



**WYDZIAŁ FIZYKI
i INFORMATYKI STOSOWANEJ**
Uniwersytet Łódzki

Łukasz Albinia

**Badanie i optymalizacja wpływu procedur
wytwarzania i iniekcji ^{18}F -FDG
na poziom narażenia personelu
placówek produkujących radiofarmaceutyki
na bazie izotopów krótkożyciowych**

Praca doktorska

wykonana pod kierunkiem
dr. hab. Andrzeja Korejwo, prof. UŁ
w Katedrze Fizyki Jądrowej
i Bezpieczeństwa Radiacyjnego
WFiIS UŁ

Promotor pomocniczy pracy:
dr Małgorzata Wrzesień
Katedra Fizyki Jądrowej
i Bezpieczeństwa Radiacyjnego
WFiIS UŁ

Łódź 2018

Spis treści

Streszczenie	6
Abstract	7
1. Wstęp	8
1.1. Promieniowanie jonizujące	9
1.2. Oddziaływanie promieniowania jonizującego z materią.....	10
1.3. Biologiczne następstwa oddziaływania promieniowania jonizującego i wielkości je charakteryzujące	11
1.4. Ekspozycja zawodowa	18
2. Medycyna nuklearna	21
2.1. Definicja medycyny nuklearnej.....	21
2.2. Radiofarmaceutyki i metody ich otrzymywania	23
2.3. Pozytonowa Tomografia Emisyjna (PET)	24
2.3.1. Podstawy fizyczne PET.....	24
2.3.2. Budowa skanera PET	25
2.3.3. Radionuklidy stosowane w obrazowaniu PET	26
2.4. Fluor-18	28
2.4.1. Najpopularniejsze radiofarmaceutyki znakowane ^{18}F	28
2.4.2. Produkcja ^{18}F -FDG.....	29
3. Metody dozymetryczne i symulacyjne w ocenie narażenia personelu w medycynie nuklearnej	31
4. Uzasadnienie podjęcia tematu oraz cel pracy.....	37
5. Materiały i metody	39
5.1. Termoluminescencja (TL) – model i ogólne cechy zjawiska.....	39
5.2. Ogólne cechy zjawiska	42
5.2.1. Krzywa termoluminescencji	42
5.2.2. Anilacja	44
5.2.3. Wpływ dawki i rodzaju promieniowania na proces termoluminescencji	45
5.2.4. Tło luminoforów	46
5.3. Własności detektorów termoluminescencyjnych	46
5.3.1. Czułość detektora.....	47
5.3.2. Liniowość detektora	47
5.3.3. Zanik sygnału termoluminescencji w czasie.....	48
5.3.4. Tkankopodobność.....	48

5.4. Detektory LiF:Mg, Cu, P – MCP-N	48
5.5. Czytnik materiałów termoluminescencyjnych RA'04.	51
5.6. Przygotowanie detektorów do pomiarów	53
5.6.1. Selekcja detektorów termoluminescencyjnych	53
5.6.2. Wzorcowanie detektorów TL	54
Kalibracja dawkowa	54
Tło detektorów termoluminescencyjnych.....	57
Rola i znaczenie zabezpieczenia detektorów w trakcie pomiarów dozymetrycznych	57
5.7. Sposób pomiaru.....	58
5.8. Symulacje komputerowe	60
5.8.1. GEANT4	60
5.8.2. Budowa GEANT4.....	61
5.8.3. Funkcjonalność GEANT4.....	62
5.8.4. Metoda Monte Carlo	64
5.8.5. Generatory liczb losowych w G4 (GEANT4).....	65
5.9. Realizacja metody Monte Carlo w GEANT4.....	65
5.9.1. Konstrukcja „świata” – „pudełko”	66
5.9.2. Konstrukcja ręki.....	67
Model centylowy ręki	67
Wybór brył geometrycznych i materiałów	69
5.9.3. Strzykawka.....	70
Wybór brył geometrycznych i materiałów strzykawki.....	71
Modelowanie aktywności izotopu wewnątrz strzykawki	72
Definiowanie źródła promieniowania izotopu ^{18}F	72
Aktywność symulowana w GEANT4	73
6. Wyniki i analiza.....	74
6.1. Placówka produkcyjna 1	74
6.1.1. Struktura zawodowa pracowników placówki produkcyjnej CPR I	75
6.1.2. Narażenie rąk fizyków podczas procedury związanej z obsługą cyklotronu	77
6.1.3. Narażenie rąk chemików podczas procedury produkcji ^{18}F -FDG	79
6.1.4. Narażenie rąk chemików podczas procedury kontroli jakości ^{18}F -FDG	82
6.2. Placówka produkcyjna 2	86
6.2.1. Struktura zawodowa pracowników placówki produkcyjnej CPR II.....	88

6.2.2. Narażenie rąk fizyków podczas procedury związanej z obsługą cyklotronu	89
6.2.3. Narażenie rąk chemików realizujących procedury produkcji ^{18}F -FDG oraz dozowania aktywności pacjentom	90
6.2.4. Narażenie rąk chemików realizujących procedury produkcji ^{18}F -FDG, kontroli jakości oraz dozowania aktywności pacjentom.....	90
6.2.5. Narażenie rąk chemika realizującego pełną procedurę kontroli jakości ^{18}F -FDG	92
6.2.6. Narażenie rąk chemików realizujących dozowanie aktywności ^{18}F -FDG pacjentom..	93
6.3. Narażenie opuszek palców pielęgniarek wykonujących iniekcję radiofarmaceutyku ...	94
6.3.1. Ośrodek diagnostyczny PET I	95
6.3.2. Ośrodek diagnostyczny PET II.....	98
6.3.3. Ośrodek diagnostyczny PET III.....	101
7. Dyskusja	103
7.1. Struktury zawodowe pracowników placówek produkujących ^{18}F -FDG.....	103
7.2. Narażenie rąk fizyków podczas obsługi cyklotronu.....	104
7.3. Narażenie rąk pracowników podczas procedury produkcji ^{18}F -FDG	105
7.4. Narażenie rąk pracowników podczas procedury kontroli jakości ^{18}F -FDG.....	106
7.5. Narażenie rąk pracowników podczas procedury dozowania oraz iniekcji ^{18}F -FDG ...	108
7.6. Analiza wyników z programu GEANT4.....	109
7.7. Szacunkowe narażenie roczne pracowników ośrodków produkujących ^{18}F -FDG	115
8. Podsumowanie i wnioski	116
9. Bibliografia.....	118

Streszczenie

Lista izotopów promieniotwórczych znajdujących swoje zastosowanie w medycynie nuklearnej jest długa, a pierwsze miejsce niepodzielnie należy do izotopu ^{99m}Tc – uzyskiwanego w generatorze $^{99}\text{Mo}/^{99m}\text{Tc}$. Drugą pozycję według danych NuPECC, tuż za ^{99m}Tc , zajmują izotopy krótkożyciowe stosowane w procedurach medycznych wykorzystujących technikę PET – w szczególności ^{18}F , używany do znakowania deoksyglukozy.

W niniejszej rozprawie doktorskiej zbadano i przeanalizowano narażenie rąk pracowników placówek produkcyjnych ^{18}F -FDG. Uwzględniono komercyjną i niekomercyjną produkcję radiofarmaceutyku, specyfikę pracy placówek, a z nią strukturę zatrudnienia personelu. Przeanalizowano poszczególne etapy produkcji ^{18}F -FDG oraz ich wpływ na poziom narażenia pracowników. Opracowano algorytm symulacji komputerowych, którego zadaniem jest odtworzenie narażenia ręki dominującej pielęgniarek dokonujących iniekcji ^{18}F -FDG oraz chemików wykonujących procedurę kontroli jakości.

Badania narażenia rąk pracowników na promieniowanie jonizujące zostały wykonane z wykorzystaniem wysokoczułych detektorów termoluminescencyjnych typu MCP-N (LiF: Mg, Cu, P), skalibrowanych w jednostkach dawki $H_p(0,07)$. Pomiary te zrealizowano w kilku ośrodkach. Symulacje komputerowe wykonano z wykorzystaniem bibliotek GEANT4 (GEometry ANd Tracking).

Abstract

The list of radioactive isotopes used in nuclear medicine is long with ^{99m}Tc produced in short-lived nuclide generators as its unquestionable leader. According to NuPECC data, short-lived isotopes used in medical procedures that use PET technology, especially ^{18}F used to label deoxyglucose, rank second, immediately behind ^{99m}Tc .

In this doctoral thesis, the exposure of hands of employees of ^{18}F -FDG production facilities was examined and analyzed. The commercial and non-commercial production of radiopharmaceutics, the specifics of the work system and the employment structure of the personnel were taken into account. The individual stages of ^{18}F -FDG production and their impact on the level of worker exposure were analyzed. A computer simulation algorithm has been developed to recreate the exposure of the dominant hand of ^{18}F -FDG nurses and chemists performing a quality control procedure.

Personnel hands' exposure to ionising radiation was performed by using high sensitivity thermoluminescent detectors – MCP-N (LiF: Mg, Cu, P), calibrated in units of $H_p(0.07)$. These measurements were carried out in several centers. Computer simulations were made using GEANT4 libraries (GEometry AND Tracking).

1. Wstęp

Promieniowanie jonizujące jest nieodzownym elementem środowiska, w którym żyje człowiek. Organizm ludzki nieustannie wystawiony jest na ekspozycję, której źródło stanowi promieniowanie kosmiczne. Źródła promieniotwórcze występują także w skorupie ziemskiej, (np. uran czy tor), w pokarmach (^{40}K) i w powietrzu (^{222}Rn). Odkrycie promieniowania X dokonane przez W. C. Röntgena traktowano jako ciekawostkę i nic nie wskazywało, że w przyszłości promieniowanie jonizujące będzie wykorzystywane na tak szeroką skalę. Badania prowadzące do odkrycia zjawiska radioaktywności, dokonane przez A. H. Becquerela, i doświadczenia Marii Skłodowskiej-Curie znacząco rozszerzyły zakres możliwości wykorzystania promieniowania jonizującego [1]. Eksperymenty wykonane przez Piotra Curie i Marię Skłodowską-Curie wprowadziły także nową istotną informację: promieniowanie jonizujące może być niebezpieczne. Kilkugodzinna ekspozycja na promieniowanie emitowane przez rad, jakiej dokonał na sobie i opisał Piotr Curie, spowodowała powstanie trudno gojącej się rany. Późniejsze wydarzenia z wykorzystaniem bomb jądrowych, które zrzucono na Hiroszima Nagasaki, czy też awarie elektrowni jądrowych w Czarnobylu, a współcześnie w Fukushima, zakorzeniły i utwierdziły w ludziach strach i niechęć do promieniowania jonizującego. W przypadku polskiego społeczeństwa skutkuje to ciągłą niechęcią do budowy elektrowni jądrowej.

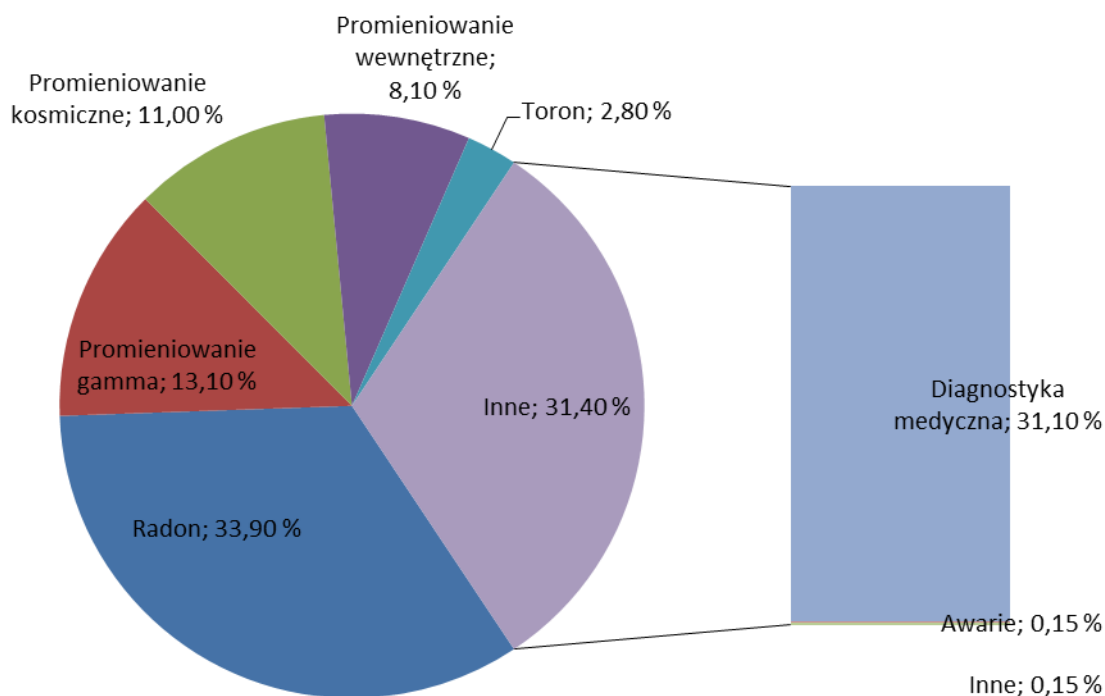
Rozwój metod i technik wykorzystujących promieniowanie jonizujące nie zwolnił jednak tempa, czego wynikiem jest fakt, że dzisiaj właściwie nie ma dziedziny życia, w której chociaż w niewielkim stopniu promieniowanie nie byłoby obecne. Używane jest ono w przemyśle w takich zastosowaniach jak defektoskopia izotopowa czy w przemysłowej radiografii promieniowaniem X i γ oraz w urządzeniach, np. miernikach grubości materiałów. W przetwórstwie wykorzystuje się je do utrwalania i higienizacji żywności. Promieniowanie jonizujące stosuje się także w przypadku sterylizacji, w datowaniu jądrowym, farbach jądrowych czy w archeologii, gdzie wykorzystuje się tzw. metodę radiowęglową. I oczywiście dziedzina, w której promieniowanie jonizujące jest nieodzownym elementem współczesnej diagnostyki czy terapii, czyli medycyna, a w szczególności zaś medycyna nuklearna, gdzie istotę stanowi wykorzystanie źródeł promieniowania w formie otwartej. Rozwój technologiczny sprawił, że dostęp do nowoczesnych badań opartych na promieniowaniu jonizującym czy produktach promieniotwórczych jest dużo łatwiejszy dziś niż jeszcze kilkanaście lat temu. Nuclear Physics European Collaboration Committee (NuPECC) w swoim raporcie zawartym w Nuclear Physics for Medicine z 2014 roku podaje, że rocznie w medycynie nuklearnej wykonywanych jest na świecie ponad 30 milionów procedur [2]. Pomimo szerokiego wachlarza zastosowań promieniowanie jonizujące dla ogromnej rzeszy ludzkości nadal postrzegane jest przez pryzmat katastrof i wypadków radiacyjnych.

1.1. *Promieniowanie jonizujące*

Promieniowanie jonizujące to promieniowanie elektromagnetyczne (X i γ) bądź korpuskularne (α , β i inne cząstki naładowane, neutrony), zdolne do wytwarzania jonów w trakcie przenikania przez materię. Jony wytwarzane są w akcie jonizacji, tzn. wybicia elektronu z powłoki elektronowej atomu lub cząsteczki. Energia promieniowania musi być dostatecznie duża (od kilku do kilkudziesięciu eV) by mogło dojść do jonizacji.

