pomocą dodatkowych współczynników, które mogą korygować sygnał odczytany z detektora. Równanie 3.3 przybierze wówczas postać:

$$H_p(d) = N_{CF} N_E I_x \quad (3.9)$$

gdzie:  $I_x$  – wskazanie dawkomierza dla którego określana jest dawka  $H_p(d)$ ;  
 $N_{CF}$  – współczynnik kalibracyjny/konwersji;  
 $N_E$  - współczynnik korekcyjny- ze względu na pole promieniowania (energię).

W (Tabela 3.2) podano warunki ekspozycji dawkomierzy typu DI-02 w Laboratorium Wzorców Wtórnych w Instytucie Medycyny Pracy (IMP) im. Prof. J. Nofera w Łodzi w 2013 roku. Wyniki wskazań detektorów pod filtrem aluminiowym skalibrowanych na źródle Cs-137 zaprezentowano na (Rysunek 3.15). Na wykresie zaznaczono również zdolności pomiarowe (równanie 3.5). Dla uproszczenia wyniki prezentowane są w postaci średnich wskazań z dawkomierzy eksponowanych w takich samych warunkach. Wyniki te spełniają wymagania normy, gdyż nie spełnia kryteriów mniej niż 10% pomiarów.

**Tabela 3.2** Warunki ekspozycji dawkomierzy DI-02 w IMP w 2013 roku

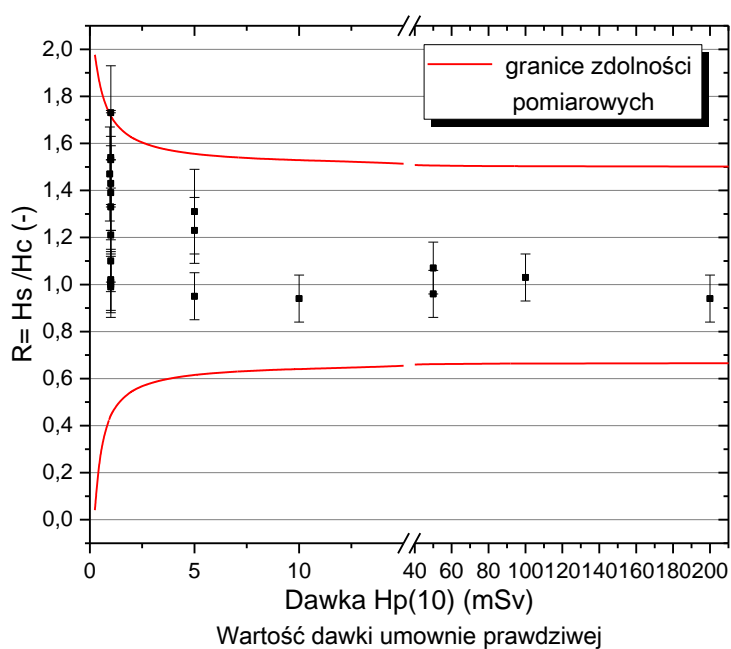
Rodzaj widma [ISO 4037]	Średnia energia fotonów w widmie [keV]	Kąt ekspozycji	$H_p(10)^*$ [mSv]
<b>N-40</b>	33	0 <sup>0</sup> ; 30 <sup>0</sup> ; 45 <sup>0</sup> ; 60 <sup>0</sup>	1; 5
<b>N-60</b>	48	0 <sup>0</sup> ; 30 <sup>0</sup> ; 45 <sup>0</sup> ; 60 <sup>0</sup>	1; 5
<b>N-150</b>	115	0 <sup>0</sup> ; 30 <sup>0</sup> ; 45 <sup>0</sup> ; 60 <sup>0</sup>	1; 5
<b>S-Cs</b>	662	0 <sup>0</sup>	1; 5; 10; 50
<b>S-Co</b>	1250	0 <sup>0</sup>	50; 100; 200

\* Ekspozycje dla kątów 30<sup>0</sup>-60<sup>0</sup> przeprowadzono dla dawek 1 mSv.

Przedstawienie tych samych wyników w postaci odpowiedzi energetycznej (Rysunek 3.16) pokazuje, iż istotne różnice od wartości dawek umownie prawdziwych (wzorcowych) zachodzą dla niskich energii promieniowania X. Ponieważ wartość odpowiedzi energetycznej nie zmienia się dla badanych poziomów dawek, ekspozycje

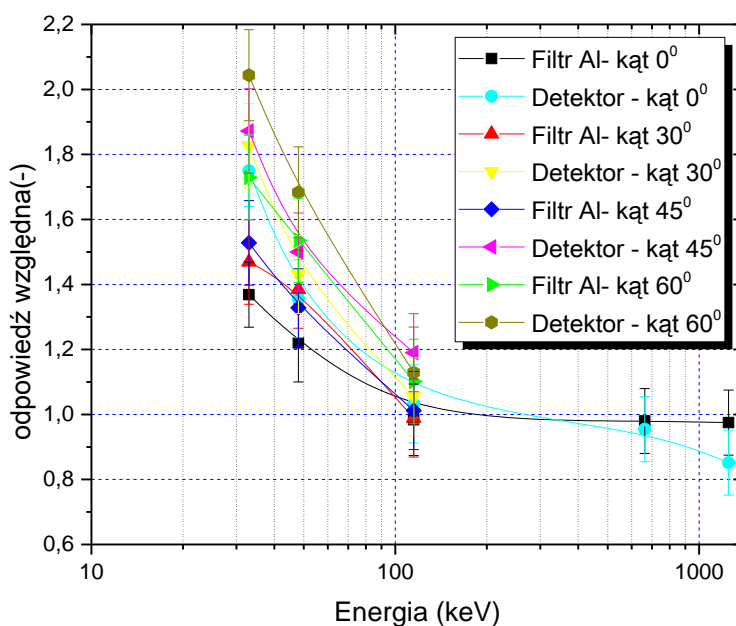
kątowe będą również nie spełniać kryteriów dla dawek większych niż 1 mSv<sup>6</sup>, Przeszacowanie może wynieść do 80- 90% (odpowiedzi dla ekspozycji kątowych 45<sup>0</sup>-60<sup>0</sup>). Przeszacowanie dawki dla odkrytego detektora znacznie przewyższa przewidywania teoretyczne (ok. 30% - Rysunek 3.13), co może być spowodowane tym, że materiał termoluminescencyjny jest w rzeczywistości materiałem domieszkowanym (LiF:Mg,Ti). Otrzymane wyniki dla serii N (narrow) promieniowania X są porównywalne z ekspozycjami przeprowadzonymi w pracach [Olko, 2002; Davis & in., 2003; Horowitz & Olko, 2004; Nunn & in., 2008; Obryk & in., 2008, 2010].

Na (Rysunek 3.16) umieszczono dodatkowo dawki obliczone ze wskazań detektora ekspozowanego bezpośrednio na promieniowanie (czwarty nieosłonięty filtrem detektor- Rysunek 3.5). Według producenta może on służyć do wyznaczenia dawki na skórę,  $H_p(0,07)$  w miejscu noszenia dawkomierza [RadPro, web]. Dawki zmierzone za pomocą odkrytego detektora w przypadku średnich energii promieniowania X poniżej 100 keV są wyższe od dawek wyznaczonych za pomocą detektorów pod filtrem. Różnica ta jest tym większa im mniejsza jest średnia energia fotonów w widmie promieniowania X. W oparciu o stosunek wskazań z detektora odkrytego do detektorów pod filtrem aluminiowym można wprowadzić współczynnik korygujący wartości  $H_p(10)$ .



**Rysunek 3.15** Zdolność pomiarowa dawkomierzy termoluminescencyjnych z detektorami MTS-N. Dawki policzono na podstawie wskazań detektorów umieszczonych pod filtrem aluminiowym w kasetach typu DI-02.

<sup>6</sup> Ekspozycje dla kątów 30<sup>0</sup>-60<sup>0</sup> przeprowadzono jedynie dla dawek 1 mSv – patrz Tabela 3.2. Odpowiedź dawkowa jest liniowa w zakresie do kilku Sv.



**Rysunek 3.16** Charakterystyka energetyczna dawkomierzy indywidualnych typu DI-02. Warunki ekspozycji podano w (Tabela 3.2).

Ponieważ wartość indywidualnego równoważnika dawki ma za zadanie oszacowanie dawki ekspozycyjnej w sposób konserwatywny (dawka efektywna  $\leq$  indywidualny równoważnik dawki) analizę przeprowadzono w oparciu o dane dla kątów ekspozycji  $0^0$  (Tabela 3.3). Następnie przeanalizowano wpływ wyznaczonego współczynnika korekcji na ekspozycje kątowe.

Na (Rysunek 3.17) przedstawiono zależność odpowiedzi detektora pod filtrem aluminiowym,  $R_{Al}$ , (oś rzędnych) w funkcji ilorazu odpowiedzi detektora odkrytego i pod filtrem,  $S_{det/Al}$  (oś odciętych). Prezentowane dane znajdują się w tabeli 3.3.

**Tabela 3.3** Odpowiedź energetyczna dawkomierza,  $R_{Al}$  (kolumna 3), wyznaczona jako iloraz dawki  $H_s$  uzyskanej na podstawie wskazań detektorów pod filtrem aluminiowym i wartości dawki umownie prawdziwej  $H_c$  oraz stosunek dawki wyznaczonej z detektora odkrytego (bez filtra) do dawki wyznaczonej z detektorów pod filtrem aluminiowym,  $S_{det/Al}$  (kolumna 4). W tabeli zamieszczono dane dla kątów ekspozycji  $0^\circ$  we wzorcowych polach promieniowania w Laboratorium Wzorców Wtórnych w Instytucie Medycyny Pracy w Łodzi (IMP) w latach 2013 i 2014 oraz podczas międzynarodowych badań porównawczych EURADOS w latach 2012-2014, odczytane w warunkach laboratoryjnych z zastosowaniem standardowych procedur odczytu.

Rodzaj widma *	Średnia energia fotonów w widmie [keV]	Odpowiedź energetyczna detektora $R_{Al} = \frac{H_s}{H_c}$	Iloraz dawki z detektora odkrytego do dawki z detektorów pod filtrami Al, $S_{det/Al}$
<b>N-40</b>	33	$1,37 \pm 0,08$	$1,27 \pm 0,08$
<b>RQR7</b>	47	$1,34 \pm 0,08$	$1,18 \pm 0,05$
<b>N-60</b>	48	$1,22 \pm 0,07$	$1,11 \pm 0,06$
<b>W-80</b>	57	$1,25 \pm 0,06$	$1,09 \pm 0,06$
<b>N-80</b>	65	$1,12 \pm 0,08$	$1,06 \pm 0,07$
<b>W-110</b>	79	$1,05 \pm 0,08$	$1,01 \pm 0,06$
<b>N-120</b>	100	$1,01 \pm 0,07$	$1,02 \pm 0,04$
<b>N-150</b>	115	$0,98 \pm 0,11$	$1,05 \pm 0,08$
<b>W- 250</b>	173	$0,96 \pm 0,1$	$1,03 \pm 0,01$
<b>N- 250</b>	208	$0,98 \pm 0,1$	$1,02 \pm 0,03$
<b>S-Cs</b>	662	$1,03 \pm 0,11$	$0,98 \pm 0,08$
<b>S-Co</b>	1250	$0,95 \pm 0,1$	$0,87 \pm 0,08$

\* według normy [ISO 4037] i [PN-EN 61267] dla RQR7

Skorygowaną wartość  $H_p(10)$  (Równanie 3.9) można wyznaczyć w oparciu o zależność:

$$H_p(d) = N_{CF} N_E I_x \quad (3.10)$$

gdzie:

$$\begin{aligned} N_E &= 1 && \text{dla } S < 1,05 ; \\ N_E &= \frac{1}{R_{Al}(S)} = \frac{1}{A \cdot S^2 + B \cdot S + C} && \text{dla } 1,05 \leq S \leq 1,26; \\ N_E &= \frac{1}{1,36} = 0,74 && \text{dla } S \geq 1,26 \end{aligned} \quad (3.11)$$

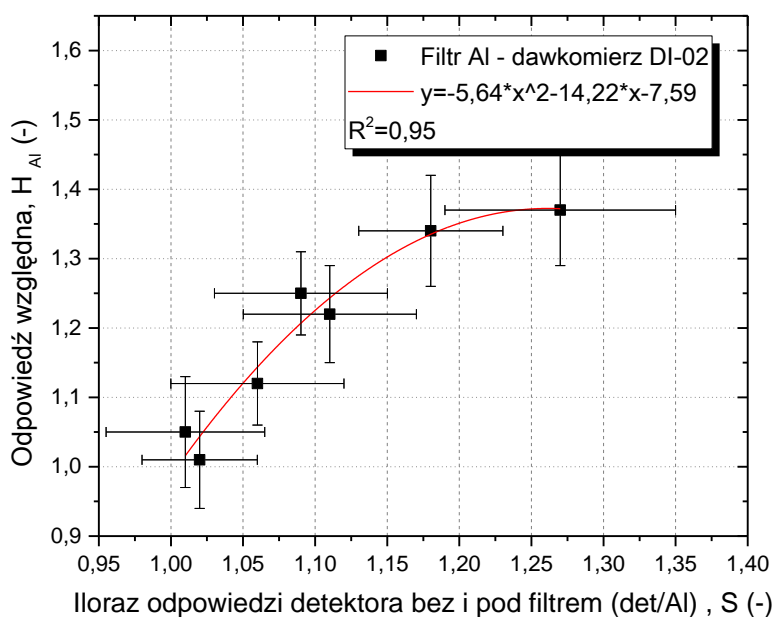
gdzie współczynniki:  $A = -5,64$ ;  $B = 14,22$ ;  $C = -7,6$  (Rysunek 3.17).

Wartość ilorazu wskazań z detektorów bez i pod filtrem,  $S$ , powyżej której należy stosować korektę (1,05) wynika z analizy statystycznej dla danych z ekspozycji wzorcowych oraz dla wyników z badań porównawczych EURADOS. Większa niż 40% wartość korekty sygnału może spowodować niedoszacowanie w zakresie energii do 100 keV stąd (dla  $S > 1,26$ ;  $R(S) = 1,36$ ). Wyniki dla których zastosowano współczynnik korekcyjny,  $N_E$ , według wzorów (3.10) i (3.11) dla punktów pomiarowych z rysunków 3.15 - 3.16 zaprezentowano odpowiednio na rysunkach 3.18 i 3.19. Natomiast na rysunku 3.20 zaprezentowano dodatkowo rozkład dawek dla dawkomierzy eksponowanych pod kątem  $0^\circ$  (Tabela 3.3).

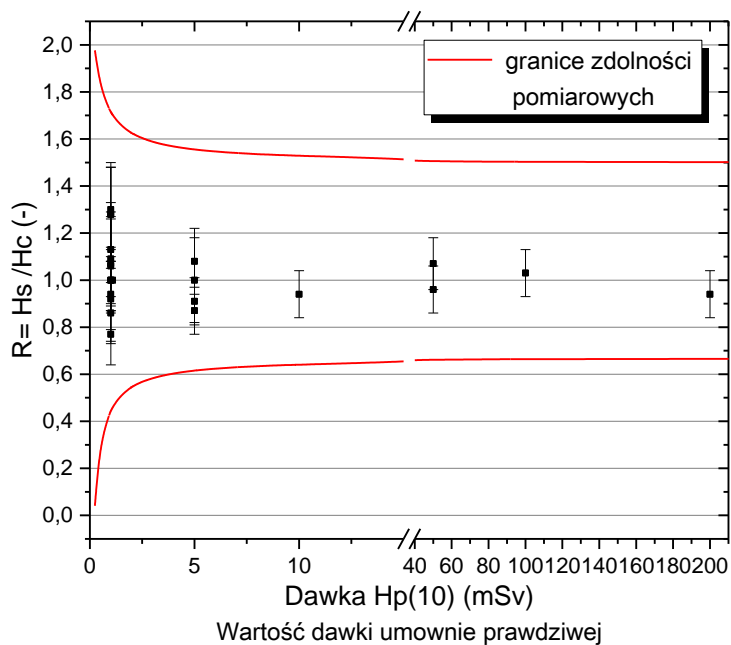
---

<sup>7</sup> Ograniczenie dla  $S \geq 1,26$  wynika z faktu, iż dopasowana krzywa jest równaniem kwadratowym, stąd należy obliczyć maksimum funkcji oraz przyjąć:

$$\begin{aligned} R_{Al}(S) &= A \cdot S^2 + B \cdot S + C \\ \frac{d(R_{Al}(S))}{dS} &= 2A \cdot S + B \\ \Rightarrow \frac{d(R_{Al}(S))}{dS} &= 0 && \text{dla } S = -\frac{B}{2A} \\ \Rightarrow R(S) &= 1,36 && \text{dla } S > 1,26 \end{aligned}$$

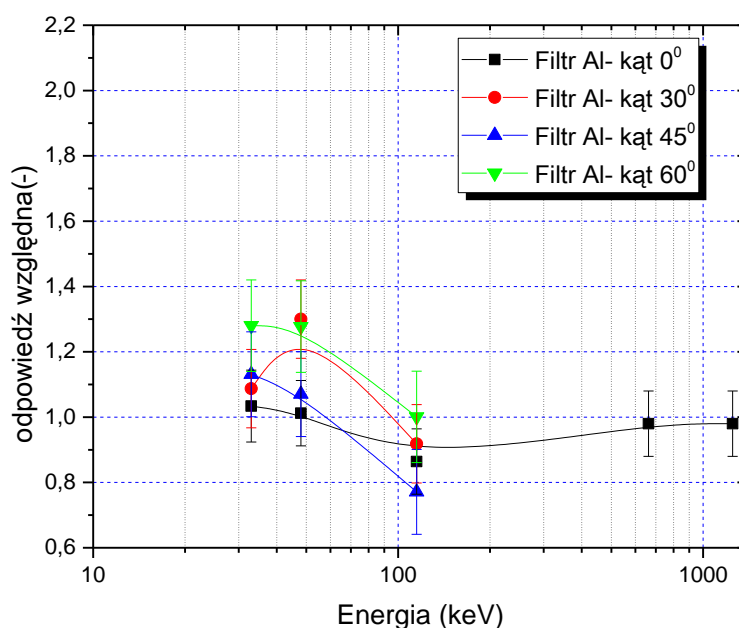


**Rysunek 3.17** Odpowiedź detektora pod filtrem aluminiowym w funkcji ilorazu odpowiedzi detektora odkrytego i pod filtrem Al.

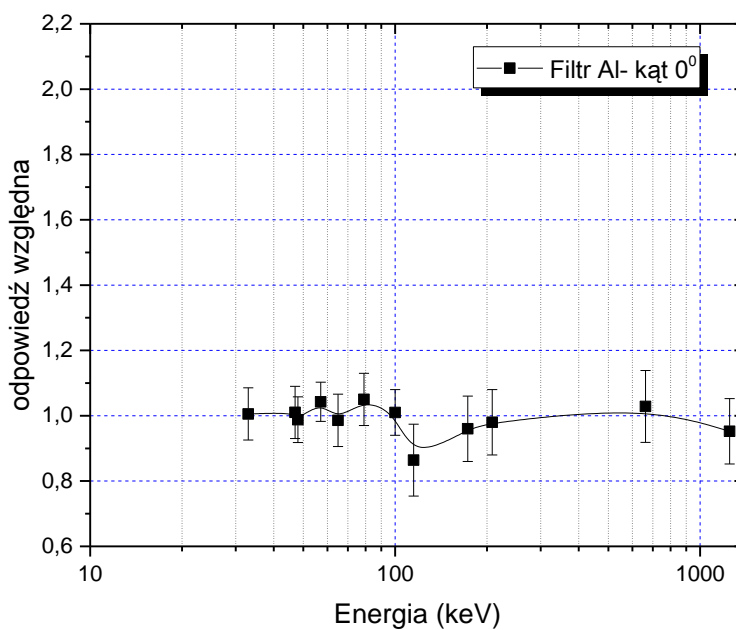


**Rysunek 3.18** Zdolność pomiarowa dawkomierzy termoluminescencyjnych z detektorami MTS-N. Dawki policzono na podstawie wskazań detektorów umieszczonych pod filtrem aluminiowym i odkrytych w kasetach typu DI-02 z zastosowaniem współczynnika  $N_E$ .





**Rysunek 3.19** Charakterystyka energetyczna dawkomierzy indywidualnych typu DI-02 umieszczonych pod filtrem aluminium wyznaczona z zastosowaniem współczynnika korekcyjnego.



**Rysunek 3.20** Charakterystyka energetyczna dawkomierzy indywidualnych typu DI-02 eksponowanych pod kątem 0° umieszczonych pod filtrem aluminium wyznaczona z zastosowaniem współczynnika korekcyjnego.

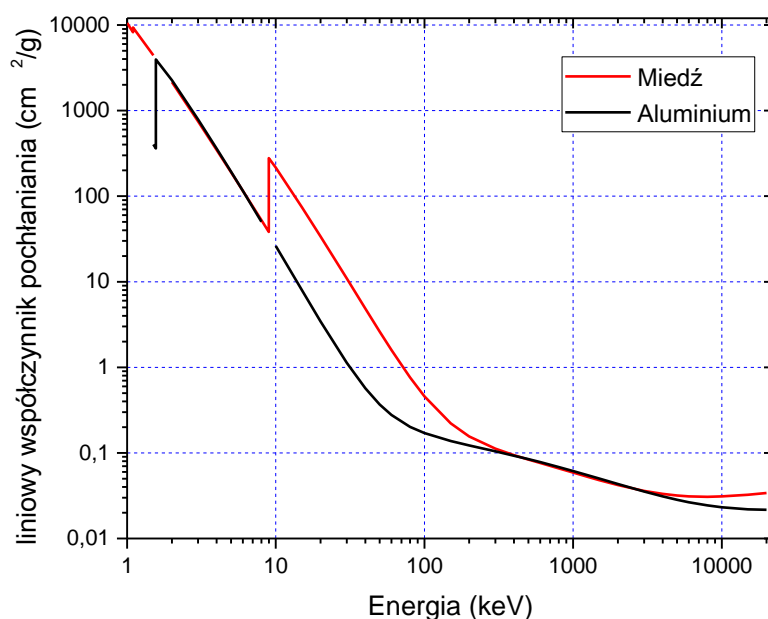
Statystyki z uczestnictwa serwisu dozymetrycznego LADIS w międzynarodowych badaniach porównawczych pokazują, że odpowiedź energetyczna dawkomierzy DI-02 z zastosowaniem współczynnika korekcyjnego ulega poprawie dla około 75% przypadków jej zastosowania. Dla ekspozycji w okolicach średniej energii fotonów 100 keV, w około 50% przypadków wskazania są korygowane, pomimo braku takiej konieczności. Wynika to z faktu, iż współczynnik odpowiedzi może wahać się w granicach niepewności w okolicach 1,05 stąd nie wszystkie przypadki będą prawidłowo zakwalifikowane. Swoistość metody i różnica wskazań jest obarczona w tym zakresie większym błędem. Powyżej 100 keV wartości odpowiedzi dla filtra aluminiowego i detektora są zbliżone do 1. Pomimo tego może się zdarzyć, iż współczynnik korekcyjny zostanie zastosowany nawet dla większych energii. Dawkę pod filtrami aluminiowymi oblicza się ze średniej z 3 detektorów, natomiast odkryty detektor jest tylko jeden. Ze względu na rozrzut czułości detektorów może to prowadzić do zaniżenia dawki.

Opracowana przez Autorkę formuła, stosująca wartość korekty energetycznej do wskazań dawkomierzy DI-02, została zaimplementowana w bazie danych DosBaz w LADIS do obliczeń indywidualnego równoważnika dawki głębokiej  $H_p(10)$ .

### **3.7 WPLYW DODATKOWEJ FILTRACJI NA ODPOWIEDŹ ENERGETYCZNĄ I KĄTOWĄ DETEKTORA**

W rozdziale 3.6 wykazano, iż odpowiedź energetyczna jest ważnym czynnikiem przy projektowaniu dawkomierzy. W termoluminescencyjnych kasetach dozymetrycznych firmy Miron Technologies za redukcję sygnału detektora do poziomu odpowiadającego głębokości 10 mm tkanki odpowiada filtr aluminiowy. Odpowiedzi detektorów pod filtrem aluminiowym w zakresie powyżej 100 keV są zbliżone do jedności, natomiast w zakresie energii poniżej 100 keV wykazują zawyżoną odpowiedź, która pogarsza się przy ekspozycjach kątowych. Do korekty odpowiedzi może posłużyć odpowiedź z detektora odkrytego, jednak jak wskazano w rozdziale 3.6 taka korekta jest obarczona błędem wynikającym z zawyżenia dawki, w szczególności dla ekspozycji kątowych dla detektorów pod filtrem aluminiowym. W pracy [Obryk & in., 2011] porównano charakterystykę energetyczną detektorów MTS-N i MCP-N z zastosowaniem filtracji aluminiowej i miedzianej. Dawkomierze były ekspozycjonowane pod kątem  $0^\circ$ . Wykazano w niej, iż w zakresie niskich energii odpowiedź detektora pod filtrem miedzianym jest zaniżona i nie spełniała wymagań normy [IEC 61066].

Liniowe i masowe współczynniki pochłaniania<sup>8</sup> dla miedzi i aluminium wykazują różnice w zakresie energii dla których odpowiedź energetyczna detektorów TL pokrytych filtrem aluminiowym jest niedoszacowana (15- 100 keV). Miedź charakteryzuje się większym liniowym i masowym współczynnikiem osłabienia promieniowania. Różnica ta jest szczególnie widoczna w zakresie niskich energii promieniowania fotonowego (10-200 keV) (Rysunek 3.21). Dlatego różnica w odpowiedzi detektora TL pod filtrami Al i Cu umożliwia zastosowanie dodatkowej korekty energetycznej.



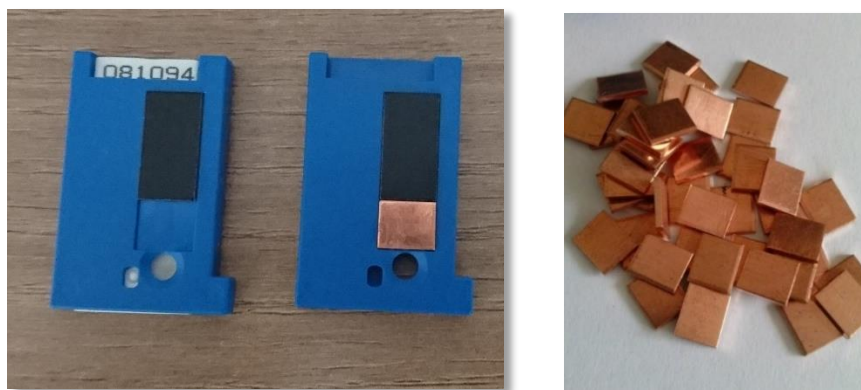
**Rysunek 3.21** Liniowe współczynniki pochłaniania dla miedzi i aluminium (na podstawie danych [NIST, web]).

<sup>8</sup> Liniowy współczynnik osłabienia jest to ta część fotonów z całkowitej ich liczby, która została usunięta z pierwotnej wiązki przez warstwę absorbentu o grubości  $x$ . Określa on prawdopodobieństwo z jakim foton oddziałuje z materią. Dla danej liczby atomowej i energii fotonów, liniowy współczynnik osłabienia ma wartość stałą. Przechodząc przez ośrodek, monochromatyczna wiązka promieniowania fotonowego ulega osłabieniu na skutek pochłaniania lub rozpraszania fotonów tego promieniowania. Zmianę natężenia wiązki promieniowania gamma lub po przejściu przez jednorodny ośrodek rozpraszająco -absorbujący o grubości opisuje eksponentialne prawo osłabienia, wyrażone wzorem:

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

gdzie:  $I(x)$  - natężenie wiązki, która przeszła przez absorbent o grubości  $x$ ;  
 $I_0$  - natężenie wiązki padającej ;  
 $\mu$  - liniowy współczynnik osłabienia.

Możliwość implementacji takiej korekcji zaprezentowano w pomiarach z zastosowaniem nowego typu kaset dozymetrycznych produkowanych przez firmę Miron Technologies [RadPro, web] wyposażonych jedynie w filtr aluminiowy o grubości 1 mm pokrywający 2 detektory. Pozycja trzecia w dawkomierzu pozostawała nieosłonięta (Rysunek 3.22). Wklejono tam filtr miedziany o wymiarach 6,5 mm na 8 mm i grubości 1 mm. Czwarty detektor pozostawał odkryty. Dawkomierze poddano ekspozycji w referencyjnych polach promieniowania w Laboratorium Wzorców Wtórnych w Instytucie Medycyny Pracy w Łodzi. Zakres energetyczny pokrywał przedział energii 33 keV- 1250 keV. Wszystkie dawkomierze poddano ekspozycjom kątowym:  $0^{\circ}$ ,  $30^{\circ}$ ,  $45^{\circ}$  i  $60^{\circ}$  (Tabela 3.4).



**Rysunek 3.22** Testowany typ kaset dozymetrycznych widok dawkomierza bez modyfikacji i zmodyfikowany o dodatkowy filtr miedziany (po lewej) oraz filtr miedziany przygotowany do wklejenia (po prawej).

**Tabela 3.4** Warunki ekspozycji dawkomierzy z filtrem aluminiowym i miedzianym.

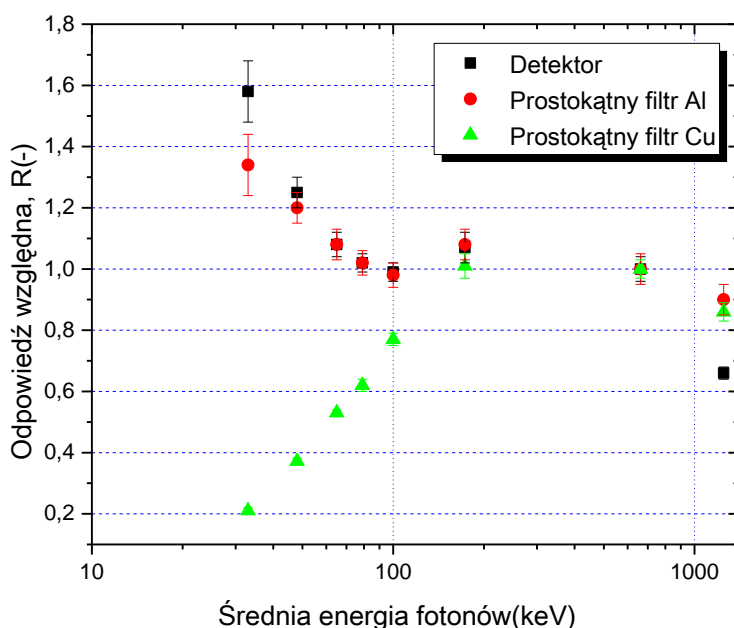
Rodzaj widma [ISO 4037]	Średnia energia fotonów w widmie [keV]	Kąt ekspozycji	$H_p(10)^*$ (mSv)
<b>N-40</b>	33	$0^{\circ}$	1; 5; 10
<b>N-60</b>	48	$0^{\circ}$ ; $30^{\circ}$ ; $45^{\circ}$ ; $60^{\circ}$	1; 5; 10
<b>N-80</b>	65	$0^{\circ}$ ; $30^{\circ}$ ; $45^{\circ}$ ; $60^{\circ}$	1; 5; 10
<b>W-110</b>	79	$0^{\circ}$ ; $30^{\circ}$ ; $45^{\circ}$ ; $60^{\circ}$	1; 5; 10
<b>N-120</b>	104	$0^{\circ}$ ; $30^{\circ}$ ; $45^{\circ}$ ; $60^{\circ}$	1; 5; 10
<b>W-250</b>	173	$0^{\circ}$ ; $30^{\circ}$ ; $45^{\circ}$ ; $60^{\circ}$	1; 5; 10
<b>S-Cs</b>	662	$0^{\circ}$	1; 5; 10
<b>S-Co</b>	1250	$0^{\circ}$	1; 5; 10; 50

\* Ekspozycje dla kątów  $30^{\circ}$ - $60^{\circ}$  przeprowadzono dla dawek 1 mSv.

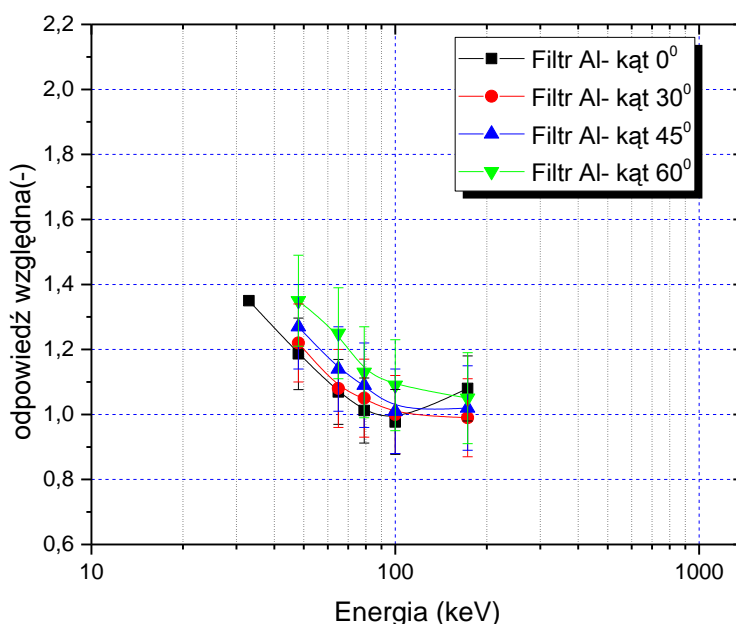
Na (Rysunek 3.23) zaprezentowano znormalizowane odpowiedzi detektorów TL (MTS-N) eksponowanych we wzorcowych polach promieniowania w zależności od rodzaju filtracji detektora:

- bez filtra
- z filtrem aluminiowym w nowej kasecie dozymetrycznej (prostokątny filtr Al);
- z filtrem miedzianym w nowej kasecie dozymetrycznej (miedziany filtr Cu).

Zgodnie z przewidywaniami [Obryk & in., 2011] odpowiedź detektora pod filtrem miedzianym jest silnie zredukowana. Dodatkowo, zwiększanie efektywnej grubości filtru przy ekspozycji pod kątem zwiększa absorpcję i pogarsza dokładność wyznaczenia dawki (Rysunek 3.24). Podstawą do wyznaczenia współczynnika korekcyjnego jest różnica w odpowiedzi detektorów pod filtrami aluminiowym i miedzianym. Stosunek odpowiedzi tych detektorów ( $S_{Al/Cu}$ ) jest tym większy im mniejsza jest energia promieniowania X. Wskaźnik ten przyjęto do korekty energetycznej Odpowiedź detektora pod filtrem aluminiowym, wraz z krzywą dopasowania dla energii 33-100 keV zaprezentowano na (Rysunek 3.25).



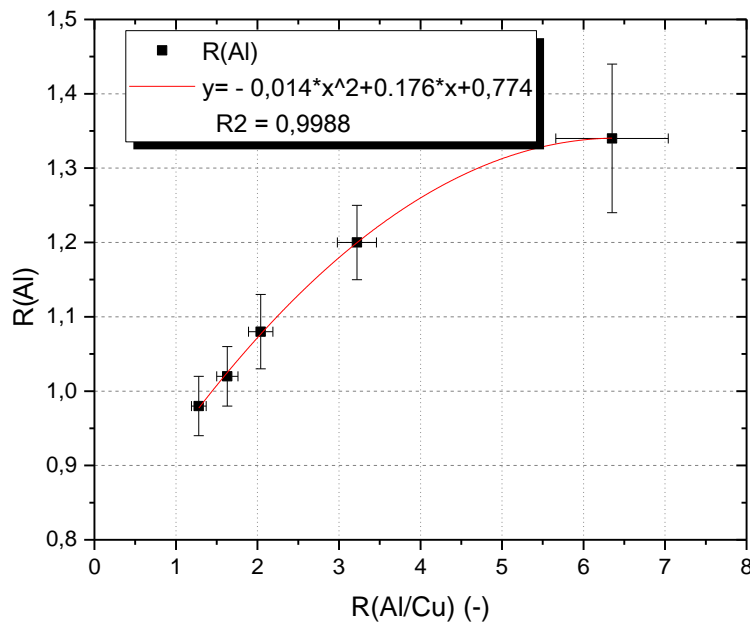
**Rysunek 3.23** Odpowiedź energetyczna detektorów MTS-N (LiF:Mg,Ti) z różnymi typami filtrów oraz bez filtracji. Odpowiedź została znormalizowana do odpowiedzi od fotonów gamma 662 keV pochodzących od źródła Cs-137.



**Rysunek 3.24** Odpowiedź energetyczna detektorów MTS-N (LiF:Mg,Ti) z zastosowaniem filtracji Al. Odpowiedź została znormalizowana do odpowiedzi od fotonów gamma 662 keV pochodzących ze źródła Cs-137.

**Tabela 3.5** Odpowiedź energetyczna dawkomierza,  $R_{Al}$  (kolumna 3), wyznaczona jako iloraz dawki  $H_s$  uzyskanej na podstawie wskazań detektorów pod prostokątnymi filtrami aluminiowymi i wartości dawki umownie prawdziwej  $H_c$  oraz iloraz dawki wyznaczonej z detektorów pod filtrem aluminiowym do dawki wyznaczonej z detektora pod filtrem miedziowym,  $S_{Al/Cu}$ . (kolumna 4). W tabeli zamieszczono dane dla kątów ekspozycji  $0^\circ$  we wzorcowych polach promieniowania odczytane w warunkach laboratoryjnych z zastosowaniem standardowych procedur odczytu.

Rodzaj widma [ISO 4037]	Średnia energia fotonów w widmie [keV]	Odpowiedź energetyczna detektora $R_{Al} = \frac{H_s}{H_c}$	Stosunek dawki z detektorów pod filtrami Al do dawki z detektora pod filtrem Cu, $S_{Al/Cu}$
N-40	33	$1,34 \pm 0,10$	$6,35 \pm 0,69$
N-60	48	$1,20 \pm 0,05$	$3,22 \pm 0,24$
N-80	65	$1,08 \pm 0,05$	$2,04 \pm 0,15$
W-110	79	$1,02 \pm 0,04$	$1,63 \pm 0,13$
N-120	104	$0,98 \pm 0,04$	$1,28 \pm 0,09$
W-250	173	$1,08 \pm 0,05$	$1,07 \pm 0,09$
S-Cs	662	$1,00 \pm 0,05$	$1,01 \pm 0,08$
S-Co	1250	$0,90 \pm 0,05$	$1,05 \pm 0,09$



**Rysunek 3.25** Odpowiedź detektora pod filtrem aluminiowym w funkcji ilorazu odpowiedzi detektora pod filtrem aluminiowym i miedzianym.