Podziału źródeł promieniowania jonizującego dokonać można na kilka sposobów. Pierwsza klasyfikacja uwzględnia sposób jonizacji. Wyróżniamy jonizację bezpośrednią, gdzie cząstki naładowane oddziałują kulombowsko z atomami ośrodka powodując jonizację. Inny sposób jonizacji to jonizacja pośrednia, charakteryzująca się tym, że promieniowanie elektromagnetyczne, które nie oddziałuje siłami kulombowskimi z ośrodkiem, przekazuje energię wtórnej cząstce naładowanej, ta zaś odpowiedzialna jest za jonizację ośrodka.

Podział obejmować może naturalne i sztuczne źródła promieniowania jonizującego. Do naturalnych źródeł promieniowania zaliczamy promieniowanie kosmiczne: pierwotne, pochodzące z gwiazd, oraz wtórne, wynikające z oddziaływania cząstek z atmosferą. Stanowią one źródło ekspozycji zewnętrznej. Ponadto w tej kategorii znajdują się także nuklidy promieniotwórcze zawarte w skorupie ziemskiej, które poza narażeniem zewnętrznym mogą wnikać do organizmu człowieka drogą pokarmową bądź oddechową, powodując ekspozycję wewnętrzną. Sztucznymi źródłami promieniowania jonizującego są urządzenia i materiały wytworzone przez człowieka, takie jak reaktory jądrowe i izotopy w nich wytwarzane, akceleratory, aparaty rentgenowskie stosowane w medycynie i przemyśle, czy produkty powszechnego użytku takie jak: monitory, farby, przyrządy pomiarowe. Raport Prezesa Państwowej Agencji Atomistyki podaje, że w roku 2016 średnia roczna całkowita dawka skuteczna od promieniowania jonizującego otrzymywana przez statystycznego mieszkańca Polski wyniosła 3,55 mSv [3]. Udział procentowy poszczególnych źródeł narażenia przedstawiono na rysunku 1.



Rys. 1. Udział różnych źródeł promieniowania jonizującego w średniej rocznej dawce skutecznej (3,55 mSv) otrzymanej przez statystycznego mieszkańca Polski w 2016 r. [3].

1.2. Oddziaływanie promieniowania jonizującego z materią

Mechanizmy oddziaływania promieniowania z materią zależą głównie od rodzaju promieniowania i jego energii. Cząstki naładowane (cząstki alfa, protony i elektrony) oddziałują bezpośrednio siłą kulombowską z elektronami obecnymi w atomach lub cząsteczkach środowiska, przez które przechodzą. Promieniowanie X, gamma i neutrony oddziałują inaczej przez wzgląd na brak ładunku elektrycznego. W tym przypadku musi zajść reakcja przekazania częściowej bądź całkowitej energii wtórnej cząstce naładowanej, która następnie oddziałuje z otoczeniem. W każdym z mechanizmów oddziaływania energia jest przekazywana elektronom atomów budujących materię. Ilość przekazanej energii zależy od rodzaju promieniowania i jego energii, a także od warunków napromieniania i samego ośrodka. W sposób ilościowy przekaz energii promieniowania jonizującego może zostać opisany przy wykorzystaniu wielkości zwanej *LET* (Linear Energy Transfer: liniowy współczynnik przenoszenia energii), która mówi o ilości energii dE przekazanej ośrodkowi na drodze dx :

$$LET = \frac{dE}{dx}. \quad (1)$$

W oddziaływaniach promieniowania jonizującego z materią w zależności od rodzaju promieniowania i energii zachodzi szereg zjawisk, które dzisiaj są już dobrze znane i opisane. W oddziaływaniu promieniowania elektromagnetycznego wykorzystywanego w medycynie ze względu na zakres energii dominuje zjawisko fotoelektryczne i efekt Comptona [4, 5].

1.3. Biologiczne następstwa oddziaływania promieniowania jonizującego i wielkości je charakteryzujące

Jonizacja w ośrodku, jakim jest organizm człowieka, jest efektem przejścia promieniowania jonizującego przez żywą tkankę. Skutki takiego zdarzenia są wymierne i mają także swoje biologiczne następstwa. Dotychczasowe dane, dotyczące biologicznych i chemicznych następstw ekspozycji promieniowaniem jonizującym komórek żywego organizmu, zebrane zostały przez Międzynarodową Komisję Ochrony Radiologicznej (International Commission on Radiological Protection – ICRP). W skład komisji wchodzi wiele grup zadaniowych, a owocem jej działań są raporty między innymi na temat: skutków napromienienia, wartości dawek w efekcie ekspozycji, ochrony radiologicznej w medycynie, rekomendacji dotyczących ochrony radiologicznej itp. Powstała w 2007 roku publikacja o numerze 103 stanowi kompendium wiedzy na temat działania promieniowania jonizującego na organizm ludzki i wyznacza trendy w ochronie radiologicznej. Dane użyte w niniejszej rozprawie zaczerpnięto z publikacji ICRP 103 [6].

Biologiczne aspekty oddziaływania promieniowania jonizującego z organizmem ludzkim doprowadziły do podziału efektów napromienienia na dwie generalne kategorie: efekty deterministyczne i stochastyczne.

Ciało człowieka składa się z wielu pierwiastków chemicznych: głównie z tlenu (65% masy), węgla (18%) i wodoru (10%), które stanowią podstawowe budulce między innymi wody, tłuszczu, białek, węglowodanów, czy soli kwasów organicznych i nieorganicznych [7]. Woda jest głównym składnikiem ciała człowieka i stanowi około 60% jego masy całkowitej. Udział procentowy H_2O w masie całkowitej człowieka zmienia się w zależności od wieku organizmu. To właśnie woda jest głównym absorbentem promieniowania jonizującego. Rezultatem pochłonięcia energii przez cząsteczkę wody jest jej rozpad w procesie radiolizy, co skutkuje wytworzeniem produktów niebezpiecznych dla organizmu człowieka. Produktami tymi są: uwodniony elektron (e_{aq}), nadtlenek wodoru (H_2O_2), rodnik hydroksylowy ($\cdot OH$) oraz atom wodoru (H) [8]. Efektem działania promieniowania jonizującego na organizm ludzki może być także uszkodzenie nici DNA. Może ono nastąpić wskutek bezpośredniego oddziaływania promieniowania na nić DNA lub poprzez produkty radiolizy wody. Uszkodzenia nici DNA mogą powodować powstawanie mutacji. Mutacje indukowane przez promieniowanie jonizujące można podzielić na dwa rodzaje w zależności od skali uszkodzeń DNA. Jeżeli skutkiem napromienienia będzie zmiana chemiczna jednej zasady w łańcuchu DNA, to mowa tu o mutacji punktowej. Jeżeli natomiast w efekcie oddziaływania promieniowania dojdzie do zmiany właściwości chromosomu, to będzie to tzw. mutacja chromosomowa. Ten ostatni rodzaj mutacji jest najczęstszą przyczyną zmian nowotworowych u osób ekspozowanych na promieniowanie jonizujące. Mutacje chromosomowe mogą

także prowadzić do powstawania zmian chorobowych o charakterze dziedzicznym. Oba typy mutacji mogą powstać niezależnie od wielkości dawki promieniowania. Bezprogowość takich zdarzeń jest przyczyną stochastycznych skutków działania promieniowania jonizującego.

Stochastycznymi skutkami promieniowania nazywamy te wszystkie przypadki, gdzie wraz ze wzrostem dawki rośnie prawdopodobieństwo wystąpienia efektu, nie zmienia się natomiast sam efekt. Przykładem może być zmiana nowotworowa, której prawdopodobieństwo wystąpienia rośnie wraz ze wzrostem wartości dawki promieniowania, ale skutek jest ten sam: nowotwór jest, bądź go nie ma. Efekty stochastyczne analizowane są na podstawie badań epidemiologicznych. Polega to na wieloletniej obserwacji populacji ludności, która wystawiona była na działanie promieniowania jonizującego, tak jak chociażby w przypadku mieszkańców Japonii, którzy przeżyli wybuchy bomb w Hiroszimie i Nagasaki. Wyniki takich obserwacji wskazują, że zależność prawdopodobieństwa wystąpienia efektu stochastycznego od dawki można uznać za liniową tylko w zakresie małych dawek, tj. dawek nieprzekraczających 0,2 Gy [9, 10].

W przypadku dawek wyższych możemy mówić o efektach deterministycznych. Są to takie rodzaje skutków napromieniania, które występują po przekroczeniu określonej wartości dawki, zwanej dawką progową. Wzrost dawki promieniowania determinuje wzrost ostrości efektu, a on sam pojawia się w stosunkowo krótkim odstępie czasu po ekspozycji. W skrajnym przypadku efekty te mogą prowadzić do śmierci eksponowanego organizmu. Efekty deterministyczne, takie jak uszkodzenie skóry (o różnym stopniu) obserwuje się u niektórych pacjentów poddanych zabiegom radioterapii, jako uboczny skutek leczenia bądź w przypadku awarii urządzenia, a także w przypadku pacjentów poddawanych długim ekspozycjom w radiologii zabiegowej. Można je było także obserwować u pracowników obiektów jądrowych, w których nastąpiła awaria (np. Czarnobyl), gdzie po przekroczeniu dawki rzędu kilku do kilkudziesięciu Gy pojawiały się kolejne postaci ostrej choroby popromiennej (OCP). Do ciężkich efektów deterministycznych poza OCP zaliczane są między innymi zmiany martwicze skóry i narządów czy zmiany zwyrodnieniowe w narządach. W przypadku napromieniania gonad może dojść do czasowej bądź stałej utraty zdolności reprodukcyjnej.

Wspomnieć należy, że najbardziej narażonymi komórkami organizmu człowieka są te ulegające szybkiemu podziałowi komórkowemu (prolifracji). W szczególności dotyczy to komórek rozrodczych, komórek nabłonka jelitowego oraz komórek szpiku kostnego [11]. Fakt ten ma odzwierciedlenie w przepisach ochrony radiologicznej, gdzie szczególny nacisk kładzie się na ograniczenie kontaktu z promieniowaniem jonizującym kobiet będących w ciąży oraz małych dzieci.

W dozymetrii i ochronie radiologicznej jednym z podstawowych wielkości jest dawka. Pod tym określeniem kryje się szereg wielkości, z których najistotniejsze to: dawka pochłonięta, dawka równoważna, dawka skuteczna czy ekspozycja zwana też dawką ekspozycyjną. Wszystkie służą ocenie narażenia na promieniowanie jonizujące. Istnienie tych pojęć związane jest z całym szeregiem zjawisk zachodzących w napromienianej materii organicznej, stąd też brak możliwości ich opisu poprzez zastosowanie jednego równania matematycznego [12]. Rozpatrując oddziaływanie promieniowania jonizującego z żywą

tkanką należałoby zacząć od opisu samego zjawiska fizycznego. Wówczas do opisu tego oddziaływania posłuży wielkość zwana dawką pochłoniętą (D). Jest to ilość energii promieniowania E pochłaniana przez tkankę bądź narząd w przeliczeniu na jednostkę masy m tego narządu lub tkanki.

$$D = \frac{E}{m} . \quad (2)$$

Dawkę pochłoniętą wyraża się w grejach (Gy), czyli džulach na kilogram (J/kg).

Należy pamiętać, że dawka pochłonięta jest istotną informacją, niemniej jednak niewystarczającą do oceny skutków biologicznych oddziaływania promieniowania. Na końcowy efekt biologiczny napromieniowania żywego organizmu mają wpływ między innymi:

- rodzaj promieniowania,
- rodzaj narządu lub tkanki napromieniowanej,
- rozkład dawki w czasie,
- wielkość napromieniowanego obszaru,
- wiek, płeć, ogólny stan zdrowia,
- wrażliwość osobnicza i gatunkowa.

Wpływ niektórych z wyżej wymienionych czynników uwzględniono w kolejnych pojęciach dawek.

Dawka równoważna H_T , według ustawy Prawo Atomowe z dnia 29 listopada 2000 r. [13], jest to dawka pochłonięta w narządzie bądź tkance, wyznaczona z uwzględnieniem energii i rodzaju promieniowania jonizującego. Jest ona określona następującym wzorem:

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{TR} , \quad (3)$$

gdzie:

D_{TR} to dawka promieniowania typu R pochłonięta przez tkankę lub narząd T , a w_R – czynnik wagowy związany z rodzajem oddziałującego z materią promieniowania jonizującego.

Współczynnik wagowy w_R jest czynnikiem liczbowym zależnym od zdolności promieniowania do jonizacji, uwzględniającym skutki biologiczne pochłonięcia różnych rodzajów promieniowania przez materiał biologiczny. Tabela 1 prezentuje wartości czynników wagowych w_R dla różnych rodzajów promieniowania [14].

Tabela 1. Wartości czynnika wagowego promieniowania, w_R .

Rodzaj promieniowania i zakres energii, R	Czynnik wagowy promieniowania, w_R
Fotony, wszystkie energie	1
Elektrony i miony, wszystkie energie	1
Neutrony, energia:	
<10 keV	5
>10 keV do 100 keV	10
>100 keV do 2 MeV	20
>2 MeV do 20 MeV	10
>20 MeV	5
Protony, z wyłączeniem protonów odrzutu, energia >2 MeV	5
Cząstki alfa, fragmenty rozszczepienia, ciężkie jądra	20

Z danych zawartych w tabeli 1 wynika, że dla tej samej dawki pochłoniętej dawka równoważna dla promieniowania α będzie dwudziestokrotnie wyższa, niż dla promieniowania γ . Warto wspomnieć, że w przypadku promieniowania neutronowego czynnik w_R opisany jest także za pomocą funkcji ciągłej określonej następującym wzorem:

$$w_R = 5 + 17 \cdot e^{\frac{-\ln(2E)^2}{6}}, \quad (4)$$

Gdzie E to wartość liczbową energii neutronu podanej w megaelektronowoltach (MeV). Jednostką dawki równoważnej jest siwert (Sv).

Dawka skuteczna (efektywna) E , wyrażona w siwertach (Sv) jest sumą iloczynu dawek równoważnych H_T dla poszczególnych tkanek bądź narządów i wartości odpowiednich czynników wagowych określonych dla tych narządów i tkanek w_T :

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R}. \quad (5)$$

Czynnik wagowy tkanek (narządów) opisuje stosunek ryzyka stochastycznego efektu po napromienieniu wyłącznie narządu T do ryzyka w przypadku jednorodnego napromienienia całego organizmu. Wartości czynnika wagowego tkanki (narządu) zaczerpnięte z Publikacji 103 ICRP zostały przedstawione w tabeli 2 [6].

Tabela 2. Wartości czynnika wagowego tkanki (narządu), w_T .

Tkanka (narząd), T	Czynnik wagowy tkanki (narządu), w_T
Gonady	0,08
Szpik kostny	0,12
Okrężnica	0,12
Żołądek	0,12
Płuca	0,12
Gruzoły piersiowe	0,12
Pęcherz moczowy	0,04
Przełyk	0,04
Wątroba	0,04
Tarczycza	0,04
Kości (powierzchnia)	0,01
Skóra	0,01
Pozostałe tkanki i narządy łącznie	0,14

Jak wynika z danych zawartych w tabeli 2 czynnik wagowy osiąga najwyższą wartość równą 0,12 dla czerwonego szpiku kostnego, okrężnicy, żołądka, płuc i gruczołów piersiowych.

Najistotniejsze badania epidemiologiczne dotyczące ludzi zawodowo narażonych na promieniowanie jonizujące obejmują górników. Czynnikiem powodującym zagrożenie jest promieniotwórczy radon (^{222}Rn) i jego krótkożyciowe produkty rozpadu: ^{218}Po , ^{214}Pb , ^{214}Po . Swą szczególną pozycję radon zawdzięcza właściwościom fizycznym. Jest on gazem szlachetnym, w dodatku łatwo rozpuszczalnym w wodzie, przez co może przenikać warstwy geologiczne tym samym i glebę. Pod uwagę brany jest głównie izotop ^{222}Rn , ze względu na jego okres półrozpadu wynoszący 3,8 dnia. W zestawieniu z izotopem ^{220}Rn o czasie półrozpadu wynoszącym niespełna 56 sekund izotop ^{222}Rn ma dostatecznie dużo czasu, by migrować ze skał w kierunku powierzchni ziemi. Większość produktów rozpadu radonu adsorbuje na cząsteczkach pyłów występujących w powietrzu kopalni, które w czasie oddychania w około (30 – 40)% zatrzymywane są w oskrzelach, oskrzelikach i pęcherzykach płucnych. Największa dawka promieniowania alfa pochłaniana jest w nabłonku wyścielającym duże oskrzela i tam właśnie po wieloletniej ekspozycji najczęściej rozwijają się złośliwe nowotwory układu oddechowego [15].

Umieralność górników na skutek nowotworów układu oddechowego, indukowanych pod wpływem wysokich stężeń radonu i jego pochodnych w kopalniach rud uranu i innych

metali, śledzono intensywnie pod koniec XX wieku w wielu krajach całego świata. Opracowana przez międzynarodowy zespół pod kierownictwem J. H. Lubina z USA zbiorcza praca opublikowana w 1995 roku w trzech czasopismach (*Journal of National Cancer Institute*, *Health Physics* i *Radiation Research*) jest kompendium wiedzy na ten temat [16].

Kolejne badania epidemiologiczne dotyczyły narażenia pracowników stosujących świecące spontanicznie farby na promieniowanie jonizujące pochodzące z izotopów ^{226}Ra i ^{228}Ra . Farby te, które stosowano kilkadziesiąt lat temu, zawierały mieszaniny soli radu i siarczku cynku. Pokrywano nimi wskaźniki i tarcze mierników w pojazdach wojskowych. Niebezpieczeństwo wynikało przede wszystkim z powodu technologii nakładania farby na dany, zazwyczaj niewielki, element. Posługiwano się bowiem pędzelkami, którym ostry kształt włosia nadawano za pomocą warg. Powodowało to, że do dróg pokarmowych i oddechowych dostawały się pewne ilości radu. Skutkami deterministycznymi takiej praktyki były martwice kości szczęk, apłazje szpiku krwiotwórczego, natomiast w późniejszej fazie zaobserwowano zwiększone prawdopodobieństwo złośliwych nowotworów kości. Aktywności nuklidów wchłonięte przez poszczególne osoby określano metodą retrospektywną na podstawie pomiarów zawartości tych izotopów w szkielecie.

W przypadku pracowników przemysłu jądowego także przeprowadzono zbiorcze badania dotyczące umieralności na nowotwory indukowane promieniowaniem jonizującym. Dane opublikowano w 1997 roku, a dotyczyły one około 95 600 pracowników z Wielkiej Brytanii, Kanady i Stanów Zjednoczonych. W opracowaniu tym analizie poddano dawki równoważne uzyskane w całym okresie ekspozycji pracownika (przeciętnie 30 – 40 lat). Badanie oparto na 2 125 000 osobolatach obserwacji [15]. Wyniki uzyskane w ten sposób pozwoliły autorom stwierdzić wzrost umieralności z powodu białaczek, który nastąpił dla średniej dawki skutecznej określonej na poziomie 600 mSv.

Świadomość możliwych skutków deterministycznych i stochastycznych wynikających z ekspozycji na promieniowanie jonizujące doprowadziła do wypracowania pojęcia ochrony radiologicznej. Jest ona rozumiana jako cały szereg działań i przedsięwzięć, których celem jest zapobieganie narażeniu ludzi i skażeniu środowiska. W przypadku jednak, gdy brak jest możliwości zapobieżenia tego typu sytuacjom, należy podjąć takie kroki, by maksymalnie ograniczyć szkodliwe skutki działania promieniowania jonizującego. Zalecenia ochrony radiologicznej zostały opracowane przez Międzynarodową Komisję Ochrony Radiologicznej (ICRP: International Commission on Radiological Protection). Stanowią one podstawę merytoryczną dla przepisów prawa z zakresu ochrony radiologicznej wielu krajów. Ostatnie zalecenia zostały opublikowane w 2010 roku [18]. Sformułowano w nich trzy podstawowe zasady ochrony radiologicznej:

1. Uzasadnienie ekspozycji. Zastosowanie promieniowania jonizującego musi być uzasadnione. Uzasadnienie powinno wykazywać, że spodziewane korzyści indywidualne, społeczne i ekonomiczne przewyższą potencjalne szkody zdrowotne płynące z ryzyka radiologicznego. Niemożliwe jest jednak bezpośrednie porównanie oczekiwanych korzyści i niepożądanych skutków. Praktycznie można jedynie porównać różne metody i sposoby osiągnięcia konkretnego celu i wybrać metodę, która spowoduje najmniejsze zagrożenie wynikające z realizacji działania diagnostycznego czy terapeutycznego.

2. **Optimalizacja ochrony.** Oparta jest na zasadzie ALARA (ang. As Low As Reasonably Achievable). Ta z kolei wskazuje, że dawki otrzymane przez ludzi, przy uwzględnieniu rozsądnych czynników społecznych i ekonomicznych, powinny być możliwie niskie, a liczba osób narażonych jak najmniejsza. Przy czym w przypadku stosowania promieniowania jonizującego w celach medycznych najniższy poziom dawki wyznacza walor diagnostyczny obrazu radiologicznego lub efekt leczniczy. W przypadku osób zawodowo narażonych na promieniowanie zasada optymalizacji obejmuje ograniczenie dawek i liczby osób narażonych na promieniowanie jonizujące.

3. **Limitowanie.** Wprowadzenie dawek granicznych w celu zapobiegnięcia nadmiernemu ryzyku radiologicznemu u pojedynczych osób, które może pojawić się na skutek sumowania dawek z różnych źródeł. Dawka graniczna jest w myśl ustawy Prawo Atomowe wartością dawki promieniowania jonizującego wyrażoną jako dawka skuteczna lub równoważna, której poza szczególnymi przypadkami nie należy przekraczać. Dawki te wyznaczone są dla określonych grup osób. Limity dawek nie odnoszą się do narażenia pacjentów poddanych badaniom diagnostycznym, bądź leczonych za pomocą promieniowania jonizującego.

Wprowadza się także pojęcie ogranicznika dawki (limitu użytkowego dawki). Jest to ograniczenie przewidywanych dawek indywidualnych, pochodzących od określonego źródła promieniowania jonizującego, które uwzględnia się podczas planowania ochrony radiologicznej w celach optymalizacji.

Wprowadzenie wymienionych wyżej zasad ma na celu zapobieżenie sytuacjom wystąpienia efektów deterministycznych (w warunkach zamierzonej ekspozycji wykonywanej w celach pokojowych, z wyłączeniem radioterapii) i minimalizację prawdopodobieństwa wystąpienia późnych – stochastycznych – skutków napromienienia.

W praktyce realizacja tych zasad odzwierciedla się w sposobie kontaktu z promieniowaniem. Wyróżnia się trzy rodzaje ekspozycji: zawodową, medyczną i środowiskową.

Ekspozycja zawodowa jest określona jako narażenie występujące w trakcie pracy zawodowej. Obejmuje ono personel medyczny zakładów medycyny nuklearnej i radioterapii, a także pracowników obszaru rentgenodiagnostyki czy radiologii zabiegowej.

Ekspozycja medyczna obejmuje przypadki, gdzie dawki promieniowania pochłaniane są przez narządy pacjentów, którzy poddawani są diagnostycznym badaniom rentgenowskim z zakresu radiologii zabiegowej czy z wykorzystaniem radiofarmaceutyków w medycynie nuklearnej. Do kategorii tej należą także ekspozycje, które obejmują terapię realizowaną przy użyciu promieniowania przenikliwego emitowanego przez urządzenia przeznaczone do tego celu, a także radiofarmaceutyki będące emiterami promieniowania β . Natomiast nie możemy za ekspozycję medyczną uznać sytuacji, w której następuje napromienienie jednego pacjenta przez drugiego pacjenta będącego nośnikiem podanej aktywności radiofarmaceutyku [17].

Ekspozycja medyczna jest typowym przykładem, w którym pożytek zdrowotny wynikający z napromienienia musi przewyższać prawdopodobny uszczerbek dla zdrowia pacjenta [17].

Ekspozycja środowiskowa wynika z obecności źródeł promieniowania w środowisku naturalnym, tj. w wodzie, powietrzu i glebie oraz w przedmiotach użytkowych. Mówimy tutaj o źródłach innych niż te naturalnie występujące w danym środowisku, które odpowiedzialne są za poziom tła naturalnego. Obiektami ekspozycji środowiskowej są grupy populacji o różnej liczebności.

1.4. Ekspozycja zawodowa

Ekspozycja określana mianem zawodowej definiowana jest jako narażenie wynikające z tytułu wykonywanej pracy zawodowej. Wykluczamy tu jednak te źródła promieniowania naturalnego, nad którymi nie można sprawować kontroli. Takie źródła naturalne, jak radon i jego pochodne czy duże masy surowców zawierające naturalne radionuklidy, włączane są w zakres tej kontroli, gdy ich występowanie jest bezwarunkowo związane z procesem technologicznym (np. celowe i zamierzone wydobywanie rud promieniotwórczych uranu i toru). Do źródeł ekspozycji zawodowej zaliczamy wszystkie źródła promieniowania zawierające sztuczne nuklidy promieniotwórcze, naturalnie wzbogacone (np. aplikatory radowe) oraz urządzenia emitujące przenikliwe promieniowanie X, gamma lub neutrony. Wyłączeniu podlegają urządzenia ze źródłami o znikomej dawce, takie jak na przykład izotopowe czujki dymu zawierające nuklidy emitujące cząstki alfa (^{241}Am).

Ze względu na stopień narażenia, jaki niesie z sobą kontakt pracownika ze źródłami promieniowania jonizującego, Prawo Atomowe wprowadza dwie kategorie pracowników [13]:

- **Kategoria A.** Obejmuje pracowników, którzy mogą być narażeni na dawkę skuteczną przekraczającą 6 mSv w ciągu roku lub na dawkę równoważną przekraczającą trzy dziesiąte wartości dawek granicznych określonych dla soczewek oczu, skóry i kończyn. Przepisy Prawa Atomowego określają także, że pracownicy tej kategorii podlegają ocenie narażenia prowadzonej na podstawie systematycznych pomiarów dawek indywidualnych. W przypadku prawdopodobieństwa skażenia wewnętrznego, mającego wpływ na poziom dawki skutecznej, podlegają także pomiarom skażeń wewnętrznych.
- **Kategoria B.** Dotyczy pracowników, którzy mogą być narażeni na dawkę skuteczną przekraczającą 1 mSv w ciągu roku lub na dawkę równoważną przekraczającą jedną dziesiątą wartości dawek granicznych określonych dla soczewek oczu, skóry i kończyn. Do kategorii tej należą także wszyscy pracownicy, którzy nie zostali zaliczeni do pracowników kategorii A. Pracownicy kategorii B podlegają ocenie narażenia na podstawie pomiarów dozymetrycznych w środowisku pracy przeprowadzonych w taki sposób, by stwierdzić prawidłowość zaliczenia ich do tej kategorii, lub na podstawie pomiarów dawek indywidualnych.

Dawki graniczne ustanowione są w celu zdefiniowania wielkości narażenia w warunkach normalnych, tj. planowanego stosowania źródeł promieniowania, a systematyczne ich przekraczanie w takich warunkach powinno być uznane za niemożliwe do zaakceptowania [17]. W przypadku narażenia zawodowego dotyczą one sumy dawek dla

pojedynczego pracownika od wszystkich źródeł promieniowania. Ustalenie wielkości dawek granicznych jest procesem złożonym, obejmującym nie tylko rozważania wielkości ryzyka, ale także elementy wartościowania społecznego. Przykładem takiej decyzji jest przyjęcie przez ICRP sumarycznej dawki efektywnej dla okresu całej ekspozycji zawodowej (od 18 do 65 roku życia) w wysokości 1 Sv. Dawka ta z założenia jest rozłożona równomiernie na wszystkie lata pracy. Publikacja ICRP nr 60 zawiera szczegółową motywację takiego wyboru [19]. Wartości określone przez ICRP są podstawą wszystkich uzgodnień międzynarodowych i stanowią bazę regulacji regionalnych i krajowych. Obowiązujące w Polsce przepisy Prawa Atomowego [13] i rozporządzenia Rady Ministrów będące aktami wykonawczymi wdrażającymi postanowienia dyrektywy Rady Unii Europejskiej 96/29/EURATOM ustanawiającej podstawowe normy bezpieczeństwa w celu ochrony przed zagrożeniami wynikającymi z narażenia na działanie promieniowania jonizującego. Zgodnie z zapisem dyrektywy Rady Unii Europejskiej 2013/59/Euratom z dnia 5 grudnia 2013 r. do dnia 6 lutego 2018 roku Polska zobowiązała się do implementacji nowych przepisów [20]. Obecnie czekamy na wdrożenie zmian zarówno na poziomie Prawa Atomowego jak i aktów wykonawczych. Nadal obowiązujący akt prawny, jakim jest Rozporządzenie Rady Ministrów z dnia 18 stycznia 2005 r. w sprawie dawek granicznych promieniowania jonizującego, określa dawki graniczne promieniowania jonizującego i częstotliwość dokonywania oceny narażenia zarówno pracowników jak i ogółu ludności[14].

I tak dla pracowników dawka graniczna wyrażona jako dawka skuteczna (efektywna), wynosi 20 mSv w ciągu roku kalendarzowego. Istnieje możliwość przekroczenia wartości dawki skutecznej w danym roku kalendarzowym do wartości 50 mSv, pod warunkiem, że w ciągu kolejnych pięciu lat kalendarzowych jej sumaryczna wartość nie przekroczy 100 mSv [14].

Dawka graniczna, wyrażona jako dawka równoważna, wynosi w ciągu roku kalendarzowego:

- 150 mSv – dla soczewek oczu,
- 500 mSv – dla skóry, jako wartość średnia dla dowolnej powierzchni 1 cm^2 napromienionej części skóry,
- 500 mSv – dla dłoni, przedramion, stóp i podudzi.

Dawki podane wyżej mają na celu zapobiegnięcie deterministycznym następstwom działania promieniowania jonizującego takim jak zaćma czy zmiany skórne.

W przypadku uczniów, studentów i praktykantów w wieku od 16 do 18 lat przepisy zostały zastrzeżone. Dawka graniczna, wyrażona jako dawka skuteczna, wynosi 6 mSv w ciągu roku kalendarzowego. Natomiast dawka graniczna wyrażona jako dawka równoważna wynosi w ciągu roku kalendarzowego:

- 150 mSv – dla soczewek oczu,
- 150 mSv – dla skóry, jako wartość średnia dla dowolnej powierzchni 1 cm^2 napromienionej części skóry,
- 150 mSv – dla dłoni, przedramion, stóp i podudzi.

W przypadku uczniów poniżej 16 roku życia i ogółu ludności dawka graniczna, wyrażona jako dawka skuteczna w ciągu roku, wynosi 1 mSv. W przypadku dawki równoważnej w ciągu roku wynosi ona 15 mSv dla soczewek oczu i 50 mSv dla skóry.