Przeprowadzając analogiczną jak w punkcie 3.5 analizę współczynnik na korekcję energetyczną przybierze w tym wypadku postać:

$$\begin{aligned}
 N_E &= 1 && \text{dla } S < 1,5 ; \\
 N_E &= \frac{1}{R_{Al}(S)} = \frac{1}{A \cdot S^2 + B \cdot S + C} && \text{dla } 1,5 \leq S \leq 6,3; \\
 N_E &= \frac{1}{1,34} = 0,75 && \text{dla } S \geq 6,3.
 \end{aligned} \tag{3.12}$$

gdzie współczynniki:  $A = -0,014$ ;  $B = 0,176$ ;  $C = 0,775$  (Rysunek 3.25).

Dla najmniejszej średniej badanej energii 33 keV odpowiedź pod filtrem aluminiowym wynosi 1,34, natomiast dla filtra miedzianego jest o 79% mniejsza od wartości referencyjnej (0,28). Powyżej 100 keV odpowiedzi detektorów zbliżają się

<sup>9</sup>  $R(S)=1,34$  dla  $S > 6,3$  ;

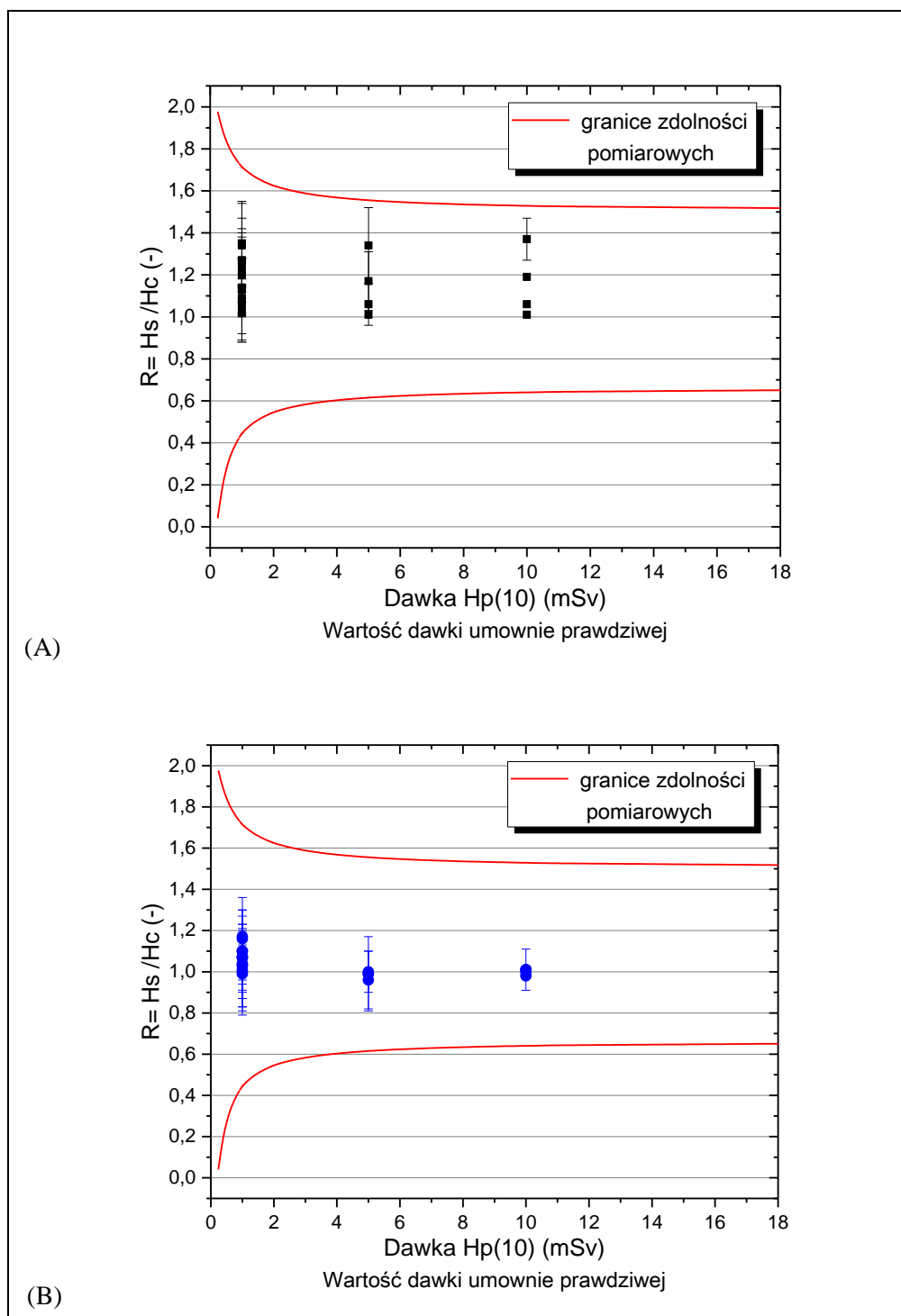
do wartości referencyjnych. Za wyjątkiem odpowiedzi dla filtra miedzianego odpowiedź energetyczna dla nieosłoniętych detektorów i prostokątnych filtrów aluminiowych jest bliska wartości referencyjnej przy energii równej 100 keV (N-120), a dla energii wyższych od 100 keV charakterystyka jest praktycznie płaska.

Miedź może więc pełnić funkcję swoistego filtra dla niskoenergetycznego promieniowania X. Jej zastosowanie do korekcji odpowiedzi energetycznej sprowadza się do wyznaczenia stosunków odpowiedzi pomiędzy filtrem aluminiowym i miedzianym. Dodatkowo odpowiedź bez filtracji pozwala określić zakres wysokoenergetycznego promieniowania fotonowego. Technika ta umożliwiła dalszą poprawę odpowiedzi energetycznej dawkomierzy stosujących detektory termoluminescencyjne MTS-N, co przyczynia się do poprawy dokładności wyznaczania indywidualnego równoważnika dawki  $H_p(10)$  (Rysunek 3.26).

Powyżej przedstawiony został sposób korekcji odpowiedzi energetycznej dawkomierza opartego o detektory TL przy określaniu wielkości  $H_p(10)$  dla widm N-40, N-60, N-80, N-120 oraz W-110. Obliczana była wartość  $S(R)$  zgodnie ze wzorem (3.12). Następnie dla wartości  $S_{Al/Cu}$  powyżej 1,5 wyznaczony został iloczyn tej wartości oraz wartości  $H_p(10)$  otrzymanej na podstawie dawki kalibracyjnej według wzoru 3.9 z zastosowaniem korekty 3.12.

W (Tabela 3.6) znajdują się wartości dawek przedstawione na (Rysunek 3.26). Wartość dawki umownie prawdziwej jest wartością umieszczoną na świadectwie ekspozycyjnym z laboratorium dokonującego kalibracji, wartość dawki zmierzonej to indywidualne równoważniki dawek  $H_p(10)$  obliczone na podstawie kalibracji na źródle cezowym (procedura stosowana w LADIS) oraz indywidualne równoważniki dawek obliczone z uwzględnieniem korekty. W (Tabela 3.6) umieszczono również odpowiedź energetyczną detektora,  $R$  wyliczoną według równania 3.4. Za wyjątkiem jednego przypadku odchylenie od wartości umownie prawdziwej zmniejszyło się po zastosowaniu korekty. W tabeli nie przedstawiono wyników dla widm N-120, W-250 Cs-137 i Co-60, gdyż dla wartości  $S < 1,5$  korekta nie była uwzględniana. Wyniki te są zaprezentowane na (Rysunek 3.27).

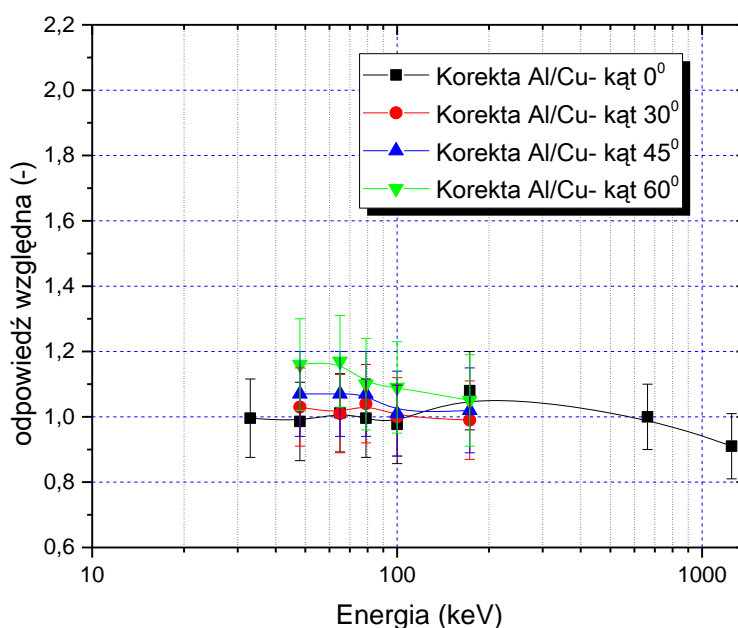




**Rysunek 3.26** Zdolność pomiarowa dawkomierzy TL typu DI-02 z detektorami MTS-N. Na wykresie przedstawiono wyniki bez korekty energetycznej (A) oraz z korektą opartą o iloraz wskazań pomiędzy filtrem aluminiowym i miedzianym (B).

**Tabela 3.6** Zastosowanie korekty energetycznej do poprawy odpowiedzi dawkomierza TL przy pomiarach  $H_p(10)$ .

Rodzaj widma	E [keV]	Kąt ekspozycji	Wartość dawki umownie prawdziwej $H_c$ [mSv]	Wartość dawki zmierzonej $H_{s,Al}$ [mSv]	Wartość dawki zmierzonej $H_{s,kor}$ [mSv]	$R_{Al} = \frac{H_{s,Al}}{H_c}$	$R_{kor} = \frac{H_{s,kor}}{H_c}$
<b>N-40</b>	33	0°	1,00	1,34	0,99	1,34	<b>0,99</b>
<b>N-40</b>	33	0°	5,00	6,72	4,94	1,34	<b>0,99</b>
<b>N-40</b>	33	0°	10,00	13,66	10,09	1,37	<b>1,01</b>
<b>N-60</b>	48	0°	1,00	1,20	1,01	1,20	<b>1,01</b>
<b>N-60</b>	48	0°	5,00	5,86	4,82	1,17	<b>0,96</b>
<b>N-60</b>	48	0°	10,00	11,87	9,84	1,19	<b>0,98</b>
<b>N-60</b>	48	30°	1,00	1,22	1,03	1,22	<b>1,03</b>
<b>N-60</b>	48	45°	1,00	1,27	1,07	1,27	<b>1,07</b>
<b>N-60</b>	48	60°	1,00	1,35	1,16	1,35	<b>1,16</b>
<b>N-80</b>	65	0°	1,00	1,08	1,03	1,08	<b>1,03</b>
<b>N-80</b>	65	0°	5,00	5,32	5,00	1,06	<b>1,00</b>
<b>N-80</b>	65	0°	10,00	10,64	10,07	1,06	<b>1,01</b>
<b>N-80</b>	65	30°	1,00	1,08	1,01	1,08	<b>1,01</b>
<b>N-80</b>	65	45°	1,00	1,14	1,07	1,14	<b>1,07</b>
<b>N-80</b>	65	60°	1,00	1,25	1,17	1,25	<b>1,17</b>
<b>W-110</b>	79	0°	1,00	1,02	1,00	1,02	<b>1,00</b>
<b>W-110</b>	79	0°	5,00	5,03	4,95	1,01	<b>0,99</b>
<b>W-110</b>	79	0°	10,00	10,10	9,98	1,01	<b>1,00</b>
<b>W-110</b>	79	30°	1,00	1,05	1,04	1,05	<b>1,04</b>
<b>W-110</b>	79	45°	1,00	1,09	1,07	1,09	<b>1,07</b>
<b>W-110</b>	79	60°	1,00	1,13	1,10	1,13	<b>1,10</b>



**Rysunek 3.27** Odpowiedź energetyczna detektorów MTS-N (LiF:Mg,Ti) z zastosowaniem korekty energetycznej opartej o różnicę wskazań pomiędzy detektorami pod filtrem aluminium i miedzianym. Odpowiedź została znormalizowana do odpowiedzi od fotonów gamma 662 keV pochodzących ze źródła Cs-137.

Zastosowanie korekty ograniczyło poziom zmienności mierzonych dawek do 20% dla kąta ekspozycji  $0^\circ$  (Rysunek 3.26B, Rysunek 3.27). W przypadku dodatkowej korekty na cały zakres energetyczny z zastosowaniem czynnika 0,95 –wszystkie wyniki mieszczą się w przedziale  $\pm 10\%$ , co jest wartością znacznie mniejszą od wymagań norm [ISO 14146; IEC 61066]. Na wynik ten, oprócz korekty za pomocą współczynnika  $S_{Al/Cu}$ , istotny wpływ mają poprawione odpowiedzi kątowe. W dawkomierzach typu DI-02 detektory osłonięte są okrągłymi filtrami o powierzchni  $23,75 \text{ mm}^2$ , podczas gdy w badanym typie kaset powierzchnia filtra przypadająca na detektor wynosi  $60 \text{ mm}^2$ , a więc pozostaje on lepiej osłonięty przy ekspozycji pod kątem.

Modernizacja kaset dozymetrycznych do detektorów TL oraz ulepszenie metod wyznaczania  $H_p(10)$  poprzez wprowadzenie dodatkowych czynników kalibracyjnych uwzględniających odpowiedzi detektora na energie promieniowania pozostaje wciąż istotną kwestią, szczególnie w szerokim zakresie energii stosowanych w medycynie. Warto zauważyć, iż zakres energetyczny promieniowania fotonowego 30 - 100 keV jest najczęściej stosowanym w diagnostyce rentgenowskiej.

Główną przyczyną niedoszacowania dawki może być nieznaną polu promieniowania, w jakim był ekspozycyjny dawkomierz. Przeprowadzanie kalibracji w warunkach takich jak kliniczna ekspozycja dawkomierza jest z praktycznego punktu widzenia niemożliwe. Zastosowanie dodatkowego filtra miedzanego wraz z współczynnikiem korekcyjnym znacząco wpływa na polepszenie pomiaru indywidualnego równoważnika dawki  $H_p(10)$  przy kalibracji na źródle Cs-137.

### **3.8 STERYLIZACJA INDYWIDUALNYCH DAWKOMIERZY PIERŚCIONKOWYCH I OCZNYCH**

Dawkomierze podczas użytkowania mogą zostać poddane działaniu zewnętrznych czynników fizycznych lub chemicznych, zarówno przypadkowych (np. zanurzenie w wodzie, wypranie dawkomierza), jak i niezbędnych podczas rutynowej pracy klinicznych (np. sterylizacja, dezynfekcja).

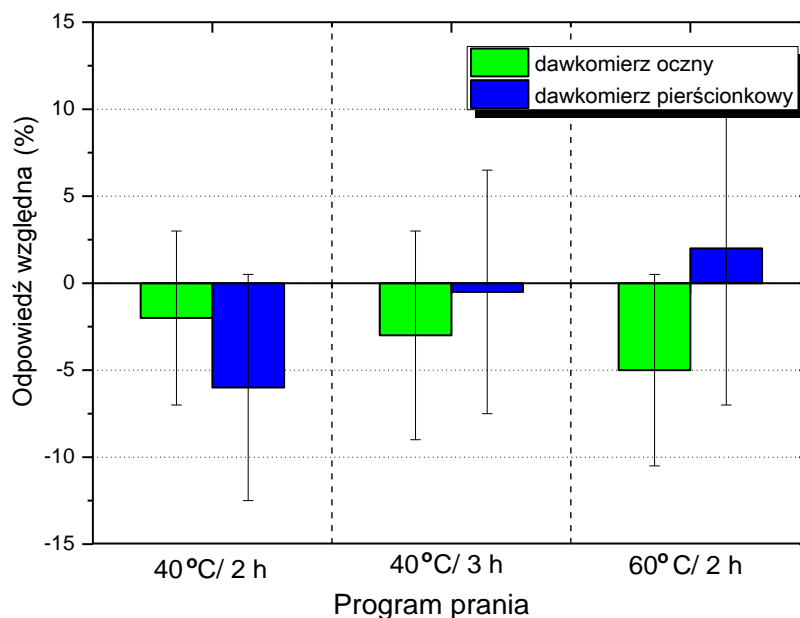
Przypadkowe wypranie dawkomierza jest najczęstszym fizycznym czynnikiem spotykanym w rutynowej kontroli dozymetrycznej. Jednak taki dawkomierz należy po prostu odczytać – zasadniczo woda i wypranie dawkomierza w popularnych środkach chemicznych (nawet w wysokich temperaturach) nie ma wpływu na jego odczyt i odczyty dawek nie różnią się o więcej niż 5% (Rysunek 3.28) od wartości referencyjnych<sup>10</sup>. Stosowane zakresy temperatur podczas prania nie wpływają na proces odczytu sygnału termoluminescencji.

Głównym zadaniem placówek medycznych jest udzielanie świadczeń zdrowotnych. Wysoki poziom higieny i zachowanie odpowiednich standardów sanitarnych, jest podstawowym elementem opieki nad życiem i zdrowiem pacjenta. Placówki służby zdrowia i inne instytucje wykonujące zabiegi z naruszeniem tkanek miękkich muszą spełniać wymagania dotyczące mycia, dezynfekcji i sterylizacji wyrobów medycznych. Mycie rąk oraz ich dezynfekcja są elementarnymi czynnościami w zapobieganiu rozprzestrzenianiu się infekcji. Jednak na blokach operacyjnych i gabinetach zabiegowych nie zawsze wystarcza mycie, przedmioty muszą być sterylne lub zdezynfekowane. Istnieją dziedziny medycyny, których praca na sali operacyjnej jest związana z pracą z promieniowaniem jonizującym, jak np. radiologia interwencyjna. Ze względu na charakter pracy w bezpośrednim kontakcie ze źródłem promieniowania i pacjentem również często w zakładach medycyny nuklearnej, czy w zakładach

---

<sup>10</sup> Za odczyt referencyjny przyjęto odczyt dawkomierzy po ekspozycji w takich samych warunkach bez działania dodatkowych czynników fizycznych lub chemicznych. Dawkomierze bez i po zadziałaniu czynnika były ekspozycyjne równocześnie.

radioterapii (np. brachyterapia) istnieje konieczność stosowania środków dezynfekujących lub sterylizujących.



**Rysunek 3.28** Wpływ procesu prania na odpowiedź dawkową dawkomierzy ocznych i pierścinkowych [zaadaptowane z Kopec & in., 2016].

Zasadniczo zarówno w metodach dezynfekujących i sterylizujących możemy zastosować metody fizyczne lub chemiczne. Różnica polega na tym, iż dezynfekcja powoduje zmniejszenie liczby drobnoustrojów w dezynfekowanym materiale, który nie musi być jałowy. Skuteczność może zależeć zarówno od czasu trwania procesu, gatunku i liczby drobnoustrojów. Głównymi czynnikami fizycznymi stosowanymi w dezynfekcji w medycynie są para wodna w temperaturze 100-120°C pod ciśnieniem i promieniowanie UV o długości fali 256 nm.

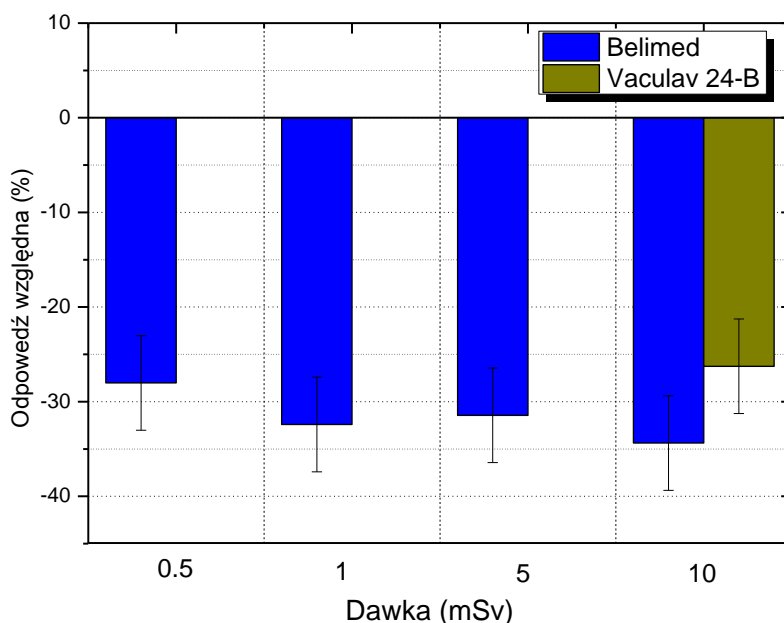
Sterylizacja jest procesem bardziej wymagającym i polega na wyjałowieniu, tj. zniszczeniu wszystkich form drobnoustrojów. Steryлизację można również przeprowadzić parą wodną pod ciśnieniem, promieniowaniem (jonizującym, UV), ale także poprzez zastosowanie roztworów chemicznych (aldehydu glutarowego, kwasu nadoctowego).

Ponieważ nie można wybrać między zdrowiem pacjenta a personelem, dawkomierz noszony przez personel medyczny powinien być sterylny. Zarówno budowa dawkomierza, jak i odpowiednie metody kalibracyjne (Rozdział 3.3) mają na celu oszacowanie dawki jak najbardziej zbliżonej do dawki pochłoniętej w ciele człowieka.

Chociaż istnieje wiele metod sterylizacji przedmiotów lub powierzchni w salach operacyjnych, nie wszystkie nadają się do sterylizacji najczęściej stosowanych w dawkomierzach osobistych detektorów TL. Ze względu na metodę odczytu detektora (wyrzewanie) niektóre substancje chemiczne mogą mieć na niego negatywny wpływ. Wpływ na odczyt dawki może zależeć od konkretnego czynnika fizycznego, np. temperatury, ale również utraty szczelności detektora w kasecie dozymetrycznej. Można również zaobserwować wpływ czynników chemicznych stosowanych podczas procesów sterylizacji.

### 3.8.1 Wpływ sterylizacji parą wodną pod ciśnieniem na odczyt dawki

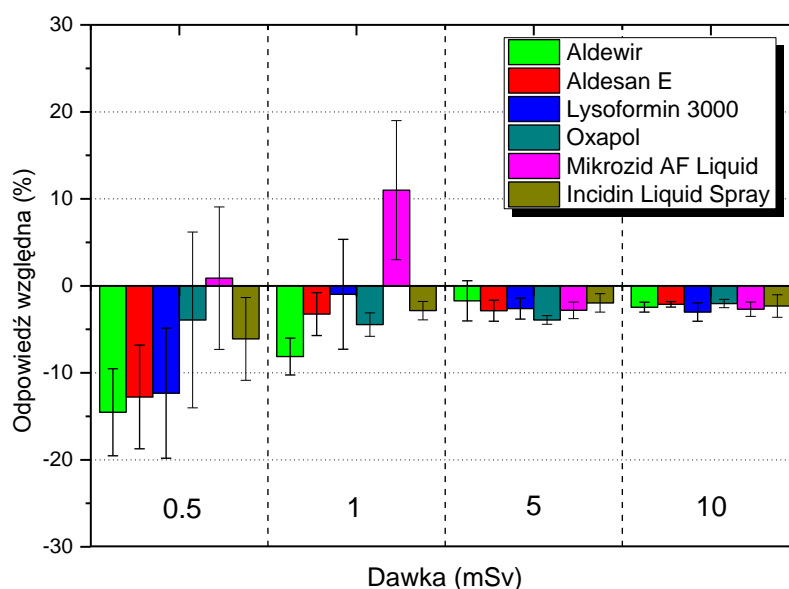
W LADIS przeprowadzono testy dotyczące wpływu konkretnych metod na pomiary dawkomierzami pierścinkowymi [Kopec & in., 2016]. Dawkomierze eksponowano w IFJ na dawki: 0,5 mGy, 1 mGy, 5 mGy i 10 mGy. Następnie podzielono je na trzy grupy: transportowe, referencyjne i sterylizowane. Sterylizację parą wodną pod ciśnieniem indywidualnych dawkomierzy PI-01 wykonano w rzeczywistych warunkach szpitalnych. Sterylizację przeprowadzono w autoklawach: Belimed i Vaculav. Otrzymane wyniki z dawkomierzy referencyjnych w stosunku do dawkomierzy poddanych sterylizacji parą wodną pod ciśnieniem wykazały spadek czułości o 30% (Rysunek 3.29). Dlatego nie jest to odpowiednia metoda sterylizacyjna dla dawkomierzy TL.



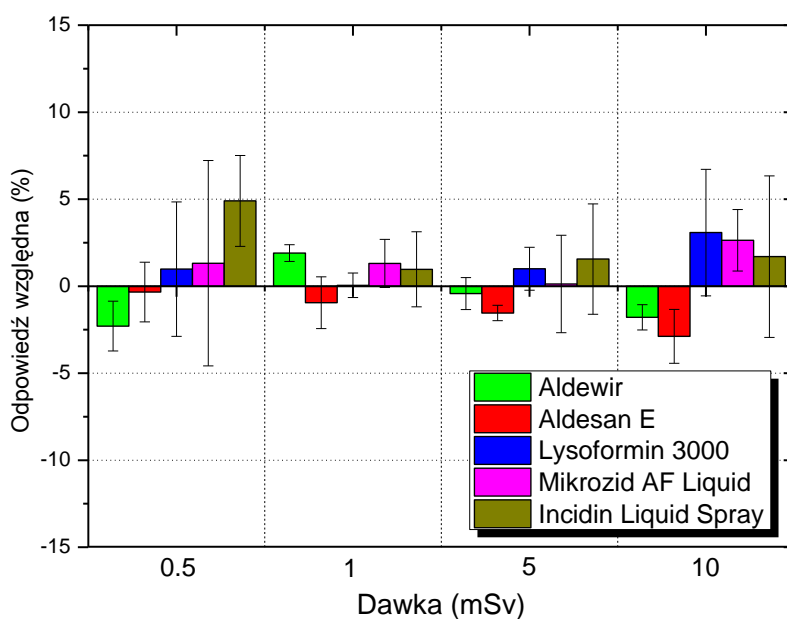
**Rysunek 3.29** Względna odpowiedź dawkowa indywidualnych dawkomierzy pierścinkowych TL sterylizowanych parą wodną pod ciśnieniem [zaadaptowane z Kopec & in., 2016].

### 3.8.2 Wpływ sterylizacji chemicznej na odczyt dawki

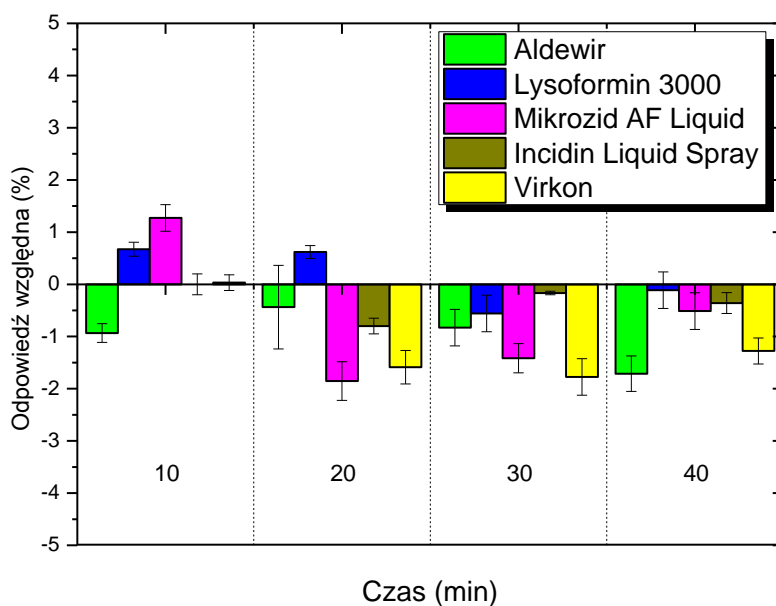
Na rysunkach 3.30 - 3.32 pokazano wpływ siedmiu dezynfekujących środków chemicznych (Aldesan E, Aldewir, Lysoformin 3000, Oxapol, Mikrozyd AF Liquid, Virkon i Liquid Spray) powszechnie stosowanych przez jednostki medyczne na szacowanie dawek w indywidualnych dawkomierzach na skórę dłoni i soczewki oczu. Dawkomierze ekspozowano na dawki: 0,5 mGy, 1 mGy, 5 mGy i 10 mGy. Przetestowano również wpływ pięciu rodzajów środków dezynfekujących na detektory MCP-N i MTS-N (bez obudowy dawkomierza-Rysunek 3.33). Detektory MCP-N i dwa MTS-N zanurzono w każdej substancji sterylizującej na 20 minut, następnie suszono przez 24 godziny i odczytano.



**Rysunek 3.30** Wpływ sterylizacji chemicznej na odpowiedź dawkową indywidualnych dawkomierzy pierścieniowych [zaadaptowane z Kopec & in., 2016].

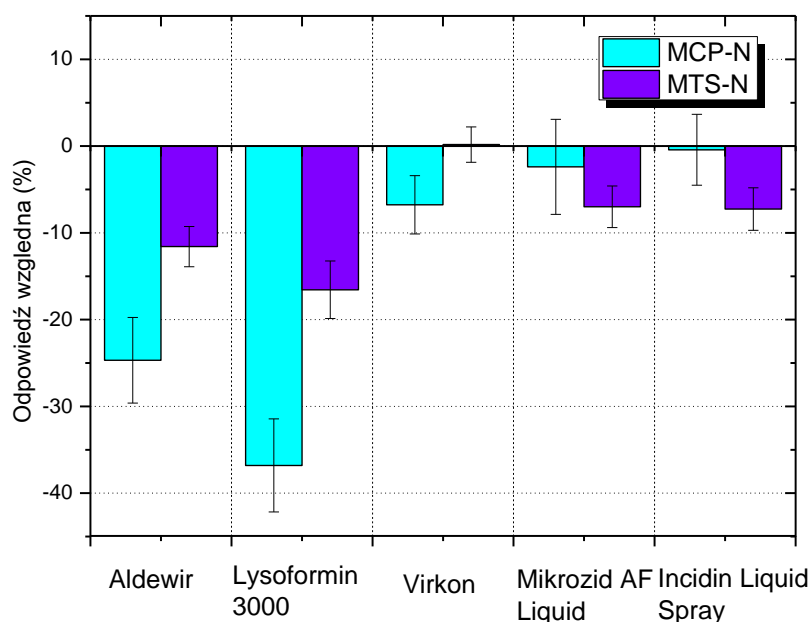


**Rysunek 3.31** Wpływ sterylizacji chemicznej na odpowiedź dawkową indywidualnych dawkomierzy ocznych [zaadaptowane z Kopec & in., 2016].



**Rysunek 3.32** Wpływ czasu sterylizacji chemicznej na odpowiedź dawkową dawkomierzy indywidualnych [zaadaptowane z Kopec & in., 2016].





**Rysunek 3.33** Wpływ sterylizacji chemicznej na odpowiedź dawkową dla detektorów TL typu MCP-N i MTS-N [zaadaptowane z Kopec & in., 2016].

W przypadku sterylizacji chemicznej największe różnice w odpowiedzi dawkowej między dawkomierzami sterylizowanymi, a nie sterylizowanymi obserwujemy przy ekspozycjach na niskie dawki (0,5 mSv). W przypadku dawkomierzy pierścienkowych dla substancji Aldewir, Aldesan E i Lysoformin 3000 zanotowano różnice rzędu 12-15%. Wraz ze wzrostem dawki różnica ta maleje.

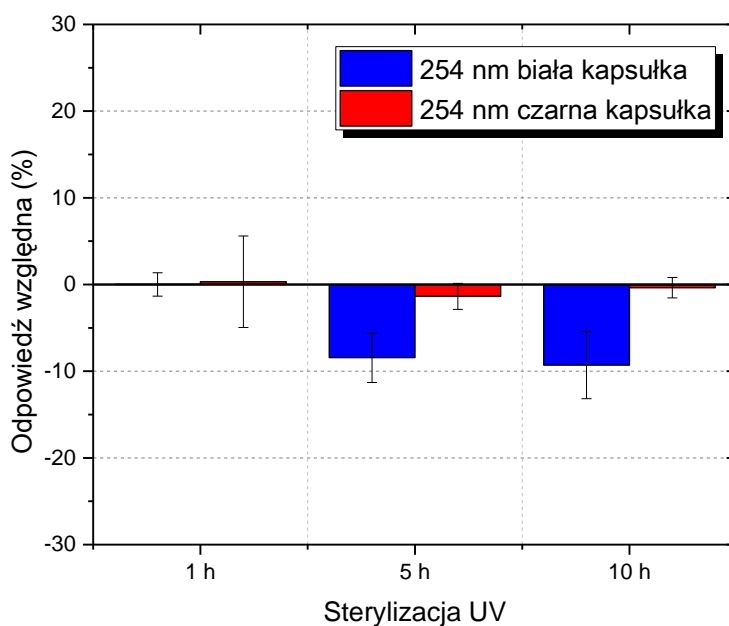
W przypadku dawkomierzy na soczewki oczu największe wahania występują dla Lysoformin 3000 (10 mGy) i dla Incidin Liquid Spray (0,5 mGy), w przeciwieństwie do Aldewir, Aldesan E, Mikrozyd, gdzie względna odpowiedź nie przekracza 3%. Czas sterylizacji nie ma wpływu na uzyskaną dawkę (Rysunek 3.32).

Największy wpływ na sygnał detektorów poddanych sterylizacji bez osłony w postaci kasety dozymetrycznej ma Lysoformin 3000, dla którego odnotowano zmniejszenie wartości odpowiedzi odpowiednio o 37% dla detektorów MCP-N i 17% dla detektorów MTS-N. Detektory zanurzone w Aldewir wykazały również duży spadek czułości: 25% dla detektorów MCP-N i 12% dla detektorów MTS-N. Najmniejsze różnice odnotowano dla środków Mikrozyd AF Liquid i Incidin Liquid Spray, dla których względna odpowiedź w odniesieniu do detektorów referencyjnych nie przekraczała 8% dla detektorów MTS-N i 3% dla detektorów MCP-N (Rysunek 3.33).

Proces chemicznej sterylizacji indywidualnych dawkomierzy pierścionkowych i ocznych jest bezpieczny przy założeniu, że dawkomierze są wodoszczelne. Wyniki nie przekraczają 15% odpowiedzi względnej, z wyjątkiem nieosłoniętych detektorów. Zauważono, że odkryte detektory MCP-N i MTS-N wykazują różną wrażliwość na poszczególne typy substancji chemicznych. W szczególności, detektory MCP-N są bardziej wrażliwe na substancje sterylizujące zawierające aldehyd glutarowy, zaś detektory MTS-N na substancje oparte na alkoholu propylowym.

### 3.8.3 Wpływ sterylizacji promieniowaniem UV na odczyt dawki

Na (Rysunek 3.34) przedstawiono względną odpowiedź dawkową dawkomierzy OD-12 (EYE-D™), mierzących dawki na soczewki oczu. Dla dawkomierzy tych zaobserwowano 10% utratę sygnału po sterylizacji promieniowaniem UV o długości fali 254 nm. Badania wykazały, iż zastosowanie czarnej, nieprzeźroczystej kapsułki w dawkomierzu EYE-D™ nie prowadziło do utraty sygnału po sterylizacji [Szumska, 2015; Kopec & in., 2016].



**Rysunek 3.34** Wpływ sterylizacji promieniowaniem UV na odpowiedź dawkową indywidualnych dawkomierzy ocznych [zaadaptowane z Kopec & in., 2016].

W metodzie termoluminescencyjnej istnieje ryzyko modyfikacji odczytu dawki po dezynfekcji lub sterylizacji. Na podstawie wyników przeprowadzonych badań przygotowano w LADIS dla klientów wytyczne dotyczące stosowania ogólnie dostępnych metod sterylizacji i dezynfekcji w odniesieniu do termoluminescencyjnych dawkomierzy indywidualnych. W przypadku dawkomierzy TL zaleca się sterylizację chemiczną.



## 4 NARAŻENIE NA SOCZEWKI OCZU W ZAKŁADACH MEDYCyny NUKLEARNEJ

---

Korzystając z izotopów promieniotwórczych można sporządzać farmaceutyki promieniotwórcze (radiofarmaceutyki), wprowadzane następnie do organizmu pacjenta. Dział nauk medycznych wykorzystujących pierwiastki promieniotwórcze w diagnostyce oraz w terapii nazywamy medycyną nuklearną. Badania izotopowe mają charakter czynnościowy, czyli obrazują funkcję narządu lub struktur komórkowych. Umożliwiają także wgląd w mechanizmy molekularne komórki np. ocenę aktywności białek receptorowych lub ekspresji genów. Stąd, w odniesieniu do badań izotopowych, przyjęto również określenie obrazowanie molekularne. Informacje morfologiczne w badaniach scyntygraficznych uzyskuje się dzięki hybrydowemu połączeniu badania izotopowego z tomografią komputerową CT lub rzadziej MRI (rezonansem magnetycznym) [Birkenfeld & Listewnik, 2011].

### 4.1 PODSTAWOWE POJĘCIA FIZYCZNE STOSOWANE W MEDYCYNIE NUKLEARNEJ

Jądro atomowe jest zbudowane z nukleonów: protonów i neutronów utrzymywanych razem przez siły jądrowe. Nuklidy o określonej liczbie protonów i neutronów mogą tworzyć jądra stabilne bądź nietrwałe<sup>11</sup>. Większość pierwiastków ma kilka izotopów stabilnych. Izotopy promieniotwórcze (radionuklidy) wskutek przemian w jądrze wypromieniowują cząstki ( $\alpha$  lub  $\beta$ ) i/lub promieniowanie elektromagnetyczne  $\gamma$  (ewentualnie promieniowania X w przypadku wychwytu K). Izotopy promieniotwórcze, dzięki wysyłanemu promieniowaniu są łatwo wykrywalne.

Liczba jąder danego izotopu  $dN$  ulegających rozpadowi w czasie  $dt$  zależy od początkowej liczby jąder promieniotwórczych w chwili  $t_0$  w próbce i stałej rozpadu

---

<sup>11</sup> Pojęcie jąder nietrwałych odnosimy zarówno do jąder w stanie podstawowym, które w wyniku emisji cząstek elementarnych mogą zmieniać się spontanicznie w jądra innego rodzaju, jak i jąder wzbudzonych przechodzących do stanu podstawowego w wyniku oddziaływań elektromagnetycznych oraz zjawisk im towarzyszących. Przemiany tego rodzaju określa się mianem przemian promieniotwórczych, do których należą: rozpad  $\alpha$ , rozpad  $\beta$ , promieniowanie  $\gamma$ , rozszczepienie spontaniczne jąder ciężkich.

$\lambda$  charakterystycznej dla danego izotopu. Liczba jąder w próbce po czasie  $t$  jest określona przez prawo rozpadu promieniotwórczego:

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t} \quad (4.1)$$

gdzie:  $N(t)$  - liczba jąder po czasie  $t$ ;  
 $N_0$  - początkowa liczba jąder;  
 $\lambda$  - stała rozpadu [1/s];  
 $t$  - czas trwania procesu [s].

Stała rozpadu  $\lambda$  jest wielkością charakteryzującą jądra danego izotopu i oznacza prawdopodobieństwo zajścia rozpadu jednego jądra tego izotopu w jednostce czasu. Jest równa odwrotności czasu życia jądra i zależy od czasu połowicznego rozpadu zgodnie ze wzorem:

$$\lambda = \frac{1}{\tau} = \frac{\ln 2}{T_{1/2}} \quad (4.2)$$

gdzie:  $\tau$  - średni czas życia jądra [s];  
 $T_{1/2}$  - czas połowicznego rozpadu [s].

Czas połowicznego rozpadu (lub okres półrozpadu), jest wielkością charakteryzującą tempo rozpadania się danego izotopu promieniotwórczego. Z definicji jest to czas, po upływie którego liczba jąder promieniotwórczych w próbce o połowę, to znaczy do wartości  $N_0/2$ .

Tempo rozpadu (liczba rozpadów zachodzących w jednostce czasu) nazywamy aktywnością źródła. Aktywność wyrażamy w Bq. Aktywność źródła wynosi 1 Bq, jeżeli w ciągu jednej sekundy następuje w nim średnio jeden rozpad promieniotwórczy. Z przytoczonych wyżej związków między liczbą jąder promieniotwórczych i stałą rozpadu wynika, że aktywność izotopu maleje wykładniczo z czasem, zgodnie z prawem rozpadu promieniotwórczego. Mianowicie:

$$A(t) = A_0 e^{-\lambda t} \quad (4.3)$$

gdzie:  $A(t)$  - aktywność próbki w czasie  $t$  [Bq];  
 $A_0$  - aktywność próbki w czasie  $t=0$ ;  $A_0 = \lambda N_0$ ; [Bq];  
 $N_0$  - liczba atomów w próbce w czasie  $t$ ;  
 $\lambda$  - stała rozpadu [1/s].

Jeśli produktem rozpadu promieniotwórczego jest pierwiastek stabilny, to zmniejszanie się początkowej liczby jąder  $N$  pierwiastka radioaktywnego w czasie  $t$  jest równoznaczne z proporcjonalnym do ubytku jąder zmniejszaniem się

aktywności  $A(t)$ . Zmniejszanie się liczby jąder promieniotwórczych, a więc również aktywności jest zależne od czasu połowicznego rozpadu. Dla  $t = T_{1/2}$  aktywność:

$$A(t) = \frac{A_0}{2} \quad (4.4)$$

gdzie:  $A_0$  – początkowa aktywność w chwili  $t = 0$ ;

$T_{1/2}$  – czas połowicznego rozpadu.

## 4.2 RODZAJE BADAŃ W MEDYCYNIE NUKLEARNEJ

Badanie diagnostyczne w medycynie nuklearnej polega na najczęściej dożylnym, rzadziej doustnym lub wziewnym, podaniu odpowiedniego radiofarmaceutyku, a następnie pomiarze natężenia promieniowania. Radiofarmaceutyk, czyli związek chemiczny o określonych właściwościach biochemicznych znakowany izotopem promieniotwórczym jest wybiórczo akumulowany w danym narządzie lub strukturach komórkowych. W szczególności radiofarmaceutyk może gromadzić się w guzach nowotworowych. Lokalizacja gromadzenia radiofarmaceutyku jest możliwa poprzez pomiar promieniowania  $\gamma$  emitowanego przez znacznik za pomocą detektorów rozmieszczonych w pobliżu ciała pacjenta. Umożliwia to z kolei śledzenie przebiegu różnych procesów fizjologicznych i metabolicznych w organizmach żywych. Specjalne układy detekcyjne i komputerowe przetworzenie danych pomiarowych umożliwiają tworzenie przestrzennych obrazów (tomograficznych przekrojów narządów w trzech płaszczyznach) badanych narządów wewnętrznych i ich zmian patologicznych. Badania scyntygraficzne dynamiczne polegają na rejestracji szybkości przemieszczania się radiofarmaceutyku z płynami ustrojowymi albo rejestracji zmian jego stężenia lub ilości w narządach i tkankach dają informację o stanie czynnościowym danego narządu lub układu. Dzięki przemieszczaniu się radiofarmaceutyków w organizmie lub zmianom natężenia wysycania narządu izotopem w czasie, możemy badać metodą obrazową np.: wielkość przepływu krwi w mózgu, oceniać funkcje wątroby czy perfuzję serca. Do detekcji fotonów  $\gamma$  emitowanych przez izotop promieniotwórczy wykorzystuje się różne układy detekcyjne stacjonarne lub ruchome.

W zależności od rodzaju izotopów promieniotwórczych stosowanych w tomografii emisyjnej wyróżnia się dwie metody:

- **SPECT** – tomografia emisyjna pojedynczych fotonów (ang. *single-photon emission computed tomography*) - polegająca na rejestracji pojedynczych fotonów  $\gamma$ ;

- **PET** – pozytonowa tomografia emisyjna (ang. *positron emission tomography*) – polegająca na rejestracji w systemie koincydencji par fotonów emitowanych wskutek anihilacji cząstek  $\beta^+$  z elektronami ( $e^-$ ).

Otrzymywanie obrazów warstwowych badanych narządów polega na odwzorowaniu narządów lub określonych zmian chorobowych (np. nowotwory, ropnie) gromadzących wprowadzone do ustroju substancje promieniotwórcze. Techniki tomografii emisyjnej SPECT i PET pozwalają uzyskać - po komputerowej rekonstrukcji – obraz przestrzennego rozkładu aktywności, a co za tym idzie jej prezentacji w postaci wybranych przekrojów w dowolnej płaszczyźnie, w szczególności: czołowej, strzałkowej i poprzecznej. W przypadku metody SPECT jest to możliwe dzięki gamma kamerom z detektorami rotacyjnymi.

Drugim zastosowaniem radiofarmaceutyków jest terapia radioizotopowa. Stosowanie radiofarmaceutyków w celach leczniczych polega na wykorzystaniu promieniowania korpuskularnego ( $\alpha$  lub  $\beta^-$ ) do niszczenia tkanek chorobowych. Jest to możliwe dzięki temu, że zmiany patologiczne wykazują większe gromadzenie niż tkanki zdrowe. Typowymi przykładami takiego zastosowania radiofarmaceutyków są leczenie nadczynności tarczycy za pomocą jodu I - 131 i przerzutów nowotworowych do kości za pomocą samaru Sm - 153.

### **4.3 ŹRÓDŁA PROMIENIOWANIA STOSOWANE W ZAKŁADACH MEDYCINY NUKLEARNEJ**

Radiofarmaceutyk jest określonym związkiem chemicznym (nośnik) znakowanym radioizotopem (znacznik). Radiofarmaceutyki wykorzystywane w diagnostyce muszą spełniać szereg warunków. Muszą być m.in.: sterylne, apyrogenne, nietoksyczne, specyficzne dla badanego narządu lub układu, stabilne przynajmniej przez czas badania, szybko gromadzone przez dany układ lub narząd i szybko wydalane. Spośród około dwóch tysięcy znanych izotopów promieniotwórczych zaledwie kilkadziesiąt nadaje się do wykorzystania (Tabela 4.1).



**Tabela 4.1** Przykłady radionuklidów najczęściej wykorzystywanych w medycynie nuklearnej (opracowano na podstawie [Birkenfeld & Listewnik, 2011]).

Izotop	Rodzaj promieniowania	Energia <sup>(1)</sup> [keV]	Czas połowicznego rozpadu	Zastosowanie
<b>Izotopy mające zastosowanie w badaniach SPECT</b>				
<b>Tc-99m</b>	$\gamma$	140	6 h	Znakowanie preparatów do badań in vivo
<b>I-123</b>	$\gamma$	159	13 godzin	Diagnostyka chorób tarczycy, znakowanie białek, przeciwciał
<b>In-111</b>	$\gamma$	173 i 247	2,8 dni	Znakowanie preparatów do badań in vivo
<b>Izotopy mające zastosowanie w badaniach PET</b>				
<b>C-11</b>	$\beta^+ / \gamma$	960 $\beta^+$ / 511 $\gamma$ <sup>(2)</sup>	20,5 min	Znakowanie preparatów do badań PET
<b>F-18</b>	$\beta^+ / \gamma$	634 $\beta^+$ / 511 $\gamma$ <sup>(2)</sup>	109,8 min	Znakowanie preparatów do badań PET
<b>Ga-68</b>	$\beta^+ / \gamma$	1900 $\beta^+$ / 511 $\gamma$ <sup>(2)</sup>	68 min	Znakowanie preparatów do badań PET
<b>Izotopy wykorzystywane w radioterapii izotopowej</b>				
<b>Sm-153</b>	$\beta^- , \gamma$	634, 702, 805 $\beta^-$ , 103 $\gamma$	46,7 h	Terapia paliatywna przerzutów do kości
<b>I-131</b>	$\beta^- , \gamma$	606 $\beta^-$ , 364 $\gamma$	8,1 dni	Diagnostyka oraz leczenie nadczynności i raków tarczycy
<b>Y-90</b>	$\beta^-$	2284	2,7 dnia	Terapia nowotworowa
<b>Lu-177</b>	$\beta^-$	498	6,71 dnia	Terapia paliatywna nowotworów
<b>Ra-223</b>	$\alpha, \gamma$	5715, 5606 $\alpha$ , 84 $\gamma$	11,4 dnia	Terapia przerzutów do kości

(1) dla emiterów  $\beta$  podano energię maksymalną

(2) energia promieniowania  $\gamma$  powstającego w wyniku anihilacji  $\beta^+$

Radionuklidy wykorzystywane w diagnostyce SPECT powinny być emiterami wyłącznie kwantów gamma o energii od 140 keV do 400 keV i okresie półrozpadu ( $T_{1/2}$ ) do kilku godzin (jest to istotne z punktu widzenia ochrony radiologicznej). Z punktu widzenia klinicznego istotny jest również krótki półokres biologicznego półrozpadu ( $T_b$ ), ponieważ efektywny okres półrozpadu  $T_e$  wynosi:

$$\frac{1}{T_e} = \frac{1}{T_{1/2}} + \frac{1}{T_b} \quad (4.5)$$

W przeciwieństwie do radionuklidów wykorzystywanych w diagnostyce izotopy promieniotwórcze stosowane w terapii powinny być emiterami promieniowania  $\beta$  o energii większej niż 1 MeV lub cząstek  $\alpha$ . Działanie lecznicze polega właśnie na niszczeniu tkanek nowotworowych przez promieniowanie jonizujące.

Radiofarmaceutyki wytwarza się zarówno w reaktorach jądrowych, jak i małych cyklotronach klasycznych lub izochronicznych. Najbardziej przydatne w diagnostyce medycznej, ze względu na odpowiednie energie, są fotony  $\gamma$ , emitowane np. przy przejściach jądrowych ze stanów metastabilnych o czasach połowicznego rozpadu rzędu minut lub godzin otrzymuje się w praktyce z generatorów izotopowych (takie generatory znajdują się obecnie w wielu klinikach jako standardowe wyposażenie).

Wśród izotopów promieniotwórczych najczęściej stosowanych w medycynie nuklearnej na szczególną uwagę zasługuje Tc-99m i F-18. Są to dwa główne pierwiastki na których opiera się współczesna diagnostyka w medycynie nuklearnej.

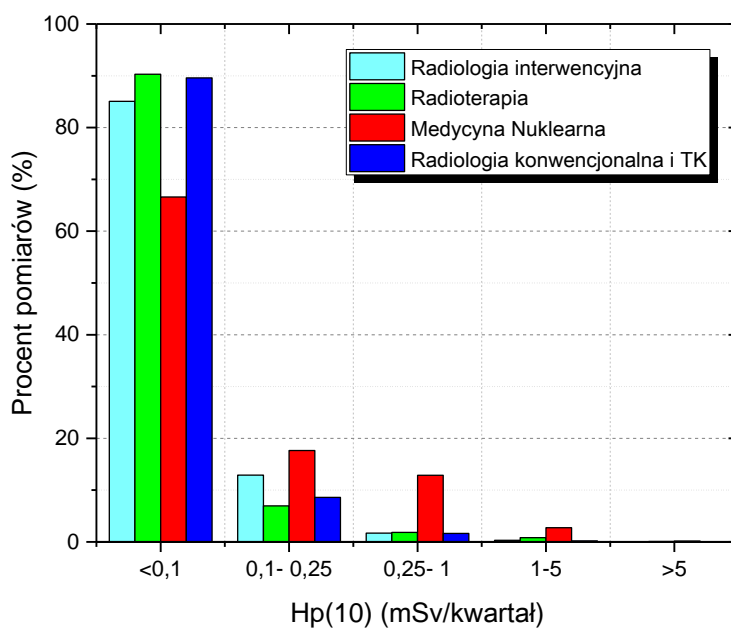
Tc-99m jest otrzymywany z generatora izotopowego Mo-99/Tc-99m. Do jego zalet należą:

- łatwość uzyskiwania i niska cena,
- dogodny czas połowicznego rozpadu – 6 h,
- łatwość wchodzenia w różne związki chemiczne, co umożliwia znakowanie licznych związków organicznych, a tym samym przeprowadzanie różnych badań diagnostycznych.

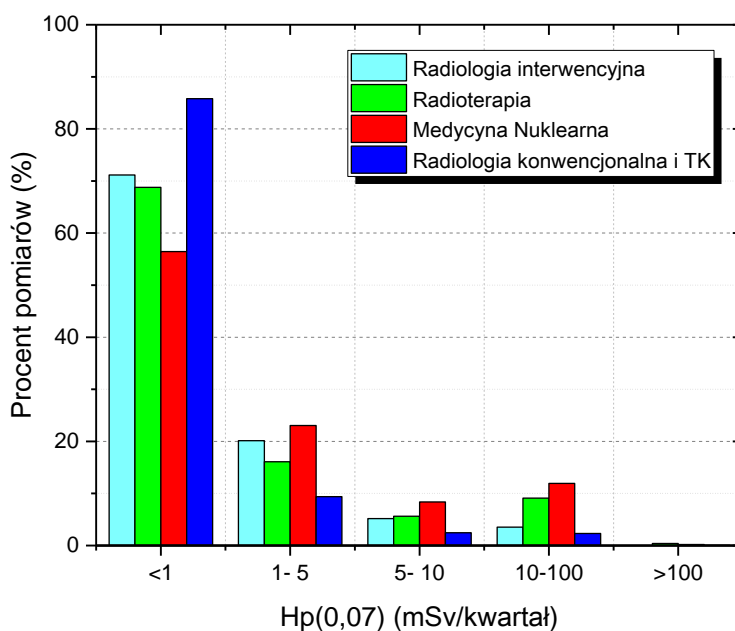
Pierwiastki stosowane w badaniach PET są  $\beta^+$  promieniotwórcze. Ich czasy połowicznego rozpadu są stosunkowo krótkie (rzędu kilku – kilkudziesięciu minut). Wymusza to bądź ich produkcję na miejscu badania lub szybki transport. W ok. 95% badań PET wykorzystuje się izotop F-18.

#### 4.4 OCENA NARAŻENIA NA PROMIENIOWANIE JONIZUJĄCE W MEDYCYNIE NUKLEARNEJ

Medycyna nuklearna jest działem medycyny, w której raportowane są największe poziomy dawek indywidualnych na całe ciało i dłonie [Rysunek 4.1, Rysunek 4.2]. Jest kilka przyczyn takiego stanu rzeczy. W medycynie nuklearnej nuklidy promieniotwórcze o dużej aktywności (~GBq) są obsługiwane ręcznie przez personel. Zazwyczaj zastosowanie znajdują emiterzy  $\beta$  lub  $\gamma$  (patrz Tabela 4.1). Z tego też powodu, aby nie doszło do narażenia wewnętrznego należy przestrzegać zasad i procedur przy obsłudze źródeł. Dodatkowo źródłem promieniowania staje się również pacjent po przyjęciu radiofarmaceutyku. Ochrona radiologiczna w zakładach medycyny nuklearnej jest więc jednym z ważniejszych zagadnień dotyczących wykorzystania promieniowania jonizującego w medycynie.

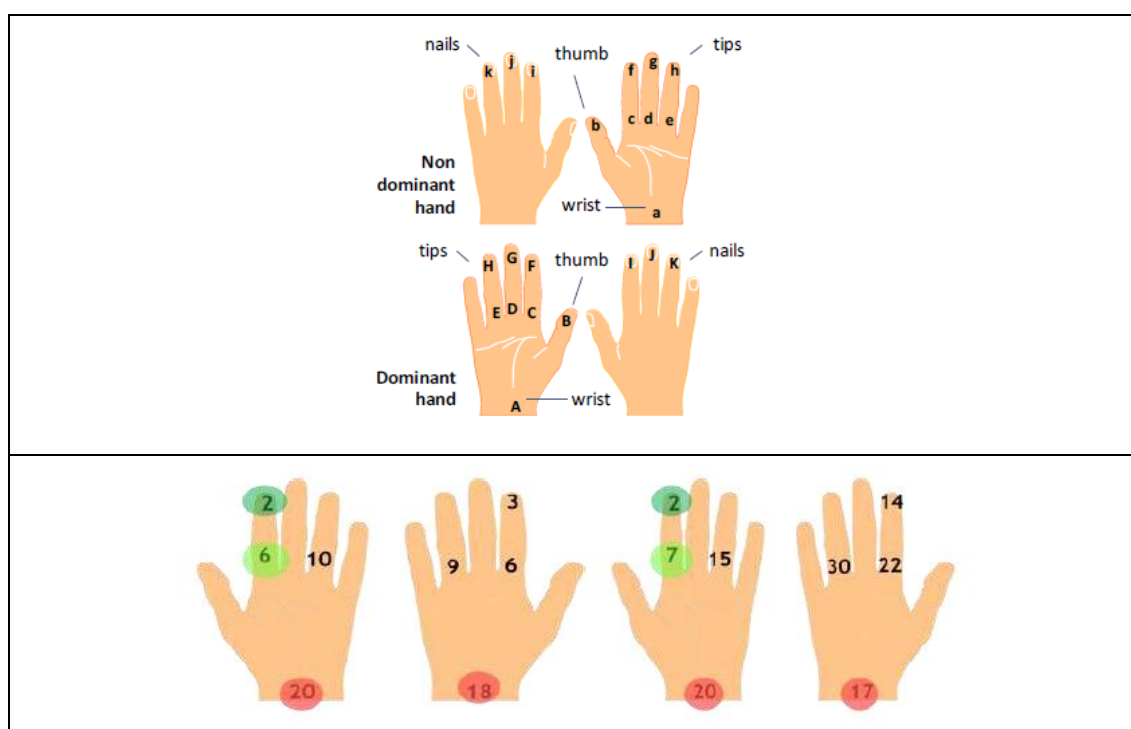


**Rysunek 4.1** Poziomy dawek  $H_p(10)$  zmierzone dla pracowników w jednostkach służby zdrowia [Budzanowski, Kopec & in., 2011; Szumska, Kopec & in., 2014].



**Rysunek 4.2** Poziomy dawek  $H_p(0,07)$  zmierzone dla pracowników w jednostkach służby zdrowia.

Raportowane w medycynie nuklearnej poziomy dawek na całe ciało zazwyczaj wahają się między 2-6 mSv. Jednak dawki na dłonie mogą być znacznie wyższe [Vanhavere & in., 2008; Wrzesien & in., 2008; Sans Merce & in., 2011]. W latach 2008 - 2011 projekt ORAMED (ang. *Optimization of Radiation Protection of Medical Staff*) w ramach jednej z grup roboczych zajął się stworzeniem wytycznych dotyczących dawek na skórę dłoni i sposobu tworzenia procedur w ramach zakładów medycyny nuklearnej. W szczególności zbadano wpływ lokalizacji dawkomierza na dłoni w stosunku do dawki otrzymywanej w poszczególnych jej częściach (Rysunek 4.3). Badania dotyczyły głównie procedur z zastosowaniem Tc-99m, F-18 i terapeutycznego Y-90. W wyniku programu ORAMED powstały zalecenia i wytyczne dotyczące ochrony i sposobu pracy z pierwiastkami promieniotwórczymi w medycynie nuklearnej [Rimpler & in., 2011; Carnicer & in., 2011]. Ponadto powstał program, którym można obliczyć różnice w dawkach na skórę dłoni. Program jest dostępny poprzez stronę internetową programu ORAMED [ORAMED, web].



**Rysunek 4.3** Położenie detektorów TL podczas pomiarów w projekcie ORAMED (a) oraz średnie stosunki między dawką maksymalną, a dawką w niektórych określonych pozycjach dla procedur diagnostycznych (po lewej) i procedur terapeutycznych (po prawej) [Vanhavere & in., 2012].

Jednocześnie w 2011 roku ICRP zarekomendowało obniżenie rocznego limitu dawek na soczewki oczu dla personelu pracującego w narażeniu na promieniowanie z 150 mSv na 20 mSv [ICRP 118, 2012], zwracając szczególną uwagę na dawki na soczewki oczu w radiologii interwencyjnej [Vano & in., 2008, 2010]. Ocena dawek na soczewki oczu w radiologii interwencyjnej była również tematem jednego pakietu roboczego projektu ORAMED [Vanhavere & in., 2011]. Nie obejmował on jednak pomiarów dawek na soczewki oczu w medycynie nuklearnej.

Praca [Kopec & in., 2011] zwróciła uwagę na aspekt dotyczący monitoringu dawek na soczewki oczu w medycynie nuklearnej. W raporcie technicznym IAEA wydanym w 2013 roku [IAEA TECDOC 1731] w związku z obniżonym limitem dawek na soczewki oczu,  $H_p(3)$ , pracownicy pracowni medycyny nuklearnej, w szczególności preparatorzy pracujący ze źródłami  $\beta$  promieniotwórczymi, zostali już wymienieni jako grupa, dla której należy rozważyć monitoring dawek,  $H_p(3)$ . Wyniki tych prac oraz kolejnych [Leide-Svegborn, 2012; Summers & in., 2012; Ainsbury & in., 2014] były inspiracją badań ankietowych przeprowadzonych w 195 szpitalach z 23 krajów europejskich w ramach grupy roboczej EURADOS [Carinou, Kopec & in., 2014]. Oprócz zakładów radiologii interwencyjnej dołączono zagadnienia związane z medycyną nuklearną.

Ankieta dotyczyła m.in. stanu aktualnej wiedzy w zakresie pomiarów dawek na soczewki oczu. W pracy szczegółowo zbadano takie zagadnienia jak:

- znajomość nowo proponowanego limitu dawki dla soczewki oka;
- dostępność dawkomierzy dedykowanych pomiarom indywidualnego równoważnika dawki na soczewki oczu;
- edukacja w zakresie ochrony przed promieniowaniem obejmującą wyżej wspomniane zagadnienia.

Ankieta wykazała, że rutynowa kontrola dawek na soczewki oczu nie była wykonywana w sposób systematyczny, sporadyczne pomiary dawek miały miejsce w ramach konkretnych prac badawczych. W związku z brakiem prawnego obowiązku kontroli dawek na soczewki oczu można było przyjąć, iż znaczna część personelu w zakładach radiologii interwencyjnej i medycyny nuklearnej (odpowiednio 25% i 12%) wykonuje pomiary. W połowie przypadków w radiologii interwencyjnej były to dawkomierze do pomiaru indywidualnego równoważnika dawki  $H_p(10)$  noszone na kołnierzu ochronnym. Na podstawie oceny stanu dozymetrii indywidualnej soczewek oczu w Europie oraz dostępnych doniesień prac naukowych wyciągnięto wnioski o konieczności opracowania szczegółowych zaleceń postępowania w związku z przyjętym niższym limitem dawki granicznej dla soczewek oczu. W szczególności jedynym z ważniejszych wniosków ankiety była konieczność stworzenia wytycznych w zakresie monitoringu dawek na soczewki oczu w zakładach medycyny nuklearnej [Carinou, **Kopec** & in., 2014].

#### **4.5 ASPEKTY OCHRONY RADIOLOGICZNEJ PERSONELU W MEDYCYNIE NUKLEARNEJ**

Personel pracujący w zakładach medycyny nuklearnej możemy podzielić według czynności, które wykonuje:

- Przygotowywanie radiofarmaceutyku. Przygotowywanie radiofarmaceutyku obejmuje czynności takie jak: elucja generatora (w przypadku stosowania generatorów radioizotopowych), transfer radiofarmaceutyku z fiolki zewnętrznej dostarczonej do pracowni do fiolki zbiorczej w automatycznym systemie do rozdozowania radiofarmaceutyków (systemy stosowane najczęściej w ośrodkach PET), manualne bądź automatyczne rozdozowanie radiofarmaceutyku dla pacjentów, kontrola jakości preparatów promieniotwórczych. Przygotowywaniem radiofarmaceutyków zajmują się radiofarmaceuci lub przeszkoleni technicy. Wiele czynności jest wykonywanych manualnie, stąd dłonie preparatora pozostają w najbliższym kontakcie ze źródłem promieniotwórczym. W celu zmniejszenia narażenia od otwartych źródeł

promieniotwórczych często stosowane są specjalne manipulatory, a oczy preparatora pozostają osłonięte specjalnym szkłem ołowianym.



**Rysunek 4.4** Personel podczas rozdozowania radiofarmaceutyku. Cały preparat promieniotwórczy znajduje się w specjalnej osłonie z ołowiu, ze specjalnymi otworami (śluzy) na dłonie oraz okienkiem ołowianym.

- Podanie radionuklidu pacjentowi (Rysunek 4.5). Radiofarmaceutyk w zależności od procedur obowiązujących w danym ośrodku jest podawany pacjentowi przez **pielęgniarkę lub lekarza**. W przypadku iniekcji dożylniej, w celu zmniejszenia narażenia personelu na promieniowanie jonizujące od radiofarmaceutyku, na strzykawkę nakładana jest osłona zawierająca ołów lub wolfram (osłony przed emiterami  $\gamma$  i  $\beta^+$ ) lub osłona zbudowana z pleksi (osłona przed emiterami  $\beta^-$ )



**Rysunek 4.5** Pielęgniarka podczas wstrzykiwania pacjentowi preparatu promieniotwórczego.

- Opieka nad pacjentem w trakcie i po badaniu. W większości procedur pacjent po podaniu radiofarmaceutyku i odczekaniu czasu potrzebnego na jego dystrybucję w organizmie przemieszcza się do pomieszczenia gamma kamery lub skanera PET-CT, gdzie jest poddany badaniu obrazowemu. W przeciwieństwie do preparatora, operator nie ma bezpośredniego kontaktu z radiofarmaceutykiem. Źródłem promieniowania jest pacjent, któremu podano izotop. Może zaistnieć również potrzeba pozycjonowania pacjenta podczas badania. W zależności od rodzaju badania mamy do czynienia ze standardowym, konwencjonalnym badaniem scyntygraficznym np. SPECT, lub badaniem metodą PET-CT. Badania te różnią się zakresem i rodzajem emitowanego promieniowania. Operatorem jest zazwyczaj personel techniczny tj. technik elektroradiologii.

#### **4.6 POMIARY DAWEK NA SOCZEWKI OCZU W PRACOWNIACH SPECT**

W ramach pracy [Kopeć & in., 2011] przeprowadzono po raz pierwszy kompleksowe badania narażenia na całe ciało, oczy i skórę dłoni dla pracowników zakładów medycyny nuklearnej (w ośrodku SPECT i dwóch ośrodkach PET-CT). Wykonano również dodatkowe pomiary w ośrodku SPECT, gdzie zastosowanie znalazła terapia radioizotopowa. Celem było porównanie poziomów dawek otrzymywanych za pomocą dawkomierzy dedykowanych pomiarów dawek na soczewki oczu w stosunku do rutynowo stosowanych do tej pory dawkomierzy na całe ciało oraz dłonie. Prezentowane wyniki odnoszą się do poszczególnych grup zawodowych (personel podzielono w zależności od czynności, które wykonywał – patrz rozdział 4.5). Oznacza to, iż w przypadku, gdy jedna osoba wykonywała więcej niż jedną z opisanych w rozdziale 4.5 funkcji posiadała zestaw dawkomierzy (na całe ciało, dłonie i soczewki oczu) przypisane do konkretnych czynności. Przygotowano wówczas dwa zestawy dawkomierzy, które należało wymienić, aby zmierzyć zakres dawek dla każdej z procedur oddzielnie. Otrzymane dawki znormalizowano do całkowitych aktywności stosowanych radiofarmaceutyków

W pierwszym ośrodku scyntygrafii SPECT (zakład A) zmierzono dawki dla 11 osób z personelu medycznego (6 techników, 4 pielęgniarki i jeden lekarz-specjalista medycyny nuklearnej). Ponad 90% procedur zostało przeprowadzonych z zastosowaniem izotopu Tc-99m, kilka z udziałem I-131 i Sm-153. Lekarz był narażony na I-131. Odczyty dawek dla personelu technicznego (preparator) zostały znormalizowane do całkowitej aktywności przygotowanych izotopów. Dla personelu technicznego (operator) dawki znormalizowano do całkowitej aktywności wstrzykiwanej dla pacjentów. Pielęgniarki wykonały zastrzyki 541 pacjentom (od 6 do 39 dziennie), lekarz dokonał iniekcji radionuklidu dla 364 pacjentów (od 2 do 25 dziennie). W tym przypadku dawki znormalizowano do aktywności radiofarmaceutyków podanych



pacjentom. Dla każdego przypadku obliczono średnie dawki w jednostkach indywidualnych równoważników dawek  $H_p(10)$ ,  $H_p(3)$  i  $H_p(0,07)$ . W drugim ośrodku scyntygrafii SPECT (zakład B) zbadano dawki dla 4 grup zawodowych: preparatora, operatora pracującego z izotopami diagnostycznymi i operatora mającego kontakt z izotopami stosowanymi do terapii radioizotopowej, pielęgniarki i lekarza.

**Tabela 4.2** Całkowite aktywności radionuklidów promieniotwórczych stosowanych przez poszczególne grupy zawodowe w medycynie nuklearnej podczas badań diagnostycznych (SPECT-zakład A).

Personel medyczny	Radionuklid	Aktywność [GBq]
<b>Technik (preparator)</b>	Tc-99m	216,6
	Sm-153	17,0
	I-131	0,2
<b>Technik (operator)</b>	Tc-99m	125,4
	I-131	0,15
<b>Pielęgniarka (541 pacjentów)</b>	Tc-99m	183,6
	Sm-153	17,0
	I-131	0,15
<b>Lekarz (364 pacjentów)</b>	I-131	421,8

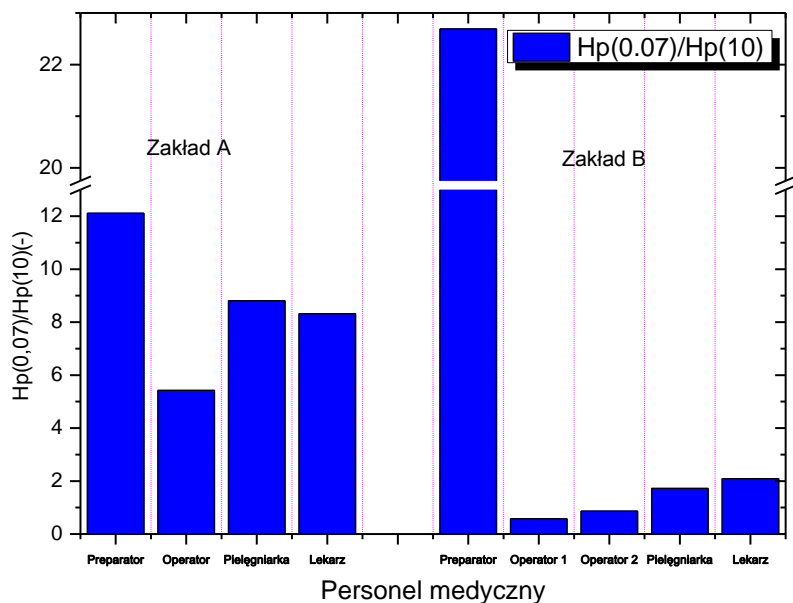
**Tabela 4.3** Całkowite aktywności radionuklidów promieniotwórczych stosowanych przez poszczególne grupy zawodowe w medycynie nuklearnej podczas badań diagnostycznych (SPECT) i radioterapii izotopowej (operator 2 i lekarz) – (zakład B).

Personel medyczny	Radionuklid	Aktywność [GBq]
<b>Technik (preparator)</b>	Tc-99m	145,2
<b>Technik (operator 1)</b>	Tc-99m	40,0
<b>Technik (operator 2)</b>	Tc-99m	18,2
	I-131	26,5
	Y-90	11,1
	Lu-177	22,2
<b>Pielęgniarka (65 pacjentów)</b>	Tc-99m	53,7
<b>Lekarz (38 pacjentów)</b>	Tc-99m	28,5
	Y-90	3,7
	Lu-177	16,7

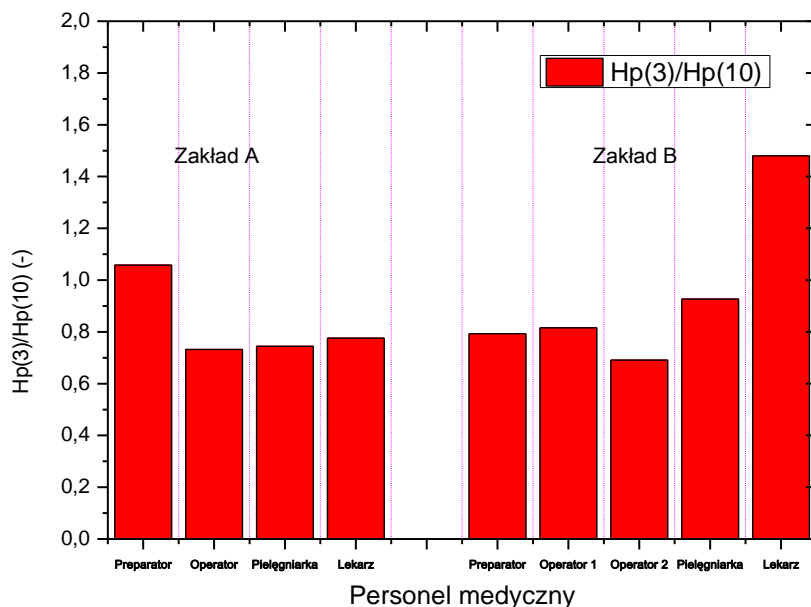
**Tabela 4.4** Indywidualne równoważniki dawek otrzymanych przez personel medyczny w SPECT (zakład A i B) znormalizowany do całkowitej obsługiwanej aktywności. Zakład A na podstawie [Kopec & in., 2011].

Personel medyczny	Średnia dawka znormalizowana do aktywności [ $\mu\text{Sv}/\text{GBq}$ ]		
	$H_p(10)$	$H_p(3)$	$H_p(0.07)$
<b>Zakład A</b>			
<b>Technik (preparator)</b>	$3,3 \pm 0,3$	$3,5 \pm 0,3$	$39,4 \pm 4,0$
<b>Technik (operator)</b>	$1,4 \pm 0,1$	$1,0 \pm 0,1$	$7,3 \pm 0,4$
<b>Pielęgniarka</b>	$3,4 \pm 0,4$	$2,5 \pm 0,7$	$29,8 \pm 2,6$
<b>Lekarz</b>	$1,2 \pm 0,3$	$0,9 \pm 0,2$	$9,9 \pm 1,2$
<b>Zakład B</b>			
<b>Technik (preparator)</b>	$1,9 \pm 0,1$	$1,5 \pm 0,2$	$43,1 \pm 4,0$
<b>Technik (operator 1)</b>	$3,4 \pm 0,4$	$2,8 \pm 0,3$	$2,0 \pm 0,3$
<b>Technik (operator 2)</b>	$3,0 \pm 0,4$	$2,1 \pm 0,3$	$2,6 \pm 0,3$
<b>Pielęgniarka</b>	$3,4 \pm 0,4$	$3,1 \pm 0,4$	$4,1 \pm 0,4$
<b>Lekarz</b>	$2,0 \pm 0,3$	$1,9 \pm 0,3$	$5,8 \pm 0,4$

Pomiędzy dwiema pracownikami scyntygraficznymi zaobserwowano różnice w wysokościach znormalizowanych dawek w zależności od rodzaju wykonywanych czynności. Brak jest korelacji pomiędzy wykonywanymi zadaniami, a poziomami dawek. Należy dodać, że podział prac może nie do końca oddawać specyfikę pracy w każdym z zespołów. Zgodnie z przewidywaniami najwyższe wartości dawek zmierzono na dłoniach i nie odbiegały one od dawek raportowanych w pracach [Wrzesień & in., 2008; Vanhavere & in., 2008; Rimpler & in., 2011]. Stosunek wartości dawek otrzymywanych na dłoń w stosunku do dawek na całe ciało wahał się między 1 a 22.

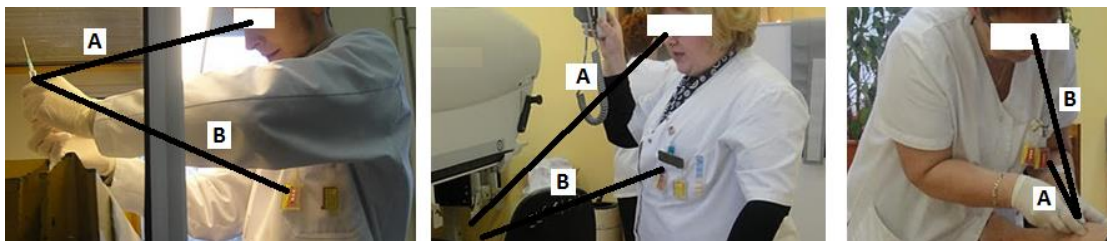


**Rysunek 4.6** Stosunek indywidualnych równoważników dawek  $H_p(0,07)/H_p(10)$  personelu dwóch ośrodków stosujących technikę SPECT (w zakładzie B dodatkowo radioizotopy terapeutyczne – Operator 2 i lekarz patrz Tabela 4.3).



**Rysunek 4.7** Stosunek indywidualnych równoważników dawek  $H_p(3)/H_p(10)$  personelu w dwóch ośrodków stosujących technikę SPECT.

Najbardziej istotnym wynikiem, umożliwiającym pośrednią ocenę dawek dla personelu nie dysponującego dawkomierzami do pomiaru  $H_p(3)$ , był stosunek do dawki,  $H_p(3)$  do dawki  $H_p(10)$ . Zależności te wahały się pomiędzy 0,71 i 0,75 dla personelu technicznego, pielęgniarek i lekarza oraz 1,1 dla personelu technicznego zajmującego się przygotowywaniem radiofarmaceutyków. Stosunek dawek dla lekarza w zakładzie B wyniósł 1,5, gdyż aplikował on również radiofarmaceutyki o wysokiej aktywności do terapii radioizotopowej. Pozostałe różnice można wyjaśnić uwzględniając zmienne odległości między radionuklidem a dawkomierzem. Członkowie personelu technicznego podczas przygotowywania radiofarmaceutyków stosowali nieekranowane strzykawki, które były również podnoszone do poziomu oczu. W innych procedurach wykonywanych przez personel techniczny (np. pozycjonowanie pacjenta) oraz podczas iniekcji radiofarmaceutyków, typowa odległość pomiędzy dawkomierzami na soczewki oczu i na całe ciało była o większa niż u preparatora



**Rysunek 4.8** Typowe odległości między źródłem promieniowania a dawkomierzem na soczewki oczu (A) i dawkomierzy na całe ciało (B) noszonych przez: personel techniczny - preparatora (po lewej), personel obsługi technicznej - technika elektroradiologii (środek) i pielęgniarkę (po prawej) w Zakładzie A [Kopeć & in., 2011].