Artykuł 31 ustawy Prawo Atomowe stawia wymaganie, by w przypadku stwierdzenia przekroczenia którejkolwiek z dawek granicznych kierować pracownika na badania lekarskie. Od decyzji uprawnionego lekarza zależy wówczas, czy pracownik może kontynuować swoją pracę w narażeniu na promieniowanie jonizujące.

Dawek granicznych nie stosujemy w przypadku ekspozycji awaryjnej lub narażenia pacjentów pochodzącego od źródeł medycznych i naturalnych w sytuacjach przeciętnych [13]. Nie stanowią one zasadniczego narzędzia służącego do regulacji narażenia, bo jest to rola optymalizacji ochrony radiologicznej.

Pracownicy są zaliczani do kategorii A lub B przez kierownika jednostki organizacyjnej, w zależności od przewidywanego poziomu narażenia. Kategoryzacja pracowników w naturalny sposób wprowadza podział lokalizacji miejsc pracy w celu dostosowania działań i środków ochrony radiologicznej pracowników do wielkości i rodzaju zagrożeń:

- **Teren kontrolowany** to wydzielony obszar, na którym istnieje możliwość otrzymania dawek określonych dla pracowników kategorii A, istnieje możliwość rozprzestrzeniania się skażeń promieniotwórczych lub też mogą występować duże zmiany mocy dawki promieniowania jonizującego. W obrębie terenu kontrolowanego konieczne jest stosowanie procedur i sposobów postępowania mających na celu ograniczenie ekspozycji pracowników i osób z otoczenia. Wstęp na teren kontrolowany powinien być ściśle ograniczony do osób zatrudnionych i kontrolujących warunki pracy. W przypadku pracy z otwartymi źródłami promieniowania konieczne jest okresowe sprawdzanie obecności skażeń promieniotwórczych w pomieszczeniach roboczych.
- **Teren nadzorowany** to wydzielony obszar, na którym istnieje możliwość otrzymania dawek dla pracowników kategorii B, bądź też są to obszary niezaliczone do terenu kontrolowanego.

2. Medycyna nuklearna

2.1. *Definicja medycyny nuklearnej*

Korzenie medycyny nuklearnej to badania nad stosowaniem naturalnych i sztucznych izotopów promieniotwórczych jako narzędzi wykorzystywanych w naukach przyrodniczych, fizjologii czy medycynie klinicznej [21].

Medycyna nuklearna w świetle prawa europejskiego jest określona jako wszelka działalność diagnostyczna, a także terapeutyczna, związana z podawaniem pacjentom produktów radiofarmaceutycznych. O skali użyteczności tej gałęzi medycyny świadczyć może ponad 30 milionów procedur wykonywanych każdego roku na świecie [22]. Definicja medycyny nuklearnej w obecnym rozumieniu wprowadzona została w roku 1942, natomiast do powszechnego użytku pojęcie to trafiło około roku 1952. Jest to dziedzina nauki o charakterze interdyscyplinarnym, która łączy w sobie wiedzę lekarską z elementami biologii, chemii, farmacji, a także matematyki, fizyki czy informatyki i elektroniki. Medycyna nuklearna oznacza stosowanie otwartych źródeł promieniowania w formie radiofarmaceutyków, obejmujące wykorzystanie związków znaczonych izotopami promieniotwórczymi, a także izotopów promieniotwórczych w stanie atomowym do celów diagnostycznych i leczenia [23].

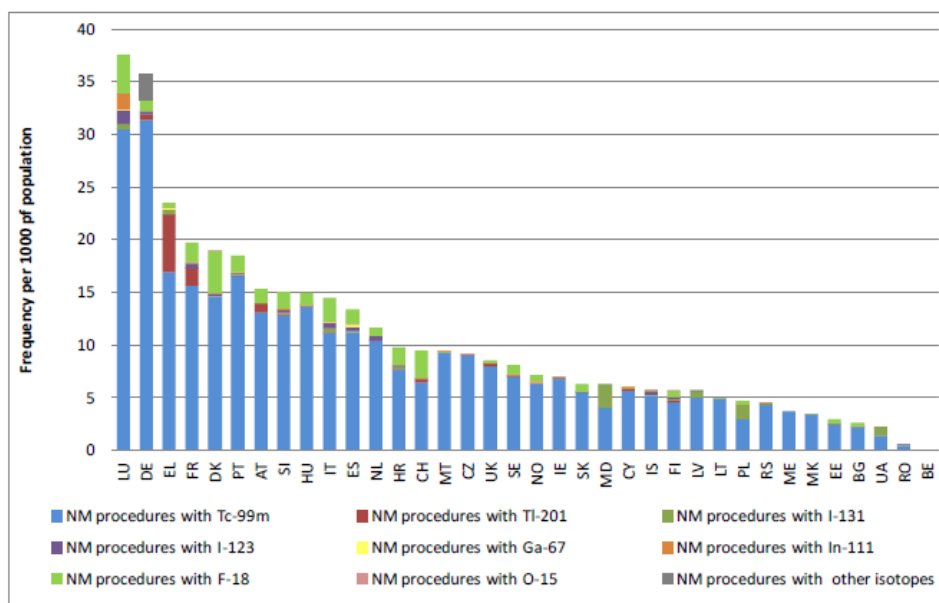
U podstaw terapeutycznych zastosowań związków znaczonych radionuklidami leżą efekty związane z pochłanianiem promieniowania jonizującego przez określone narządy i tkanki. Z kolei zastosowania diagnostyczne polegają na możliwości śledzenia losów związków znakowanych w ustroju pacjenta za pomocą pomiarów promieniowania emitowanego przez podany pacjentowi znakowany związek chemiczny.

Diagnostyka radioizotopowa służy badaniu różnych funkcji organizmu poprzez pomiar jego czynności takich jak przepływ, przenikanie czy wchłanianie różnych substancji. Badania diagnostyczne podzielić można na dwie główne kategorie: badania *in vitro* oraz badania *in vivo*. Dodatkowo badania *in vivo* dzieli się na dwie kolejne grupy, powstałe ze względu na rodzaj uzyskanej informacji diagnostycznej: są to badania statyczne oraz dynamiczne. Cechy charakterystyczne badań diagnostycznych przedstawiono poniżej:

- **Badania statyczne** polegają na odwzorowaniu narządów, określeniu zmian chorobowych (nowotwory), na skutek gromadzenia się wprowadzonych do ustroju substancji promieniotwórczych.
- **Badania dynamiczne** polegają na badaniu prędkości przemieszczania się znacznika promieniotwórczego z prądem cieczy ustrojowych lub zmian stężenia owego znacznika czy jego zawartości w tkankach i narządach.
- **Badania *in vitro*** polegają na oznaczaniu różnych biologicznie czynnych substancji, np. hormonów tkankowych czy hormonów wytwarzanych przez gruczoły wydzielania wewnętrznego [24].

Przedmiotem rozważań w tej rozprawie jest medycyna nuklearna sensu stricto, tzn. badania in vivo.

Medycyna nuklearna jest istotną gałęzią medycyny wykorzystującą specjalistyczne metody diagnostyczne i lecznicze. O skali stosowalności między innymi może świadczyć długa lista procedur wzorcowych zawartych w Obwieszczeniu Ministra Zdrowia z dnia 22 grudnia 2014 r. w sprawie ogłoszenia wykazu wzorcowych procedur radiologicznych z zakresu medycyny nuklearnej (Dz. Urz. Ministra Zdrowia z 2014 r., poz. 82), stanowiących bazę do opracowań procedur roboczych, oraz wydany przez Komisję Europejską w grudniu 2014 roku raport Radiation Protection N° 180. Licząca 181 stron publikacja zatytułowana „Medical Radiation Exposure of the European Population” zawiera obszerne informacje obejmujące 36 krajów europejskich. Dane zawarte w tym raporcie dotyczą częstotliwości badań i wartości dawek promieniowania otrzymywanych przez pacjentów poddanych procedurom z zakresu medycyny nuklearnej [26]. Rozwój nauki, techniki i elektroniki pozwala także rozwijać i zmieniać metody stosowane w medycynie nuklearnej. W Polsce badania radioizotopowe wykonywane są od wielu lat. Raport Komisji Europejskiej podaje, że w Polsce na jeden milion mieszkańców przypada 2981 procedur z użyciem ^{99m}Tc , 1426 procedur z użyciem ^{131}I i 301 procedur wykorzystujących ^{18}F [26]. Częstotliwość badań wykonywanych w ciągu roku w obszarze medycyny nuklearnej w Europie w przeliczeniu na 1000 mieszkańców z uwzględnieniem stosowanego izotopu prezentuje rysunek 2.



Rys. 2. Częstotliwości badań w skali rocznej wykonywanych w obszarze medycyny nuklearnej w przeliczeniu na 1000 mieszkańców z uwzględnieniem rodzaju stosowanego izotopu [26].

Dane dotyczące liczby procedur medycznych wykonywanych w medycynie nuklearnej w Polsce zostały przekazane Komisji Europejskiej przez Krajowe Centrum Ochrony Radiologicznej i Narodowy Fundusz Zdrowia. Łączna liczba procedur z zakresu medycyny nuklearnej przeprowadzonych rocznie plasuje nasz kraj na pozycji 28 z 36 z wynikiem około

5 procedur w przeliczeniu na 1000 mieszkańców. Kraje będące w czołówce tego rankingu to Luksemburg z liczbą około 38 procedur w przeliczeniu na 1000 mieszkańców i Niemcy – około 36 procedur. Oznacza to, że w krajach tych wykonuje się średnio 7–8 razy więcej badań z zakresu medycyny nuklearnej w przeliczeniu na 1000 mieszkańców w porównaniu z Polską.

2.2. *Radiofarmaceutyki i metody ich otrzymywania*

Podstawą skutecznej terapii i diagnostyki w medycynie nuklearnej są odpowiednio dobrane radiofarmaceutyki. Powstają one na skutek chemicznego połączenia izotopu promieniotwórczego z ligandem. Ligand to nośnik, który transportuje radioizotop w miejsce interesujące z diagnostycznego punktu widzenia, np. do narządów lub tkanek. Do celów diagnostycznych wykorzystywane są emitery promieniowania γ ze względu na zasięg wysyłanego promieniowania umożliwiający detekcję poza organizmem ludzkim. W terapii z kolei wykorzystuje się radiofarmaceutyki oparte na izotopach emitujących promieniowanie β^- .

Radioizotopy ze względu na ich pochodzenie można podzielić na 3 grupy:

- **Radionuklidy reaktorowe** powstające w reaktorach jądrowych wskutek napromieniania neutronami stabilnych nuklidów. Jednym z typowych radionuklidów powstających w ten sposób jest ^{99}Mo wykorzystywany jako izotop macierzysty w generatorach $^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$. Radionuklidy powstawać mogą także w reakcji rozszczepienia, tak wytwarzany jest np. ^{131}I .
- **Radionuklidy generatorowe** gdzie wykorzystuje się efekt samorzutnego rozpadu radionuklidu macierzystego. Jądro macierzyste charakteryzuje dłuższy okres połowicznego zaniku (T_a) w porównaniu do okresu półrozpadu jądra pochodnego (T_b). Najpopularniejszym generatorem jest generator molibdenowo-technetowy ($^{99}\text{Mo}/^{99\text{m}}\text{Tc}$), z którego otrzymuje się izotop $^{99\text{m}}\text{Tc}$ [25].
- **Radionuklidy cyklotronowe** (akceleratorowe) powstające wskutek bombardowania jąder tarczy – pierwiastka macierzystego, przyspieszonymi w cyklotronie cząstkami posiadającymi ładunek elektryczny. Otrzymywany w ten sposób jest między innymi izotop ^{18}F .

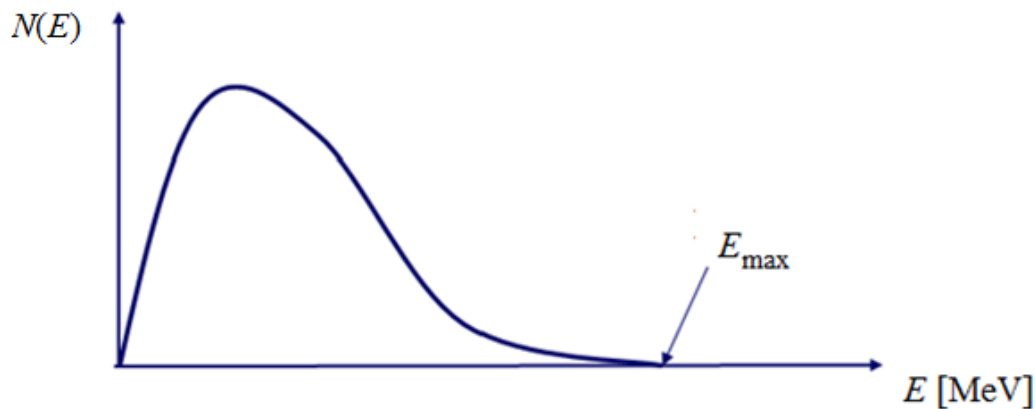
Lista izotopów promieniotwórczych znajdujących swoje zastosowanie w medycynie nuklearnej jest długa, a pierwsze miejsce niepodzielnie należy do izotopu $^{99\text{m}}\text{Tc}$, uzyskiwanego dzięki generatorom nuklidów krótkożyciowych. Drugą pozycję według danych NuPECC, tuż za $^{99\text{m}}\text{Tc}$, zajmują izotopy krótkożyciowe stosowane w procedurach medycznych wykorzystujących technikę pozytonowej tomografii emisyjnej (PET) – w szczególności ^{18}F , używany do znakowania deoksyglukozy. Produkcja ^{18}F wymaga użycia cyklotronu. Obecnie w Polsce funkcjonuje 9 ośrodków produkcyjnych wyposażonych w cyklotrony do produkcji radiofarmaceutyków na bazie izotopów krótkożyciowych.

2.3. Pozytonowa Tomografia Emisyjna (PET)

2.3.1. Podstawy fizyczne PET

Pozytonowa tomografia emisyjna jest techniką obrazowania, która umożliwia przestrzenne określenie rozkładu i stężenia wybranej substancji chemicznej. Dzisiaj najczęściej wykorzystuje się tę technikę w badaniach diagnostycznych czynnościowych, które stały się nieodłączną częścią diagnostyki onkologicznej. W celu zobrazowania czynności tkanki lub narządu wykorzystuje się substancje fizjologiczne występujące w ustroju lub ich analogi, znakowane nuklidami promieniotwórczymi emitującymi promieniowanie β^+ [27].

Rozpad β^+ polega na transformacji protonu w neutron z jednoczesną emisją dodatnio naładowanego elektronu (pozytonu) i neutrino elektronowego [28]. W rozpadzie tym liczba atomowa Z nuklidu pochodnego zmniejsza się o jeden w stosunku do nuklidu macierzystego, liczba masowa obu nuklidów natomiast pozostaje bez zmian. Schemat rozpadu β^+ można przedstawić następująco:



Rys. 3. Widmo energetyczne pozytonów w rozpadzie β^+ .