#### 4.7 POMIARY DAWEK NA SOCZEWKI OCZU W PRACOWNIACH PET-CT

W ramach pracy [Kopeć & in., 2011] porównano również dawki otrzymywane przez personel w dwóch ośrodkach PET-CT. W sumie zmierzono dawki dla 12 osób (4 osoby z personelu technicznego oraz 4 pielęgniarki w zakładzie C i 2 osoby z personelu technicznego i 2 pielęgniarki w zakładzie D). W obydwóch ośrodkach PET-CT stosowano do badań radioizotop F-18. Następnie przyjęto podobną metodykę normalizacji dawek do aplikowanych aktywności jak w ośrodkach SPECT (rozdział 4.6).

**Tabela 4.5** Całkowite aktywności promieniotwórcze F-18 stosowanego przez poszczególne grupy zawodowe w medycynie nuklearnej w dwóch ośrodkach PET. Średnia aktywność na badanie w zakładzie C: 0,348 GBq – wykonano 400 badań PET-CT. Średnia aktywność na badanie w zakładzie D: 0,37 GBq – wykonano 209 badań PET-CT.

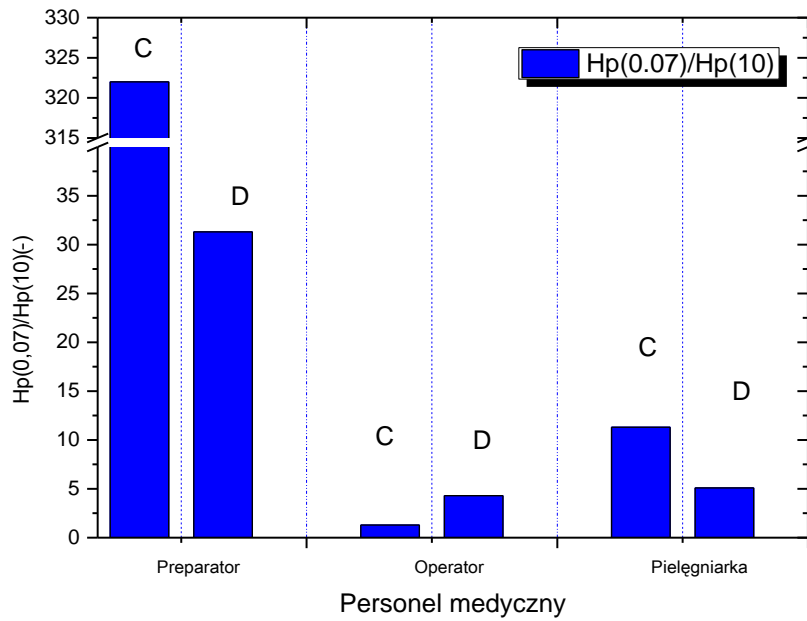
Personel medyczny	Aktywności F-18 [GBq]	
	Zakład C	Zakład D
Technik (preparator)	139,2 (126,4*)	77,3
Technik (operator)	135,3 (117,7*)	76,2
Pielęgniarka (iniekcje)	126,5 (104,5*)	64,4

\* nie wszystkie procedury były wykonane z kompletem dawkomierzy. Część personelu odmówiła stosowania dawkomierzy na soczewki oczu wskazując na brak wygody. Wówczas dawki na soczewki oczu normalizowano do wartości podanych w nawiasach.

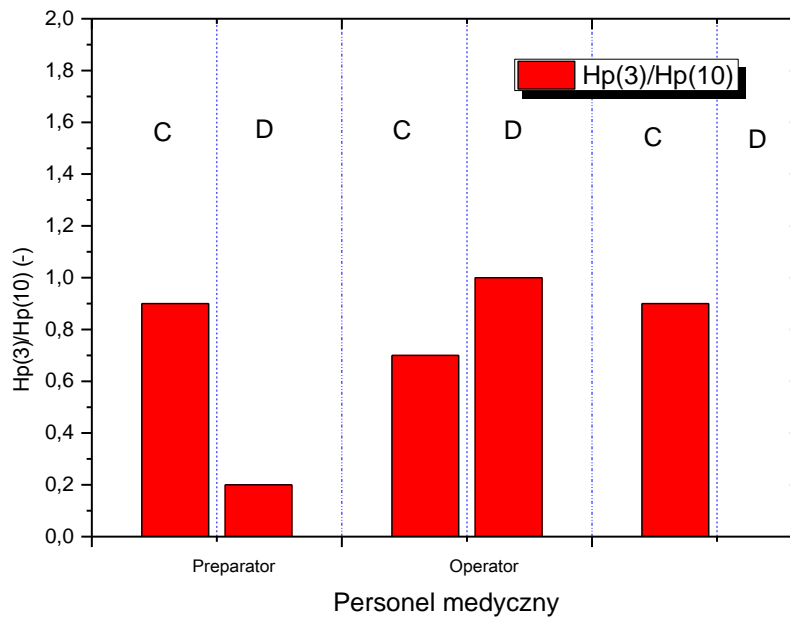
W (Tabela 4.6) zaprezentowano wyniki indywidualnych równoważników dawek  $H_p(10)$ ,  $H_p(3)$  i  $H_p(0,07)$  uzyskanych podczas przygotowywania i podawania F-18 w postaci FDG do celów badania PET-CT, znormalizowanych do obsługiwanych aktywności.

**Tabela 4.6** Indywidualne równoważniki dawek otrzymanych przez personel medyczny w zakładach PET-CT znormalizowane do całkowitej obsługiwanej w trakcie badań aktywności [na podstawie Kopec & in., 2011].

Personel medyczny	Średnia dawka znormalizowana do aktywności [ $\mu\text{Sv}/\text{GBq}$ ]		
	$H_p(10)$	$H_p(3)$	$H_p(0,07)$
	<b>Zakład C</b>		
Technik (preparator)	$1,3 \pm 0,2$	$1,2 \pm 0,7$	$419 \pm 51$
Technik (operator)	$1,5 \pm 0,2$	$1,1 \pm 0,7$	$2,0 \pm 0,3$
Pielęgniarka (iniekcje)	$3,7 \pm 0,5$	$3,3 \pm 0,7$	$41,9 \pm 4,7$
	<b>Zakład D</b>		
Technik (preparator)	$13,0 \pm 1,7$	$3,0 \pm 0,7$	$407 \pm 45$
Technik (operator)	$6,4 \pm 0,8$	$6,1 \pm 0,7$	$27,5 \pm 3,1$
Pielęgniarka (iniekcje)	$7,6 \pm 0,9$	-	$39,8 \pm 4,5$



**Rysunek 4.9** Stosunek indywidualnych równoważników dawek  $H_p(0,07)/H_p(10)$  w ośrodkach PET-CT (zakłady C i D).



**Rysunek 4.10** Stosunek indywidualnych równoważników dawek  $H_p(3)$  do  $H_p(10)$  w zakładach PET-CT (zakłady C i D).

Analiza wyników pomiarów indywidualnych równoważników dawek wykazała znaczące różnice w poziomach dawek zmierzonych w dwóch ośrodkach (Tabela 4.6). W obydwóch zakładach stosuje się komory manipulacyjne zapewniające odpowiednią ochronę oczu i ciała podczas preparacji radiofarmaceutyków. W ośrodku C dodatkowo stosowano ołowiane fartuchy ochronne, które były używane podczas wszystkich procedur (przez personel techniczny i pielęgniarki). Energia fotonów wytwarzana podczas zjawiska anihilacji wynosi 511 keV. Osłonność standardowo stosowanych fartuchów ołowianych o ekwiwalencie ołowiu 0,5 mm jest dla tych wartości energii niewielka jednak istotna dla promieniowanie rozproszonego.

W ośrodkach PET wartości dawek na soczewki oczu i całe ciało były porównywalne. Uzyskano porównywalny, tak jak w przypadku badań SPECT, stosunek dawek  $H_p(3)$  do  $H_p(10)$  pomiędzy 0,73 a 1. Wyjątkiem okazała się tutaj dawka dla preparatora w zakładzie D. W tym przypadku stosunek ten wynosił 0,23 dawki na całe ciało w stosunku do dawki na soczewki oka (Rysunek 4.10). Dokładna analiza stanowiska pracy pozwoliła stwierdzić, że w zakładzie C dawkomierz na cele eksperymentu był noszony między oczami<sup>12</sup>. Jednak ze względu na wygodę w zakładzie D dawkomierz umiejscowiono powyżej czoła (Rysunek 4.11 po lewej). W związku z tym pozycja dawkomierza znajdowała się powyżej okienka ołowianego w komorze manipulacyjnej i był on znacznie lepiej osłonięty (nie tylko przez szkło ołowiowe, ale obudowę) i oddalony od pola promieniowania podczas preparacji radiofarmaceutyku. Jak stwierdzono w pracy [Sans-Merce & in., 2011] nawet nieznaczne zmiany odległości w procedurach medycyny nuklearnej mogą znacząco wpływać na wartości zmierzonych dawek. Odczyty dawek na soczewki oczu w zakładzie D nie potraktowano w tym przypadku jako reprezentatywne, niemniej wskazują one na potrzebę użytkowania dawkomierza zgodnie z instrukcją i przeznaczeniem.

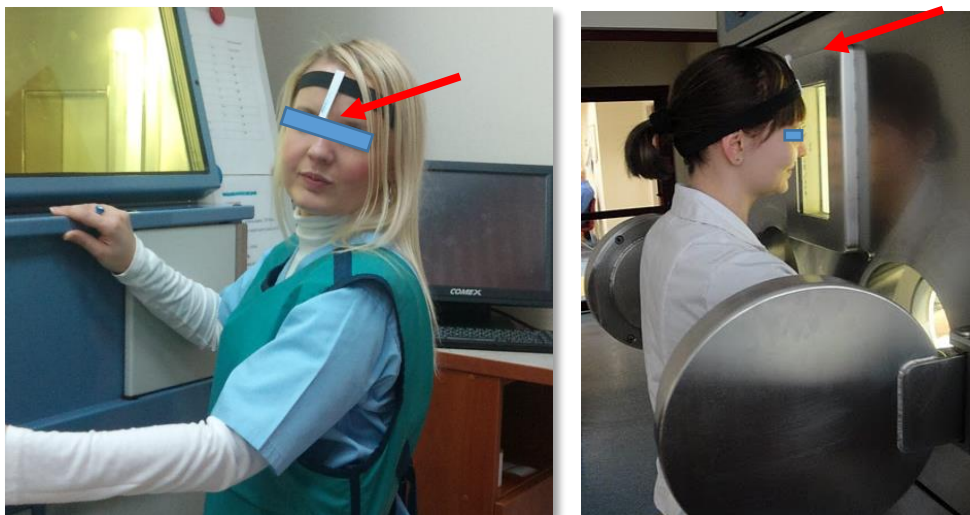
Wyniki pracy dodatkowo potwierdziły wagę przeszkolenia i znajomości zasad ochrony radiologicznej przez personel. Podobnie istotną różnicę w poziomie znormalizowanych dawek  $H_p(0,07)$  do  $H_p(10)$  zanotowano w dwóch niezależnych zakładach przy zastosowaniu podobnych procedur. Wartości dawek na skórę dłoni były podobne w obu badanych ośrodkach dla pielęgniarek, jednak różniły się w przypadku **preparatora**. Ustalono, że przyczyną tego były różne procedury przygotowania radiofarmaceutyków do aplikacji. W zakładzie D przygotowane dla pacjentów strzykawki z radioizotopem były odkładane, natomiast w zakładzie C przygotowane strzykawki z radiofarmaceutykiem były układane w komorze manipulacyjnej w rzędzie obok siebie w pobliżu rąk operatora, co znalazło odzwierciedlenie.

Niższe dawki na skórę dłoni dla **operatorów** w zakładzie C można wyjaśnić różnicami w procedurach obsługi pacjentów. W zakładzie C kontakt pomiędzy

---

<sup>12</sup> Dawkomierz oczny standardowo jest umieszczany z jednej strony głowy w pobliżu soczewki oka znajdującej się bliżej źródła promieniowania.

personelem technicznym i pacjentem podczas badania pacjenta został ograniczony do niezbędnego minimum (zasada ALARA).



**Rysunek 4.11** Różne umiejscowienie dawkomierza na soczewki oka w ośrodkach PET-CT – zakład C (po lewej) i zakład D (po prawej). Przedstawiono jego wpływ na ekspozycję soczewki oka podczas przygotowywania izotopu za osłoną przez personel techniczny (po prawej).

#### 4.8 KORELACJA MIĘDZY DAWKAMI NA CAŁE CIAŁO I SOCZEWKI OCZU

Dla ustalenia, jaka jest korelacja między dawkami na soczewki oczu a aktywnością, bądź dawkami na całe ciało lub dłonie, przeprowadzono w 8 szpitalach w Belgii i Polsce niezależne pomiary dla 45 osób z personelu [Dabin, Kopec & in., 2016]. Badanie to miało dodatkowo wykazać, w jakich warunkach możliwe jest przekroczenie nowego limitu 20 mSv proponowanego przez ICRP dla dawek na soczewki oczu.

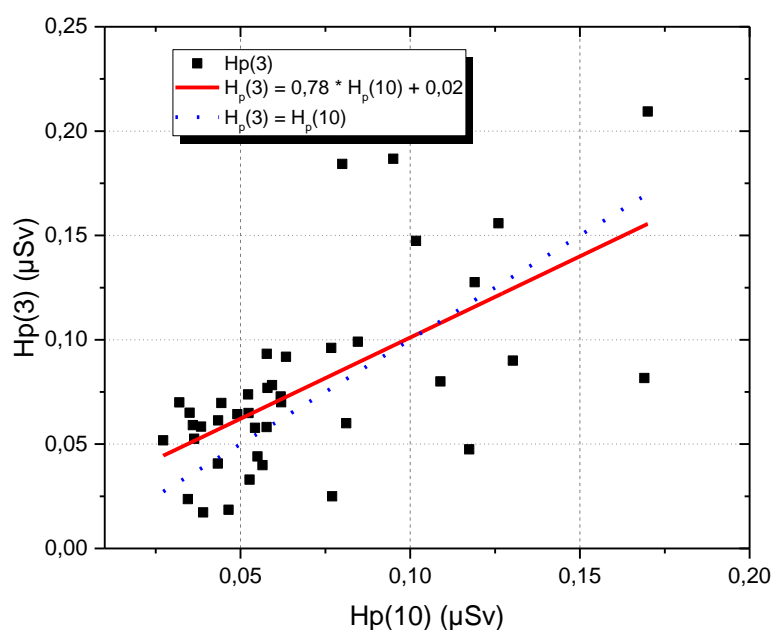
Monitorowane prace objęły zarówno procedury diagnostyczne, z wykorzystaniem następujących radionuklidów: Tc-99m, F-18, Ga-68, I-123, In-111 i C-11, jak i procedury terapeutyczne z zastosowaniem izotopów takich jak I-131, Y-90, Lu-177 i Ra-223.

Zmierzone tygodniowe wartości dawek ekstrapolowano do dawek rocznych. Ekstrapolacja wykazała, iż jest możliwe przekroczenie 1/10 granicznej dawki równoważnej na soczewki oczu, co oznacza konieczność raportowania tych dawek w medycynie nuklearnej. Zbadano również zależności między indywidualnym równoważnikiem dawki na soczewki oczu i na całe ciało oraz indywidualnym równoważnikiem dawki na soczewki oczu a aktywnością.



Dawki tygodniowe wahały się od 0,02  $\mu\text{Sv}$  do 0,27  $\mu\text{Sv}$  dla dawek na soczewki oczu i 0,03  $\mu\text{Sv}$  do 0,17  $\mu\text{Sv}$  dla dawek na całe ciało (stosunek pomiędzy najwyższą i najniższą dawką wynosi 16 dla dawek na soczewki oczu i 6 dla dawek na całe ciało). Zaobserwowano również różnice między operatorami. Badano zależności pomiędzy indywidualnym równoważnikiem dawki na soczewki oczu i na całe ciało  $H_p(3)/H_p(10)$  lub indywidualnym równoważnikiem dawki na soczewki oczu normalizowanym do aktywności ( $\mu\text{Sv}/\text{GBq}$ ) dla 40 pracowników. Stosunki dawek  $H_p(3) / H_p(10)$  wahały się od 0,3 do 2,3. Zakres ten jest szerszy niż opisany w rozdziale 4.8. Jest to jednak wartość spodziewana przy szerszym zakresie badań, gdzie występuje większa liczba ośrodków i osób biorących udział w eksperymencie.

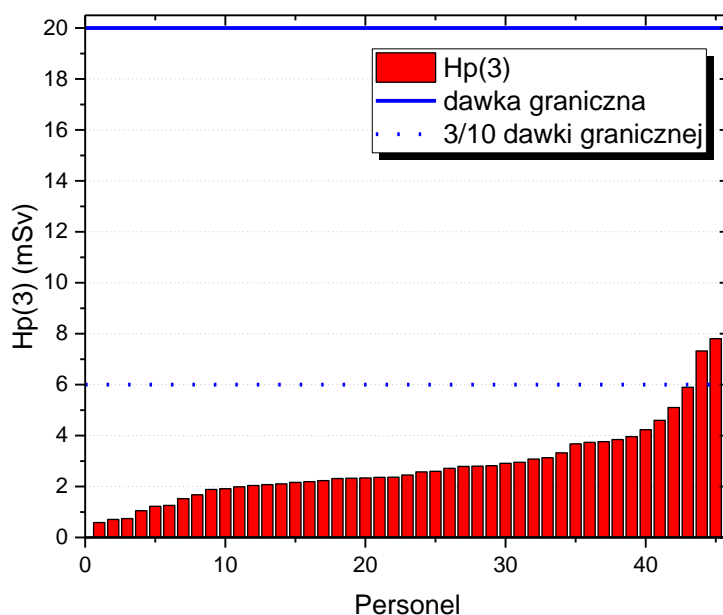
Zaobserwowano korelację między  $H_p(3)$  a  $H_p(10)$  (współczynnik korelacji Spearmana  $r_s = 0,6465$ ,  $p < 0,050001$ ) choć z niskim poziomem liniowości (współczynnik Pearsona  $R = 0,6162$ ) (Rysunek 4.12). Oznacza to, że  $H_p(10)$  może być użyta do oszacowania dawki na soczewki oczu  $H_p(3)$  i podjęcia decyzji o monitorowaniu narażenia dedykowanymi indywidualnymi dawkomierzami ocznymi. Jest to wynik różny od dawek na soczewki oczu dla pracowników zakładów radiologii interwencyjnej, gdzie takich korelacji nie zaobserwowano [Vanhavere & in., 2011; Szumska, 2015]



**Rysunek 4.12** Tygodniowe wartości indywidualnych równoważników dawek na soczewki oczu,  $H_p(3)$ , w funkcji indywidualnych równoważników dawek na całe ciało,  $H_p(10)$  dla 40 członków personelu medycyny nuklearnej w 8 szpitalach. Na rysunku przedstawiono również linię dopasowaną metodą regresji liniowej ze współczynnikiem kierunkowym prostej (linia ciągła) w odniesieniu do zależności  $H_p(3)=H_p(10)$  (linia kropkowana) [zaadoptowane z Dabin, Kopec & in., 2016].

Słabiej korelowały ( $R = 0,41$ ) indywidualne równoważniki dawek na soczewki oczu z aktywnością. Oprócz różnic w umiejętnościach operatora i rodzaju użytych osłon jako przyczynę można wskazać wykorzystanie całkowitej aktywności do normalizacji bez rozróżniania rodzajów procedur lub nuklidów. Dlatego aktywność radiofarmaceutyków nie powinna być podstawą do szacowania wartości indywidualnych równoważników dawek na całe ciało.

Ekstrapolacja wyników na dawki roczne wskazuje, że żaden z badanych pracowników nie przekroczyłby nowego limitu dawki granicznej na soczewki oczu 20 mSv rocznie proponowanej przez ICRP. Niektóre ekstrapolowane dawki przekraczały 3/10 wartości dawki granicznej dla soczewek oczu, co wskazuje na potrzebę monitorowania dawek równoważnych na soczewki oczu przy zastosowaniu dawkomierzy indywidualnych (rozdział 2.5.2).



**Rysunek 4.13** Wyniki pomiarów indywidualnego równoważnika dawki na soczewki oczu,  $H_p(3)$  dla personelu medycznego z 8 zakładów medycyny nuklearnej. Roczne dawki ekstrapolowano na podstawie co najmniej jednego tygodnia pomiarowego [na podstawie Dabin, Kopec & in., 2016]. Na wykresie zaznaczono linią ciągłą nową propozycje dawek granicznych wg zaleceń ICRP i EURATOM (linia ciągła) i 3/10 limitu (linia przerywana).

Zmierzone poziomy dawek oraz wytyczne znalazły potwierdzenie w kolejnych badaniach i doniesieniach [Kubo & Mauricio, 2014; Wrzesien & in., 2018]. [Da Silva &

in., 2016; Wrzesień, 2018] zmierzili również dawki na soczewki oczu u osób (chemików) pracujących w działach kontroli jakości w jednostkach produkujących F-18. Stwierdzono, iż w zakładach tych przy obecnie stosowanych procedurach szacunkowe roczne wartości dawek na soczewki oczu mogą wynieść nawet do 60 mSv.

#### **4.9 NAJWAŻNIEJSZE WYTYCZNE DOTYCZĄCE POMIARÓW DAWEK INDYWIDUALNYCH DLA PERSONELU MEDYCZNEGO W ZAKŁADACH SPECT I PET**

Wyniki cyklu pomiarów dawek  $H_p(10)$ ,  $H_p(3)$  i  $H_p(0,07)$  dla personelu medycznego w warunkach pracy klinicznej w różnych działach medycyny nuklearnej pracowniach diagnostycznych SPECT-CT i PET-CT oraz radioterapii izotopowej wskazują, że:

- Stosowanie dawkomierzy indywidualnych na dłonie jest niezbędnym elementem ochrony radiologicznej dla całego personelu medycznego w zakładach medycyny nuklearnej począwszy od preparatorów, poprzez pielęgniarki i lekarzy, na personelu technicznym kończąc.
- Bardzo ważne w pracy z promieniowaniem jonizującym jest rozumienie stosowanych technik przez personel na danym stanowisku pracy, a także odpowiednia optymalizacja procedur związanych z narażeniem na działanie promieniowania jonizującego, przeprowadzana przez osoby odpowiedzialne za ochronę przed promieniowaniem w zakładach medycyny nuklearnej.
- Istotny wpływ na poziom dawek ma wiedza z zakresu ochrony przed promieniowaniem jonizującym i przestrzeganie w praktyce podstawowych zasad ochrony radiologicznej tj. minimalizacja czasu narażenia, stosowanie osłon i redukcja odległości od źródła promieniotwórczego.
- Przy stosowaniu procedur ochrony radiologicznej i prawidłowym użytkowaniu dawkomierzy wstępna ocena dawek na soczewki oczu może odbywać się na podstawie pomiarów indywidualnego równoważnika dawki na całe ciało  $H_p(10)$ , ocena ta należy do Inspektora Ochrony Radiologicznej;
- Brak jest silnej korelacji między aktywnościami izotopów w medycynie nuklearnej i indywidualnymi równoważnikami dawek;
- Zmierzone dawki wykazały istotne zróżnicowanie wśród uczestników. Tygodniowe wartości indywidualnych równoważników dawek wynosiły od 0,02 do 0,27  $\mu$ Sv dla soczewek oka i od 0,03 do 0,17  $\mu$ Sv na całe ciało;
- Spośród 45 badanych osób, 2 (tj. 4,4%) miało możliwość przekroczenia 3/10 granicznej dawki równoważnej na soczewki oczu;



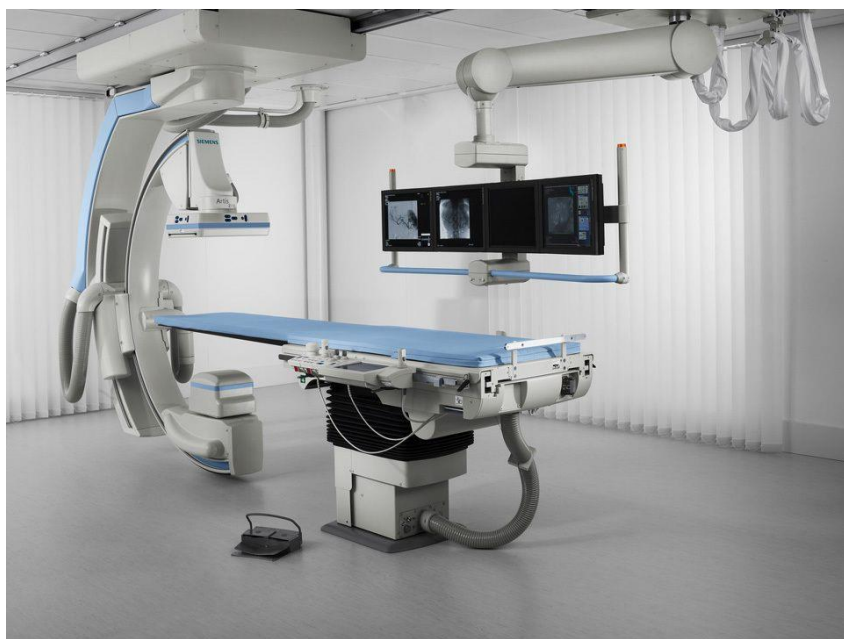
## 5 WYKORZYSTANIE METOD MONTE CARLO NA POTRZEBY OCENY NARAŻENIA PERSONELU W RADIOLOGII INTERWENCYJNEJ

---

Radiologia interwencyjna, mająca swój początek w latach 60tych XX wieku jest wciąż dynamicznie rozwijająca się gałęzią medycyny z pogranicza radiologii i chirurgii. Postęp technologiczny umożliwiający obrazowanie za pomocą promieniowania X w czasie rzeczywistym znalazł szerokie zastosowanie podczas zabiegów chirurgicznych. Radiologia interwencyjna została wyodrębniona ze względu na swoistość badań i możliwość obserwacji w czasie rzeczywistym układu naczyniowego. Główną zaletą, oprócz wykorzystania technik obrazowania w czasie zabiegów leczniczych, jest mniejsze ryzyko wystąpienia powikłań i skutków ubocznych, co stanowi o wysokim standardzie badań. Radiologia interwencyjna znalazła w szczególności zastosowanie podczas zabiegów wewnątrznaczyniowych w schorzeniach naczyń tętniczych i żylnych oraz narządów mięsaszowych (kardiologia interwencyjna).

Podgląd w czasie rzeczywistym jest możliwy do uzyskania dzięki technice fluoroskopii. Lepsze obrazowanie (np. układu wieńcowego) uzyskuje się poprzez zastosowanie środków kontrastujących podawanych dożylnie oraz stosowanie układu wzmacniania obrazu. W radiologii zabiegowej najczęściej wykorzystuje się aparaty w kształcie „ramienia C”, (Rysunek 5.1), w których lampa wraz z zamocowanym na jednym ramieniu detektorem obrazu może poruszać się w dwóch prostopadłych płaszczyznach (patrz Rysunek 5.8), natomiast wysokie wydajności lamp rentgenowskich pozwalają ponadto na wykonanie akwizycji w postaci serii zdjęć diagnostycznych (25-100/min) w czasie ułamków sekund.

Radiologia zabiegowa charakteryzuje się wysokimi dawkami promieniowania, zarówno dla pacjenta, jak i personelu. Obecnie istnieje prawny obowiązek rejestracji dawki dla pacjenta w postaci estymatorów dawki. W zależności od ośrodka u ponad 5% pacjentów obserwuje się zmiany skórne [Kowski, 2012]. Z tego powodu istnieje duże zainteresowanie tematyką związaną z badaniami nad rozwojem metod szacowania dawek dla pacjenta w radiologii interwencyjnej (m.in. [Kopec & in., 2014; Etard & in., 2017]). Z kolei personel wykonujący zabiegi, obok medycyny nuklearnej, jest najbardziej narażoną na promieniowanie grupą zawodową [Kim & in., 2008; Martin, 2009; Budzanowski, Kopec & in.; 2011; Donadille & in., 2011; Szumska, Kopec & in., 2014].



**Rysunek 5.1** Aparat do angiografii SIEMENS ARTIS ZEE [Siemens, Web].

## **5.1 CHARAKTERYSTYKA NARAŻENIA NA PROMIENIOWANIA W RADIOLOGII INTERWENCYJNEJ**

W radiologii interwencyjnej wykorzystuje się promieniowanie rentgenowskie w zakresie napięć do 150 kV. W przypadku oddziaływania fotonów z materią produkowane są cząstki wtórne, głównie elektrony. W dużym uproszczeniu to cząstki naładowane (elektrony) odpowiedzialne są za deponowaną dawkę.

Fotony oddziałują z:

- elektronami atomu;
- jądrem atomu;
- polem elektrycznym jądra atomowego lub polem elektrycznym elektronów.

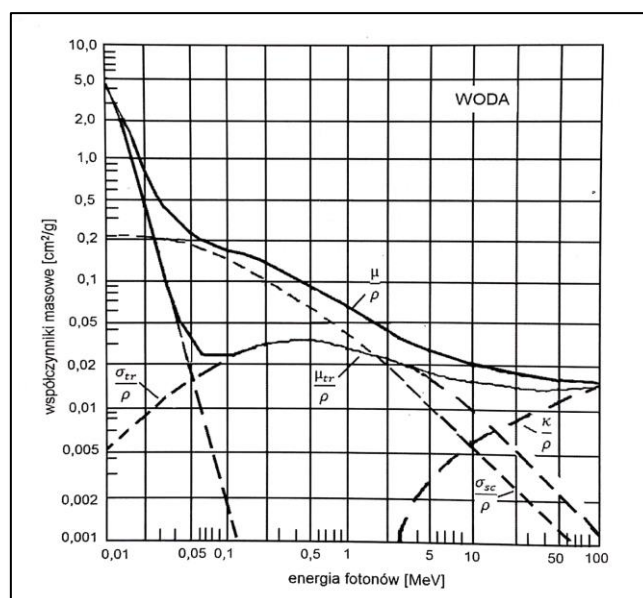
W efekcie dochodzi do:

- Całkowitej absorpcji fotonu;
- Elastycznego rozproszenia fotonu;
- Nieelastycznego rozproszenia fotonu.

W przedziale energii fotonów (promieniowania X lub gamma) stosowanych w medycynie najistotniejsze znaczenie mają:

- Zjawisko Comptona;
- Efekt fotoelektryczny;
- Efekt tworzenia par (dla energii  $>1,022$  MeV, nie występuje dla energii stosowanych w radiologii interwencyjnej).

Prawdopodobieństwo wystąpienia konkretnego zjawiska zależy od dwóch głównych czynników: energii oddziałującego fotonu  $h\nu$  oraz liczby atomowej  $Z$  ośrodka, z którym foton oddziałuje. Ponadto liniowy współczynnik osłabienia jako efekt współoddziaływania fotonów z atomami ośrodka stanowi sumę liniowych współczynników osłabienia poszczególnych efektów współoddziaływania (fotoelektrycznego, Comptona i kreacji par) [Łobodziec, 2016].



**Rysunek 5.2** Zależność całkowitego masowego współczynnika osłabienia ( $\mu/\rho$ ) oraz zależność masowych współczynników osłabienia dla poszczególnych zjawisk od energii fotonu oddziałującego w wodzie jako odpowiednika tkanki miękkiej ( $\tau/\rho$ ;  $\sigma/\rho$ ;  $\kappa/\rho$  – oznaczają kolejno masowe współczynniki osłabienia dla zjawisk: fotoelektrycznego, Comptona i tworzenia par) [Łobodziec, 2016].

Promieniowanie rentgenowskie przenikając przez ciało pacjenta jest osłabiane. Zjawisko to jest spowodowane pochłanianiem i rozpraszaniem promieni rentgenowskich. Osłabienie promieniowania zależy między innymi od energii promieniowania, efektywnej liczby atomowej tkanek, ich gęstości, a także od grubości obiektu. Ta własność promieniowania stanowi podstawę diagnostyki obrazowej i jest

wykorzystywana do otrzymywania obrazów badanych struktur tkankowych. W przedziale stosowanych w rentgenodiagnostyce energii na osłabienie promieniowania X wpływa głównie efekt fotoelektryczny i zjawisko Comptona (Rysunek 3.14).

Dla zabiegów fluoroskopowych zdefiniowano wielkości charakteryzujące narażenie pacjenta, z których najpowszechniej stosowaną jest KAP<sup>13</sup> (*Kerma Air Product*). W wielkościach tych określono również tzw. poziomy referencyjne, które są rozumiane jako poziomy narażenia, których w normalnych warunkach pracy nie należy przekraczać. KAP jest wartością niezależną od odległości od lampy rtg. Istnieje prawny obowiązek raportowania otrzymanych przez pacjenta dawek KAP, stąd wszystkie nowo instalowane aparaty RTG są wyposażone fabrycznie w transmisyjne komory jonizacyjne mierzące dawki w jednostkach KAP, dotyczy to również aparatów instalowanych w pracowniach radiologii interwencyjnej i raportach po wykonanych procedurach (Rysunek 5.3).

Podczas zabiegów radiologii zabiegowej głównym źródłem narażenia personelu jest promieniowanie rozproszone izotropowo m.in. w ciele pacjenta. Ponieważ to źródło promieniowania nie jest ekranowane, największą intensywność promieniowania rozproszonego obserwuje się wstecznie – w kierunku lampy.

W odniesieniu do podstawowych zasad ochrony radiologicznej (patrz Rozdział 2.4) podczas zabiegów z zakresu radiologii interwencyjnej nie jest możliwe ograniczenie czasu i odległości od źródła promieniowania. Zaleca się stosowanie dodatkowych zabezpieczeń w postaci: fartuchów i okularów ochronnych oraz ruchomych osłon.

Podczas zabiegów obecny jest personel składający się z:

- Lekarza;
- Pielęgniarki;
- Technika.

Ocenę narażenia poszczególnych grup personelu medycznego podczas wykonywania procedur radiologii i kardiologii interwencyjnej przedstawiono w pracy [Szumska, 2015] Zwrócono tam szczególną uwagę na znaczny rozrzut dawek jakie otrzymuje personel podczas wykonywania pojedynczej procedury jednak nie znaleziono znaczącej korelacji pomiędzy wielkościami dawek dla pacjenta i personelu [Szumska, 2015; Szumska, Kopec & in., 2016]. Oznaczało to, że na podstawie dawek otrzymanych przez pacjenta

---

<sup>13</sup> KAP- **Iloczyn kerma - powierzchnia (P<sub>KA</sub>)** – jest całką kermy w powietrzu w obszarze wiązki promieniowania rentgenowskiego w płaszczyźnie prostopadłej do wiązki. Początkowo powszechnie stosowanym pojęciem było DAP (ang. *Dose-Area Product*), obecnie stosuje się KAP (ang. *Air Kerma-Area Product*), dla promieniowania rentgenowskiego KAP=DAP. Oficjalna notacja zalecana w raporcie ICRP 74 to P<sub>KA</sub>. W układzie SI jednostką KAP jest [Gyxm<sup>2</sup>], a wielkość tę dla promieniowania rentgenowskiego określa wzór:

$$P_{KA} = DAP = KAP = \int_A K(A) dA \quad [Gyxm^2]$$

gdzie: – A - powierzchnia wiązki na komorze DAP [m<sup>2</sup>].



nie można oceniać dawek dla personelu. Wielkości mierzone obecnie przez detektory w aparatach rentgenowskich: skumulowana kerma w powietrzu w punkcie referencyjnym  $K_{IRP}$  [mGy] oraz kerma w powietrzu,  $P_{KA}$  [Gycm<sup>2</sup>], w obszarze wiązki promieniowania rentgenowskiego w płaszczyźnie prostopadłej do wiązki, mogą służyć jedynie jako ocena całkowitej dawki otrzymanej przez pacjenta. W pomiarach tego typu trudno jest ocenić, przyczynki poszczególnych projekcji do dawki jaką otrzymuje personel.

EXAM PROTOCOL									
Patient Info									
Name: [redacted]					Sex: M ID: [redacted]				
Patient Position: HFS 13-Sep-11 04:12:39									
1	CARD	FIXED	Coro ND	6s	10F/s	13-Sep-11	04:23:51		
A	101kV 758mA	10.1ms	400CL large	0.0Cu 20cm	442.4µGym <sup>2</sup>	69.1mGy	41LAO	0CPA	63F
2	CARD	FIXED	Coro ND	9s	10F/s	13-Sep-11	04:24:07		
A	87kV 814mA	6.8ms	600CL large	0.1Cu 20cm	208.6µGym <sup>2</sup>	32.6mGy	36RAO	1CRA	86F
3	CARD	FIXED	Coro ND	4s	10F/s	13-Sep-11	04:26:07		
A	112kV 688mA	10.1ms	***** large	0.0Cu 20cm	369.7µGym <sup>2</sup>	60.5mGy	50LAO	14CRA	44F
4	CARD	FIXED	Coro ND	5s	10F/s	13-Sep-11	04:26:19		
A	113kV 677mA	10.1ms	***** large	0.0Cu 20cm	283.7µGym <sup>2</sup>	56.8mGy	39LAO	41CAU	47F
5	CARD	FIXED	Coro ND	5s	10F/s	13-Sep-11	04:26:39		
A	84kV 812mA	6.7ms	***** large	0.0Cu 20cm	174.6µGym <sup>2</sup>	27.9mGy	31RAO	17CAU	50F
6	CARD	FIXED	Coro ND	4s	10F/s	13-Sep-11	04:26:52		
A	100kV 764mA	9.6ms	***** large	0.0Cu 20cm	259.2µGym <sup>2</sup>	46.8mGy	13RAO	38CRA	45F
7	CARD	FIXED	Coro ND	4s	10F/s	13-Sep-11	04:34:38		
A	91kV 790mA	8.2ms	***** large	0.0Cu 20cm	185.9µGym <sup>2</sup>	32.0mGy	15RAO	40CRA	40F
8	CARD	FIXED	Coro ND	1s	10F/s	13-Sep-11	04:35:11		
A	102kV 749mA	10.1ms	***** large	0.0Cu 20cm	35.0µGym <sup>2</sup>	6.9mGy	15RAO	40CRA	6F
Dilatation Timer 0:17min 13-Sep-11 04:35:24									
9	CARD	FIXED	Coro ND	3s	10F/s	13-Sep-11	04:35:42		
A	88kV 818mA	6.8ms	***** large	0.0Cu 20cm	112.0µGym <sup>2</sup>	22.2mGy	15RAO	40CRA	34F
10	CARD	FIXED	Coro ND	1s	10F/s	13-Sep-11	04:36:03		
A	102kV 745mA	10.1ms	***** large	0.0Cu 20cm	35.9µGym <sup>2</sup>	7.1mGy	15RAO	40CRA	6F
Dilatation Timer 0:22min 13-Sep-11 04:36:17									
11	CARD	FIXED	Coro ND	3s	10F/s	13-Sep-11	04:36:36		
A	92kV 814mA	6.8ms	***** large	0.0Cu 20cm	133.8µGym <sup>2</sup>	23.4mGy	15RAO	40CRA	34F
12	CARD	FIXED	Coro ND	2s	10F/s	13-Sep-11	04:37:09		
A	94kV 810mA	6.8ms	***** large	0.0Cu 20cm	92.4µGym <sup>2</sup>	14.7mGy	34LAO	33CAU	20F
13	CARD	FIXED	Coro ND	4s	10F/s	13-Sep-11	04:40:27		
A	105kV 728mA	10.1ms	***** large	0.0Cu 20cm	262.8µGym <sup>2</sup>	49.0mGy	36LAO	37CAU	42F
Dilatation Timer 0:26min 13-Sep-11 04:40:49									
14	CARD	FIXED	Coro ND	3s	10F/s	13-Sep-11	04:41:06		
A	78kV 803mA	6.7ms	***** large	0.0Cu 20cm	85.5µGym <sup>2</sup>	15.9mGy	9RAO	37CRA	33F
15	CARD	FIXED	Coro ND	1s	10F/s	13-Sep-11	04:41:20		
A	96kV 803mA	8.9ms	***** large	0.0Cu 20cm	31.1µGym <sup>2</sup>	5.8mGy	9RAO	37CRA	6F
16	CARD	FIXED	Coro ND	3s	10F/s	13-Sep-11	04:42:15		
A	104kV 734mA	10.1ms	***** large	0.0Cu 20cm	205.1µGym <sup>2</sup>	39.3mGy	36LAO	40CAU	32F
17	CARD	FIXED	Coro ND	5s	10F/s	13-Sep-11	04:42:35		
A	90kV 806mA	7.5ms	***** large	0.0Cu 20cm	200.1µGym <sup>2</sup>	33.7mGy	14RAO	37CRA	46F
18	CARD	FIXED	Coro ND	4s	10F/s	13-Sep-11	04:43:01		
A	97kV 783mA	8.2ms	***** large	0.0Cu 20cm	219.0µGym <sup>2</sup>	36.9mGy	14RAO	37CRA	42F
19	CARD	FIXED	Coro ND	4s	10F/s	13-Sep-11	04:43:17		
A	102kV 749mA	10.1ms	***** large	0.0Cu 20cm	276.0µGym <sup>2</sup>	46.5mGy	36LAO	35CAU	39F

*1000 5min  
543,7 µGym<sup>2</sup> 30  
Page 1 of 2 847 mGy*

Rysunek 5.3 Przykładowy protokół z zabiegu kardiologii interwencyjnej.

Badania te również potwierdziły, że spośród personelu najbardziej narażony na promieniowanie w radiologii interwencyjnej jest lekarz, który podczas zabiegu znajduje się w bezpośrednim sąsiedztwie lampy i pacjenta. Ciało pacjenta i aparatura są źródłem

promieniowania rozproszonego. Doświadczalne wyznaczenie wpływu promieniowania rozproszonego na wartość dawki można prowadzić z wykorzystaniem fantomów antropomorficznych i sztucznym wywołaniem założonych projekcji, jednak w warunkach klinicznej pracy z pacjentem jest to praktycznie niewykonalne. Z pomocą mogą przyjść symulacje Monte Carlo, umożliwiające uwzględnienie w ocenie narażenia zarówno wpływu ułożenia źródła promieniowania w stosunku do pacjenta oraz stosowanych osłon na wartość dawki otrzymywanej przez personel

## 5.2 SYMULACJE Z ZASTOSOWANIEM METOD MONTE CARLO

Metody Monte Carlo (MC) znalazły szerokie zastosowanie w wielu dziedzinach nauki i techniki. Jedną z nich jest transport promieniowania w ośrodku materialnym. Oddziaływanie promieniowania jonizującego z ośrodkiem jest procesem stochastycznym. W metodzie Monte Carlo określa się w oparciu o matematyczne metody statystyczne transport promieniowania, postrzegane jako sekwencja reakcji i historię ruchu cząstki<sup>14</sup>. Znając prawa rządzące procesami elementarnymi oraz stosując zestaw liczb losowych można prześledzić historię cząstki od momentu jej powstania do momentu zniknięcia. Istnieje wiele programów opartych o metody MC służących do symulacji zjawisk transportu cząstek w ośrodku materialnym, np. EGS, ETRAN, MCNP [Andreo, 1991].

Na możliwości zastosowania kodu Monte Carlo do symulacji w radiologii interwencyjnej zwrócono uwagę w związku z wciąż rosnącym zastosowaniem tego typu badań, jak również z obniżonym limitem dawek na soczewki oczu [Koukorava & in., 2011]. Do obliczeń podczas symulacji zastosowano wirtualne, antropomorficzne,

---

<sup>14</sup> Zdarzenie  $x$ , odpowiadające zdarzeniu, któremu podlega cząstka, jako wartość zmiennej losowej zawiera się w możliwym przedziale  $x_{\min} \leq x \leq x_{\max}$ . Rozkład zmiennej losowej określa prawdopodobieństwo przyjęcia przez nią danej wartości (lub przedziału wartości):

$$P(x|x_1 < x < x_1 + dx) = p(x_1)dx$$

gdzie  $p(x) \geq 0$  jest funkcją gęstości prawdopodobieństwa zmiennej  $x$ .

Funkcja gęstości prawdopodobieństwa jest zawsze tak znormalizowana, aby całka po całym zakresie zmiennej  $x_1$  była równa 1 [Salvat & in., 2008].

$$\int_{x_{\min}}^{x_{\max}} p(x)dx = 1$$

Scałkowana funkcja rozkładu to dystrybuanta  $F(x)$ . Dystrybuanta  $F(x)$  jest monotonicznie niemalejącą funkcją o wartościach w przedziale  $[0,1]$ .

Wylosowanie liczby  $\zeta$  z przedziału  $[0,1]$  jest równoznaczne z wylosowaniem wartości dystrybuanty  $F(x_1)$  zmiennej losowej  $x$ . W oparciu o znaną postać funkcji rozkładu gęstości  $p(x)$  wyznacza się wartość  $x_1$ :

$$F(x_1) = \int_{-\infty}^{x_1} p(x)dx = \zeta$$

fantomy matematyczne. Praca [Santos & in., 2015] porusza głównie zagadnienia związane z narażeniem pacjenta i wpływem zmian stosowanych filtracji, kątów projekcji promieniowania X, osłon ołowianych na parametry stosowane w narażeniu pacjenta podczas zabiegów w radiologii operacyjnej. Do wyznaczenia KAP i dawki wejściowej na skórę zastosowano kod transportu promieniowania MCNPX. W pracy tej zbadano również narażenie lekarza wykonującego zabieg w zależności od stosowanych osłon oraz wskazano na możliwe zastosowanie metod MC do obliczania skutecznych dawek i dawek wejściowych na skórę w praktyce klinicznej. Kolejne dwie prace z zastosowaniem kodu MCNPX [Ferrari & in., 2016; Santos & in., 2018] dotyczyły narażenia na promieniowanie jonizujące w radiologii interwencyjnej i ukazały się w związku z obniżeniem rocznego limitu dawki na soczewki oczu do 20 mSv. W pracy [Ferrari & in., 2016] zaprezentowano wyniki symulacji projektu ORAMED, zajmującego się m.in. zagadnieniami związanymi z dawkami na soczewki oczu dla pracowników w radiologii zabiegowej [ORAMED, web]. Symulowano dawki na soczewki oka, rękę, nadgarstek i nogi operatora w zależności od napięcia lampy, filtracja, projekcji. Napięcie lampy rtg wynosiło od 60 do 110 kV. Wyniki symulacji wskazały, iż dawki dla operatora zmniejszają się wraz ze wzrostem napięcia i filtracji. Druga z prac poruszała tematykę dotyczącą stosowania dodatkowych osłon, ale również wielkości pacjenta.

Symulacje są interesującym rozwiązaniem, które pozwala odpowiedzieć na pytania personelu dotyczące stosowanych technik. W praktyce zakres stosowanych napięć nie zależy od dobrej woli operatora a od konieczności uzyskania obrazów przydatnych pod względem diagnostycznym. Parametrami i czynnikami, na które rzeczywiście można wpływać jest filtracja oraz stosowanie dodatkowych osłon. Taką osłoną może być fartuch, dzięki któremu zredukujemy dawki na całe ciało, okulary ochronne, które chronią soczewki oka oraz dodatkowe ruchome osłony. Jednakże zaobserwowano, że używanie dedykowanych okularów ze szkła ołowianego jest uważane przez radiologów za bardzo niekomfortowe, stąd często tego typu osłony nie znajdują zastosowania w praktyce.

Przytoczone zagadnienia stały się motywacją do stworzenia modelu, jako narzędzia oceny narażenia personelu w zakładach radiologii interwencyjnej. Model ten może zostać również zaimplementowany do oceny narażenia pacjenta podczas zabiegów.

### **5.3 Kod PENELOPE**

Dla oceny narażenia lekarzy w radiologii interwencyjnej wykonano symulacje MC z zastosowaniem kodu transportu promieniowania PENELOPE (ang. *PENetration and Energy Loss of Positrons and Electrons in matter*) [Salvat & in., 2008]. PENELOPE posiada algorytmy potrzebne do symulacji fotonów, elektronów i pozytonów, zarówno w przypadku, gdy są to pierwotne źródła promieniowania, jak i gdy cząstki te powstaną w wyniku oddziaływania promieniowania z materią. Struktura kodu opiera się na

modelach rozpraszania zawierających bazy danych z modelami wyznaczonymi analitycznie dla przekrojów czynnych różnego rodzaju interakcji promieniowania dla energii z przedziału 50 eV do 1 GeV, takich jak:

- Elastyczne rozpraszania elektronów i pozytonów
- Nieelastyczne zderzenia elektronów i pozytonów
- Emisja promieniowania hamowania przez elektrony i pozytony
- Anihilacja pozytonów
- Jonizacja atomów
- Rozpraszanie Rayleigha
- Efekt Comptona
- Efekt fotoelektryczny
- Produkcja par elektron-pozyton

Zdarzenia są opisane rozkładami prawdopodobieństwa (przekrojami czynnymi). Rozważając historię toru cząstki wyróżniamy następujące kroki, powtarzane, aż do zakończenia historii cząstki:

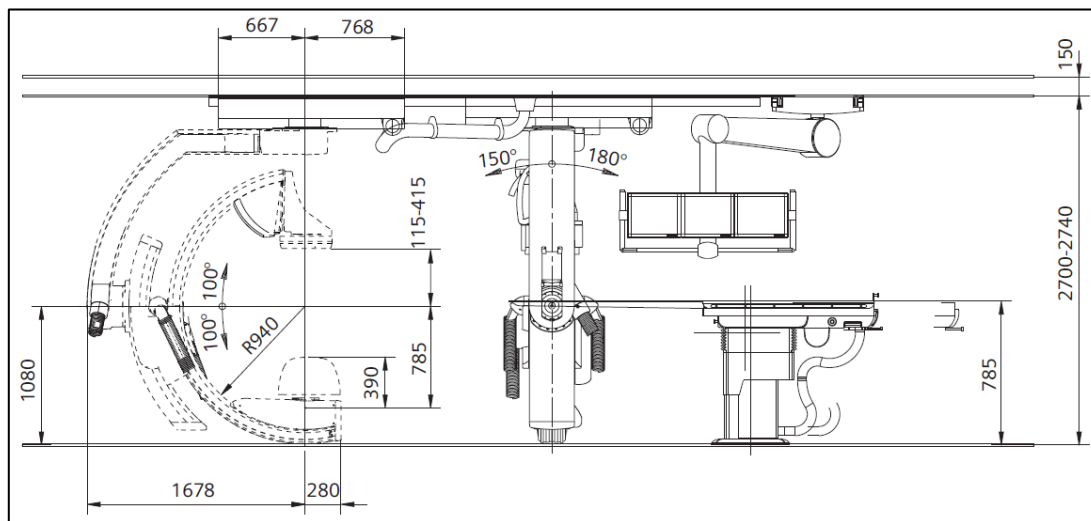
1. Emisja cząstki/fotonu o energii  $E$  ze źródła o określonym położeniu.
2. Losowanie prawdopodobieństwa kolejnego oddziaływania (miejsca i rodzaju z uwzględnieniem materiału w jakim znalazła się cząstka).
3. Losowanie kolejnego kierunku lotu cząstki z uwzględnieniem nowej energii początkowej po zdarzeniu z punktu 2.

Do wykonania symulacji w kodzie PENELOPE wymagane jest przygotowanie głównego programu wykonawczego pozwalającego na symulację konkretnego przypadku. Programem wykonawczym dla tego kodu jest plik napisany w języku programowania FORTRAN. Oprócz głównego sterującego programu wykonawczego pozwalającego na przeprowadzanie symulacji elektron-foton-pozyton w modelach geometrycznych modelowanie w kodzie transportu promieniowania PENELOPE wymaga przygotowania trzech plików wejściowych:

- \*.geo- plik z modelem geometrycznym, na którym zostanie wykonana symulacja. Zdefiniowane w niezależnym pliku struktury są sterowane za pomocą procedury PENGEOM, która kontroluje ruch cząstek w poszczególnych elementach modelu;
- \*.mat –plik z informacjami na temat materiałów występujących w modelu, umożliwi wyliczenie bądź pobranie z bibliotek danych fizycznych takich jak np. przekroje czynne;
- \*.in –plik wykonawczy, definiujący m.in. źródło promieniowania, zawiera również informacje o rodzajach detektorów i nazwach plików, w których zapisywane są dane wyjściowe.

## 5.4 MODEL GEOMETRYCZNY

Rysunek 5.4 przedstawia schemat instalacyjny aparatu w sali operacyjnej. Uproszczony model tego urządzenia wykonano na podstawie wymiarów dołączonych w specyfikacji urządzenia.

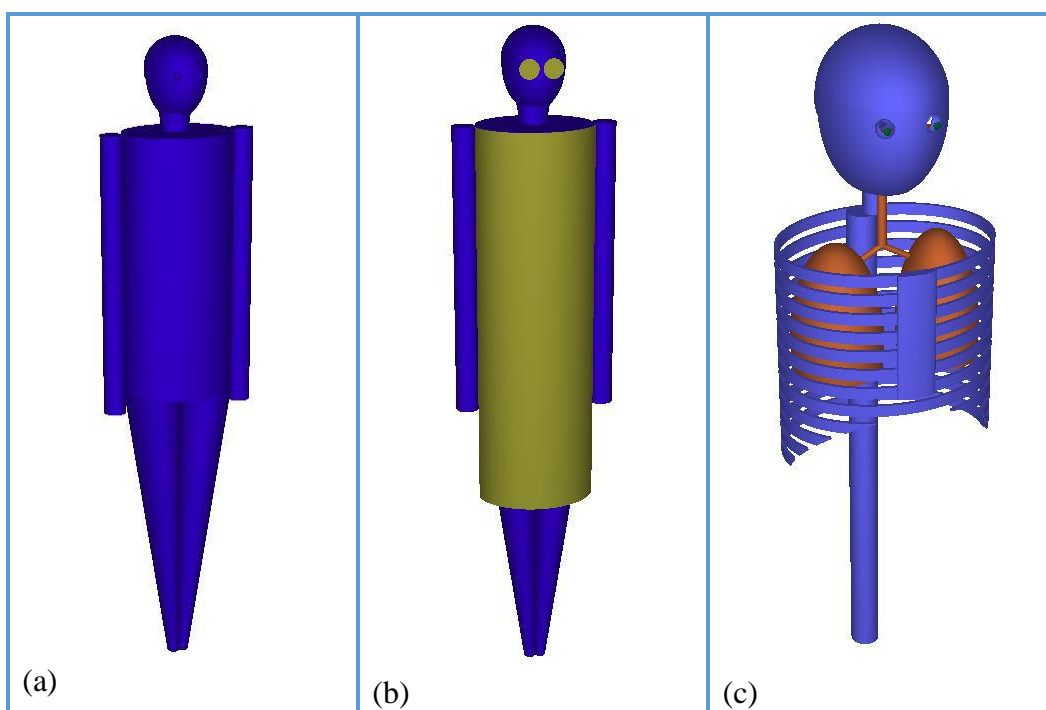


**Rysunek 5.4** Schemat aparatury rentgenowskiej ARTIS ZEE CELING MOUNTES marki SIEMENS – rysunek zaczerpnięty z ulotki informacyjnej producenta.

Na potrzeby symulacji stworzono własny model geometryczny. Może on być modyfikowany w zależności od wykonywanych symulacji. W wersji podstawowej na kompletny model, na którym zostały przeprowadzone symulacje, składają się trzy główne elementy:

- Aparat rentgenowski, odwzorowany na podstawie modelu ARTIS ZEE CELING MOUNTES marki SIEMENS wraz ze stołem operacyjnym (Rysunek 5.1). Wszystkie parametry aparatury odtworzono na podstawie specyfikacji urządzenia. Według specyfikacji urządzenia blat stołu operacyjnego stanowi ekwiwalent 3 mm aluminium. Materiały z jakich został wykonany model aparatury to: aluminium (ramię C wraz z elementami mocującymi) i PCV (układ regulujący wysokość stołu).
- Pacjent - podczas zabiegu jest on rzeczywistym elementem rozpraszania promieniowania pochodzącego z lampy rentgenowskiej. Zaimplementowano jednorodny model pacjenta, składający się wyłącznie z wody, która w dużym przybliżeniu pełni funkcje ekwiwalentu ciała człowieka. Istnieje możliwość rozwoju modelu pacjenta.

- Lekarz –operator (Rysunek 5.5) jest dokładniejszą wersją modelu pacjenta, zawiera elementy kostne (czaszka, klatka piersiowa, kręgosłup), płuca wraz z drogami oddechowymi i soczewkami oczu. Model lekarza dostępny jest również opisany w opcji z osłonami w postaci fartucha ołowianego i okularów ochronnych o ekwiwalencie 0,5 mm Pb. Model lekarza i pacjenta został sporządzony na podstawie tzw. referencyjnego człowieka ICRP, mężczyzna ok 170 cm wzrostu, 70 kg wagi. Kompletny model geometryczny zawiera się w prostopadłościanie wypełnionym powietrzem symulującym salę zabiegową.



**Rysunek 5.5** Model lekarza zastosowany w przygotowanej konfiguracji: bez osłon (a), sylwetka z osłonami (b). W modelu lekarza uwzględniono narządy (płuca, drogi oddechowe, soczewki oczu) i struktury kostne (c).

## 5.5 ŹRÓDŁO PROMIENIOWANIA

Źródło promieniowania jest definiowane na podstawie generatora widm z lampy rentgenowskiej znajdującego się na stronie producenta aparatury rentgenowskiej SIEMENS [Siemens, Web].

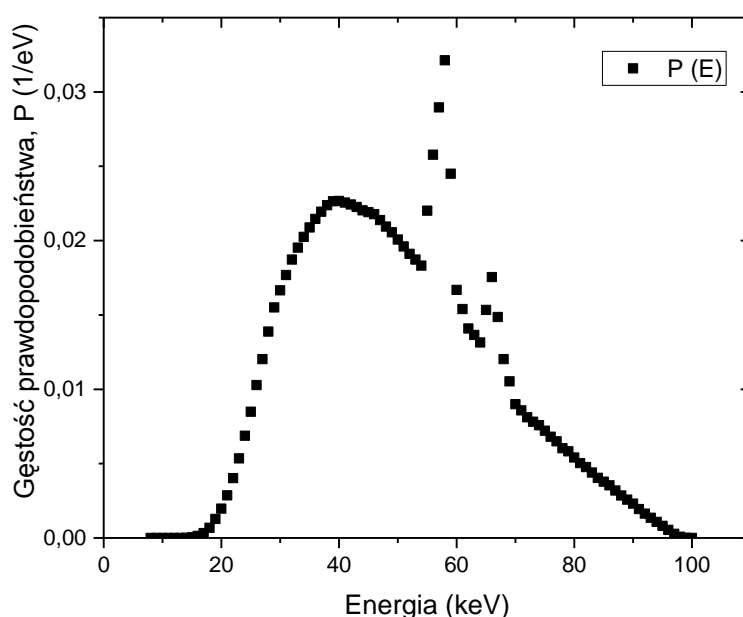
Dla celów przedstawienia reprezentatywnych wyników przyjęto parametry lampy:

- Napięcie lampy rentgenowskiej z anodą wolframową, 100 kVp – na podstawie protokołów z zabiegów przeprowadzanych w Specjalistycznym Szpitalu

im. E. Szczeklika w Tarnowie. Wartość 100 kVp jest średnią wartością jaka była używana podczas zabiegów (przedział 90 -110 kVp).

- Filtracja całkowita lampy rentgenowskiej 2,5 mm Al.

W kodzie PENELOPE wymagane jest podanie źródła promieniowania w formie dyskretnego rozkładu prawdopodobieństwa widma energetycznego (lub energii w przypadku promieniowania monochromatycznego). Widmo energetyczne otrzymano w funkcji ilości zliczeń fotonów dla poszczególnych napięć z krokiem próbkowania 1 keV (Rysunek 5.6).



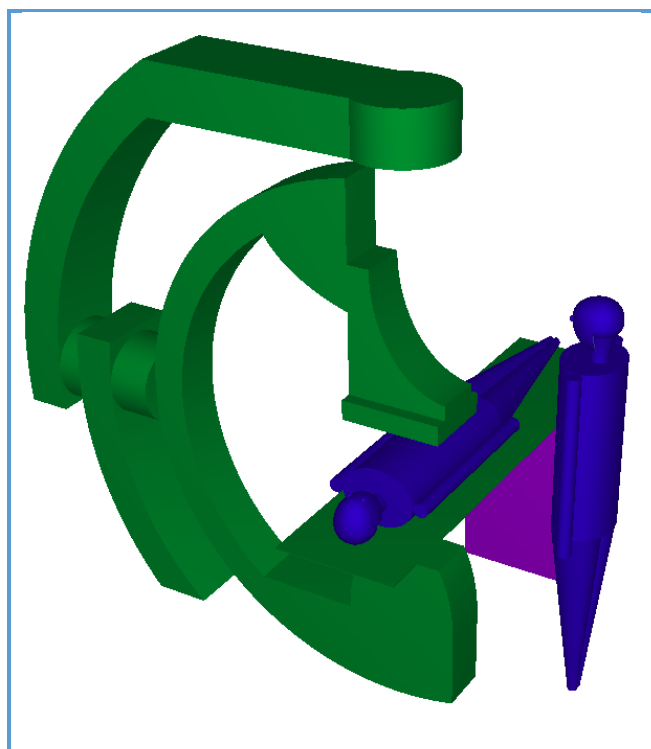
**Rysunek 5.6** Znormalizowane widmo energetyczne dla napięcia 100 keV i filtracji 2.5 mm Al (wyliczone za pomocą oprogramowania [Siemens, Web]).

## 5.6 RODZAJE SYMULOWANYCH PROJEKCJI

Ramię C ma możliwość obrotu w dwóch płaszczyznach, co daje możliwość obrazowania w różnych projekcjach. Projekcja określona jest przez wartość kąta odchylenia lampy oraz jego kierunek (Rysunek 5.8). Jako wariant referencyjny przyjęto ustawienie lampy (w stosunku do ułożenia pacjenta) w pozycji PA (ang. Postero - Anterior, tylny - przedni) (Rysunek 5.7) bez osłon promieniowania. Lekarz radiolog w zależności od przeprowadzanego zabiegu i geometrii pacjenta ma możliwość wyboru

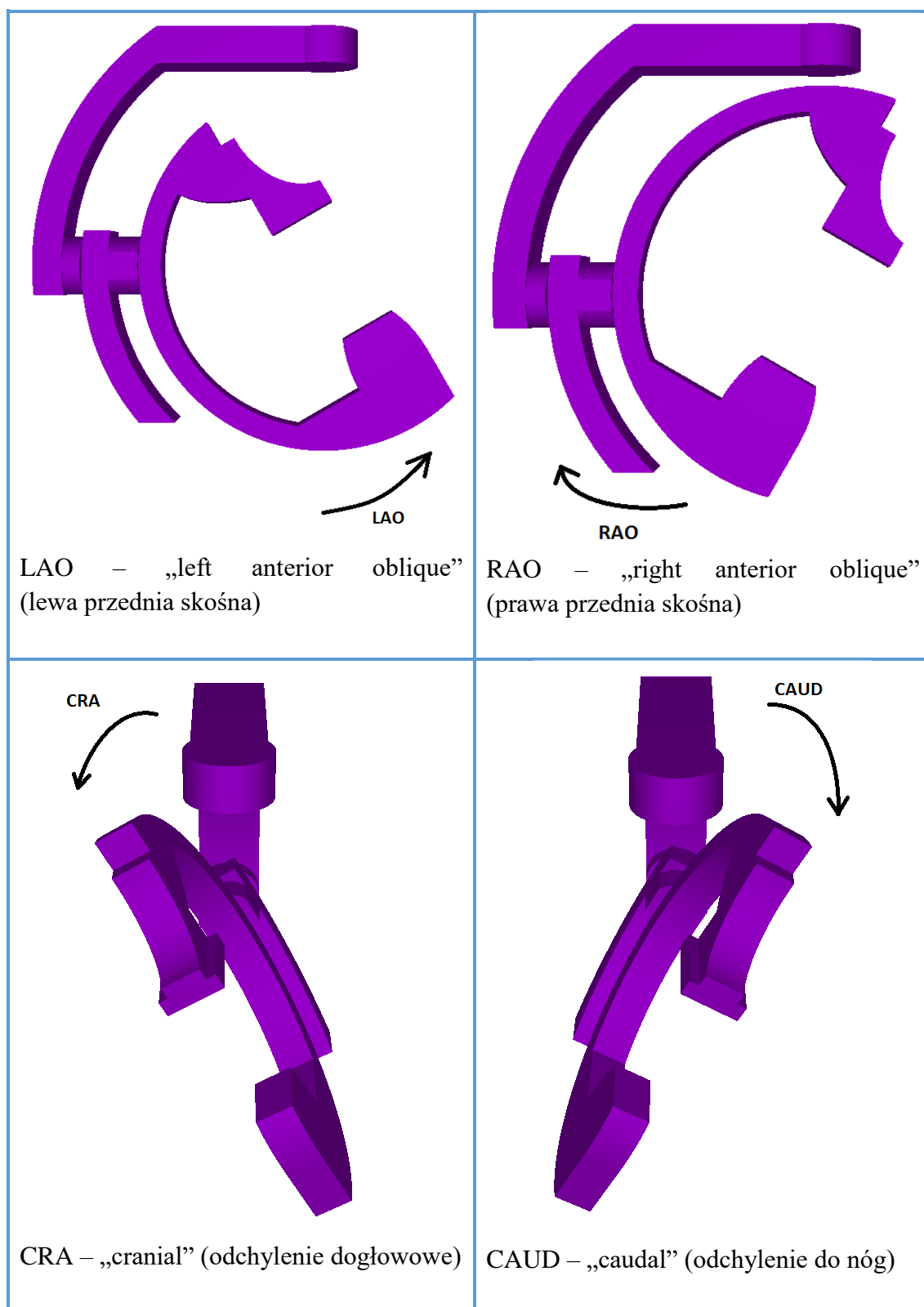
projekcji. Różnica pomiędzy modelem referencyjnym (PA) polega na zmianie ustawienia ramienia C względem pacjenta.

Wynikiem symulacji jest energia zdeponowana przez cząstkę pierwotną oraz wszystkie cząstki wtórne w wyniku ich oddziaływania z materią. Wyniki symulacji odnoszone są do modelu referencyjnego. Celem porównania było zbadanie wpływu ustawienia ramienia C na dawkę na całe ciało lekarza i na jego soczewki oczu.



**Rysunek 5.7** Schemat aparatury rentgenowskiej wraz z pacjentem i lekarzem w pozycji PA przyjętej w symulacjach za referencyjną.





**Rysunek 5.8** Rodzaje projekcji stosowane w radiologii interwencyjnej.

Dla konfiguracji ramienia C ustalonych na podstawie protokołów z zabiegów przeprowadzanych w Specjalistycznym Szpitalu im. E. Szczeklika w Tarnowie zbadano wpływ następujących projekcji w diagnostyce chorób układu wieńcowego i stosowanych materiałów ochronnych na poziom narażenia personelu medycznego.

**LMCA- lewa tętnica wieńcowa**

RAO 30° CAUD 20°

RAO 8° CRA 40°

LAO 45° CRA 20°

LAO 45° CAUD 45°

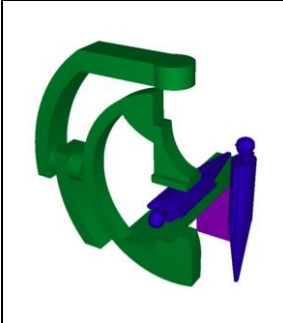
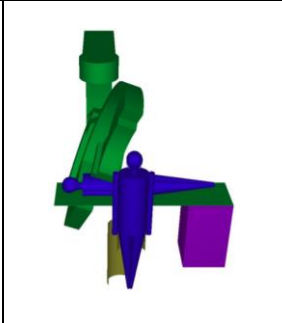
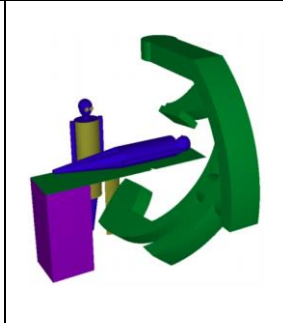
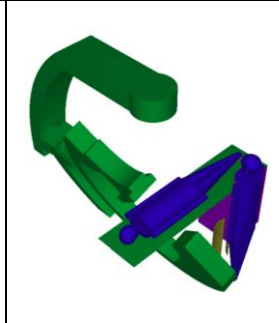
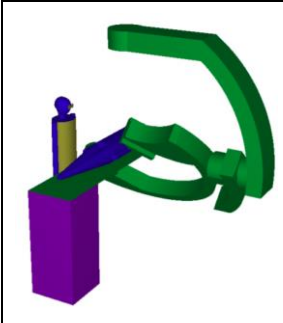
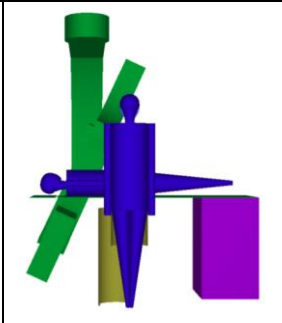
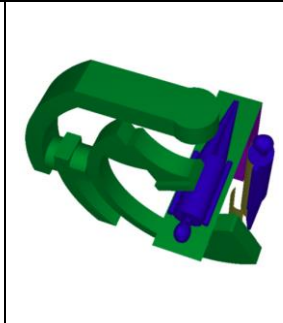
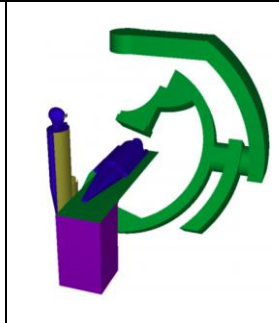
RAO 5° CAUD 25°

**RCA- prawa tętnica wieńcowa**

LAO 30°

LAO 15° CRA 35°

Na (Rysunek 5.9) przedstawiono przykładowe ustawienie lampy względem pacjenta zastosowane podczas symulacji.

			
Projekcja referencyjna: PA	RAO 30 CAUD 20	RAO 8 CRA 40	LAO 45 CRA 20
			
LAO 45 CAUD 45	RAO 5 CAUD 25	LAO 30	LAO 15 CRA 35

**Rysunek 5.9.** Projekcje zastosowane podczas symulacji.

## 5.7 WPLYW STOSOWANYCH PROJEKCJI NA DAWKI PERSONELU MEDYCZNEGO

Wyniki symulacji wskazują, iż jedynie odchylenie ramienia C od nóg prawo przednio skośne (projekcja RAO30 CAUD20) powoduje zmniejszenie ekspozycji na korpus ciała lekarza o ok 20%, natomiast soczewek oczu o niemal połowę. W każdej z pozostałych projekcji zaobserwowano wzrost ilości zdeponowanej energii od 20% do ponad 3krotnego (wynik ten jest zgodne z wynikiem uzyskanym w pracy [Salvat & in., 2001]).

Lekarze radiolodzy są najbardziej narażeni na promieniowanie podczas projekcji lewych skośnych (LAO). Wpływ na dawkę ma zarówno promieniowanie rozproszone w ciele pacjenta, ale również fotony rozproszone od układu detekcyjnego aparatury, co do tej pory nie było mocniej akcentowane w literaturze. Narażenie w stosowanych projekcjach, w zależności od ułożenia lampy (odgłowego lub od nóg) wzrasta od 1,85 do 3,38. Ustawienie lampy w projekcji PA wykazało zmniejszenie ilości zdeponowanej energii w ciele lekarza w stosunku do projekcji LAO, zatem promieniowanie rozproszone przez pacjenta ma mniejszy wpływ na narażenie radiacyjne niż rozproszenia od aparatury.

W przypadku narażenia personelu jedynie stosowanie projekcji RAO30 CAUD20 zmniejsza narażenie. Stosowanie pozostałych projekcji może powodować wzrost narażenia nawet ponad 3krotnie (Tabela 5.1).

**Tabela 5.1** Narażenia na promieniowanie lekarza obsługującego aparat podczas zabiegu radiologii interwencyjnej w zależności od stosowanych projekcji w odniesieniu do modelu referencyjnego (PA).

Projekcja	Stosunek dawek na całe ciało w danej projekcji w odniesieniu do modelu referencyjnego (PA)	Stosunek dawek na soczewki oczu w danej projekcji w odniesieniu do modelu referencyjnego (PA)
AP	1	1
RAO30 CAUD20	0,79	0,55
RAO8 CRA40	1,22	1,35
LAO45 CRA20	3,38	1,10
LAO45 CAUD45	2,82	2,48
RAO5 CAUD25	1,27	1,19
LAO 30	2,49	2,22
LAO15 CRA35	1,85	2,02

## 5.8 WPLYW STOSOWANYCH OSŁON NA DAWKI W CIELE LEKARZA I SOCZEWKACH OCZU

W tabeli 5.2 zaprezentowano wartości dawek na całe ciało i na soczewki oczu, przy zastosowaniu przez lekarza osłon stałych, okularów ochronnych dla soczewek oczu oraz fartucha ołowianego znormalizowane do dawek bez osłon.

**Tabela 5.2** Wpływ stosowanych osłon: fartucha ołowianego na całe ciało i okularów ołowianych o ekwiwalencie 0,5 mm Pb na dawki otrzymane przez lekarza. Stosunek wyraża spadek dawki w stosunku do dawki zdeponowanej w ciele człowieka lub soczewkach oczu bez zastosowania dodatkowych zabezpieczeń w postaci osłon.

Projekcja	Stosunek dawek na całe ciało z zastosowaniem fartucha ołowianego do dawek bez dodatkowej osłony	Stosunek dawek na soczewki oczu z zastosowaniem okularów ołowianych do dawek bez dodatkowej osłony
RAO 30 CAUD 20	0,81	0,55
RAO 8 CRA 40	0,15	0,18
LAO 45 CRA 20	0,07	0,23
LAO 45 CAUD 45	0,13	0,17
RAO 5 CAUD 25	0,44	0,35
LAO 30	0,69	0,23
LAO 15 CRA 35	0,22	0,20

Stosowanie osłon zmniejsza narażenie na promieniowanie jonizujące w każdym z rozpatrywanych przypadków. Symulacje z zastosowaniem okularów ochronnych o ekwiwalencie ołowiu 0,5 mm wykazały ponad 90% spadek ilości zdeponowanej energii. Użycie kolejnej osłony, w tym przypadku osłony mobilnej o ekwiwalencie ołowiu 1 mm Pb praktycznie całkowicie eliminuje narażenie radiacyjne soczewek oczu.

Należy zaznaczyć, iż wartości dawek są zależne od stosowanych napięć, a więc widma promieniowania. Fartuch ołowiany jako osłona ciała jest najskuteczniejszy dla energii do około 70 -80 keV, tj. dla krawędzi absorpcji dla ołowiu.

## **5.9 WYKORZYSTANIE METOD MONTE CARLO NA POTRZEBY OPTYMALIZACJI**

Opracowany model sali zabiegowej oraz personelu i pacjenta został stworzony celem oszacowania wpływu wybieranych podczas zabiegów w radiologii interwencyjnej projekcji i energii na narażenie personelu. Pozwolił on również ocenić wpływ stosowanych osłon (lub ich braku) na dawkę otrzymywaną przez osobę wykonującą zabieg. Każdorazowo po wykonanej procedurze w radiologii interwencyjnej generowany jest protokół określający rodzaj użytych przez radiologów projekcji i odpowiadające im energie promieniowania (napięcia na lampie), filtracje oraz dawki raportowane dla pacjenta (tzw. KAP) (Rysunek 5.3). Przedstawione w rozdziałach 5.7-5.8 wyniki symulacji zostały opracowane na podstawie protokołów ze Szpitala Specjalistycznego im. Szczeklika w Tarnowie. Model jest uniwersalny i może być stosowany przez osoby odpowiedzialne za ochronę radiologiczną w jednostkach szpitalnych, jak również samych radiologów. Umożliwia on zmianę parametrów wejściowych, z których głównymi są źródło promieniowania oraz projekcja. Dostępne pliki geometryczne zostały skonfigurowane dla standardowego pacjenta i personelu. Model pozwala zarówno na zmianę konfiguracji geometrycznej np. symulację rozmiaru pacjenta na dawkę, jak i dowolny wybór projekcji oraz osłon.

Modele matematyczne oparte o metody Monte Carlo umożliwiają obliczenie pochłoniętej energii w zadanym punkcie ciała). W oparciu o te wyniki istnieje możliwość wyznaczenia optymalnych wartości projekcji, wskazania konieczności stosowania dodatkowych osłon oraz określenie poziomu narażenia w zależności od zastosowanej procedury. Tego typu zależności znajdują zastosowanie w tworzeniu wytycznych celem optymalizacji podczas pracy z promieniowaniem.



## **6 SPECYFICZNE ASPEKTY NARAŻENIA PERSONELU NA PROMIENIOWANIE JONIZUJĄCE W RADIOTERAPII PROTONOWEJ**

---

Nowotwory złośliwe są obecnie w Polsce drugą, po chorobach układu krążenia, przyczyną zgonów w Polsce. W przeciągu ostatnich 30stuleci lat liczba zachorowań na nowotwory wzrosła ponad dwukrotnie [Wojciechowska & Didkowska, web]. Do głównych metod leczenia nowotworów zalicza się: chirurgię, chemioterapię i radioterapię. Ponad połowa chorych na nowotwory na jednym z etapów leczenia jest poddawana radioterapii.