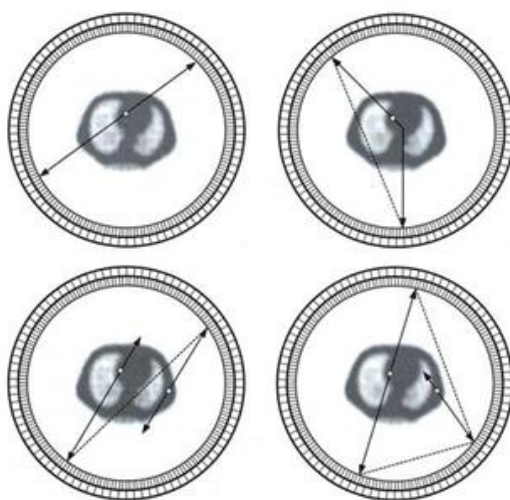
Rysunek 3 przedstawia schematyczne widmo energetyczne pozytonów emitowanych w rozpadzie β^+ . Widmo energii promieniowania beta jest ciągłe, a energia pozytonów przyjmuje wartości od 0 do energii maksymalnej.

Podczas rozpadu pozyton uzyskuje energię kinetyczną, która tracona jest na skutek zderzeń z atomami otaczającego ośrodka. Po przebyciu drogi kilku milimetrów (w tkance miękkiej) pozyton zostaje wyhamowany i ulega anihilacji z jednym z elektronów ośrodka [28]. W wyniku tego procesu energia spoczynkowa elektronu i pozytonu zostaje

zamieniona w energię dwóch kwantów gamma o energii 511 keV, emitowanych pod kątem 180 stopni w stosunku do siebie. Istotą badania PET jest zatem rejestracja i analiza miejsca generacji kwantów gamma powstających w wyniku zdarzenia anihilacji.

2.3.2. Budowa skanera PET

Lokalizacja miejsca anihilacji jako punktu leżącego na linii koincydencyjnej (LOR: Line of Response) jednocześnie przez 2 detektory stanowi ideę budowy skanera PET. Obecnie przyjmuje się, że rejestracja fotonów w przedziale 12 nanosekund jest traktowana jako koincydencja rzeczywista. Taka dyskryminacja czasowa wraz z dyskryminacją energetyczną pozwala w dużym stopniu wyeliminować koincydencje przypadkowe. Rysunek 4 przedstawia przykłady możliwych koincydencji.



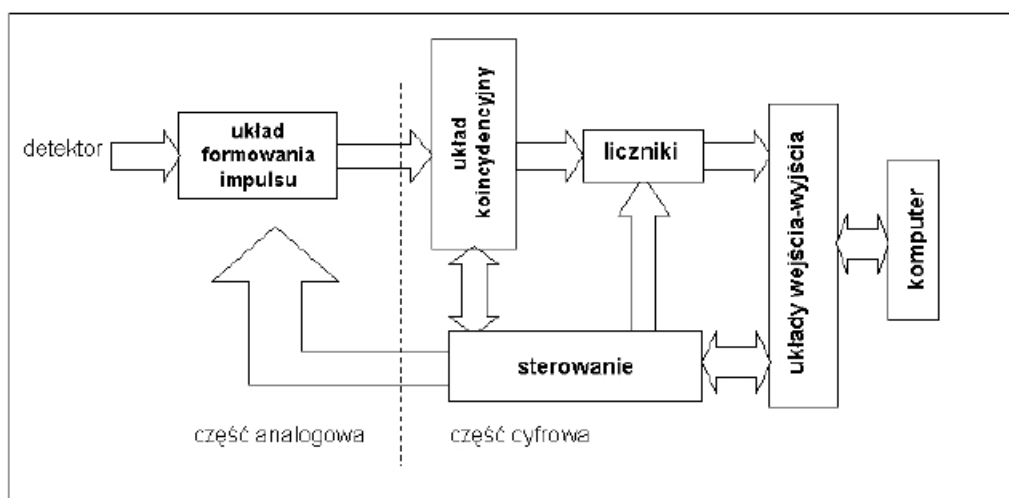
Rys. 4. Przykłady możliwych koincydencji podczas badania z użyciem PET.

Typowy skaner PET składa się z detektorów scyntylacyjnych ułożonych w wielu pierścieniach. Stworzona w ten sposób geometria pozwala równocześnie zbierać dane z wielu płaszczyzn obrazowych. Pojedynczy blok detektorów jest ponacinany by ograniczyć dyfuzję światła, co prowadzi do uzyskania pozycjoczulej detekcji. W ten sposób tworzy się matryce detektorów 6×6 (skaner firmy GE) lub 7×8 (skaner firmy Siemens). Impulsy światła powstałe w pojedynczych scyntylatorach zbierane są przez 4 fotopowielacze (lub fotopowielacz o 4 polach). Analiza ilości światła docierającej do poszczególnych fotopowielaczy prowadzi do identyfikacji scyntylatora, który zarejestrował foton [29].

Detektory, które obecnie wykorzystuje się w skanerach PET, to głównie detektory scyntylacyjne. Kryteria, jakie stawia się materiałom scyntylacyjnym, to wydajność świetlna, czas zaniku świecenia, średnia droga oddziaływania kwantu gamma z kryształem, stosunek liczby fotoelektronów do liczby fotonów ulegających rozproszeniom komptonowskim,

gęstość materiału scyntylatora, oraz koszty jego produkcji. Współczesne komercyjnie dostępne skanery PET wykorzystują detektory scyntylacyjne z kryształem BGO ($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$). Charakteryzują się one dużą gęstością materiału scyntylatora, co przekłada się na dobrą absorpcję energii fotonów. Są odporne na uszkodzenia mechaniczne, a koszt ich produkcji jest relatywnie niski. Do wad detektorów typu BGO zaliczymy długi czas zaniku impulsu świetlnego i niską wydajność świetlną.

Poza samym układem detekcyjnym istnieje także szereg innych komponentów koniecznych do elektronicznej obróbki sygnału i akwizycji danych. Ze względu na dużą liczbę detektorów układ elektroniczny dla każdego z detektorów znajduje się w bezpośrednim sąsiedztwie. Przykładowy schemat modułu do obsługi 64 detektorów został przedstawiony na rysunku 5.



Rys. 5. Schemat blokowy układu elektronicznego „front-end”, gdzie część analogową stanowią: przedwzmacniacz, układ kształtujący i dyskryminator amplitudy [30].

Dane uzyskane po dokonaniu skanu pacjenta muszą zostać przetworzone by uzyskać interesujący nas rozkład aktywności właściwej podanego pacjentowi izotopu. Najczęściej wykorzystywanymi metodami rekonstrukcji obrazu są metody iteracyjne, transformacja Fouriera, a także metoda analityczna, która wykorzystuje algorytm projekcji wstecznej (BP: ang. back projection) [31].

2.3.3. Radionuklidy stosowane w obrazowaniu PET

Obrazowanie czynnościowe tkanek i narządów w technice PET nie byłoby możliwe bez odpowiednich substancji fizjologicznych. W metodzie PET wykorzystywane są związki biologicznie czynne, które znakowane są krótkożyciowymi radionuklidami. Cechą wspólną wszystkich izotopów wykorzystywanych w badaniu PET jest ich zdolność do emisji pozytonów. Wśród radioizotopów stosowanych w technice PET wyróżnić można izotopy

pierwiastków budujących podstawowe związki organiczne np. węgiel (^{11}C), azot (^{13}N), tlen (^{15}O) czy fluor (^{18}F). Coraz częściej wykorzystuje się także izotop galu (^{68}Ga), który w odróżnieniu od wyżej wymienionych produktów pochodzenia cyklotronowego wymaga użycia generatora $^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$. Zwraca się także uwagę na zastosowanie radionuklidów o znacznie dłuższym czasie półrozpadu w porównaniu z wyżej wymienionymi, np. ^{124}I , ^{86}Y , ^{64}Cu [32].

Tabela 3. Radionuklidy stosowane w badaniu PET i sposoby ich otrzymywania.

Nuklid	Sposób wytwarzania	Czas połowicznego zaniku (min)
^{11}C	cyklotron	20,3
^{13}N	cyklotron	9,97
^{18}F	cyklotron	109,8
^{15}O	cyklotron	2,03
^{68}Ga	generator $^{68}\text{Ge}/^{68}\text{Ga}$	68
^{124}I	cyklotron	6018
^{86}Y	cyklotron	882
^{64}Cu	cyklotron	1074

Idealne radionuklidy stosowane w pozytonowej tomografii emisyjnej powinny charakteryzować się kilkoma cechami:

- głównym kanałem rozpadu powinien być rozpad β^+ ,
- powinny mieć czas półrozpadu na tyle krótki, aby ograniczyć dawkę skuteczną otrzymaną przez pacjenta, ale na tyle długi, aby można było wykonać syntezę radiofarmaceutyku oraz przeprowadzić diagnostykę bądź terapię,
- energia kinetyczna wyemitowanego pozytonu powinna być jak najmniejsza (precyzyjniej można wtedy wyznaczyć ognisko nowotworu),
- powinny występować naturalnie w związkach organicznych lub co najwyżej w niewielkim stopniu zmieniać aktywność biologiczną bądź chemiczną tych związków [33].

Powyższe cechy dobrze spełniają takie izotopy jak ^{18}F , ^{11}C , czy ^{15}O , z których to fluor-18 zdobył największą popularność jako znacznik stosowany w technice PET.

2.4. Fluor-18

Nuklid ^{18}F nie występuje powszechnie w związkach organicznych, jednak może zostać podstawiony w miejsce grupy hydroksylowej, nie zmieniając przy tym znacząco biologicznych właściwości tego związku. Fluor-18 posiada odpowiednie efekty steryczne, charakteryzuje go też wysoka energia wiązania z węglem. To wszystko sprawia, że wykazuje niezwykle duże izosteryczne podobieństwo do grupy hydroksylowej. A ponadto wbudowanie ^{18}F w cząsteczkę organiczną może spowodować użyteczne zmiany fizykochemiczne lub biologiczne zachodzące w jej strukturze.

Fluor-18 w ponad 96% ulega rozpadowi β^+ , z emisją pozytonu o energii 640 keV, co przekłada się na relatywnie niską dawkę efektywną dla pacjenta. Czas półrozpadu wynoszący 109,8 minuty w zupełności pozwala na przeprowadzenie procesu syntezy, transport i diagnostykę pacjenta.

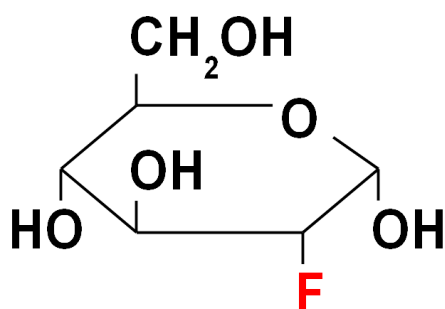
2.4.1. Najpopularniejsze radiofarmaceutyki znakowane ^{18}F

Najstarszym i najprostszym radiofarmaceutykiem na bazie ^{18}F jest ^{18}F -fluorek sodu. Był on używany jeszcze przed rozwinięciem technologii PET. Odkrycie w 1940 roku powinowactwa ^{18}F -fluorku sodu do kości pozwoliło na wykorzystanie tego radiofarmaceutyku w obrazowaniu metabolizmu kości, wykrywaniu uszkodzeń szkieletu kostnego, a także terapii kontrolnej po przeszczepach i rekonstrukcjach kości [34].

W obrazowaniu gęstości receptorów dopaminowych typu D2 w mózgu wykorzystuje się ^{18}F -FMSP i ^{18}F -FESP. Obie substancje (3-N- ^{18}F -metylospiperon i 3-N- ^{18}F -fluoroetylospiperon) wykazują praktycznie identyczną farmakokinetykę i udział w metabolizmie. Badania PET z użyciem tych radiofarmaceutyków umożliwiają zrozumienie podstaw metabolicznych chorób psychicznych i farmakokinetyki neuroleptyków (leków przeciwpsychotycznych) [34].

W przypadku obrazowania nowotworów mózgu powszechnie stosowanym radiofarmaceutykiem jest ^{18}F -FET. Ten związek – O-(2- ^{18}F -fluoroetylo)-L-tyrozyna – jest znakowaną ^{18}F tyroziną, aminokwasem budującym białka. Wykorzystanie faktu, że zwiększony metabolizm aminokwasów jest charakterystyczny dla zmian nowotworowych oraz to, że w przeciwieństwie do ^{18}F -FDG, ^{18}F -FET jest słabo wychwytywany przez zdrową tkankę mózgową, pozwala na lepsze obrazowanie nowotworów mózgu [35, 36].

Zdecydowaną większość diagnostyki metodą PET wykonuje się z użyciem 2-fluoro-2-deoksy-D-glukozy. Związek ten do badań techniką PET został wprowadzony w 1972 roku [31]. ^{18}F -FDG jest analogiem cząsteczki glukozy, gdzie grupę hydroksylową przyłączoną do drugiego atomu węgla zastąpiono fluorem-18. Podobnie jak glukoza, ^{18}F -FDG jest transportowana do komórek, gdzie ulega fosforylacji przez heksokinazę (do formy ^{18}F -FDG-6-P). Nie uczestniczy ona jednak w dalszym szlaku metabolicznym i jest więziona w komórce. Dzięki temu możliwe jest obrazowanie metabolizmu nowotworów tych narządów, w których większość energii pochodzi właśnie z metabolizmu glukozy.



Rys. 6. Wzór strukturalny ^{18}F -FDG [37].

Technika PET oparta o wykorzystanie ^{18}F -FDG jest obecnie standardem w diagnostyce nowotworów głowy i szyi [38]. ^{18}F -FDG nie stosuje się w przypadku obrazowania tych nowotworów, które wykazują niski metabolizm glukozowy, albo w przypadku, w którym sąsiadujące zdrowe narządy będą wykazywać wysokie gromadzenie glukozy, co uniemożliwi prawidłowe zobrazowanie nowotworu.

Przełom jakim okazało się wprowadzenie skanerów hybrydowych typu PET-CT, czyli połączenie PET z wielorzędowym rentgenowskim tomografem komputerowym, czy PET-MRI (połączenie PET z rezonansem magnetycznym), pozwoliło na uzyskiwanie obrazów łączących informację anatomiczną z informacją czynnościową, co przekłada się na wzrost zainteresowania i stosowania techniki PET, a co za tym idzie do zwiększenia potrzeby produkcji i stosowania radiofarmaceutyków, głównie ^{18}F -FDG.

2.4.2. Produkcja ^{18}F -FDG

Radiofarmaceutyk jest substancją chemiczną, której cząsteczki pełnią podwójną rolę. Z jednej strony są one aktywne biologicznie i uczestniczą w procesach metabolicznych organizmu, które chcemy śledzić. Z drugiej strony w takiej cząsteczce znajduje się nuklid promieniotwórczy. ^{18}F -FDG jest najpopularniejszym przedstawicielem radiofarmaceutyków stosowanych w technice PET. Produkcja deoksyglukozy znakowanej ^{18}F jest procesem wieloetapowym, który rozpoczyna się od otrzymania znacznika fluoru-18, a następnie odbywa się znakowanie radiofarmaceutyku i kontrola jakości otrzymanego związku.

Do otrzymania ^{18}F najczęściej stosuje się reakcję jądrową $^{18}\text{O}(\text{p},\text{n})^{18}\text{F}$, prowadzoną w cyklotronie. Wiązka protonowa o energii około 16,5 MeV bombarduje substancję tarczową: zwykle jest to woda z ciężkim tlenem ^{18}O lub tlen-18 w postaci gazowej, domieszkowany fluorem. W zależności od użytej tarczy produktem może być jedna z dwóch form fluoru: $^{18}\text{F}^-$ przy naświetlaniu wzbogaconej wody lub fluor cząsteczkowy ($^{18}\text{F}\text{F}_2$), w przypadku gdy tarczą był ^{18}O w postaci gazowej. W zależności od otrzymanej formy radioizotopu możliwe są dwa rodzaje znakowania związku organicznego: metoda nukleofilowa (jony $^{18}\text{F}^-$) i elektrofilowa (cząsteczki $^{18}\text{F}_2$) [39,40].