Podstawą zastosowania promieniowania jonizującego do leczenia nowotworów w radioterapii jest obserwacja, iż promieniowanie jonizujące powoduje niszczenie komórek nowotworowych. Jonizacja w komórkach żywych wywołuje szereg zjawisk fizykochemicznych prowadzących do upośledzenia podziałów i procesów metabolicznych w komórkach oraz ich śmierci (Rozdział 2). Celem radioterapii jest zniszczenie jak największej ilości komórek nowotworowych przy jednoczesnym ograniczeniu dawki otrzymywanej przez tkanki zdrowe. Radioterapia stosowana jest do całkowitej eliminacji guza, zabicia komórek nowotworowych pozostałych po zabiegu operacyjnym, w skojarzeniu z chemioterapią lub do łagodzenia dolegliwości spowodowanych chorobą (radioterapia paliatywna).

W celu dostarczenia dawki promieniowania do objętości guza, można wykorzystać jedną z metod:

- teleradioterapię - napromienianie z zewnątrz; technika leczenia z zastosowaniem źródła znajdującego się w pewnej odległości od ciała pacjenta;
- brachyterapię - napromienianie ze źródła znajdującego się w bezpośrednim kontakcie z guzem (w jamie ciała lub tkance).

Terapia radioizotopowa, polegająca na doustnym lub dożylnym podaniu radioizotopu odkładającego się w objętości guza ze względu na specyfikę zabiegów wchodzi w zakres zainteresowania medycyny nuklearnej (patrz Rozdział 4.2).

Stosowane w radioterapii dawki promieniowania są stosunkowo duże tj. rzędu 30 - 74 Gy. Z tego powodu leczenie jest podzielone na dzienne frakcje (zazwyczaj

1,8 – 2 Gy). Decyzja o sposobie frakcjonowania i dawce całkowitej jest podejmowana na podstawie rozpoznania klinicznego i histopatologicznego przez lekarza radioterapeutę. Na sposób leczenia ma również wpływ lokalizacja nowotworu, ponieważ przy napromienianiu obszaru zmiany nowotworowej należy pamiętać o ochronie narządów krytycznych OAR (ang. *Organ at Risk*) znajdujących się w sąsiedztwie nowotworu. Wpływ na wybór metody leczenia mają również możliwości techniczne ośrodka.

## 6.1 KONSTRUKCJA BUNKRÓW W RADIOTERAPII

Najczęściej wykorzystywanym urządzeniem w teleradioterapii jest akcelerator liniowy. Emituje on fotony o wysokiej energii od 4 do 25 MV lub wiązki elektronów o energii od 4 do 21 MeV. Z punktu widzenia ochrony radiologicznej jest to najbezpieczniejsze urządzenie stosowane w radioterapii, ponieważ narażenie występuje tylko wtedy, gdy aparat jest włączony. Popularnym urządzeniem stosowanym w radioterapii był aparat kobaltowy emitujący promieniowanie  $\gamma$  z rozpadu Co-60. Został on jednak wycofany z użytku ze względu na niską średnią energię 1,25 MeV oraz krótki czas połowicznego rozpadu  $T_{1/2} = 5,27$  lat co powodowało konieczność częstej wymiany źródła. Ze względu na swoją stabilność pracy znajduje wciąż swoje zastosowanie w kalibracji urządzeń dozymetrycznych stosowanych w radioterapii. Najnowocześniejszą techniką teleradioterapii jest radioterapia jonowa, gdzie źródłem promieniowania są cyklotrony lub synchrotrony. Centrum Cyklotronowe Bronowice (CCB) w Instytucie Fizyki Jądrowej Polskiej Akademii Nauk w Krakowie to pierwszy w Polsce ośrodek, w którym możliwe jest napromienianie zmian nowotworowych protonami [Olko & Jeżabek, 2011; Sas-Korczyńska, **Kopeć** & in., 2017].

Wymagania dotyczące zastosowania promieniowania jonizującego w medycynie stosują się do podobnych zasad, jednak każda z dziedzin wprowadza kilka własnych, określonych wymagań i ograniczeń. Konstrukcja pomieszczeń (tzw. bunkrów) w radioterapii powinna zapewnić osłonność dla osób postronnych i personelu obsługującego urządzenia. Ściany i sufit pomieszczenia, które mogą zostać bezpośrednio napromienione przez wiązkę pierwotną określa się barierami pierwotnymi, natomiast ściany, które mogą zostać napromienione przez wiązkę rozproszoną lub wyprodukowaną w wyniku reakcji wtórnych określa się barierami wtórnymi [Podgorsak, 2005]. Osłonność w radioterapii pełni więc kluczową rolę. Przy budowie osłon rozważa się materiały osłaniające, które mają na celu zapewnienie osłony przed pierwotnym i wtórnym promieniowaniem.

Wejście w postaci labiryntu do pokoju terapeutycznego pozwala zmniejszyć grubość koniecznych osłon oraz możliwość padania pierwotnej wiązki promieniowania bezpośrednio na drzwi. Labirynt, w szczególności podwójny, umożliwia rozsądną



konstrukcję osłaniającą przed neutronami i zastosowanie zmechanizowanych drzwi. W przypadku radioterapii konwencjonalnej, w szczególności dla energii powyżej 10 MV<sup>15</sup>, rozważa się nie tylko warstwę półchlonna (HVL, ang. *Half Value Layer*) zmniejszającą intensywność wiązki do 50%, ale również warstwę osłabiającą promieniowanie dziesięciokrotnie (TVL, ang. *Tenth Value Layer*), czyli osłabiającą intensywność wiązki fotonowej do 10% w stosunku do oryginalnej wielkości (100%). Istotną kwestią jest wentylacja w pomieszczeniu zapewniająca 6-ciokrotną wymianę powietrza w przeciągu godziny. Powoduje ona usunięcie gazów radioaktywnych np. powstałych w reakcjach (X, n) takich jak <sup>15</sup>O (T<sub>1/2</sub> = 2 minuty) i <sup>13</sup>N (T<sub>1/2</sub> = 10 minut) [Podgorsak, 2005].

Dodatkowym wymogiem dla pomieszczeń stosowanych w radioterapii jest instalacja systemów bezpieczeństwa np. w postaci automatycznego wyłącznika źródła promieniowania w przypadku awaryjnego otworzenia pomieszczenia bunkra, systemów interwizji i interfonii oraz znaków ostrzegających przed promieniowaniem.

W CCB do pomieszczeń bunkra, zarówno cyklotronu, jak i pomieszczeń terapeutycznych, prowadzi system korytarzy w postaci labiryntów, których ściany zostały odpowiednio zaprojektowane i stanowią bariery przeciw promieniowaniu [PTCOG, 2010, Kwolczak-El Korbi & Kopeć, 2011]. Ze względu na położenie pomieszczeń na parterze nie ma potrzeby monitorowania dawek w niżej położonych poziomach oraz na dachu (nie znajdują się tam pomieszczenia, wstęp ograniczony). Na świecie pojawiły się jednak pierwsze konstrukcje wielopoziomowe w dół np. w Londynie (Wielka Brytania) lub w Szanghaju (Chiny). Konstrukcja taka wymaga specjalnego typu materiałów.

Dawkę roczną w osłanianym punkcie obliczamy ze wzoru:

$$D^* = H^*(10) \cdot U \cdot T \cdot \left(\frac{x}{x_0}\right)^2 \quad (6.1)$$

Gdzie:  $D^*$  - dawka w miejscu osłanianym z uwzględnieniem osłony [mSv/rok]  
 $H^*(10)$  – przestrzenny równoważnik dawki (ang. *ambient dose equivalent*) – wyznaczony metodą symulacji Monte Carlo [mSv/rok];  
 $U$  - współczynnik skierowania wiązki (równy 1 dla systemów z wiązką stałą);

---

<sup>15</sup> Dla akceleratorów o energiach powyżej 10 MV neutrony produkowane są w reakcjach: X - neutron (X,n) oraz elektron- neutron (e , n). Elementami, które mogą ulec aktywacji są: tarcza, kolimator pierwotny, filtr spłaszczający wiązkę, szczęki kolimatora, akcesoria wiązki, powietrze i pacjent. Przekrój czynny dla reakcji (X, n) jest rząd wielkości większy niż dla reakcji (e, n); stąd podstawowym źródłem ekspozycji są neutrony produkowane przez akceleratory w modzie promieniowania X. Neutrony mogą aktywować inne elementy, które pozostają radioaktywne i narażają na ekspozycję personel wchodzący do pomieszczeń terapeutycznych po napromienieniu pacjenta. Radionuklidy z aktywowanych elementów akceleratora są w większości krótko żyjące (rzędu sekund lub kilku minut) [Pogorsak, 2005].

$T$  - współczynnik określający prawdopodobieństwo przebywania ludzi w osłanianym miejscu [zgodnie z PN];

$x_0$  - odległość odniesienia między miejscem rozproszenia wiązki promieniowania a miejscem określenia wartości  $H^*(10)$  [m];

$x$  - odległość miejsca osłanianego od punktu rozpraszania [m].

Do obliczeń osłon, w szczególności od neutronów wykorzystuje się metody Monte Carlo [Titt & Newhauser, 2005].

## 6.2 RADIOTERAPIA JONOWA

Najnowocześniejszą techniką napromieniania w teleradioterapii jest obecnie radioterapia jonowa. Analogicznie jak w przypadku radioterapii konwencjonalnej z wykorzystaniem fotonów lub elektronów celem radioterapii jonowej jest zniszczenie tkanek nowotworowych w procesie jonizacji materii przy maksymalnym oszczędzeniu tkanek zdrowych. Podstawowa różnica w oddziaływaniu protonów z materią polega na sposobie przekazywania energii. Dla wiązki fotonów dawka spada eksponencjalnie wraz z głębokością, natomiast dla protonów i jonów ciężkich głębokościowy rozkład dawki (rozkład dawki głębokiej) ma charakterystyczny kształt. Na niewielkich głębokościach w ośrodku dawka zmienia się nieznacznie, zaś pod koniec zasięgu energia oddana w ośrodku wzrasta do wartości maksymalnej po czym spada praktycznie do zera. Ten charakterystyczny głębokościowy rozkład dawki dla wiązki jonowej (protonowej) określa się jako krzywą Bragga a maksimum tego rozkładu pikiem Bragga.

Straty energii jonów w ośrodku,  $\frac{dE_k}{dx}$ , opisywane przez masową zdolność hamowania,  $S/\rho$ , opisuje wzór Bethgo – Blocha [Bethe, 1930; Bloch, 1933]:

$$\frac{1}{\rho} S = -\frac{1}{\rho} \frac{dE_k}{dx} = 4\pi N_A r_e^2 m_e c^2 \frac{Z}{A} \frac{z^2}{\beta^2} L(\beta) \quad (6.2)$$

$$\Rightarrow S \approx \frac{z^2}{\beta^2} \quad (6.3)$$

gdzie:  $\rho$  – gęstość ośrodka [ $\text{g}/\text{cm}^3$ ];

$r_e, m_e$  - odpowiednio klasyczny promień i masa elektronu;

$Z$  – liczba atomowa absorbenta;

$A$  – liczba masowa absorbenta;

$N_A$  - liczba Avogadro;

$z$  – ładunek elektryczny cząstki w jednostkach ładunku elektronu - równy liczbie atomowej jonu;

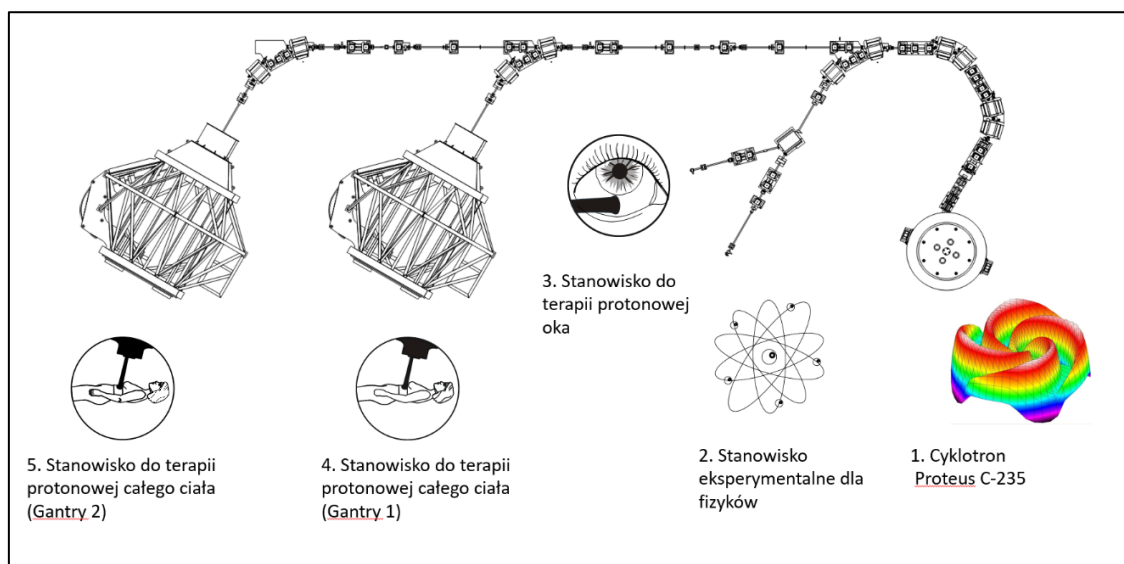
$\beta = \frac{v}{c}$  - prędkość cząstki w jednostkach prędkości światła;

$L(\beta)$  - funkcja opisująca procesy strat energii w ośrodku;

Ponieważ większość energii protonów przekazywana jest pod koniec ich zasięgu, pozwala to na maksymalizację dawki w zadanym punkcie oraz praktycznie na wyeliminowanie dawki dla głębokości przewyższających zasięg cząstki. Dzięki temu uzyskujemy maksymalną ochronę zdrowych tkanek, co zmniejsza ryzyko powikłań. Ze wzoru (6.3) wynika, że zdolność hamowania jonów zależy od ładunku i prędkości (energii cząstki). Te właściwości fizyczne protonów oraz specjalistyczny sprzęt dozymetryczny umożliwiają precyzyjne ustalenie głębokości wnikania protonów do tkanki i zakresu napromienianej objętości.

### 6.3 RADIOTERAPIA PROTONOWA W CENTRUM CYKLOTRONOWYM BRONOWICE IFJ PAN

Pierwszym klinicznym zastosowaniem wiązki protonowej w Polsce była radioterapia czerniaka naczyniówki przeprowadzona w lutym 2011 roku w Instytucie Fizyki Jądrowej PAN przez Szpital Uniwersytecki w Krakowie. Odbyła się ona na stanowisku radioterapii przy cyklotronie AIC-144 [Swakoń & in., 2010]. Prace kliniczne na tym stanowisku kontynuowano do stycznia 2016 roku, po czym przeniesiono je na stanowisko przy cyklotronie Proteus C-235. Znajduje się ono w nowym budynku Centrum Cyklotronowego Bronowice i jest aktywne klinicznie od lutego 2016 roku. Wiązki protonów z cyklotronu Proteus C-235 o energii do 230 MeV kierowane są do stanowiska radioterapii protonowej nowotworów gałki ocznej lub do jednej z dwóch linii terapeutycznych z obrotowym ramieniem, tzw. stanowisk gantry.



**Rysunek 6.1** Układ prowadzenia wiązki protonów do stanowisk, w których odbywa się praca z wiązką protonów (Autor rysunku: Krzysztof Daniel).

## 6.4 ZASADA DZIAŁANIA CYKLOTRONU

Cyklotron po raz pierwszy skonstruował w 1931 roku Ernest Lawrence [Lawrence & Livingstone, 1932], który otrzymał za to w 1939 roku nagrodę Nobla. Jego budowa oparta była na idei wykorzystania pola magnetycznego do zakrzywiania cząstek naładowanych oraz ich cyklicznego przyspieszania. Protony, wytwarzane w centrum, poruszały się po orbitach kołowych i były przyspieszane pod wpływem poziomego pola elektrycznego, wytworzonego przez przyłożone w szczelinie między dwoma półkolistymi elektrodami (duantami) napięcie zmienne o wysokiej częstotliwości. Protony w cyklotronie poruszają się ruchem spiralnym, gdyż w każdym przejściu przez obszar pola elektrycznego zwiększa się ich energia, a więc również promień orbity. Ruch cząstki w cyklotronie opisuje równanie:

$$\frac{mv^2}{r} = qvB \quad (6.4)$$

Gdzie:  $m$  – masa przyspieszanej cząstki [kg];

$v$  – prędkość cząstki [m/s];

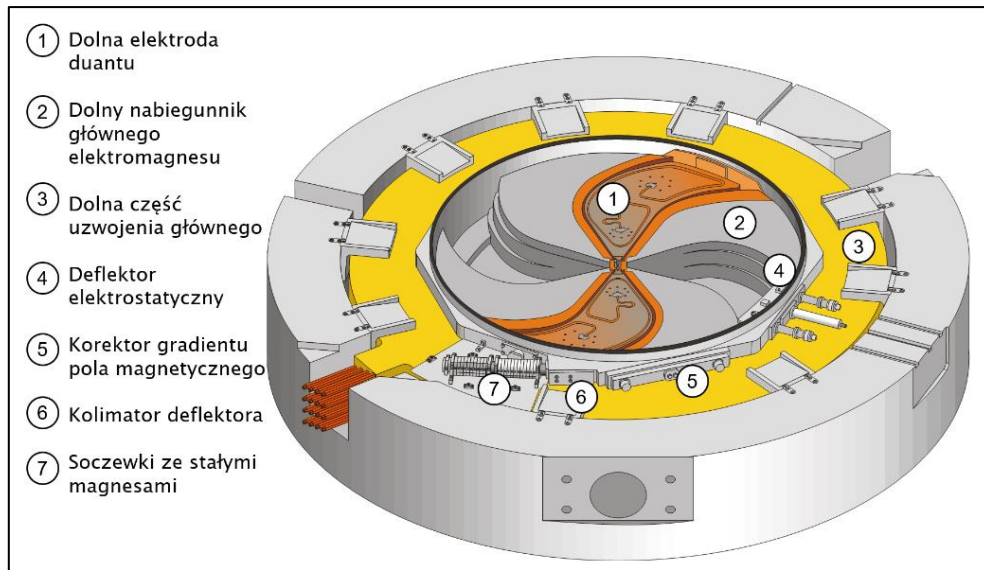
$r$  – promień orbity [m];

$q$  – ładunek przyspieszanej cząstki [C];

$B$  – indukcja pola magnetycznego [T].

Rozpędzone cząstki po dotarciu na krawędź nabiegunnika cyklotronu są odchylane na zewnątrz i wyprowadzane z cyklotronu za pomocą deflektora. Należy pamiętać jednak, że taką prostą budowę cyklotronu (tzw. cyklotron klasyczny) możemy wykorzystać tylko do przyspieszania protonów do około 15 MeV. Dzieje się tak, ponieważ dla energii powyżej ok. 10 MeV zauważalny staje się relatywistyczny efekt przyrostu masy przyspieszanej cząstki, co w efekcie powoduje jej "spowolnienie" w stosunku do zmian pola elektrycznego. Jednym z rozwiązań tego problemu jest konstrukcja tzw. cyklotronu izochronicznego, w którym przy pomocy specjalnie uformowanego pola magnetycznego niweluje się efekt relatywistyczny, a czas wykonania pełnego obiegu cząstki w cyklotronie jest taki sam w całym zakresie promienia akceleracji [Amaldi, 2015].

Źródłem wiązki protonowej w CCB jest cyklotron C-230 wyprodukowany przez firmę IBA (Ion Beam Application). Rozwiązaniem technicznym cyklotronu C-230 na uzyskanie pola izochronicznego jest specjalna konstrukcja nabiegunników, których powierzchnia odzwierciedla krzywą hiperboliczną (większa szczelina w centrum - mniejsze pole, mniejsza szczelina na zewnątrz - większe pole magnetyczne). Konstrukcję taką pokazano na (Rysunek 6.2). Innym rozwiązaniem, stosowanym w synchrotronach, pozwalającym zniwelować relatywistyczny efekt przyrostu masy jest zastosowanie modulowanego pola wysokiej częstotliwości.



**Rysunek 6.2** Wnętrze cyklotronu Proteus C-235. Dolna część elektromagnesu (Dzięki uprzejmości: K. Daniela).

## 6.5 METODY DOSTARCZANIA WIĄZKI DO STANOWISK TERAPEUTYCZNYCH

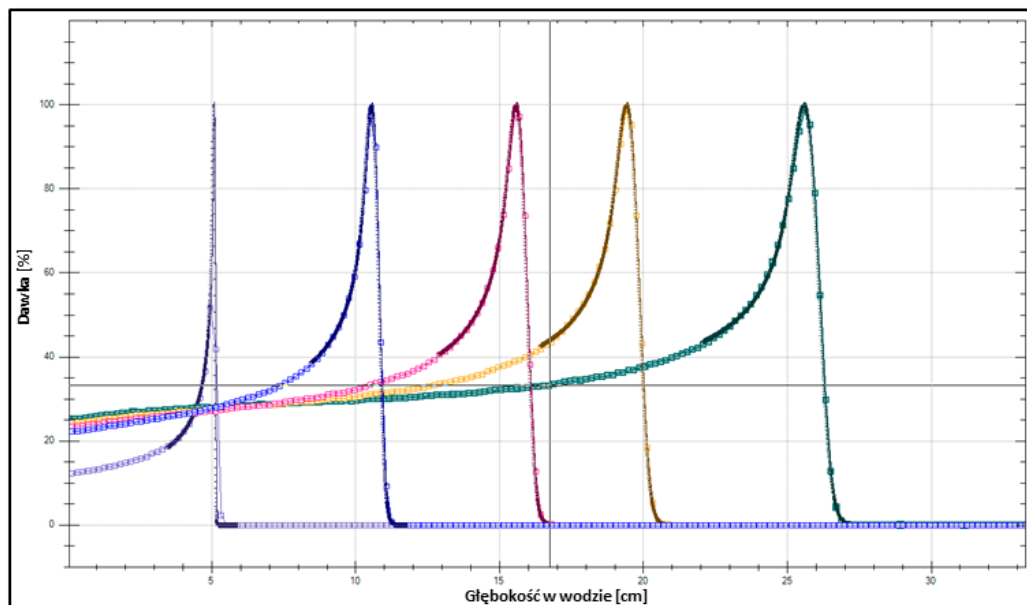
Wiązka protonów na wylocie z cyklotronu ma stałą energię – cyklotron przyśpiesza protony do energii – 230 MeV. Natomiast w radioterapii protonowej korzysta się z faktu, iż zasięg wiązki zmienia się wraz z jej energią (Rysunek 6.3). Obszar tarczowy jest napromieniany jednorodnie wskutek superpozycji pojedynczych pików Bragga o różnej energii oraz intensywności.

Stąd niezbędnym elementem, aby można było wykorzystać cyklotron do radioterapii jest tzw. układ selektora energii. Głównymi elementami selektora energii są:

- degrader energii (70 - 230 MeV);
- soczewki kwadrupolowe, których zadaniem jest skupianie wiązki protonów;
- magnes zakrzywiający tor wiązki (o 30 stopni);
- kolimatory.

Głównym elementem układu selekcji energii jest tzw. dyskryminator (degrader) energii, gdzie w warstwie materiału umieszczonego w linii wiązki dochodzi do absorpcji części energii cząstek opuszczających cyklotron. Oprócz zmniejszenia prądu wiązki, degrader poszerza jej rozkład energetyczny, co prowadzi do pogorszenia się ostrości pików Bragga. Dlatego zadaniem kolejnych elementów jest zmniejszenie rozrzutu energetycznego wiązki w zadanym zakresie energii [Stichelbaut & Jongen, 2014].

Natomiast z punktu widzenia ochrony radiologicznej degrader jest elementem, w którym dochodzi do aktywacji elementów obudowy i składowych.

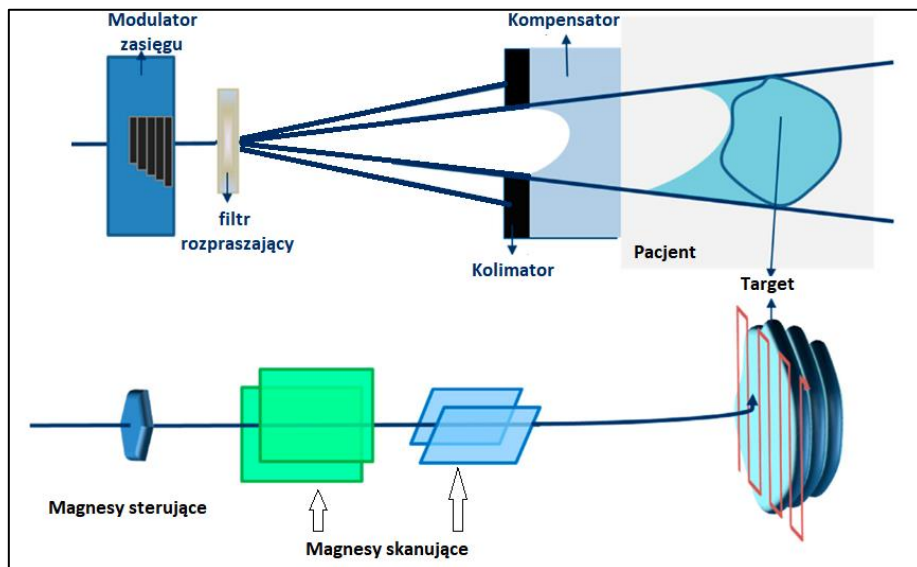


**Rysunek 6.3** Piki Bragga dla energii z zakresu 80-200 MeV zmierzone przy użyciu detektora Giraffe na stanowisku gantry w CCB.

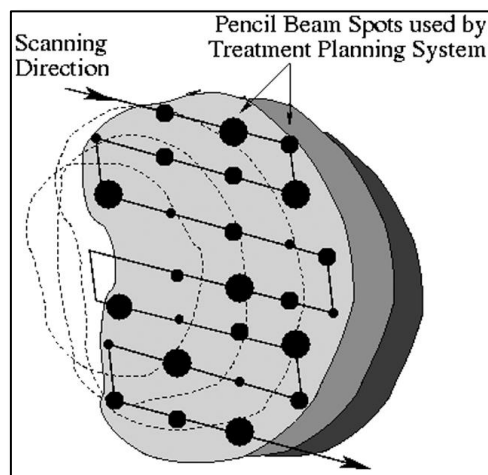
Wiązka dostarczana na stanowiska terapeutyczne może być za pomocą dwóch technik (Rysunek 6.4):

- pasywnego rozpraszania wiązki (ang. *passive scattering*), gdzie wstępnie rozproszona wiązka trafia na modulator zasięgu, co pozwala dobrać zasięg protonów do głębokości guza oraz modulator energii, aby uzyskać płaski rozkład dawki głębokościowej tzw. „poszerzony pik Bragga” (SOBP ang. *Spread Out Bragg Peak*). Następnie jest formowana litym kolimatorem np. z mosiądzu, za pomocą którego uzyskuje się odpowiedni kształt przekroju wiązki. W końcowym etapie kompensator ostatecznie moduluje przestrzenny rozkład dawki (dopasowywany jest on do kształtu guza). Ten sposób prowadzenia wiązki ma zastosowanie w CCB w pokoju terapii oka;
- aktywnego skanowania (ang. *active scanning*), w którym pole magnetyczne zakrzywia wiązkę protonów w kierunkach X i Y „omiatając” warstwę guza, natomiast modulacja zasięgu jest realizowana poprzez zmianę energii na selektorze energii (kierunek Z). Napromienianie objętości odbywa się warstwowo. Po napromienieniu całego przekroju objętości tarczowej następuje zmiana energii i napromieniana jest kolejna warstwa głębokościowa, aż do pokrycia całego zadanego obszaru. Obszar jednorodnej dawki otrzymywany jest

więc przez składanie pojedynczych krzywych Bragga o różnych zasięgach (energiach) i wagach (Rysunek 6.5). Taki sposób dostarczenia wiązki pozwala zmniejszyć dawkę na drodze dojścia do guza. Technika aktywnego skanowania metodą ołówkowej wiązki skanującej (ang. *Pencil Beam Scanning*) jest zastosowana na stanowiskach gantry w CCB



**Rysunek 6.4** Techniki formowania wiązki: pasywna (górną) i aktywna (dolną). Zaadaptowane z [Son & in., 2018].



**Rysunek 6.5** Zasada napromieniania metodą ołówkowej wiązki skanującej [Trofimov & Bortfeld, 2003].

## 6.6 NARAŻENIE NA PROMIENIOWANIE JONIZUJĄCE PRACOWNIKÓW OŚRODKA RADIOTERAPII PROTONOWEJ

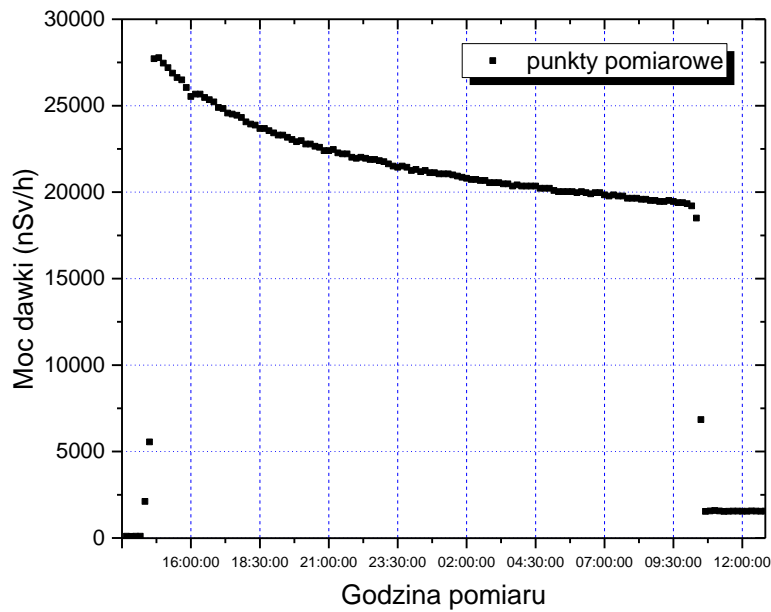
### 6.6.1 Bunkier cyklotronu

Specyfiką oddziaływań wiązki protonowej są możliwe reakcje jądrowe  $(p,\gamma)$   $(p,n)$  z elementami, z których zbudowany jest system dostarczania wiązki, w wyniku których może dojść do produkcji wtórnego promieniowania fotonowego lub neutronów. Pierwszym z takich elementów są materiały degradera. Bunkier cyklotronu nie jest pomieszczeniem ciągłego przebywania personelu. Zespół Działu Cyklotronu Proteus C-235 w CCB ma zadanie utrzymać system w sprawności m. in. poprzez odbywające się raz na pół roku przeglądy serwisowe w obecności producenta, firmy IBA (Ion Beam Applications). Przed przystąpieniem do prac mierzona jest w pomieszczeniu bunkra cyklotronu moc dawki oraz na jej podstawie określany jest czas w jakim pracownicy mogą przebywać w polu promieniowania. Odległość pełni tutaj kluczową rolę, gdyż dawka maleje z kwadratem odległości od źródła. Przed przystąpieniem należy odczekać, aż rozpadowi ulegną krótkożyciowe produkty aktywacji.

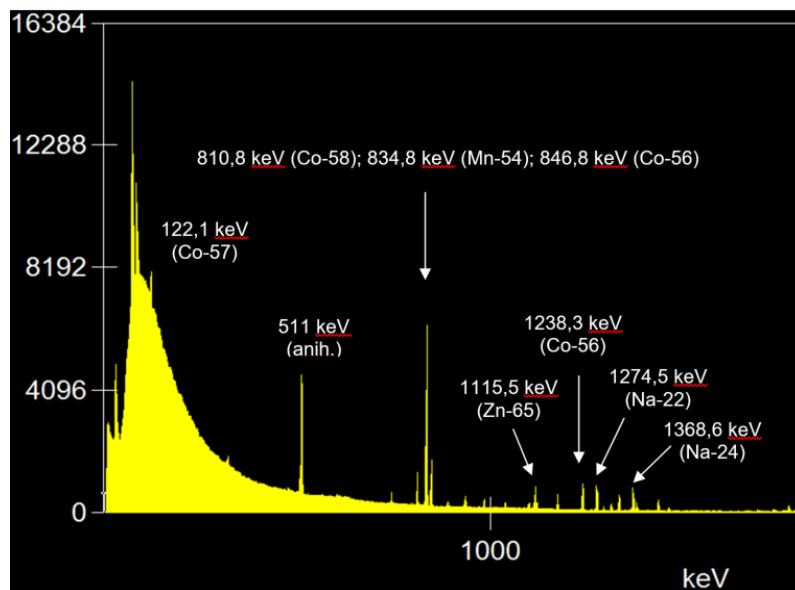
We współpracy z Laboratorium Ekspertyz Radiometrycznych (LER) w IFJ PAN wykonano pomiary mocy dawki oraz spektrometrię promieniowania  $\gamma$  powstającego w wyniku reakcji jądrowych z elementami systemu prowadzenia wiązki (degraderem) po długotrwałej pracy systemu [Guguła, **Kopeć** & in., 2018a] oraz w pokoju Terapii Oka i w pomieszczeniach gantry. Dokładna analiza spektrometryczna wyników badań jest przedmiotem pracy doktorskiej Pana Szymona Guguły realizowanej obecnie w LER IFJ PAN, natomiast interesujące z punktu widzenia ochrony radiologicznej w CCB są moce dawek i ich wpływ na poziom narażenia personelu.

Ustalono, że w okresie 20 godzin po zakończeniu pracy mocy dawki spadała z ok. 28  $\mu\text{Sv/h}$  do ok. 19  $\mu\text{Sv/h}$  (Rysunek 6.6). Za utrzymywanie się aktywności dawki odpowiadają pierwiastki długożyciowe, których obecność stwierdzono w pomiarach spektrometrycznych, takie jak: Mn-54 ( $T_{1/2} = 312$  dni), Co-58 ( $T_{1/2} = 71$  d), Co-56 ( $T_{1/2} = 77$  d), Mn-52 ( $T_{1/2} = 5,6$  d), Co-55 ( $T_{1/2} = 18$  h), Na-22 ( $T_{1/2} = 2,6$  y), Na-24 ( $T_{1/2} = 15$  h). Z analizy spektrometrycznej wynika, iż głównym źródłem narażenia są emiterzy promieniowania gamma w zakresie energii poniżej 500 keV (Rysunek 6.7).





Rysunek 6.6 Moc dawki promieniowania gamma przy degraderze.



Rysunek 6.7 Widmo energetyczne promieniowania gamma zebrane w hali cyklotronu CCB [Guguła, Kopeć & in., 2018a]. Zastosowano spektrometr promieniowania gamma InSpector2000. Analiza widma: Genie 2000 + ISOCS Efficiency Calibration Software.

## 6.6.2 Stanowisko do terapii protonowej oka

Stanowisko radioterapii nowotworów oka w Centrum Cyklotronowym Bronowice wykorzystuje horyzontalną wiązkę protonową o energii 70 MeV. Wiązka ta jest formowana i monitorowana przez zespół urządzeń tworzących linię terapeutyczną. Całość pracuje pod kontrolą dedykowanego systemu sterowania, zapewnia ciągłą kontrolę natężenia wiązki protonowej i jej położenia w przestrzeni. Maksymalny zasięg tej wiązki w wodzie w izocentrum stanowiska wynosi około 32 mm i umożliwia napromienianie nowotworów dowolnie zlokalizowanych w obrębie gałki ocznej.

W skład stanowiska radioterapii wchodzi ponadto układ pozycjonowania pacjenta w postaci robotycznego fotela terapeutycznego oraz układ weryfikacji pozycji pacjenta składający się z pary aparatów rentgenowskich w układzie ortogonalnym i cyfrowych rejestratorów obrazów rentgenowskich (tzw. flatpaneli). Stanowisko spełnia wymagania oraz przepisy prawa, normy jakości i bezpieczeństwa dla wyrobów medycznych, co jest potwierdzone znakiem CE. Jednocześnie jest jednym z najnowocześniejszych tego typu stanowisk na świecie.

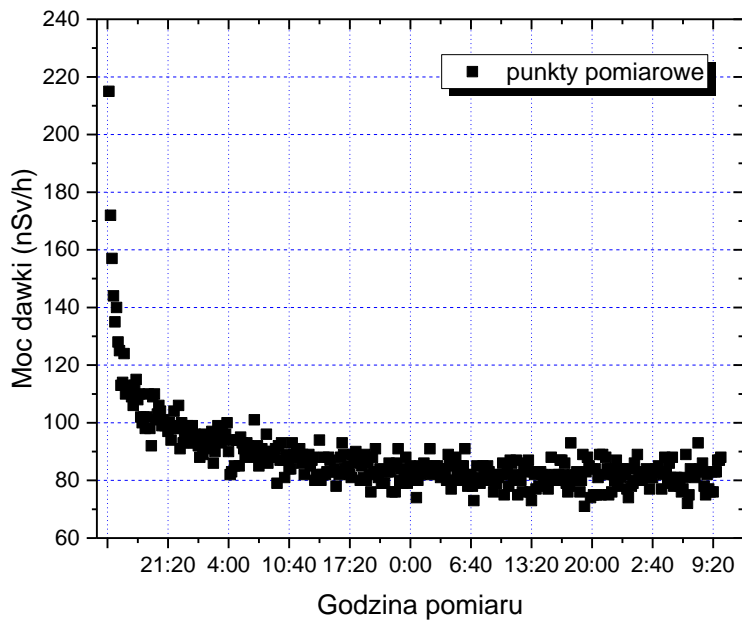
Czas trwania cyklu radioterapii wynosi od 4 do 5 tygodni. Rozpoczyna się on od przygotowania pacjenta na Oddziale Klinicznym Okulistyki i Onkologii Okulistycznej Szpitala Uniwersyteckiego w Krakowie. W trakcie tych przygotowań na gałkę oczną wokół podstawy guza naszytych zostaje od 4 do 5 markerów tantalowych. Ich zadaniem jest pomoc w lokalizacji guza, który jest niewidoczny w obrazowaniu rentgenowskim, a co jest konieczne przy pozycjonowaniu pacjenta na stanowisku radioterapii. Towarzyszy temu wykonanie badań diagnostycznych, w znacznej części obrazowych, które lokalizują guz względem markerów i wybranych wewnętrznych struktur oka. W trakcie kolejnych wizyt pacjenta w CCB powstaje plan leczenia uwzględniający specyfikę danego przypadku, opiniowany i zatwierdzany przez zespół lekarzy i fizyków medycznych. Po jego weryfikacji i przygotowaniu indywidualnych elementów formujących wiązkę (Rysunek 6.8) następuje tydzień terapii, kiedy w ciągu czterech kolejnych dni do objętości leczonej dostarczane są w sumie cztery dawki frakcyjne po 13,64 Gy każda.

Pomiary mocy dawki promieniowania  $\gamma$  w Hali Terapii Oka rozpoczęto w piątek, na koniec tygodnia, w którym przeprowadzano napromieniania pacjentów, ponadto jeszcze około 10 minut przed rozpoczęciem pomiarów na mierzony kolimator wyprowadzona była wiązka przez niecałe 3 minuty (standardowy czas napromieniania pacjenta). Mierniki przestrzennego równoważnika dawki znajdowały się jeden za fotelem pacjenta, natomiast drugi umieszczono przy ławie z elementami formowania wiązki. Czas pomiaru: 14:50 do 10:00 w poniedziałek następnego tygodnia [Guguła, **Kopec** & in., 2018b]. Detektor skierowany był na kolimator techniczny, znajdował się w odległości

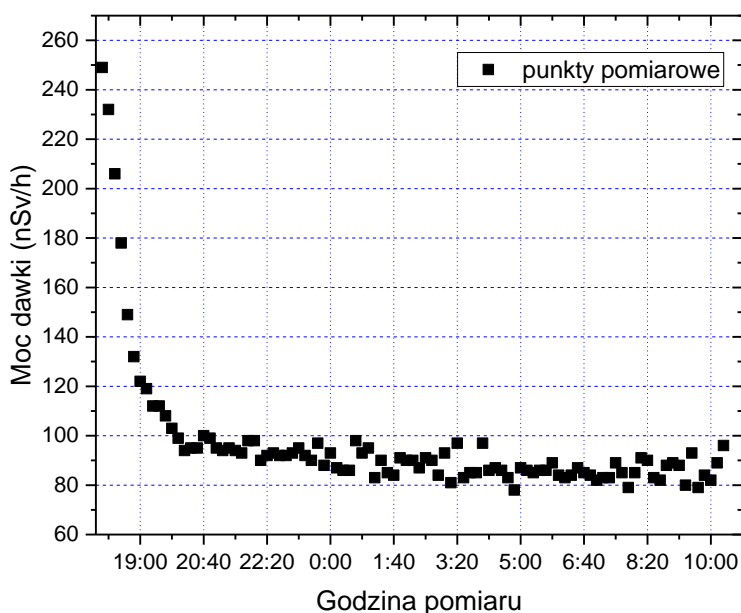
1,6 m od niego. Moc dawki promieniowania gamma pokazano na (Rysunek 6.9 i Rysunek 6.10).



**Rysunek 6.8** Elementy formowania wiązki w metodzie rozproszonej stosowane w CCB. Po lewej modulator zasięgu, po prawej przykłady kolimatorów.



**Rysunek 6.9** Moc dawki promieniowania gamma przy stole w hali terapii oka, po napromienianiu pacjentów i testach tygodniowych.



**Rysunek 6.10** Moc dawki promieniowania gamma za fotelem pacjenta w hali terapii oka, po napromienianiu pacjentów i testach tygodniowych.

Pomiary mocy dawki przy stole w hali terapii oka początkowo wskazywały 215 nSv/h. Spadek do wartości poniżej 100 nSv/h<sup>16</sup> nastąpił po około 6-7 godzinach. Wartości mocy dawki za fotelem pacjenta początkowo wynosiły ok. 250 nSv/h, przy czym spadek do wartości 100 nSv/h nastąpił po dłuższym czasie, tj. około 20 godzinach, co wynika z faktu, iż miernik znajdował się bliżej kolimatora. Stosunkowo szybki spadek mocy dawki wynika z małej aktywności (ilości) pierwiastków długożyciowych. Pierwiastek o najdłuższym czasie połowicznego rozpadu, którego obecność stwierdzono to Na-22 ( $T_{1/2} = 2,6$  lat) z ilością zliczeń 2,2 cpm. Dla porównania częstość zliczeń w całym widmie wyniosła 6180 cpm, z czego zarejestrowano również piki pochodzące od naturalnie występujących izotopów gamma-promieniotwórczych, tj. K-40 i U-238, Th-232 wraz z ich pochodnymi. Przykładowo, częstość zliczeń w pikie o energii 1460,8 keV pochodzącym od naturalnego potasu K-40 wyniosła w tym widmie 10,7 cpm. Dla wszystkich aktywowanych pierwiastków (z pominięciem linii anihilacyjnej 511 keV) zmierzono częstość zliczeń 53,7 cpm, z czego największy udział miał Cu-61 ( $T_{1/2} = 3,4$  h) – 9,2 cpm. W tym samym widmie częstość zliczeń w pikie o energii 511 keV (pochodzących z anihilacji - patrz niżej) wyniosła około 360 cpm.

W wyniku pomiarów modulatora zasięgu wykonanego z PMMA stwierdzono obecność dwóch izotopów promieniotwórczych Be-7 i C-11. Jednak spadek dawki

<sup>16</sup> Moc dawki na zewnątrz budynku wynosi 80-90 nSv/h.

(wartość początkowa  $\sim 10$  uSv/h był bardzo szybki ( $T_{1/2} \approx 20$  min), co świadczy o tym, że głównym elementem, który powstaje w wyniku aktywacji jest C-11. C-11 jest izotopem  $\beta^+$  promieniotwórczym, co oznacza, że w wyniku rozpadu jego jąder powstaje pozyton, który w czasie milisekund anihiluje z elektronem tworząc zazwyczaj parę przeciwbieżnych fotonów o energii 511 keV każdy.

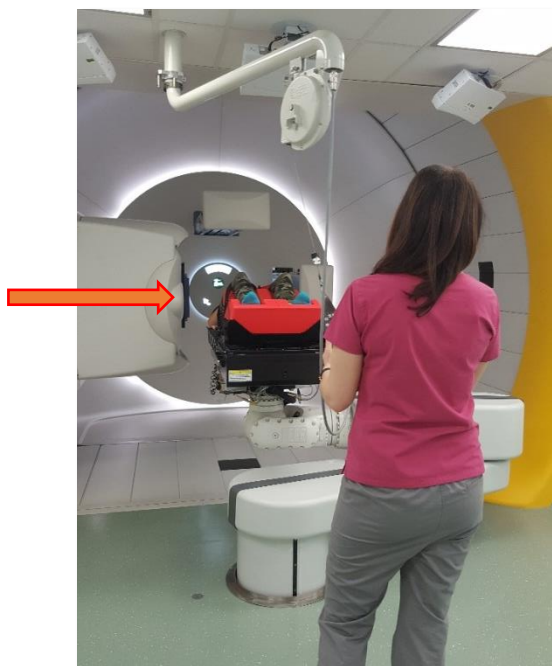
Pomimo mierzalnych wartości promieniowania, należy zauważyć, iż narażenie personelu i pacjenta na ekspozycję od pierwiastków promieniotwórczych, wyindukowanych wiązką protonową, jest zanedbywalne.

### 6.6.3 Stanowisko gantry do napromieniania metodą ołówkowej wiązki skanującej

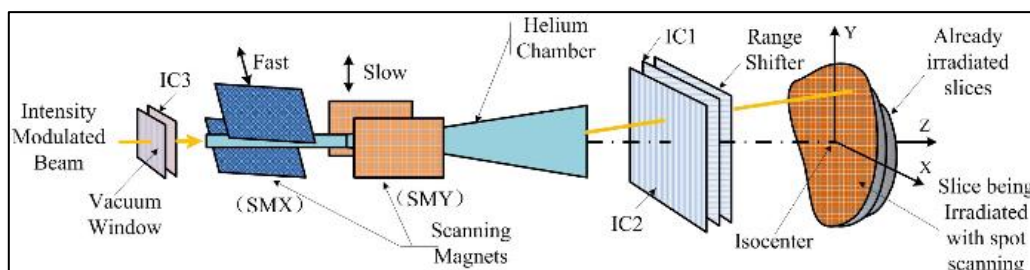
Metoda aktywnego skanowania wiązką ołówkową (PBS – ang. *Pencil Beam Scanning*), jest obecnie najnowocześniejszą techniką w radioterapii jonowej. Wiązka protonów transportowana jest z cyklotronu do układu selektora energii systemem jonowodów, a następnie do jednego ze stanowisk terapeutycznych gantry. Odpowiedni kierunek i kształt nadają jej odpowiednio skonfigurowane magnesy: dipolowe, służące do zakrzywiania i kierowania w odpowiednią sekcję oraz kwadrupolowe, nadające wiązce ostateczny kształt. Na drodze wiązki znajduje się również szereg urządzeń do monitorowania jej kształtu i intensywności (prądu). Na końcu aktywne skanowanie polega na odchyłaniu wiązek i kierowaniu jej w zadany obszar za pomocą układu dwóch ortogonalnych magnesów.

W CCB metodą PBS wiązka dostarczana jest do stanowisk terapeutycznych typu gantry. Jest to ramię obrotowe, umożliwiające napromienianie z różnych kierunków ( $0^\circ$  -  $360^\circ$ ), w którym m.in. zamontowane są magnesy skanujące kierujące wiązkę przed wylotem z ramienia głowicy terapeutycznej (nozzle) (Rysunek 6.11).

Najmniejszą energią jaką można uzyskać z cyklotronu jest 70 MeV, co odpowiada zasięgowi w wodzie ok. 42 mm. Dla płytszych głębokości zastosowanie znalazł dyskryminator zasięgu (z ang. *Range shifter*), który wsuwany jest w tym celu w tor wiązki na jej wylocie z głowicy terapeutycznej (Rysunek 6.12). Jest to jedyny element rozpraszający, który może ulegać mierzalnej aktywacji podczas radioterapii protonowej na stanowisku gantry.



**Rysunek 6.11** Stanowisko terapeutyczne gantry do napromieniania pacjentów metodą ołówkowej wiązki skanującej. Miejsce wsunięcia w tor wiązki dyskryminatora zasięgu (range shifter) wskazano strzałką.



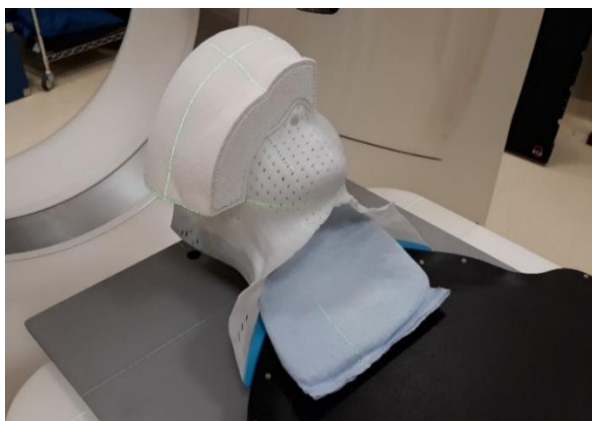
**Rysunek 6.12** U góry: stanowisko gantry z wsuniętym w tor wiązki dyskryminatorem zasięgu (range shifter). U dołu: Schemat techniki aktywnego formowania wiązki wraz z dyskryminatorem zasięgu [Wang & in., 2019].

Podobnie jak w przypadku pokoju terapii oka wykonano pomiary spektroskopowe i mocy dawki (Rysunek 6.13). W dyskryminatorze zasięgu stwierdzono obecność dwóch izotopów promieniotwórczych Be -7 i C - 11 (podobnie jak w modulatorze zasięgu w terapii oka). Jednak spadek dawki (wartość początkowa) 12-13 uSv/h był bardzo szybki ( $T_{1/2} \approx 20$  min), co świadczy tym, że głównym udział ma C-11. Brak elementów rozpraszających w polu wiązki, powoduje, iż nie zaobserwowano również innych elementów aktywacji w pomieszczeniu gantry.



**Rysunek 6.13** Układ pomiarowy na stanowisku gantry. Pomiar spektroskopowy modulatora zasięgu po lewej (fot. Szymon Guguła).

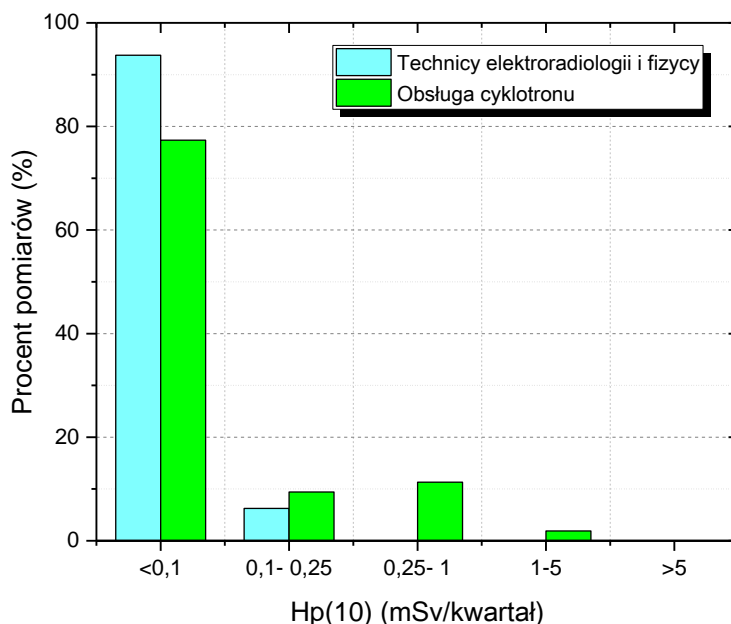
W CCB rozwijana jest nowa technika modulacji zasięgu wiązki protonowej z wykorzystaniem dedykowanych dla pacjenta kompensatorów powstających z zastosowaniem drukarki 3D. Rozmiar plamki (ang. *spot*) zależy od energii wiązki protonów. Im niższe energie tym większe rozmiary plamek, w związku z czym obserwowany jest większy półcień. Główną zaletą dedykowanych kompensatorów jest zmniejszenie półcienia, co umożliwia lepszą ochronę OARs. Jest to szczególnie istotne dla płytko położonych nowotworów u pacjentów pediatrycznych. Kwestia związana z ochroną radiologiczną jest zmniejszenie narażenia. Zarówno dla pacjenta, jak i personelu, gdyż do aktywacji nie dochodzi na wylocie głowicy terapeutycznej i modulator zasięgu nie jest źródłem promieniowania z aktywacji (głównie krótkożyciowego C-11).



**Rysunek 6.14** Przykład dedykowanego kompensatora wydrukowanego techniką 3D.

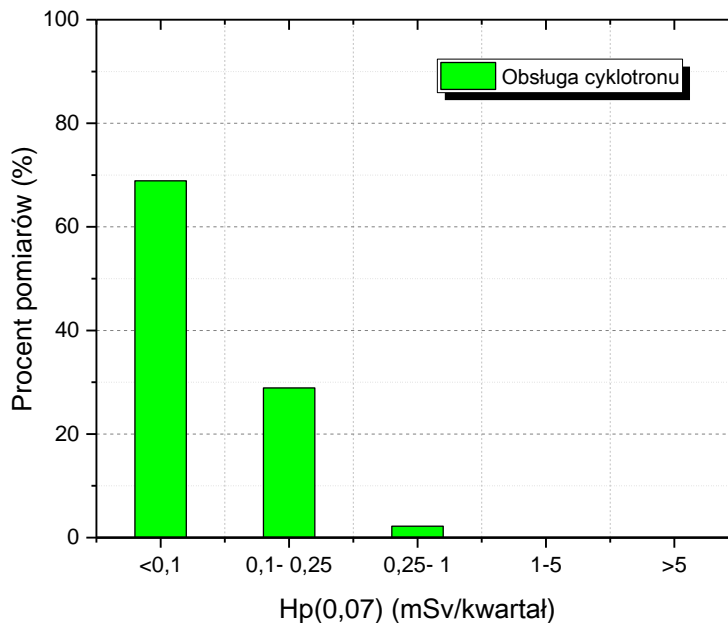
#### 6.6.4 Poziomy dawek w Centrum Cyklotronowym Bronowice

Na (Rysunek 6.15 i Rysunek 6.16) zaprezentowano indywidualne równoważniki dawek  $H_p(10)$  i  $H_p(0,07)$  zmierzone dla pracowników CCB w 2018 roku. Podzielono pracowników na 2 grupy: techników elektroradiologii i fizyków oraz obsługę cyklotronu. Pierwsza grupa uczestniczy w pracach klinicznych z pacjentem lub wykonuje pomiary kontroli jakości stanowiska i planów leczenia pacjentów, natomiast druga obsługuje akcelerator (cyklotron) opisany w punkcie 6.6.1.



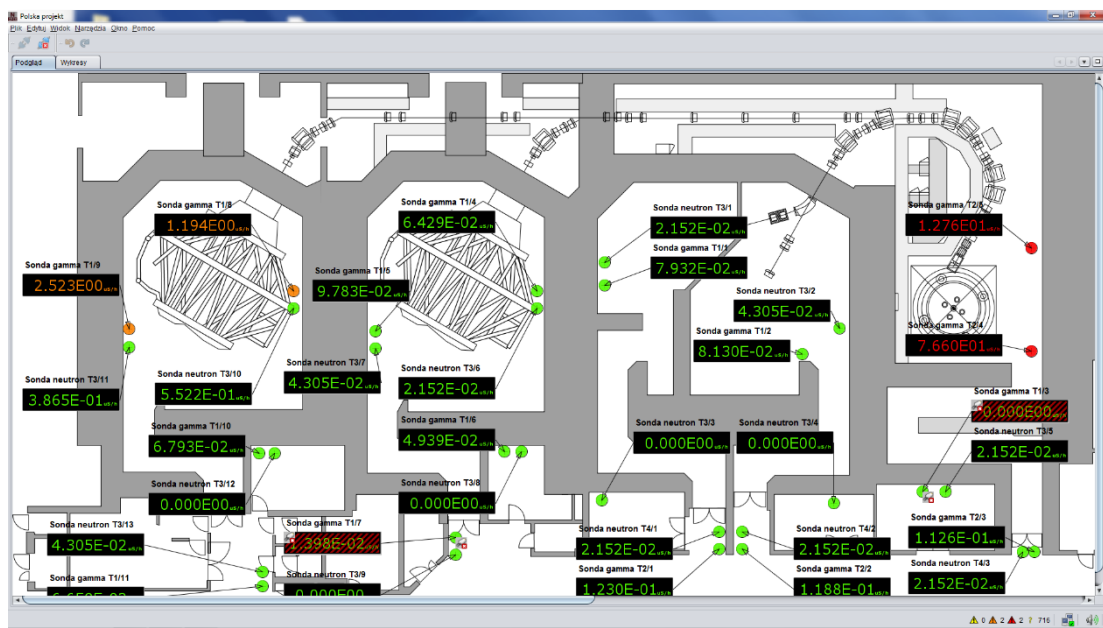
**Rysunek 6.15** Dawki na całe ciało,  $H_p(10)$ , zmierzone dla pracowników CCB w 2018 roku.





**Rysunek 6.16** Dawki na dłoń,  $H_p(0,07)$ , zmierzone dla pracowników CCB w 2018 roku.

W przypadku pierwszej grupy pracowników (technicy elektromedycyny i fizycy) zmierzono niskie poziomy dawek na całe ciało. Maksymalna zmierzona dawka nie przekroczyła 0,25 mSv/kwartał (roczna dawka graniczna wynosi 20 mSv). Natomiast grupa pracowników obsługi cyklotronu otrzymuje dawki na wyższym poziomie (dawki powyżej tła naturalnego zmierzono dla 23% pracowników). Wynika to z opisanej w podrozdziałach 6.6.1, 6.6.2 i 6.6.3 specyfiki pracy. Dodatkowo podczas pracy z pacjentem system ochrony radiologicznej jest wspierany przez dozymetrię aktywną, składającą się z sond promieniowania  $\gamma$  i neutronów informującą o aktualnym poziomie mocy dawki w pomieszczeniu (Rysunek 6.17). Do tego typu dawkomierzy zalicza się: detektory gazowe i detektory scyntylacyjne lub półprzewodnikowe. Przyrządy te mierzą, oprócz dawki ekspozycyjnej, moc dawki (lub kermy). Dopiero po spadku poziomu promieniowania w pomieszczeniu terapeutycznym do umownego poziomu 1  $\mu\text{Sv/h}$  personel ponownie wchodzi do pokoju terapeutycznego. Natomiast charakter pracy zespołu utrzymania cyklotronu powoduje konieczność pracy w warunkach aktywacji. Pracownicy obsługi cyklotronu zostali dodatkowo objęci dozymetrią na skórę dłoni. Dawki na skórę dłoni zmierzone za pomocą dawkomierzy pierścieniowych są mierzalne (Rysunek 6.16), niemniej niższe o 2 rzędy wielkości od wartości dawek granicznych wynoszących 500 mSv na rok.



Rysunek 6.17 Dozymetria środowiskowa aktywna podczas pracy z pacjentem.

## 7 PODSUMOWANIE

---

W medycynie istnieje szereg specjalności, w których świadczenie usług zdrowotnych wiąże się ze stosowaniem promieniowania jonizującego. Dziedzinami tymi są: radiologia (zwana również diagnostyką obrazową), radioterapia, medycyna nuklearna. Personel wykonujący czynności związane z obsługą stanowiska pracy może być w związku z tym również narażony na promieniowanie. Źródłem narażenia na promieniowanie w medycynie jest nie tylko pierwotne źródło promieniowania. Może nim być promieniowanie rozproszone ale i źródłem promieniowania może zostać sam pacjent po podaniu radiofarmaceutyku promieniotwórczego. Celem minimalizacji dawek otrzymywanych przez personel medyczny bierze się pod uwagę trzy główne czynniki: czas, odległość i osłonność.

Podstawową formą monitorowania pracowników przed promieniowaniem jest dozymetria indywidualna. Istnieje wiele typów dawkomierzy o różnych charakterystykach w funkcji rodzaju, energii i dawki promieniowania. Każdy serwis dozymetryczny opracowuje własne procedury pomiarowe tak, aby spełnić niezbędne wymagania i normy. Metoda termoluminescencyjna jest najpowszechniej stosowaną w dozymetrii indywidualnej. Pozwala z dobrym przybliżeniem wyznaczać dawki w szerokim zakresie energetycznym. W oparciu o metodę TL działa również serwis dozymetryczny LADIS IFJ PAN w Krakowie. Detektorami TL stosowanymi w dawkomierzach indywidualnych są LiF:Mg,Ti (MTS-N) oraz LiF:Mg,Cu,P (MCP-N). Detektory MTS-N umieszczane w specjalnych kasetach dozymetrycznych wykazują nieliniową charakterystykę energetyczną w zakresie promieniowania fotonowego o energii do ok. 100 keV. Jest to zakres energetyczny istotny z punktu widzenia ochrony radiologicznej w jednostkach ochrony zdrowia stosujących promieniowanie rentgenowskie (X). Autorka opracowała metodę korekcji zmniejszającą niepewność pomiaru dawek w zakresie energii X do 100 keV w porównaniu do bezpośredniego przeliczenia dawki w stosunku do pola referencyjnego (Cs-137, średnia energia 662 keV). Innym czynnikiem mogącym wpływać na odczyt dawki są np. procedury sterylizacyjne, którym mogą zostać poddane dawkomierze. Propozycje takich przetestowanych procedur przedstawiono w niniejszej pracy.

W dwóch obszarach medycyny notuje się zauważalnie podwyższone dawki dla personelu medycznego. Są to m.in. radiologia interwencyjna i medycyna nuklearna co znajduje potwierdzenie w statystykach mierzonych dawek. Mamy tam bowiem do

czynienie z sytuacją, w której w wielu wypadkach nie ma możliwości wprowadzenia bezpośredniej osłony między źródłem promieniowania i operatorem.

W ramach procedur w medycynie nuklearnej: personel zajmuje się przygotowaniem (rozdzowaniem) radionuklidu i jest odpowiedzialny za iniekcje do ciała pacjenta. Dodatkowo odpowiada za bezpieczeństwo pacjenta, który sam przez pewien czas po podaniu radiofarmaceutyku jest źródłem promieniowania. W związku z obniżeniem w nowej Dyrektywie EURATOM limitu dawek na soczewki oczu dla personelu pracującego w narażeniu na promieniowanie z 150 mSv na 20 mSv przygotowano zalecenia dla tej grupy pracowników, co zostało opisane w rozdziale 4. Zaproponowany przez Autorkę w rozdziale 5 model matematyczny oparty o metodę Monte Carlo może służyć jako narzędzie edukacyjne dla osób narażonych pracujących w pracowniach radiologii zabiegowej, pokazujące jak stosowane podczas pracy z pacjentem projekcje i środki ochrony wpływają na narażenie na promieniowanie jonizujące.

Radioterapia protonowa jest najnowocześniejszą techniką teleradioterapeutyczną w Polsce. Specyfika ochrony radiologicznej dla stanowisk z wiązkę protonową polega na indukowaniu radioaktywności w pomieszczeniach terapii i akceleratora oraz produkcji promieniowania rozproszonego, głównie prędkich neutronów. Personel CCB otrzymuje niskie dawki na promieniowanie. Na ten stan wpływają odpowiednie procedury obsługi aparatury oraz zapewnienie dla pomieszczeń sterowni odpowiednich osłonności. Monitorowanie narażenia radiologicznego podczas pracy wspomagają przyrządy aktywne, w których sygnał jest mierzony w czasie rzeczywistym, co umożliwia bieżący odczyt. Personel obsługujący aparaturę, za wyjątkiem sytuacji awaryjnych, kontynuuje pracę w bunkrze dopiero po odczekaniu, aż moc dawki w pomieszczeniu terapii spadnie do bezpiecznego poziomu.

## 8 BIBLIOGRAFIA

---

- [Ainsbury & in., 2014] E. A. Ainsbury, S. Bouffler, M. Cocker, P. Gilvin, E. Holt, S. Peters, K. Slack, A. Williamson *Public Health England survey of eye lens doses in the UK medical sector*. Journal of Radiological Protection 34 (2014): 15-29
- [Alves, **Kopec** & in., 2014] J. G. Alves, D. T. Bartlett, J. W. E. van Dijk, V. Kamenopoulou, P. Ambrosi, C. Cherestes, E. Fantuzzi, M. Figel, P. Gilvin, T. Grimbergen, O. Hupe, **R. Kopec**, M. Lehtinen, A. McWhan, A. Romero, F. Rossi, H. Stadtmann, B. Vekic *EURADOS WG02 actions: Harmonization of individual monitoring in Europe*. IAEA International Conference on Occupational Radiation Protection-Gaps, Challenges, 1- 5 December, Vienna, 2014  
On-line: [http://www-ns.iaea.org/tech-areas/communication-networks/orpnet/documents/CN223\\_Book%20of%20contributed%20papers.pdf](http://www-ns.iaea.org/tech-areas/communication-networks/orpnet/documents/CN223_Book%20of%20contributed%20papers.pdf)
- [Amaldi, 2015] U. Amaldi *Particle Accelerators: From Big Bang Physics to Hadron Therapy*. Springer, 2015
- [Andreo, 1991] P. Andreo *Monte Carlo techniques in medical radiation physics*. Physics in Medicine and Biology 36 (1991): 861-920
- [Attix, 2004] F. H. Attix *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, 2004
- [Behrens & Amrosi, 2008] R. Behrens, P. Ambrosi *Review of international standards for dosimeters*. Radiation Protection Dosimetry 128 (2008): 159-168
- [Bethe, 1930] H. Bethe *Zur Theorie des Durchgangs schneller Korpuskularstrahlen durch Materie*. Annalen der Physik 5 (1930): 324-400
- [Bilski & in., 2011] P. Bilski, J-M. Bordy, J. Daures, M. Denoziere, E. Fantuzzi, P. Ferrari, G. Gualdrini, M. Kopeć, F. Mariotti, F. Monteventi, S. Wach *The new EYE-D™ dosimeter for measurements of  $H_p(3)$  for medical staff*. Radiation Measurements 46 (2011): 1239-1242

- [Birkenfeld & Listewnik, 2011] B. Birkenfeld (red.), M. Listewnik (red) *Medycyna nuklearna: obrazowanie molekularne*. Wydawnictwo Pomorskiego Uniwersytetu Medycznego w Szczecinie, 2011
- [Bloch, 1933] F. Bloch *Zur Bremsung rasch bewegter Teilchen beim Durchgang durch Materie*. Annalen der Physik 16 (1933):285–320
- [Bos, 2001] A. J. J. Bos, *High sensitivity thermoluminescence dosimetry*. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B 184 (2001): 3-28
- [Budzanowski, **Kopec** & in., 2011] M. Budzanowski, **R. Kopec**, B. Obryk, P. Olko *Dose levels of the occupational radiation exposures in Poland based on results from the accredited dosimetry service at the IFJ PAN, Krakow*. Radiation Protection Dosimetry 144 (2011): 107-110
- [Bulski & in., 2003] W. Bulski, B. Gwiazdowska, M. Kania, J. Rostkowska *The results of the TLD postal dosimetry audits in radiotherapy centres in Poland (period 1991-2001)*. Nowotwory 53 (2003): 531-536
- [Bushberg & in., 2001] J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidholdt Jr., J. M. Boone *The Essential Physics of Medical Imaging*. (2nd Edition), 2001
- [Carinou, **Kopec** & in., 2014] E. Carinou, M. Ginjaume, U. O'Connor, **R. Kopec**, M. Sans Merce *Status of eye lens radiation dose monitoring in European hospitals*. Journal of Radiological Protection 34 (2014): 729-739
- [Carnicer & in., 2011] A. Carnicer, M. Sans-Merce, S. Baechler, I. Barth, L. Donadille, P. Ferrari, M. Fulop, M. Ginjaume, G. Gualdrini, S. Krim, M. Mariotti, X. Ortega, A. Rimpler, N. Ruiz, F. Vanhavere *Hand exposure in diagnostic nuclear medicine with <sup>18</sup>F- and <sup>99m</sup>Tc-labelled radiopharmaceuticals - Results of the ORAMED project*. Radiation Measurements. 46 (2011): 1277-1282
- [Chow & Grigorov, 2012] J. Chow, G. Grigorov *Effect of the bone heterogeneity on the dose prescription in orthovoltage radiotherapy: A Monte Carlo study*. Reports of practical oncology and radiotherapy 17 (2012): 38–43
- [Christiansen & in., 1994] P. Christensen, H. W. Julius, T. O. Marshall *Technical recommendations for monitoring individuals occupationally exposed to external radiation*. Report EUR-14852 EN, 1994

- [Dabin, Kopec & in., 2016] J. Dabin, R. Kopec, L. Strudelens, A. Szumska, M. Tomaszuk, F. Vanhavere *Eye lens doses in nuclear medicine: a multicentric study in Belgium and Poland*. Radiation Protection Dosimetry 170 (2016): 297–301
- [Daures & in., 2011] J. Daures, J. Gouriou, J. M. Bordy *Monte Carlo determination of the conversion coefficients  $H_p(3)/K_a$  in a right cylinder phantom with 'Penelope'. Comparison with 'MCNP' Simulations*. Radiation Protection Dosimetry 144 (2011): 37-42
- [Davis & in., 2003] S. D. Davis, C. K. Ross, P. N. Mobit, L. Van der Zwan, W. J. Chase, K. R. Shortt *The response of LiF thermoluminescence dosimeters to photon beams in the energy range from 30 kV X rays to  $^{60}\text{Co}$  gamma rays*. Radiation Protection Dosimetry 106 (2003): 33-43
- [Desouky & in., 2015] O. Desouky, N. Ding, G. Zhou *Targeted and non-targeted effects of ionizing radiation*. Journal of Radiation Research and Applied Sciences 8 (2015): 247-254
- [Desrosiers & in., 2013] M. Desrosiers, L. De Werd, J. Deye, P. Lindsay, M. K. Murphy, M. Mitch, F. Macchiarini, S. Stojadinovic, H. Stone *The Importance of Dosimetry Standardization in Radiobiology*. Journal of Research of the National Institute of Standards and Technology 118 (2013): 403-418
- [Donadille & in., 2011] L. Donadille, E. Carinou, M. Brodecki, J. Domienik, J. Jankowski, C. Koukorava, S. Krim, D. Nikodemova, N. Ruiz-Lopez, M. Sans-Merce, L. Struelens, F. Vanhavere R. Zaknoute *Staff eye lens and extremity exposure in interventional cardiology: Results of the ORAMED project*. Radiation Measurements 46 (2011): 1203-1209
- [Etard & in., 2017] C. Etard, E. Bigand, C. Salvat, V. Vidal, J. P. Beregi, A. Hornbeck, J. Greiffier *Patient dose in interventional radiology: a multicentre study of the most frequent procedures in France* European Radiology 27 (2017): 4281-4290
- [EURATOM, 2013] *Council Directive 2013/59/Euratom of 5 December 2013 laying down basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionising radiation, and repealing Directives 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom and 2003/122/Euratom*. (Off. J. Eur. Union), 2013

- [Fantuzzi & in., 2004] E. Fantuzzi, J. G. Alves, P. Ambrosi, H. Janzekovic, E. Vartiainen *Implementation of standards for individual monitoring in Europe*. Radiation Protection Dosimetry 112 (2004): 3-44
- [Ferrari & in., 2016] P. Ferrari, F. Becker, E. Carinou, V. Chumak V, J. Farah, Z. Jovanovic, D Krstic, A. Morgun, S. Principi, P. J. Teles *Monte Carlo study of the scattered radiation field near the eyes of the operator in interventional procedures*. Journal of Radiological Protection 36 (2016): 902-921
- [Gilvin & in., 2015] P. J. Gilvin, J. G. Alves, C. Cherestes, J. W. E. van Dijk, M. Lehtinen, F. Rossi, B. Vekic and M-A Chevallier *Quality Assurance in Individual Monitoring for External Radiation-Results of EURADOS Survey 2012*. EURADOS Report, Braunschweig, 2015
- [Gualdrini & in., 2011] G. Gualdrini, F. Mariotti, S. Wach, P. Bilski, M. Denoziere, J. Daures, J. M. Bordy, P. Ferrari, F. Monteventi, E. Fantuzzi, F. Vanhavere *A new cylindrical phantom for eye lens dosimetry development*. Radiation Measurements 46 (2011): 1231-1234
- [Gualdrini & in., 2013] G. Gualdrini, J. M. Bordy, J. Daures, E. Fantuzzi, F. Mariotti, F. Vanhavere *Air kerma to  $H_p(3)$  conversion coefficients for photons from 10 keV to 10 MeV, calculated in a cylindrical phantom*. Radiation Protection Dosimetry 154, (2013): 517–521
- [Guguła, **Kopeć** & in., 2018a] S. Guguła, K. Kozak, D. Grządziel, K. Guguła, M. Mroczek, **R. Kopeć** *Pomiary gamma-spektrometryczne w hali cyklotronu CCB i hali doświadczalnej*. Raport wewnętrzny LER IFJ PAN, 2018
- [Guguła, **Kopeć** & in., 2018b] S. Guguła, T. Horwacik, **R. Kopeć**, K. Kozak *Pomiary gamma-spektrometryczne w hali terapii oka CCB*. Raport wewnętrzny LER IFJ PAN, 2018
- [Horowitz & Olko, 2004] Y. Horowitz, P. Olko *The effects of ionisation density on the thermoluminescence response (efficiency) of LiF:Mg,Ti and LiF:Mg,Cu,P*. Radiation Protection Dosimetry 109 (2004): 331-348
- [Hounsfield, 1973] G. N. Hounsfield *Computerized transverse axial scanning (tomography): Part I Description of system*. British Journal of Radiology 46 (1973): 1016-1022



- 
- [Hrynkiewicz, 2001] A. Z. Hrynkiewicz (red.) *Człowiek i promieniowanie jonizujące*. Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa, 2001
- [IAEA TECDOC 1731] *Implications for Occupational Radiation Protection of the New Dose Limit for the Lens of the Eye*, IAEA TECDOC SERIES, TECDOC No. 1731, International Atomic Energy Agency Vienna, 2013 (Contributors to drafting and review - m. in. **R. Kopec**)
- [ICRP 60, 1991] International Commission on Radiological Protection, *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection ICRP Publication 60*. Pergamon Press, Oxford, 1991
- [ICRP 103, 2007] International Commission on Radiological Protection *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection ICRP Publication 103*. Pergamon Press, Oxford, 2007
- [ICRP 105, 2007] International Commission on Radiological Protection *Radiological protection in medicine ICRP Publication 105*. Pergamon Press, Oxford, 2007
- [ICRP 118, 2012] International Commission on Radiological Protection *ICRP Statement on Tissue Reactions / Early and Late Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs-Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection ICRP publication 118: Context*. Annals of the ICRP. 41, 1-322, 2012
- [IEC 61066] Norma IEC 61066:2006 *International Standard, Thermoluminescence Dosimetry Systems for Personal and Environmental Monitoring*.
- [ISO 17025] Norma ISO/IEC 17025:2018 *Ogólne wymagania dotyczące kompetencji laboratoriów badawczych i wzorcujących*.
- [ISO 14146] Norma PN-ISO 14146:2006 *Ochrona radiologiczna, Kryteria i granice zdolności pomiarowych dla okresowej oceny laboratoriów pomiaru dawek indywidualnych promieniowania rentgenowskiego i gamma*.
- [ISO4037] Norma PN-ISO 4037-3:2004 *Wzorcowe promieniowanie rentgenowskie i gamma do kalibracji dawkomierzy i mierników mocy dawki oraz do określania ich charakterystyk energetycznych -- Część 3: Wzorcowanie dawkomierzy otoczenia i dawkomierzy indywidualnych oraz określanie ich charakterystyk energetycznych i kierunkowych*.