Izotop, który powstał na skutek bombardowania tarczy wiązką z cyklotronu, trafia do osłoniętej ołowiem kapilary i za jej pomocą transportowany jest do komory gorącej z syntezerami. Rolą syntezerów jest automatyczne przeprowadzenie kilkudziesięciu procesów chemicznych mających na celu włączenie izotopu promieniotwórczego w skomplikowane, aktywne biologicznie, związki chemiczne. W finale tych procesów otrzymywana jest ^{18}F -FDG. Kolejnym etapem produkcyjnym wytwarzania ^{18}F -FDG jest oczyszczanie. W procesie tym z radiofarmaceutyków usuwa się rozpuszczalniki stosowane podczas produkcji, innego rodzaju produkty uboczne i powstałe zanieczyszczenia.

Tak przygotowany radiofarmaceutyk trafia następnie do drugiej komory gorącej, w której znajduje się dyspenser. Za pomocą tego typu urządzeń dozuje się radiofarmaceutyk o odpowiedniej aktywności do fiolek. Krótki czas połowicznego zaniku fluoru-18 powoduje, że aktywność wyprodukowanego radiofarmaceutyku należy dobierać w sposób bardzo precyzyjny, tak by każdy z pacjentów otrzymał ściśle określoną aktywność ^{18}F -FDG. Ponadto w przypadku transportu radiofarmaceutyku do jednostek diagnostycznych oddalonych o kilkaset kilometrów od ośrodków produkcyjnych uwzględnia się krótki czas połowicznego rozpadu ^{18}F napełniając fiołki radiofarmaceutykiem o odpowiednio większej aktywności.

Wszystkie opisane powyżej procedury są całkowicie zautomatyzowane; operatorzy, wśród nich fizycy obsługujący cyklotron oraz chemicy, czuwają jedynie nad poprawnością przebiegu produkcji. Istnieje jednak etap, w którym automatyka produkcji ustępuje miejsca manualnym procesom. Jest to kontrola jakości produktu radiofarmaceutycznego.

Kontrola jakości ma na celu weryfikację wielu elementów. Wśród nich wymienić należy:

- czystość radioizotopową,
- czystość chemiczną,
- czystość radiochemiczną,
- czystość izotopową,
- aktywność,
- czystość biologiczną,
- wartość pH,
- stężenie promieniotwórcze.

Wymagane metody oraz parametry kontroli jakości określa Farmakopea Europejska (EP – European Pharmacopoeia) [41]. Utrudnieniem podczas przeprowadzania procedur kontroli jakości są wysoka radioaktywność i niewielka ilość produktu.

Pozytywna weryfikacja wyżej wymienionych parametrów umożliwia kolejny etap – pakowanie i wysyłkę gotowego produktu do ośrodków diagnostycznych.

3. Metody dozymetryczne i symulacyjne w ocenie narażenia personelu w medycynie nuklearnej

Definicja medycyny nuklearnej przytoczona w części początkowej pracy wskazuje na czynnik wyróżniający tę gałąź medycyny, mianowicie na pracę z tzw. otwartym źródłem promieniowania – radionuklidem – stanowiącym promieniotwórczą bazę radiofarmaceutyku. Wśród szerokiej gamy izotopów stosowanej w tej interdyscyplinarnej dziedzinie na uwagę zasługują dwa z nich. Pierwszy to ^{99m}Tc , który dzięki swym własnościom fizycznym, na które składają się stosunkowo krótki półokres rozpadu, szybki i łatwy (dzięki generatorom radionuklidów) sposób uzyskiwania i oczywiście energia kwantów gamma, sprawia, że izotop ten zdominował sferę diagnostycznej medycyny nuklearnej. Rezultatem zainteresowania drugim radionuklidem w naszym kraju jest powstanie na przestrzeni ostatnich 13 lat kilkunastu ośrodków diagnostycznych dysponujących skanerem typu PET. Funkcjonowanie tych ośrodków uzależnione jest od produkcji β^+ -promieniotwórczych radionuklidów krótkożyciowych, w tym najbardziej popularnego ^{18}F , którym znakuje się deoksyglukozę. Stąd też obecność ośrodków produkujących radiofarmaceutyki znakowane izotopami krótkożyciowymi, w tym ^{18}F -FDG.

Przygotowaniem radiofarmaceutyków na bazie izotopu ^{99m}Tc zajmują się pracownicy zakładów medycyny nuklearnej. Manualne czynności, jakie pracownik wykonuje podczas procedur wytwarzania radiofarmaceutyku, są źródłem narażenia na promieniowanie jonizujące rąk pracownika. Pozostałe części ciała, np. głowa czy korpus, odizolowane są od pola promieniowania za pomocą osłon stałych, np. ścian z cegieł ołowianych czy szyb ze szkła ołowiowego. Zastosowanie tego rodzaju osłon zmniejsza moc dawki promieniowania około $10^7 - 10^8$ razy, co gwarantuje skuteczną ochronę osłoniętych części ciała pracownika [42]. Natomiast ręce pracownika, które bezpośrednio manipulują źródłem promieniowania, osłonięte są jedynie rękawiczkami nitrylowymi, a ich głównym celem jest ochrona rąk pracownika przed skażeniami. Tak więc brak możliwości zastosowania innych osłon na rękach oraz niewielka odległość dzieląca ręce pracownika i źródło promieniowania są przyczynkiem do wysoce niejednorodnego rozkładu dawki promieniowania jonizującego na rękach pracownika. To z kolei wpływa na wartości dawek uzyskiwane przez pracownika z tytułu manualnych czynności wykonywanych z radiofarmaceutykami [43].

Realizacja procedury znakowania radiofarmaceutyków przy użyciu ^{99m}Tc wymaga zastosowania izotopu o różnej aktywności, zależnej od rodzaju badania, a także od masy pacjenta, któremu radiofarmaceutyk zostanie podany. W niektórych zakładach medycyny nuklearnej dzienna używana aktywność izotopu ^{99m}Tc w postaci radiofarmaceutyku może osiągać wartość od 50 do nawet 200 GBq [43]. Otrzymanie tak dużych aktywności izotopu umożliwiają obecnie stosowane generatory molibdenowo-technetowe, w których aktywności osiągają wartości do 200 GBq, podczas gdy jeszcze w latach pięćdziesiątych ubiegłego wieku wydajność generatorów umożliwiała dostarczenie nuklidu zaledwie o aktywności około 10 GBq [43].

Tak więc całkowite dzienne aktywności izotopu, z jakimi pracują chemicy w zakładach medycyny nuklearnej, są bardzo wysokie. Cały czas również wzrasta liczba badanych pacjentów, a w ciągu ostatnich 20 lat zwiększyła się aktywność izotopu podawana przeciętnemu pacjentowi z powodu stosowania technik tomograficznych, które wymagają na ogół wyższych aktywności niż w przypadku metod scyntygraficznych.

Czynności manualne z otwartym źródłem promieniowania o dużej aktywności oraz brak osłon na rękach sprawiły, że zainteresowanie narażeniem pracowników zakładów medycyny nuklearnej skupiło się w głównej mierze na rękach personelu. Wynikiem takiego zainteresowania był szereg publikacji, które zaczęły pojawiać się pod koniec ubiegłego wieku i współcześnie [44 – 46]. W badaniach przeprowadzonych między innymi w Wielkiej Brytanii, Włoszech czy w USA wyłaniają się dwa zasadnicze wnioski. Pierwszy wskazuje na zmniejszenie dawek otrzymywanych przez pracowników zatrudnionych w zakładach medycyny nuklearnej wskutek automatyzacji procesu produkcji radiofarmaceutyków na bazie izotopu ^{99m}Tc . Drugi zaś pozwala jednoznacznie stwierdzić, że zasadniczym obiektem narażenia w trakcie przygotowania radiofarmaceutyku są opuszki palców [47 – 50].

^{99m}Tc to jednak produkt pochodzenia generatorowego, zaś produkcja ^{18}F wymaga użycia cyklotronu. Automatyka w zakresie produkcji samego znacznika, ale także znakowanie deoksyglukozy, realizowane w ośrodkach produkujących radiofarmaceutyki na potrzeby PET rzuciło nowe światło na problem ochrony radiologicznej personelu zakładów produkujących radiofarmaceutyki na bazie izotopów krótkożytych.

Pomimo zautomatyzowania większości czynności manualnych związanych z produkcją ^{18}F -FDG, narażenie opuszek palców rąk części pracowników nadal utrzymuje się na poziomie typowym dla procedur manualnych realizowanych chociażby przy użyciu izotopu ^{99m}Tc . Mowa tutaj o chemikach wykonujących procedury kontroli jakości. Na rysunku 7 przedstawiono parametry dla izotopów ^{99m}Tc i ^{18}F zaczerpnięte z tablic Delacroix [51].

Tabela 4. Parametry dla izotopów ^{99m}Tc i ^{18}F zaczerpnięte z tablic Delacroix.

Nuklid	Moc dawki równoważnej na skórę wskutek kontaktu z plastikową strzykawką zawierającą 5 ml płynu o aktywności 1 MBq [mSv/(MBq·h)]	Moc dawki równoważnej na skórę wskutek skażenia 1 kBq w 50 µl [mSv/h]	Grubość warstwy Pb osłabiająca wiązkę promieniowania γ [mm]	
			1/2 (krotność)	1/10 (krotność)
^{99m}Tc	0,354	0,00877	0,3	1
^{18}F	2,88	0,788	6	17
^{90}Y	43,5	1,35	Całkowita β^- absorbcja w plastiku o grubości 9,2 mm	

Jak wynika z tablic Delacroix, moc dawki na skórę z tytułu kontaktu z 5 ml radiofarmaceutyku o aktywności 1 MBq znajdującego się w plastikowej strzykawce jest 8 razy większa dla radiofarmaceutyków znakowanych ^{18}F w porównaniu z tymi na bazie ^{99m}Tc . Wynik taki nie dziwi, gdy porównamy właściwości fizyczne obu nuklidów.

^{18}F charakteryzuje okres połowicznego zaniku wynoszący 110 minut, dla $^{99\text{m}}\text{Tc}$ natomiast jest to 6 godzin. Natomiast energie kwantów gamma to odpowiednio 511 keV dla ^{18}F oraz 140 keV dla $^{99\text{m}}\text{Tc}$.

Opis metodyki kontroli jakości dla ^{18}F -FDG opisano w Farmakopei Polskiej. Sama procedura wymaga pobrania określonej ilości aktywności radiofarmaceutyku za pomocą strzykawki, a następnie wykonania odpowiednich testów sprawdzających wymagane parametry fizyczne, chemiczne oraz biologiczne uzyskanego związku.

W badaniach dozymetrycznych prowadzonych w latach 90. ubiegłego wieku w pracowniach medycyny nuklearnej stosujących izotop $^{99\text{m}}\text{Tc}$, w Europie czy USA, wykorzystywano dwie metody: detektory TL w dozymetrach pierścionkowych lub dozymetry elektroniczne z czujnikiem umieszczanym na palcu pracownika. Po roku 2000 stosowano detektory GEMS (Gamma Extremity Monitoring System) [52] oraz nowocześniejszą wersję detektora półprzewodnikowego AEGIS (Advanced Extremity Gamma Instrumentation System) [53 – 55] czy kamery i urządzenia software'owe.

Zastosowanie zarówno detektorów termoluminescencyjnych jak i nowszych rozwiązań technologicznych przyczyniło się do następujących konkluzji. Najwyższe dawki promieniowania jonizującego otrzymują opuszki palców w trakcie przygotowywania radiofarmaceutyku [47 – 50]. Ustalono także, że zastosowanie urządzenia przeznaczonego do automatycznego rozdziału aktywności nie jest bardziej efektywne niż stosowanie osłon na strzykawkę. Wynika to z faktu, że czas, jaki jest potrzebny technikowi na utrzymanie osłoniętej strzykawki jest zbliżony do czasu, w jakim usuwa on strzykawkę z urządzenia do automatycznego rozdziału aktywności [56]. Udowodniono także, że ochrona, jaką miały zapewnić osłony na strzykawki, jest mniejsza niż zakładano, bowiem stosowanie ciężkich osłon na strzykawki wpłynęło negatywnie na czas wykonywania manualnych czynności [57, 59]. Późniejsze badania jednoznacznie określiły, że za poziom rejestrowanych dawek odpowiada głównie procedura pomiaru aktywności izotopu znajdującego się w strzykawce [59].

W przypadku placówek produkujących radiofarmaceutyki doniesienia publikacyjne najczęściej koncentrują się na rozkładzie pól promieniowania neutronowego wokół cyklotronu i wynikającego z tego faktu zagrożenia dla personelu placówki [60, 61] oraz na wartościach dawek na całe ciało bądź dłonie pracowników zakładów medycyny nuklearnej czy pracowników obsługujących urządzenia typu PET [62, 63, 64]. Analiza narażenia jest najczęściej oparta na wynikach standardowych pomiarów dozymetrycznych realizowanych w ramach ochrony radiologicznej pracowników [65,66]. Uwagę zwraca się także na narażenie pielęgniarek wynikające z procedury iniekcji radiofarmaceutyków na bazie izotopów krótkożyciowych [67, 68].

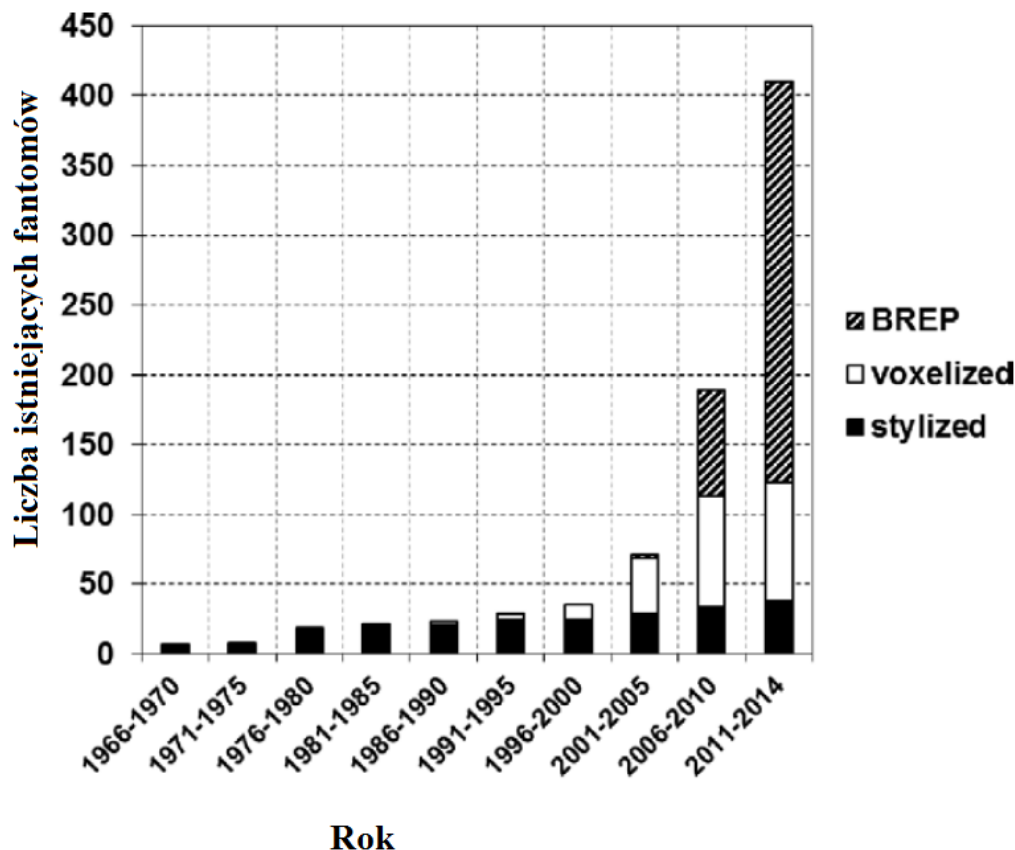
Pomiary dozymetryczne stanowią cenne źródło wiedzy na temat narażenia pracowników zakładów medycyny nuklearnej i placówek produkujących radiofarmaceutyki. Analiza wyników, uzyskanych na podstawie przeprowadzonych pomiarów, umożliwiła częściową optymalizację ochrony radiologicznej pracowników, szczególnie w kategorii ekspozycji rąk. Pomiary fizyczne to jednak specyfika ośrodków badawczych dysponujących odpowiednim sprzętem, dzięki któremu możliwe jest uzyskanie chociażby rozkładu dawki na rękach pracowników, co dalece odbiega od rutynowego monitoringu realizowanego poprzez

użycie pierścionka dozymetrycznego. Obecny poziom techniki komputerowej pozwala na włączenie do oceny narażenia personelu na promieniowanie jonizujące symulacji komputerowych.

Symulacje dawek promieniowania jonizującego uzyskiwanych za pomocą metod komputerowych rozwijają się od ponad 50 lat [69]. Stworzenie oprogramowania, które w skuteczny sposób oddawałoby rzeczywiste narażenie personelu wynikające z kontaktu ze źródłem promieniotwórczym, jest zadaniem trudnym z kilku powodów. Po pierwsze, scenariusz narażenia jest złożony, co jest wynikiem często niepowtarzalnych zależności geometrycznych pomiędzy źródłem a tarczą (pacjentem czy pracownikiem). Po drugie, w grę wchodzi wiele rodzajów promieniowania, które przechodząc przez wymodelowany fantom wchodzi w interakcję z jego tkankami i narządami. Te z kolei zbudowane są z dużej liczby struktur, które niejednokrotnie różnią się między sobą gęstością i składem chemicznym, co znacząco wpływa na propagację promieniowania, a także na reakcje, jakie zachodzą podczas oddziaływania promieniowania ze strukturami fantomu. Należy wspomnieć przy tym, że niektóre narządy żywego organizmu zmieniają swoje położenie czy wielkość (np. płuca) w sposób naturalny, co także należałoby uwzględnić w symulacji komputerowej [70].

Od roku 1960 stosowanie metod symulacyjnych w celu obliczania dawek promieniowania stało się specjalistyczną dziedziną nauki. Dla promieniowania niejonizującego stosowano fantomy matematyczne w celu przewidywania skutków biologicznych, które były powodowane ciepłem wytwarzanym przez fale elektromagnetyczne np. z linii energetycznych wysokiego napięcia czy później telefonów komórkowych. Rozwój komputerów osobistych przyczynił się do szerokiego zastosowania symulacji komputerowych, między innymi w medycynie nuklearnej. W roku 1980 możliwa stała się wizualizacja ciała pacjenta w projekcji 3D [71]. Rok 1996 uznaje się za początek międzynarodowej współpracy środowisk naukowych w zakresie tworzenia fantomów komputerowych. W tym bowiem roku Peter Dimbylow zorganizował pierwsze międzynarodowe warsztaty dotyczące implementacji fantomów wokselowych w symulacjach komputerowych. Do roku 2009 opublikowano prace dotyczące powstania 121 fantomów komputerowych, które stosowane są w medycynie nuklearnej i nie tylko.

Fantomy stosowane w symulacjach komputerowych dzieli się na 3 zasadnicze grupy. Pierwszą z nich są fantomy stylizowane. Są to modele ciała tworzone za pomocą figur geometrycznych. Ich niewątpliwą zaletą jest mała złożoność, która sprawia, że fantom taki łatwo jest zaimplementować do danej sytuacji, a obliczenia metodami Monte Carlo są stosunkowo krótkie. Wraz z rozwojem metod obrazowania i coraz większą liczbą obrazów uzyskiwanych techniką MRI czy CT powstała druga grupa fantomów. Są nimi fantomy wokselowe. Powstają one w skutek przekształcenia obrazów uzyskiwanych techniką CT lub MRI na fantom. Niewątpliwą zaletą takich fantomów jest ich wysoka zgodność anatomiczna z ciałem pacjenta. Natomiast od roku 2006 rozwijana jest trzecia grupa fantomów, tzw. BREP (Breathing Phantom). Główną cechą, która je charakteryzuje, jest wprowadzenie ruchu narządów podczas prowadzonej symulacji (np. ruch płuc podczas inhalacji radonem). Wykres poniżej prezentuje zmieniającą się wraz z upływem lat liczbę tworzonych fantomów. Wykres obejmuje lata 1966 – 2014 oraz trzy generacje fantomów.



Rys. 7. Rosnąca liczba fantomów wraz z upływem lat. Wykres obejmuje 3 generacje fantomów(na podstawie [69]).

Równolegle z rozwojem fantomów komputerowych rozwijano także metody Monte Carlo, które są nieodzownym elementem symulacji. Większość algorytmów Monte Carlo tworzono z myślą o zastosowaniu ich w fizyce jądrowej wysokich energii. Szybko jednak zauważono, że niewielkie zmiany wprowadzone w algorytmie mogą dostosować oprogramowanie do potrzeb medycyny nuklearnej czy radioterapii [72]. Zwiększająca się z czasem moc obliczeniowa komputerów przyczyniła się do gwałtownego wzrostu popularności stosowania metod Monte Carlo w ciągu ostatnich 30 lat. Świadczyć o tym może duża liczba publikacji dotyczących symulacji metodami Monte Carlo w szeroko rozumianej medycynie wykorzystującej promieniowanie jonizujące [73 – 76].

Symulacje metodami Monte Carlo z wykorzystaniem fantomów wokselowych rąk wykorzystano także do oceny narażenia pracowników placówek medycyny nuklearnej opisanych w raporcie ORAMED: **O**ptimization of **R**adiation Protection of **M**edical Staff z roku 2012 [77, 78]. Raport uwzględnia ponad 200 symulacji przeprowadzonych z wykorzystaniem metod Monte Carlo. Dzięki czemu możliwa stała się odpowiedź na pytanie, który z czynników obejmujących rodzaj i grubość osłony stosowanej na strzykawkę czy aktywność radiofarmaceutyku, a także odległość między „źródłem” a „tarczą” ma

decydujący wpływ na poziom narażenia rąk personelu zakładów medycyny nuklearnej. Wyróżniono tym samym pięć najczęściej wykonywanych przez pracownika czynności manualnych z radiofarmaceutyką. Na rysunku 8 zaprezentowano odpowiednio wymodelowane fantomy wokselowe wraz z rzeczywistym ułożeniem ręki pracownika w trakcie wykonywania manualnych czynności z izotopem.



Rys. 8. Wymodelowane fantomy wokselowe wraz z rzeczywistym ułożeniem ręki pracownika w trakcie wykonywania manualnych czynności z izotopem [78].

Scenariusz przeprowadzonej symulacji narażenia rąk pracowników podczas przygotowania radiofarmaceutyków obejmował użycie trzech izotopów: ^{99m}Tc , ^{18}F oraz ^{90}Y . Symulacje przeprowadzono dla kilku różnych grubości osłon wolframowych stosowanych zarówno na strzykawkę, jak i pojemnik osłonny. Symulacje uwzględniły także różne odległości ręka – źródło promieniowania jonizującego. Analiza uzyskanych w ten sposób danych pozwoliła na wyselekcjonowanie tych spośród procedur wykonywanych przez pracownika, które stanowią źródło największego narażenia na promieniowanie jonizujące, przy jednoczesnym uwzględnieniu materiałów osłonnych stosowanych wokół źródła promieniowania [79].

4. Uzasadnienie podjęcia tematu oraz cel pracy

Celem niniejszej pracy jest analiza narażenia opuszek palców rąk pracowników zatrudnionych w ośrodkach produkujących radiofarmaceutyki oraz pielęgniarek wykonujących procedurę iniekcji radiofarmaceutyku.

Opisane w poprzednim rozdziale etapy produkcji radiofarmaceutyku oraz iniekcję łączy jedna wspólna cecha. We wszystkich tych przypadkach mowa jest o otwartym źródle promieniowania jakim jest radiofarmaceutyk. Procedura produkcji ^{18}F -FDG w znaczącej części jest procesem zautomatyzowanym, co oznacza, że liczba pracowników oraz czas kontaktu z otwartym źródłem promieniowania ograniczono do niezbędnego minimum.

W ramach produkcji ^{18}F -FDG istnieją jednak procedury, które wymagają manualnej realizacji. Kontrola jakości, bo o niej mowa, jest ważnym etapem produkcji, którego szybkość oraz skuteczność przeprowadzenia determinuje dopuszczenie przygotowanego produktu do dalszych etapów, w tym iniekcji radiofarmaceutyku pacjentowi. Procedury jakie, należy wykonać w ramach kontroli jakości są wyszczególnione w Farmakopei Europejskiej, wraz z opisem ich prawidłowego przeprowadzenia.

Wszystkie manualne procedury przeprowadzane przez pracowników odpowiedzialnych za kontrolę jakości czy pielęgniarki dokonujące iniekcji radiofarmaceutyku oznaczają pracę z otwartym źródłem promieniowania jonizującego jakim jest ^{18}F -FDG znajdujący się w fiolce lub strzykawce. Taki charakter pracy stanowi główne źródło narażenia pracowników zakładów produkcyjnych oraz pielęgniarek. Wzrost liczby procedur z użyciem techniki PET wpływa na zwiększone zapotrzebowanie na radiofarmaceutyki, a to z kolei w sposób bezpośredni rzutuje na poziom narażenia pracowników placówek produkcyjnych. Natomiast wzrost liczby pacjentów diagnozowanych z użyciem ^{18}F -FDG wpływa na dawki otrzymywane przez pielęgniarki w trakcie wykonywania iniekcji preparatu.

300 MBq to aktywność radiofarmaceutyku inicjująca procedury kontroli jakości oraz przeciętne wartość aktywności ^{18}F -FDG podawana pojedynczemu pacjentowi. To także czynnik, który obok stosunkowo krótkiego okresu półrozpadu (110 minut) ^{18}F bezpośrednio wpływa na wzrost dawki, jaką z tytułu pracy z radioizotopem otrzymują opuszki palców pracowników.

Na terenie naszego kraju funkcjonuje 16 ośrodków diagnostycznych dysponujących skanerem typu PET. Nieustanne zapotrzebowanie na radiofarmaceutyki na bazie izotopów krótkożyciowych sprawia, że w placówkach produkcyjnych funkcjonujących na terenie Polski realizowany jest zmianowy system pracy. Dzięki niemu w trakcie 5-dniowego tygodnia pracy możliwa staje się realizacja 2 lub 3 serii produkcyjnych. Ten fakt bezpośrednio wpływa też na strukturę zawodową i liczbę osób zatrudnionych w placówce.

Wszystkie wymienione wyżej czynniki determinują liczbę osób narażonych zawodowo na promieniowanie jonizujące, a manualne wykonywanie czynności w ramach procedury kontroli jakości czy iniekcji powoduje wzrost narażenia rąk pracowników. Praca z otwartym źródłem promieniowania, jakim jest radiofarmaceutyk zgromadzony w fiolce lub strzykawce,

oznacza niejednorodny rozkład dawki równoważnej na skórę rąk, a tym samym wzrost narażenia szczególnie opuszek palców [80].

Oczywiście wszyscy pracownicy objęci są dozymetrią indywidualną, w ramach której dokonywany jest pomiar dawki skutecznej i równoważnej na skórę rąk. Powszechnie wiadomym jest jednak, że w obszarze medycyny nuklearnej dozymetr noszony na wysokości klatki piersiowej czy nawet dozymetr pierścionkowy nie oddaje w pełni rzeczywistego narażenia w szczególności opuszek palców. Wielokrotnie także pokazywano, że nawet przy „bezpiecznym” poziomie dawek rejestrowanych przez dozymetr pierścionkowy istnieje możliwość przekroczenia wartości granicznych dla opuszek palców.

W niniejszej pracy dokonano analizy narażenia opuszek palców rąk pracowników ośrodków produkujących radiofarmaceutyki uwzględniając strukturę zatrudnienia oraz system pracy danej placówki. Ponadto stworzono symulację komputerową przy użyciu języka C++ oraz pakietu bibliotek GEANT4, której celem było odtworzenie warunków narażenia rąk na promieniowanie jonizujące pracowników placówek produkujących radiofarmaceutyki oraz pielęgniarek wykonujących iniekcję.

5. Materiały i metody

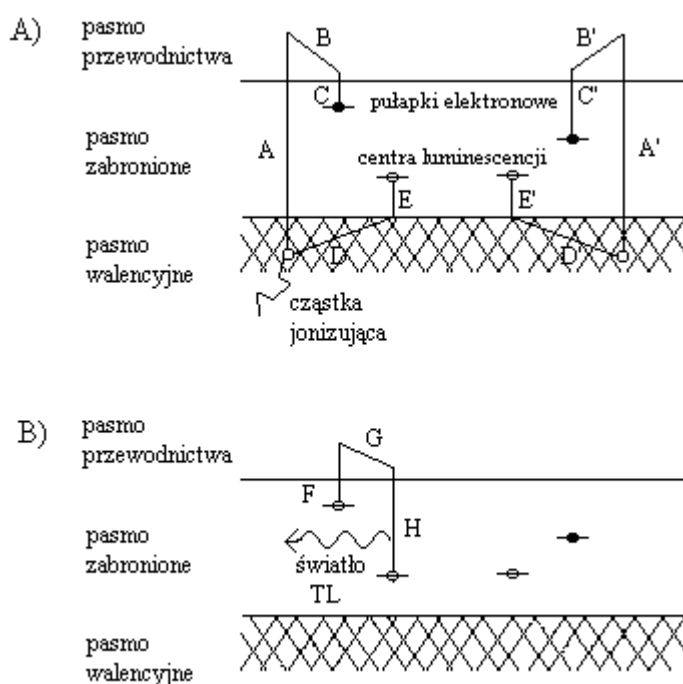
Realizację celów wymienionych w poprzednim rozdziale przeprowadzono w oparciu o wykorzystanie metod dozymetrycznych bazujących na użyciu detektorów termoluminescencyjnych oraz metod symulacyjnych poprzez zastosowanie pakietu bibliotek GEANT4.

5.1. *Termoluminescencja (TL) – model i ogólne cechy zjawiska*

Termoluminescencja, czyli termicznie stymulowana luminescencja, jest zjawiskiem wyświecania w trakcie podgrzewania domieszkowanej substancji krystalicznej, która wcześniej została poddana działaniu promieniowania jonizującego [17]. Jest to zjawisko zachodzące w dielektrykach. Wyjaśnić je można w oparciu o model energetyczny takiego rodzaju ciała stałego.