- [Izewska & Andreo, 2000] J. Izewska, P. Andreo *The IAEA/WHO postal programme for radiotherapy hospitals*. *Radiotherapy and Oncology* 54 (2000): 65-72
- [Kim & in., 2008] K. P. Kim, D. L. Miller, S. Balter, R. A. Kleinerman, M. S. Linet, D. Kwon, S. L. Simon *Occupational radiation doses to operators performing cardiac catheterization procedures*. *Health Physics* 94 (2008): 211-227
- [Kiszkurno-Mazurek & **Kopec**, 2014] A. Kiszkurno-Mazurek, **R. Kopec** *Regulacje prawne w zakresie ochrony zdrowia osób pracujących w narażeniu na promieniowanie jonizujące*, *Inżynier i Fizyk Medyczny* 6 (2014): 3017-312
- [**Kopec** & in., 2011] **R. Kopec**, M. Budzanowski, A. Budzynska, R. Czepczynski, M. Dziuk, J. Sowinski, A. Wyszomirska *On the relationship between whole body, extremity and eye lens doses for medical staff in the preparation and application of radiopharmaceuticals in nuclear medicine*. *Radiation Measurements* 46 (2011): 1295-1298
- [**Kopec** & in., 2014] **R. Kopec**, L. Novak, E. Carinou, I. Clairand, J. Dabin, H. Datz, C. De Angelis, J. Farah, C. Huet, Z. Knezevic, H. Jaervinen, M. Majer, F. Malchair, A. Negri, S. Haruz Waschitz, T. Siiskonen, A. Szumska, A. Trianni, F. Vanhavere *Intercomparison of Gafchromic(TM) films, TL detectors and TL foils for the measurements of skin dose in interventional radiology*. *Radiation Measurements* 71 (2014): 282-286
- [**Kopec** & in., 2016] **R. Kopec**, A. Bubak, M. Budzanowski; A. Sas-Bieniarz; A. Szumska *How do hospital sterilisation procedures affect the response of personal extremity rings and of eye lens TL dosimeters?* *Radiation Protection Dosimetry* 170 (2016): 302 - 306
- [Koukorava & in., 2011] C. Koukorava, E. Carinou, P. Ferrari, S. Krim, L. Struelens *Study of the parameters affecting operator doses in interventional radiology using Monte Carlo simulations*. *Radiation Measurements* 46 (2011): 1216-1222
- [Kowski, 2012] R. Kowski *Radiologia zabiegowa w Polsce –najczęstsze problemy*. *Inżynier i Fizyk Medyczny* 2 (2012): 70-72
- [Kubo & Mauricio, 2014] A. L. S. L. Kubo, C. L. P. Mauricio *TLD occupational dose distribution study in nuclear medicine*. *Radiation Measurements* 71 (2014): 442-446

- [Kwolczak-El Korbi & Kopeć, 2011] I. Kwolczak–El Korbi, J. Kopeć „*Budowa Narodowego Centrum Terapii Hadronowej - Centrum Cyklotronowe Bronowice*”: *Projekt techniczny w zakresie ochrony radiologicznej pomieszczeń przeznaczonych do instalacji cyklotronu Proteus C-235 - pracownia akceleratorowa*. Warszawa, 2011
- [Lawrence & Livingstone, 1932] E. O. Lawrence and M. S. Livingston *The Production of High Speed Light Ions Without the Use of High Voltages*. *Physical Review* 40, (1932): 19-37
- [Leide-Svegborn, 2012] S. Leide-Svegborn *External radiation exposure of personnel in nuclear medicine from  $^{18}\text{F}$ ,  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  and  $^{131}\text{I}$  with special reference to fingers, eyes and thyroid*. *Radiation Protection Dosimetry* 149 (2012): 196-206
- [Lopez & in., 2004] M. A. Lopez Ponte, C.M. Castellani, L. Currivan, J. W. E. van Dijk, R. Falk, P. Olko, C. Wernli *A catalogue of dosimeters and dosimetric services within Europe—an update*. *Radiation Protection Dosimetry* 112 (2004): 45-68
- [Łobodziec, 2016] W. Łobodziec *Podstawy fizyki promieniowania jonizującego na użytek radioterapii i diagnostyki radiologicznej*. Wydawnictwo Uniwersytetu Rzeszowskiego, Rzeszów, 2016
- [Malicki & Śłosarek, 2016] J. Malicki (red), K. Śłosarek (red) *Planowanie leczenia i dozymetria w radioterapii. Tom I*. Grupa Via Medica, Gdańsk, 2016
- [Martin, 2009] C. J. Martin *A review of radiology staff doses and dose monitoring requirements*. *Radiation Protection Dosimetry* 136 (2009): 140-157
- [McWhan & in., 2015] A. F. McWhan, W. Dobrzynska, T. W. M. Grimbergen, M. Figel, A. M. Romero, H. Stadtmann *EURADOS Intercomparison 2012 for Whole Body Dosimeters in Photon Fields*. EURADOS Report, Braunschweig, 2015
- [Menzel & Harrison, 2012] H. G. Menzel, J. Harrison *Effective dose: a radiation protection quantity*. *Annals of the ICRP* 41 (2012): 117-123
- [NIST,web] <https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab3.html>

- [Nunn & in., 2008] A. A. Nunn, S. D. Davis, J. A. Micka, L. A. DeWerd *LiF:Mg,Ti TLD response as a function of photon energy for moderately filtered x-ray spectra in the range of 20–250 kVp relative to  $^{60}\text{Co}$* . Medical Physics 35 (2008): 1859-1869
- [Obryk & in., 2008] B. Obryk, T. Cywicka-Jakiel, M. Budzanowski, P. Bilski, C. Hranitzky, P. Olko, H. Stadtmann *Measurements and Monte Carlo simulations of the response of the RADOS personal dosimeters with MTS-N (LiF:Mg,Ti) and MCP-N (LiF:Mg,Cu,P) thermoluminescent detectors to X- and gamma-ray*. Radiation Measurements 43 (2008): 616-620
- [Obryk & in., 2011] B. Obryk, C. Hranitzky, H. Stadtmann, M. Budzanowski, P. Olko *Energy response of different types of RADOS personal dosimeters with MTS-N (LiF:Mg,Ti) and MCP-N (LiF:Mg,Cu,P) TL detectors*. Radiation Protection Dosimetry 144 (2011): 211-214
- [Olko, 2002] P. Olko *Microdosimetric Modelling of Physical and Biological Detectors*. Rozprawa habilitacyjna, Kraków, 2002, IFJ PAN Raport Nr 1914/D
- [Olko & in., 2006] Olko P., Curri van L., van Dijk J. W. E., Lopez M. A. and Wernli C. *Thermoluminescent detectors applied in individual monitoring of radiation workers in Europe— A review based on the Eurados questionnaire*. Radiation Protection Dosimetry, 120 (2006): 298-302
- [Olko & Jeżabek, 2011] P. Olko, M. Jeżabek, *National Centre for Hadron Radiotherapy in Poland - Bronowice Cyclotron Centre*, Polish Journal of Medical Physics and Engineering 17 (Suppl.) (2011): 32
- [ORAMED, web] <http://www.oramed-fp7.eu/>
- [Owsiak, Kopeć & in., 2017] E. Owsiak, R. Kopeć, M. Budzanowski, M. A. Staniszewska *Narażenie zawodowe podczas procedur ortopedycznych wykonywanych pod kontrolą fluoroskopii rentgenowskiej (Occupational exposure in orthopedic procedures under fluoroscopic control)*. Medycyna Pracy 68(2017): 221-227
- [Pardue & in., 1944] L. A. Pardue, N. Goldstein, E. O. Wollan *Photographic film as a pocket radiation dosimeter*. United States Atomic Energy Commission, Oak Ridge, 1944 (declassified 1947)

- [PN-EN 61267] PN-EN 61267:2006 - wersja angielska *Medyczne zestawy rentgenowskie diagnostyczne - Warunki promieniowania do stosowania przy określaniu charakterystyk.*
- [Podgorsak, 2005] E. B. Podgorsak *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students* IAEA; Vienna, Austria, 2005
- [Prawo atomowe, 2000] Ustawa z dnia 29 listopada 2000 roku *Prawo atomowe* (t. jedn. Dz. U. z 2018 r., poz. 792.) wraz ze szczegółowymi uregulowaniami zamieszczonymi w aktach wykonawczych do ustawy
- [Pruszyński, 2000] B. Pruszyński (red) *Diagnostyka obrazowa, podstawy teoretyczne i metodyka badań.* Wydawnictwo Lekarskie PZWL, Warszawa, 2000
- [PTCOG 2010] *PTCOG Publications Sub-Committee Task Group on Shielding Design and Radiation Safety of Charged Particle Therapy Facilities.* PTCOG Report 1, 2010; On-line:  
[https://www.ptcog.ch/archive/Software\\_and\\_Docs/Shielding\\_radiation\\_protection.pdf](https://www.ptcog.ch/archive/Software_and_Docs/Shielding_radiation_protection.pdf)
- [RadPro, web] <https://www.radpro-int.com/tld-1/tld-cards-whole-body/>
- [Rimpler & in., 2011] A. Rimpler, I. Barth, P. Ferrari, S. Baechler, A. Carnicer, L. Donadille, M. Fulop, M. Ginjaume, M. Mariotti, M. Sans-Merce, G. Gualdrini, S. Krim, X. Ortega, N. Ruiz, F. Vanhavere *Extremity exposure in nuclear medicine therapy with <sup>90</sup>Y-labelled substances - Results of the ORAMED project.* Radiation Measurements 46 (2011): 1283-1286
- [Röntgen, 1895] W. C. Röntgen *Über eine neue Art von Strahlen.* Sitzungsberichte der Würzburger Physikalisch-Medizinischen Gesellschaft zu Würzburg Jahrgang 1895, S. 132 und Jahrgang 1896, s.10
- [RP 160, 2009] European Commission *Technical Recommendations for Monitoring Individuals Occupationally Exposed to External Radiation.* EU Rad. Prot. No. 160, ISBN 978-92-79-13817-1 Luxembourg, 2009

- [Salvat & in., 2008] F. Salvat, J. M. Fernandez-Varea, J. Sempau *PENELOPE-2008: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport*. Workshop Proceedings Barcelona, Spain 30 June-3 July 2008, OECD/NEA 2009 (on-line: <https://www.oecd-neo.org/science/pubs/2009/nea6416-penelope.pdf>)
- [Sans Merce & in., 2011] M. Sans Merce, N. Ruiz, I. Barth, A. Carnicer, L. Donadille, P. Ferrari, M. Fulop, M. Ginjaume, G. Gualdrini, S. Krim, F. Mariotti, X. Ortega, A. Rimpler, F. Vanhavere, S. Baechler *Extremity exposure in nuclear medicine: preliminary results of a European study*. Radiation Protection Dosimetry 144 (2011): 515-520
- [Santos & in., 2015] W. S. Santos, L. P. Neves, A. P. Perini, W. Belinato, L. V. E. Caldas, A. B. Jr Carvalho, A. F. Maia *Exposures in interventional radiology using Monte Carlo simulation coupled with virtual anthropomorphic phantoms*. Physica Medica 31 (2015): 929-933
- [Santos & in., 2018] W. S. Santos, W. Belinato, A. P. Perini, L. V. E. Caldas, D. C. Galeano, C. J. Santos, L. P. Neves *Occupational exposures during abdominal fluoroscopically guided interventional procedures for different patient sizes - A Monte Carlo approach*. Physica Medica 45 (2018): 35-43
- [Sas-Korczyńska, **Kopeć** & in., 2017] B. Sas-Korczyńska, E. Pluta, A. Chrostowska, D. Martynów, A. Patla, T. Skóra, D. Wojton-Dziewońska, E. Góra, D. Kabat, K. Kisielewicz, T. Kajdrowicz, **R. Kopeć** *The tolerance of proton radiotherapy - preliminary results*. NOWOTWORY Journal of Oncology 67 (2017): 157-161
- [Siemens, web] <https://www.oem-xray-components.siemens.com/x-ray-spectra-simulation>
- [Siczek, 2011] M. Siczek *Tomografia komputerowa i rezonans magnetyczny dla studentów kierunku Informatyka*. Uniwersytet Marii Curie-Skłodowskiej w Lublinie, Lublin, 2011
- [da Silva & in., 2016] T. A. da Silva, M.C. Guimarães, L. S. Meireles, L. L. D. Teles, M. A. S. Lacerda *Reliability of eye lens dosimetry in workers of a positron emission tomography radiopharmaceutical production facility*. Applied Radiation Isotopes 117 (2016): 70-73

- [Skłodowska-Curie, 1904] M. Skłodowska-Curie *Badanie ciał radioaktywnych*. E. Wende i Ska, Warszawa, 1904 (polska wersja rozprawy doktorskiej M. Skłodowskiej-Curie)
- [Son & in., 2018] J. Son, S. B. Lee, Y. Lim, S. Y. Park, K. Cho, M. Yoon, D. Shin *Development of Optical Fiber Based Measurement System for the Verification of Entrance Dose Map in Pencil Beam Scanning Proton Beam*. *Sensors* 18 (2018): 227
- [Staniszewska, **Kopec** & in., 2017] M. A. Staniszewska, K. Kujawski, **R. Kopec**, K. Sasak *Zabieg ECPW jako źródło narażenia radiacyjnego dla gastroenterologa (ERCP procedures as a source of radiation risk to a single gastroenterologist)*. *Medycyna Pracy* 68(2017): 735-741
- [Stichelbaut i Jongen 2014] F. Stichelbaut; Y. Jongen *Properties of an energy degrader for light ions* *Progress in Nuclear Science and Technology* 4 (2014): 272–275
- [Summers & in., 2012] E. C. Summers, J. L. E. Brown, P. J. Bownes, S. E. Anderson *Eye doses to staff in a nuclear medicine department*. *Nuclear Medicine Communications* 33(5) (2012): 476-480
- [Swakoń & in., 2010] J. Swakoń, P. Olko, D. Adamczyk, T. Cywicka-Jakiel, J. Dąbrowska, B. Dulny, L. Grzanka, T. Horwacik, T. Kajdrowicz, B. Michalec, T. Nowak, M. Ptaszkiewicz, U. Sowa, L. Stolarczyk, M. P. R. Waligórski *Facility for proton radiotherapy of eye cancer at IFJ PAN in Krakow*. *Radiation Measurements* 45 (2010): 1469-1471
- [Szumska, **Kopec** & in., 2014] A. Szumska; M. Budzanowski; **R. Kopec** *Occupational exposure to the whole body, extremities and to the eye lens in interventional radiology in Poland, as based on personnel dosimetry records at IFJ PAN*. *Radiation Physics and Chemistry* 104 (2014): 72-75
- [Szumska, 2015] A. Szumska *Dozymetria soczewek oczu w medycynie z wykorzystaniem dawkomierzy termoluminescencyjnych*. praca doktorska IFJ PAN, Kraków, 2015
- [Szumska, **Kopec** & in., 2016] A. Szumska; **R. Kopec**; M. Budzanowski *Occupational doses of medical staff and their relation to patient exposure incurred in coronary angiography and intervention*. *Radiation Measurements* 84 (2016): 34-40

- [Tadeusiewicz & Augustyniak, 2009] R. Tadeusiewicz i P. Augustyniak (red) *Podstawy inżynierii biomedycznej*. Tom I. Wydawnictwo AGH, Kraków, 2009
- [Titt & Newhauser, 2005] U. Titt, W. D. Newhauser *Neutron shielding calculations in a proton therapy facility based on Monte Carlo simulations and analytical models: criterion for selecting the method of choice*. Radiation Protection Dosimetry 115 (2005): 144-148
- [Trofimov & Bortfeld, 2003] A. Trofimov, T. Bortfeld *Optimization of Beam Parameters and Treatment Planning for Intensity Modulated Proton Therapy*. Technology in Cancer Research & Treatment, 2, (2003): 437-444
- [UNSCEAR, 1993] United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR) *Sources and effects of ionizing radiation, UNSCEAR 1993 Report to the General Assembly, with Scientific Annexes* New York: United Nations, 1993
- [Vanhavere & in., 2008] F. Vanhavere, E. Carinou, L. Donadille, M. Ginjaume, J. Jankowski, A. Rimpler, M. Sans Merce *An overview on extremity dosimetry in medical applications*. Radiation Protection Dosimetry 129 (2008): 350-355
- [Vanhavere & in., 2011] F. Vanhavere, E. Carinou, J. Domienik, L. Donadille, M. Ginjaume, G. Gualdrini, C. Koukorava, S. Krim, D. Nikodemova, N. Ruiz-Lopez, M. Sans-Merce, L. Struelens *Measurements of eye lens doses in interventional radiology and cardiology: Final results of the ORAMED project*. Radiation Measurements 46 (2011): 1243-1247
- [Vanhavere & in., 2012] F. Vanhavere, E. Carinou, G. Gualdrini, I. Clairand, M. Sans Merce, M. Ginjaume, D. Nikodemova, J. Jankowski, J-M. Bordy, A. Rimpler, S. Wach, P. Martin, L. Struelens, S. Krim, C. Koukorava, P. Ferrari, F. Mariotti, E. Fantuzzi, L. Donadille, C. Itié, N. Ruiz, A. Carnicer, M. Fulop, J. Domienik, M. Brodecki, J. Daures, I. Barth, P. Bilski *ORAMED: Optimization of Radiation Protection of Medical Staff*. EURADOS Report, Braunschweig, 2012
- [Vano & in., 2008] E. Vano, L. Gonzalez, J. M. Fernandez, Z. J. Haskal *Eye lens exposure to radiation in interventional suites: caution is warranted*. Radiology 248 (2008): 945-953



- 
- [Vano & in., 2010] E. Vano, N. J. Kleiman, A. Duran, M. Rehani, D. Echeverri, M. Cabrera *Risk for radiation cataract in interventional cardiology personnel*. Radiation Research 174 (2010): 490-495
- [Wang & in., 2019] P. Wang, J. Zheng Y. Song, W Zhang *Design of the Fast Scanning Magnets for SC200 Proton Therapy Facility*. IEEE Transactions on Applied Superconductivity 29 (2019)
- [Wojciechowska & Didkowska, web] U. Wojciechowska, J. Didkowska *Zachorowania i zgony na nowotwory złośliwe w Polsce. Krajowy Rejestr Nowotworów, Centrum Onkologii-Instytut im. Marii Skłodowskiej-Curie*. Dostępne na stronie: <http://onkologia.org.pl/k/epidemiologia/> dostęp z dnia 24/03/2019
- [Wojcik & Harms-Ringdahl, 2019] A. Wojcik, M. Harms-Ringdahl *Radiation protection biology then and now*. International Journal of Radiation Biology, 2019, DOI: 10.1080/09553002.2019.1589027
- [Wrzesien & in., 2008] M. Wrzesien, J. Olszewski, J. Jankowski *Hand exposure to ionizing radiation of nuclear medicine workers*. Radiation Protection Dosimetry 130 (2008): 325-330
- [Wrzesien, 2018] M. Wrzesień *<sup>18</sup>F-FDG production procedures as a source of eye lens exposure to radiation*. Journal of Radiological Protection 38: 382-393 2018
- [Wrzesień & in., 2018] M. Wrzesien, L. Krolicki, Ł. Albiniak, J. Olszewski *Is eye lens dosimetry needed in nuclear medicine?* Journal of Radiological Protection 38 (2018): 763-774



## SPIS RYSUNKÓW

---

<b>Rysunek 2.1</b> Bezpośrednie i pośrednie działanie promieniowania jonizującego na łańcuch DNA [Desouky & in., 2015].....	10
<b>Rysunek 2.2</b> Zależność względnej skuteczności biologicznej, RBE, od liniowego przekazania energii, LET [Bushberg & in., 2001]. .....	12
<b>Rysunek 3.1</b> Struktura zatrudnienia pracowników w narażeniu na promieniowanie jonizujące na podstawie danych Laboratorium Dozymetrii Indywidualnej i Środowiskowej IFJ PAN.....	21
<b>Rysunek 3.2</b> Przekrój lampy rentgenowskiej ze stałą anodą: 1 - szklana obudowa lampy - bańka próżniowa, 2 - katoda, 3 - włókno żarzenia, 4 - zwierciadło ogniskujące wiązkę elektronów wyprowadzenie katody, 5 - anoda, 6 - płytką wolframowa, 7 - ognisko lampy, 8 - okienko lampy, 9 - wiązka promieni X [Pruszyński, 2000]. .....	23
<b>Rysunek 3.3</b> Widmo promieniowania rentgenowskiego z anodą wolframową (obliczone na podstawie [Siemens, web]).....	23
<b>Rysunek 3.4</b> Widmo promieniowania X z lampy rentgenowskiej z anodą molibdenową stosowaną w mammografii (obliczone na podstawie [Siemens, web]). .....	25
<b>Rysunek 3.5</b> Indywidualny dawkomierz termoluminescencyjny DI-02 do pomiarów $H_p(10)$ . Po prawej widok slajdu z detektorami TL. ....	27
<b>Rysunek 3.6</b> Indywidualny dawkomierz oczny EYE-D <sup>TM</sup> (nazwa laboratoryjna: OD-12) do pomiaru $H_p(3)$ .....	27
<b>Rysunek 3.7</b> Indywidualny dawkomierz do pomiaru dawek na skórę dłoni, $H_p(0,07)$ . Widok z detektorem. ....	28
<b>Rysunek 3.8</b> Fantomy tkankopodobne stosowane do kalibracji dawkomierzy indywidualnych. Od lewej (a) fantom z PMMA 30x30x15 cm <sup>3</sup> do kalibracji dawkomierzy indywidualnych w jednostkach $H_p(10)$ w polu promieniowania Cs-137; (b) fantom do kalibracji dawkomierzy pierścinkowych w jednostkach $H_p(0,07)$ ; (c) fantom walcowy 20 cm x20 cm do kalibracji dawkomierzy indywidualnych w jednostkach $H_p(3)$ . ....	29
<b>Rysunek 3.9</b> Przykładowa kwartalna kontrola współczynników kalibracyjnych dla jednego z czytników termoluminescencyjnych. ....	32
<b>Rysunek 3.10</b> Przykładowy przebieg testów dziennych czytnika. Punkty oznaczają kolejne dni, w których przeprowadzono odczyt. Na czerwono zaznaczono granice akceptowalności. ....	33

- Rysunek 3.11** Widok relacji w bazie danych DosBaz związanych z kalibracją detektorów..... 34
- Rysunek 3.12** Końcowy interfejs użytkownika umożliwiający policzenie dawek w jednostkach  $H_p(10)$ . Informacje o typie dawkomierza, partii detektorów są przywoływane automatycznie po wybraniu unikatowego numeru świadectwa przydatności dawkomierzy. Użytkownik przywołując czytnik na którym wykonano odczyt i wciskając przycisk „Policz dawkę” automatycznie korzysta z przypisanych współczynników kalibracyjnych. .... 34
- Rysunek 3.13** Stosunek masowych współczynników absorpcji fluorku litu LiF i tkanki miękkiej w funkcji energii fotonów, znormalizowany do energii 662 keV. Efektywna liczba atomowa tkanki to  $Z_{eff}=7,35$  (na podstawie danych [NIST, web]). ..... 36
- Rysunek 3.14** Względne znaczenie trzech głównych typów reakcji fotonów z materia. Krzywe są funkcją liczby atomowej,  $Z$ , absorbentu od energii fotonu dla której dany efekt jest istotny (opracowano na podstawie [Attix, 2004]). ..... 37
- Rysunek 3.15** Zdolność pomiarowa dawkomierzy termoluminescencyjnych z detektorami MTS-N. Dawki policzono na podstawie wskazań detektorów umieszczonych pod filtrem aluminiowym w kasetach typu DI-02..... 40
- Rysunek 3.16** Charakterystyka energetyczna dawkomierzy indywidualnych typu DI-02. Warunki ekspozycji podano w (Tabela 3.2). ..... 41
- Rysunek 3.17** Odpowiedź detektora pod filtrem aluminiowym w funkcji ilorazu odpowiedzi detektora odkrytego i pod filtrem Al. .... 44
- Rysunek 3.18** Zdolność pomiarowa dawkomierzy termoluminescencyjnych z detektorami MTS-N. Dawki policzono na podstawie wskazań detektorów umieszczonych pod filtrem aluminiowym i odkrytych w kasetach typu DI-02 z zastosowaniem współczynnika  $N_E$ . .... 44
- Rysunek 3.19** Charakterystyka energetyczna dawkomierzy indywidualnych typu DI-02 umieszczonych pod filtrem aluminiowym wyznaczona z zastosowaniem współczynnika korekcyjnego. .... 45
- Rysunek 3.20** Charakterystyka energetyczna dawkomierzy indywidualnych typu DI-02 eksponowanych pod kątem  $0^0$  umieszczonych pod filtrem aluminiowym wyznaczona z zastosowaniem współczynnika korekcyjnego. .... 45
- Rysunek 3.21** Liniowe współczynniki pochłaniania dla miedzi i aluminium (na podstawie danych [NIST, web]). ..... 47
- Rysunek 3.22** Testowany typ kaset dozymetrycznych widok dawkomierza bez modyfikacji i zmodyfikowany o dodatkowy filtr miedziany (po lewej) oraz filtr miedziany przygotowany do wklejenia (po prawej). .... 48
- Rysunek 3.23** Odpowiedź energetyczna detektorów MTS-N (LiF:Mg,Ti) z różnymi typami filtrów oraz bez filtracji. Odpowiedź została znormalizowana do odpowiedzi od fotonów gamma 662 keV pochodzących od źródła Cs-137..... 49

- Rysunek 3.24** Odpowiedź energetyczna detektorów MTS-N (LiF:Mg,Ti) z zastosowaniem filtracji Al. Odpowiedź została znormalizowana do odpowiedzi od fotonów gamma 662 keV pochodzących ze źródła Cs-137..... 50
- Rysunek 3.25** Odpowiedź detektora pod filtrem aluminiowym w funkcji ilorazu odpowiedzi detektora pod filtrem aluminiowym i miedzianym. .... 51
- Rysunek 3.26** Zdolność pomiarowa dawkomierzy TL typu DI-02 z detektorami MTS-N. Na wykresie przedstawiono wyniki bez korekty energetycznej (A) oraz z korektą opartą o iloraz wskazań pomiędzy filtrem aluminiowym i miedzianym (B)..... 53
- Rysunek 3.27** Odpowiedź energetyczna detektorów MTS-N (LiF:Mg,Ti) z zastosowaniem korekty energetycznej opartej o różnicę wskazań pomiędzy detektorami pod filtrem aluminiowym i miedzianym. Odpowiedź została znormalizowana do odpowiedzi od fotonów gamma 662 keV pochodzących ze źródła Cs-137..... 55
- Rysunek 3.28** Wpływ procesu prania na odpowiedź dawkową dawkomierzy ocznych i pierścinkowych [zaadaptowane z Kopec & in., 2016]..... 57
- Rysunek 3.29** Względna odpowiedź dawkowa indywidualnych dawkomierzy pierścinkowych TL sterylizowanych parą wodną pod ciśnieniem [zaadaptowane z Kopec & in., 2016]. .... 58
- Rysunek 3.30** Wpływ sterylizacji chemicznej na odpowiedź dawkową indywidualnych dawkomierzy pierścinkowych [zaadaptowane z Kopec & in., 2016]..... 59
- Rysunek 3.31** Wpływ sterylizacji chemicznej na odpowiedź dawkową indywidualnych dawkomierzy ocznych [zaadaptowane z Kopec & in., 2016]..... 60
- Rysunek 3.32** Wpływ czasu sterylizacji chemicznej na odpowiedź dawkową dawkomierzy indywidualnych [zaadaptowane z Kopec & in., 2016]. .... 60
- Rysunek 3.33** Wpływ sterylizacji chemicznej na odpowiedź dawkową dla detektorów TL typu MCP-N i MTS-N [zaadaptowane z Kopec & in., 2016]..... 61
- Rysunek 3.34** Wpływ sterylizacji promieniowaniem UV na odpowiedź dawkową indywidualnych dawkomierzy ocznych [zaadaptowane z Kopec & in., 2016]. ... 62
- Rysunek 4.1** Poziomy dawek  $H_p(10)$  zmierzone dla pracowników w jednostkach służby zdrowia [Budzanowski, Kopec & in., 2011; Szumska, Kopec & in., 2014]..... 71
- Rysunek 4.2** Poziomy dawek  $H_p(0,07)$  zmierzone dla pracowników w jednostkach służby zdrowia. .... 72
- Rysunek 4.3** Położenie detektorów TL podczas pomiarów w projekcie ORAMED (a) oraz średnie stosunki między dawką maksymalną, a dawką w niektórych określonych pozycjach dla procedur diagnostycznych (po lewej) i procedur terapeutycznych (po prawej) [Vanhavere & in., 2012]..... 73
- Rysunek 4.4** Personel podczas rozdozowania radiofarmaceutyku. Cały preparat promieniotwórczy znajduje się w specjalnej osłonie z ołowiu, ze specjalnymi otworami (słuzę) na dłonie oraz okienkiem ołowianym..... 75

<b>Rysunek 4.5</b> Pielęgniarka podczas wstrzykiwania pacjentowi preparatu promieniotwórczego.....	75
<b>Rysunek 4.6</b> Stosunek indywidualnych równoważników dawek $H_p(0,07)/H_p(10)$ personelu dwóch ośrodków stosujących technikę SPECT (w zakładzie B dodatkowo radioizotopy terapeutyczne – Operator 2 i lekarz patrz Tabela 4.3)..	79
<b>Rysunek 4.7</b> Stosunek indywidualnych równoważników dawek $H_p(3)/H_p(10)$ personelu w dwóch ośrodkach stosujących technikę SPECT.....	79
<b>Rysunek 4.8</b> Typowe odległości między źródłem promieniowania a dawkomierzem na soczewki oczu (A) i dawkomierzy na całe ciało (B) noszonych przez: personel techniczny - preparatora (po lewej), personel obsługi technicznej – technika elektroradiologii (środek) i pielęgniarkę (po prawej) w Zakładzie A [Kopec & in., 2011].	80
<b>Rysunek 4.9</b> Stosunek indywidualnych równoważników dawek $H_p(0,07)/H_p(10)$ w ośrodkach PET-CT (zakłady C i D).	82
<b>Rysunek 4.10</b> Stosunek indywidualnych równoważników dawek $H_p(3)$ do $H_p(10)$ w zakładach PET-CT (zakłady C i D).....	82
<b>Rysunek 4.11</b> Różne umiejscowienie dawkomierza na soczewki oka w ośrodkach PET-CT – zakład C (po lewej) i zakład D (po prawej). Przedstawiono jego wpływ na ekspozycję soczewki oka podczas przygotowywania izotopu za osłoną przez personel techniczny (po prawej).	84
<b>Rysunek 4.12</b> Tygodniowe wartości indywidualnych równoważników dawek na soczewki oczu, $H_p(3)$ , w funkcji indywidualnych równoważników dawek na całe ciało, $H_p(10)$ dla 40 członków personelu medycyny nuklearnej w 8 szpitalach. Na rysunku przedstawiono również linię dopasowaną metodą regresji liniowej ze współczynnikiem kierunkowym prostej (linia ciągła) w odniesieniu do zależności $H_p(3)=H_p(10)$ (linia kropkowana) [zaadoptowane z Dabin, Kopec & in., 2016].	85
<b>Rysunek 4.13</b> Wyniki pomiarów indywidualnego równoważnika dawki na soczewki oczu, $H_p(3)$ dla personelu medycznego z 8 zakładów medycyny nuklearnej. Roczne dawki ekstrapolowano na podstawie co najmniej jednego tygodnia pomiarowego [na podstawie Dabin, Kopec & in., 2016]., Na wykresie zaznaczono linię ciągłą nową propozycje dawek granicznych wg zaleceń ICRP i EURATOM (linia ciągła) i 3/10 limitu (linia przerywana).....	86
<b>Rysunek 5.1</b> Aparat do angiografii SIEMENS ARTIS ZEE [Siemens, Web].	90
<b>Rysunek 5.2</b> Zależność całkowitego masowego współczynnika osłabienia ( $\mu/\rho$ ) oraz zależność masowych współczynników osłabienia dla poszczególnych zjawisk od energii fotonu oddziałującego w wodzie jako odpowiednika tkanki miękkiej ( $\tau/\rho$ ; $\sigma/\rho$ ; $\kappa/\rho$ – oznaczają kolejno masowe współczynniki osłabienia dla zjawisk: fotoelektrycznego, Comptona i tworzenia par) [Łobodziec, 2016].	91
<b>Rysunek 5.3</b> Przykładowy protokół z zabiegu kardiologii interwencyjnej.	93

<b>Rysunek 5.4</b>	Schemat aparatury rentgenowskiej ARTIS ZEE CELING MOUNTES marki SIEMENS – rysunek zaczerpnięty z ulotki informacyjnej producenta. ....	97
<b>Rysunek 5.5</b>	Model lekarza zastosowany w przygotowanej konfiguracji: bez osłon (a), sylwetka z osłonami (b). W modelu lekarza uwzględniono narządy (płuca, drogi oddechowe, soczewki oczu) i struktury kostne (c). .....	98
<b>Rysunek 5.6</b>	Znormalizowane widmo energetyczne dla napięcia 100 keV i filtracji 2.5 mm Al (wyliczone za pomocą oprogramowania [Siemens, Web]). .....	99
<b>Rysunek 5.7</b>	Schemat aparatury rentgenowskiej wraz z pacjentem i lekarzem w pozycji PA przyjętej w symulacjach za referencyjną. ....	100
<b>Rysunek 5.8</b>	Rodzaje projekcji stosowane w radiologii interwencyjnej. ....	101
<b>Rysunek 5.9</b>	Projekcje zastosowane podczas symulacji. ....	102
<b>Rysunek 6.1</b>	Układ prowadzenia wiązki protonów do stanowisk, w których odbywa się praca z wiązką protonów (Autor rysunku: Krzysztof Daniel). ....	111
<b>Rysunek 6.2</b>	Wnętrze cyklotronu Proteus C-235. Dolna część elektromagnesu (Dzięki uprzejmości: K. Daniela). ....	113
<b>Rysunek 6.3</b>	Piki Bragga dla energii z zakresu 80-200 MeV zmierzone przy użyciu detektora Giraffe na stanowisku gantry w CCB. ....	114
<b>Rysunek 6.4</b>	Techniki formowania wiązki: pasywna (góra) i aktywna (dół). Zaadaptowane z [Son & in., 2018]. ....	115
<b>Rysunek 6.5</b>	Zasada napromieniania metodą ołówkowej wiązki skanującej [Trofimov & Bortfeld, 2003]. ....	115
<b>Rysunek 6.6</b>	Moc dawki promieniowania gamma przy degraderze. ....	117
<b>Rysunek 6.7</b>	Widmo energetyczne promieniowania gamma zebrane w hali cyklotronu CCB [Guguła, Kopeć & in., 2018a]. Zastosowano spektrometr promieniowania gamma InSpector2000. Analiza widma: Genie 2000 + ISOCS Efficiency Calibration Software. ....	117
<b>Rysunek 6.8</b>	Elementy formowania wiązki w metodzie rozproszonej stosowane w CCB. Po lewej modulator zasięgu, po prawej przykłady kolimatorów. ....	119
<b>Rysunek 6.9</b>	Moc dawki promieniowania gamma przy stole w hali terapii oka, po napromienianiu pacjentów i testach tygodniowych. ....	119
<b>Rysunek 6.10</b>	Moc dawki promieniowania gamma za fotelem pacjenta w hali terapii oka, po napromienianiu pacjentów i testach tygodniowych. ....	120
<b>Rysunek 6.11</b>	Stanowisko terapeutyczne gantry do napromieniania pacjentów metodą ołówkowej wiązki skanującej. Miejsce wsunięcia w tor wiązki dyskryminatora zasięgu (range shifter) wskazano strzałką. ....	122
<b>Rysunek 6.12</b>	U góry: stanowisko gantry z wsuniętym w tor wiązki dyskryminatorem zasięgu (range shifter). U dołu: Schemat techniki aktywnego formowania wiązki wraz z dyskryminatorem zasięgu [Wang & in., 2019]. ....	122
<b>Rysunek 6.13</b>	Układ pomiarowy na stanowisku gantry. Pomiar spektroskopowy modulatora zasięgu po lewej (fot. Szymon Guguła). ....	123

<b>Rysunek 6.14</b> Przykład dedykowanego kompensatora wydrukowanego techniką 3D. .....	124
<b>Rysunek 6.15</b> Dawki na całe ciało, $H_p(10)$ , zmierzone dla pracowników CCB w 2018 roku. ....	124
<b>Rysunek 6.16</b> Dawki na dłonie, $H_p(0,07)$ , zmierzone dla pracowników CCB w 2018 roku. ....	125
<b>Rysunek 6.17</b> Dozymetria środowiskowa aktywna podczas pracy z pacjentem.....	126



## SPIS TABEL

---

<b>Tabela 3.1</b> Porównanie materiałów termoluminescencyjnych ze względu na liczbę atomową $Z_{\text{eff}}$ [na podstawie Bos, 2001].	37
<b>Tabela 3.2</b> Warunki ekspozycji dawkomierzy DI-02 w IMP w 2013 roku.	39
<b>Tabela 3.3</b> Odpowiedź energetyczna dawkomierza, $R_{Al}$ (kolumna 3), wyznaczona jako iloraz dawki $H_s$ uzyskanej na podstawie wskazań detektorów pod filtrem aluminiowym i wartości dawki umownie prawdziwej $H_c$ oraz stosunek dawki wyznaczonej z detektora odkrytego (bez filtra) do dawki wyznaczonej z detektorów pod filtrem aluminiowym, $S_{det/Al}$ (kolumna 4). W tabeli zamieszczono dane dla kątów ekspozycji $0^0$ we wzorcowych polach promieniowania w Laboratorium Wzorców Wtórnych w Instytucie Medycyny Pracy w Łodzi (IMP) w latach 2013 i 2014 oraz podczas międzynarodowych badań porównawczych EURADOS w latach 2012-2014, odczytane w warunkach laboratoryjnych z zastosowaniem standardowych procedur odczytu.	42
<b>Tabela 3.4</b> Warunki ekspozycji dawkomierzy z filtrem aluminiowym i miedzianym.	48
<b>Tabela 3.5</b> Odpowiedź energetyczna dawkomierza, $R_{Al}$ (kolumna 3), wyznaczona jako iloraz dawki $H_s$ uzyskanej na podstawie wskazań detektorów pod prostokątnymi filtrami aluminiowymi i wartości dawki umownie prawdziwej $H_c$ oraz iloraz dawki wyznaczonej z detektorów pod filtrem aluminiowym do dawki wyznaczonej z detektora pod filtrem miedzianym, $S_{Al/Cu}$ (kolumna 4). W tabeli zamieszczono dane dla kątów ekspozycji $0^0$ we wzorcowych polach promieniowania odczytane w warunkach laboratoryjnych z zastosowaniem standardowych procedur odczytu.	50
<b>Tabela 3.6</b> Zastosowanie korekty energetycznej do poprawy odpowiedzi dawkomierza TL przy pomiarach $H_p(10)$ .	54
<b>Tabela 4.1</b> Przykłady radionuklidów najczęściej wykorzystywanych w medycynie nuklearnej (opracowano na podstawie [Birkenfeld & Listewnik, 2011]).	69
<b>Tabela 4.2</b> Całkowite aktywności radionuklidów promieniotwórczych stosowanych przez poszczególne grupy zawodowe w medycynie nuklearnej podczas badań diagnostycznych (SPECT-zakład A).	77
<b>Tabela 4.3</b> Całkowite aktywności radionuklidów promieniotwórczych stosowanych przez poszczególne grupy zawodowe w medycynie nuklearnej podczas badań diagnostycznych (SPECT) i radioterapii izotopowej (operator 2 i lekarz) – (zakład B).	77

<b>Tabela 4.4</b> Indywidualne równoważniki dawek otrzymanych przez personel medyczny w SPECT (zakład A i B) znormalizowany do całkowitej obsługiwanej aktywności. Zakład A na podstawie [Kopec & in., 2011]. .....	78
<b>Tabela 4.5</b> Całkowite aktywności promieniotwórcze F-18 stosowanego przez poszczególne grupy zawodowe w medycynie nuklearnej w dwóch ośrodkach PET. Średnia aktywność na badanie w zakładzie C: 0,348 GBq – wykonano 400 badań PET-CT. Średnia aktywność na badanie w zakładzie D: 0,37 GBq – wykonano 209 badań PET-CT.....	81
<b>Tabela 4.6</b> Indywidualne równoważniki dawek otrzymanych przez personel medyczny w zakładach PET-CT znormalizowane do całkowitej obsługiwanej w trakcie badań aktywności [na podstawie Kopec & in., 2011]. .....	81
<b>Tabela 5.1</b> Narażenia na promieniowanie lekarza obsługującego aparat podczas zabiegu radiologii interwencyjnej w zależności od stosowanych projekcji w odniesieniu do modelu referencyjnego (PA). .....	103
<b>Tabela 5.2</b> Wpływ stosowanych osłon: fartucha ołowianego na całe ciało i okularów ołowianych o ekwiwalencie 0,5 mm Pb na dawki otrzymane przez lekarza. Stosunek wyraża spadek dawki w stosunku do dawki zdeponowanej w ciele człowieka lub soczewkach oczu bez zastosowania dodatkowych zabezpieczeń w postaci osłon.....	104