W idealnym dielektryku pasmo walencyjne jest całkowicie wypełnione, a pasmo wzbronione i przewodnictwa są całkowicie puste. W takim przypadku proces termoluminescencji nie jest możliwy. Elementami, które umożliwiają powstanie zjawiska termoluminescencji są wszelkiego rodzaju defekty struktury dielektryka powstałe na skutek nieprawidłowej lokalizacji podstawowych jonów, istnienia obcych jonów w węzłach i międzywęzłach sieci krystalicznej bądź braku podstawowych jonów w odpowiednim węźle. Termoluminescencję umożliwiają także celowo wprowadzone w strukturę dielektryka domieszki. Nieregularności takie stanowią odseparowane wzajemnie centra zdolne do przechwytywania elektronów wędrujących w paśmie przewodnictwa (tzw. pułapki elektronowe), lub dostarczania elektronów do podstawowej struktury dielektryka (pułapki dziurowe). Pułapki dziurowe tworzą centra luminescencji. Istnienie pułapek elektronowych i centrów luminescencji umożliwia powstanie zjawiska termoluminescencji [81].

Termoluminescencja jest procesem złożonym z szeregu zjawisk, tj. pochłaniania promieniowania, w wyniku którego następuje jonizacja i pułapkowanie elektronów oraz dziur, a także pobudzania, które powoduje rekombinację nośników ładunku z jednoczesną emisją światła. Procesy te schematycznie zostały przedstawione na rysunku 9.



Rys. 9. Model zmian w konfiguracji elektronów i dziur w dielektryku prowadzące do powstania zjawiska termoluminescencji [81], gdzie:

- A)** jonizacja powodująca lokalizację elektronów i dziur w centrach powstałych wokół jonów domieszek;
- B)** rekombinacja pod wpływem temperatury w zakresie standardowego odczytu opróżniającego dozymetryczne pułapki.

Energia potrzebna do wybicia elektronu z pasma walencyjnego do pasma przewodnictwa dostarczana jest przez promieniowanie jonizujące (A, A'). Elektron, który został wybity do pasma przewodnictwa, wędruje w nim do momentu, aż znajdzie się w bezpośrednim sąsiedztwie jednej z pułapek (B, B'). Pułapka ta przechwytuje elektron (C, C') i wiąże go z energią właściwą dla danej pułapki lub rekombinuje z dziurą w paśmie walencyjnym (proces ten jest niekorzystny z punktu widzenia wydajności termoluminescencji). Materiały stosowane do pomiaru dawek metodą termoluminescencji charakteryzują się stosunkowo dużą energią wiązania elektronu, wyższą niż energia, która mogłaby być dostarczona przez normalne czynniki środowiskowe, np. światło, temperaturę.

Wybicie elektronu z pasma walencyjnego skutkuje powstaniem dziury, która wędruje przestrzennie i energetycznie (D, D') do chwili, w której znajdzie się w górnej warstwie pasma walencyjnego, gdzie nieprawidłowość kryształu może dostarczyć elektron, który zapełni tę dziurę (E, E'). Tutaj kończy się etap jonizacji i pułapkowania elektronów i dziur [81, 82].

Następnym etapem jest rekombinacja elektronów i dziur w centrum luminescencji pod wpływem dostarczonej energii. Energia ta musi być większa niż energia wiązania elektronu w pułapce elektronowej. Elektron po wybiciu z pułapki (F) do pasma przewodnictwa (G), rekombinuje z dziurą w centrum luminescencji (H), a utraconą energię emituje w postaci kwantu światła luminescencji.

Energia potrzebna do wybicia elektronów z pułapek elektronowych dostarczona zostaje w wyniku podgrzania materiału luminoforu. Z punktu widzenia dozymetrii interesujące są tylko pułapki położone na tyle głęboko, by przypadkowe bodźce, jak np. światło, nie powodowały ich opróżnienia [81, 82].

Prawdopodobieństwo termicznego uwolnienia elektronu z pułapki w zależności od energii dostarczonej w momencie podgrzania materiału określone jest rozkładem Boltzmanna:

$$p = s e^{-\frac{E}{kT}}, \quad (6)$$

gdzie:

p – iloraz prawdopodobieństwa uwolnienia elektronu w zadanym czasie i tego czasu,

s – współczynnik częstotliwości związany z rodzajem defektu $[(10^6 - 10^{14}) \text{ s}^{-1}]$,

E – energia wiązania pułapki,

k – stała Boltzmanna,

T – temperatura.

Można także określić liczbę elektronów uwalnianych w jednostce czasu w temperaturze T za pomocą równania:

$$\frac{dn}{dt} = n s e^{-\frac{E}{kT}}, \quad (7)$$

gdzie:

t – czas,

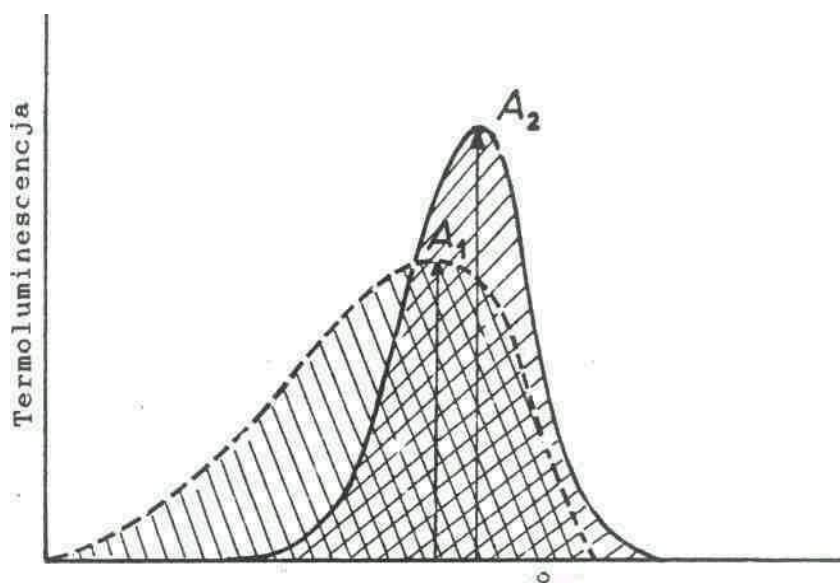
n – liczba pułapek zajętych.

Analiza równania (7) pozwala zauważyć, że w miarę podnoszenia temperatury T zwiększa się w sposób wykładniczy liczba uwalnianych elektronów, a co za tym idzie ilość światła luminescencji. Proces ten trwa do momentu, aż nastąpi spadek liczby pułapek zajętych w pierwszym etapie zjawiska termoluminescencji. Po osiągnięciu tego stanu, przy dalszym podnoszeniu temperatury dość gwałtownie spada liczba uwalnianych elektronów, a tym samym maleje natężenie światła luminescencji [81, 82].

5.2. *Ogólne cechy zjawiska*

5.2.1. *Krzywa termoluminescencji*

Jeżeli materiał termoluminescencyjny zostanie podgrzany w taki sposób by temperatura narastała w sposób liniowy, i jednocześnie nastąpi rejestracja ilości wyemitowanego światła luminescencji, to zarejestrowana zostanie krzywa świecenia zwaną krzywą termoluminescencji. Przykład takiej krzywej dla jednego rodzaju pułapek został przedstawiony na rysunku 10.



Rys. 10. Wyidealizowane krzywe termoluminescencji przy istnieniu jednego rodzaju pułapek zarejestrowane przy dwóch szybkościach podgrzewania liniowego [81], gdzie:

A_1 – amplituda krzywej otrzymana przy wolniejszym tempie podgrzewania,

A_2 – amplituda krzywej otrzymana przy szybszym tempie podgrzewania.

Krzywe zaprezentowane na rysunku 10 są krzywymi wyidealizowanymi. W warunkach rzeczywistych żaden materiał termoluminescencyjny nie charakteryzuje się takim kształtem krzywej, ponieważ nie posiada tylko jednego rodzaju pułapek, których energia wiązania elektronu byłaby dokładnie taka sama.

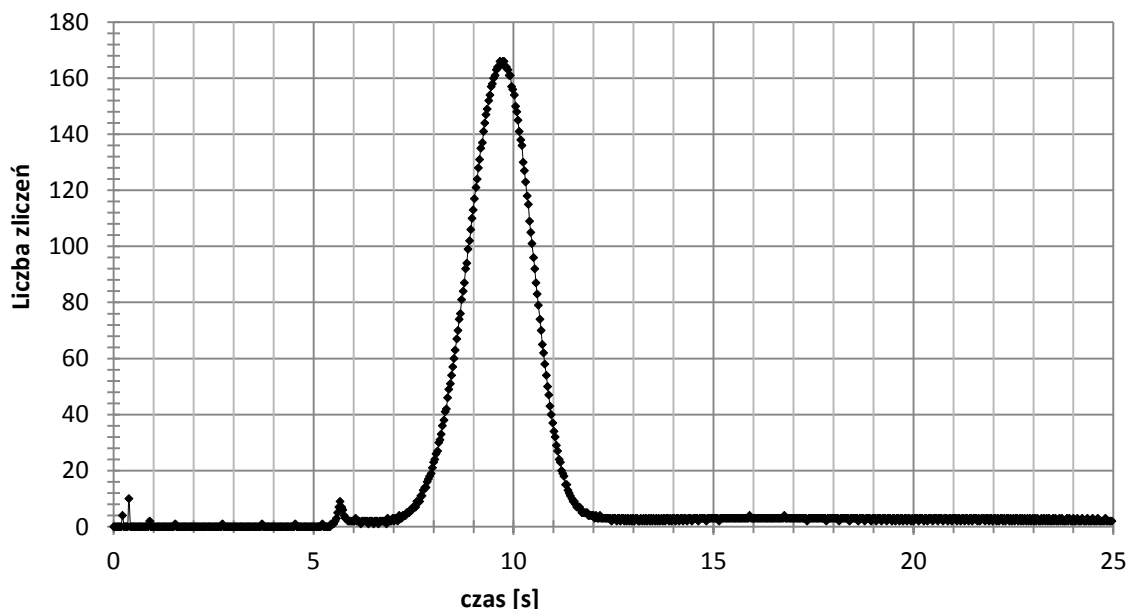
Krzywa termoluminescencji jest najważniejszym elementem, który podlega analizie w trakcie pomiaru dawek promieniowania pochłoniętego przez luminofor. Powierzchnia pod tą krzywą, a zatem i ilość światła wyemitowanego w procesie wygrzewania detektora, jest miarą pochłoniętej dawki, którą określa się na drodze odpowiedniej kalibracji.

Jedną z głównych zalet dozymetrii opartej o wykorzystanie materiałów termoluminescencyjnych jest bardzo szeroki zakres pomiarowy, który sięga blisko siedmiu rzędów wielkości. W tym zakresie wyróżnić można cztery główne obszary:

- **liniowość** – występuje tam, gdzie stosunek sygnału termoluminescencji do pochłoniętej dawki jest stały (zwykle w zakresie małych dawek),
- **nadliniowość** – czyli wzrost stosunku sygnału termoluminescencji do pochłoniętej dawki następujący ze wzrostem dawki (zazwyczaj w zakresie wyższych dawek promieniowania),
- **nasycenie** – czyli brak przyrostu sygnału przy dalszym zwiększaniu dawki,
- **spadek** – gdy sygnał maleje ze wzrostem dawki.

Kształt krzywej świecenia w głównej mierze zależy od rodzaju luminoforu. Każdy luminofor charakteryzuje się specyficznym kształtem krzywej termoluminescencji, który może ulec zmianom pod wpływem czynników termicznych, dawki czy rodzaju i energii promieniowania.

Znajomość kształtu krzywej daje informację o rozkładzie energetycznym pułapek i wydajności luminescencji, w trakcie rekombinacji elektron-dziura następującej po opróżnieniu pułapek. Każdy rodzaj pułapki na wykresie jest przedstawiany jako pik. Jeżeli różnica energetyczna pomiędzy dwoma rodzajami pułapek jest niewielka, obserwujemy na krzywej jeden, wyraźnie poszerzony pik [81, 82]. Rysunek 11 przedstawia przykład krzywej termoluminescencyjnej uzyskanej podczas odczytu detektora typu MCP-N.



Rys. 11. Krzywa termoluminescencji uzyskana podczas odczytu detektora typu MCP-N.

Najważniejszym wymaganiem, jakie stawia się luminoforom wykorzystywanym w dozymetrii promieniowania jonizującego, jest istnienie umiarkowanie głębokich i możliwie nieodróżnionych pułapek, które dają piki w temperaturze między 180 °C i 250 °C. Piki pojawiające się w temperaturze poniżej 50 °C są nieprzydatne w dozymetrii i nie mają wpływu na wynik pomiaru z powodu ich opróżniania w bardzo krótkim czasie po napromienieniu. Piki z przedziału temperaturowego 50 °C – 160 °C zanikają wolniej, ale w sposób znaczący, więc fałszują informację o pochłoniętej dawce. Z kolei pułapki położone najgłębiej, którym odpowiadają piki powyżej temperatury 300°C, są zapełnianie podczas naświetlania promieniowaniem, ale odczyt nie powoduje całkowitego opróżniania wszystkich tego typu pułapek, czego skutkiem jest powstanie swego rodzaju efektu „pamięci” detektora o poprzedniej dawce. Efekt ten wykorzystuje się w ponownej ocenie dawki bazującej na zjawisku PTTL [83]. Położenie maksimum piku krzywej termoluminescencji zależy od szybkości wygrzewania luminoforu – większa szybkość grzania powoduje przesunięcie maksimum piku w kierunku wyższej temperatury.

5.2.2. Anilacja

Proces odczytu detektora na skutek podgrzania opróżnia wszystkie pułapki z wyjątkiem tych, które położone są najgłębiej i są odpowiedzialne za wyżej wspomnianą „pamięć” detektora. Przed ponownym wykorzystaniem detektora należy takie pułapki opróżnić. W tym celu detektor poddawany jest obróbce termicznej zwanej anilacją. Prawidłowo przeprowadzony proces jest gwarancją uzyskania powtarzalnych i optymalnych właściwości detektora w czasie wielokrotnego użycia.

Wyróżnić można dwa rodzaje anilacji:

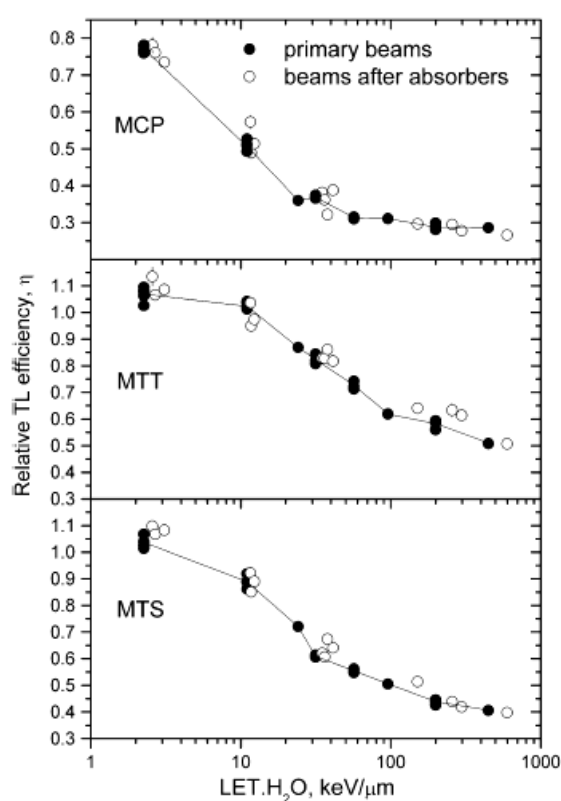
- **przedekspozycyjną**, której celem jest przywrócenie detektora do stanu pierwotnego (opróżnienie wszystkich zapełnionych pułapek); anilacja taka odbywa się w specjalnych piecach przeznaczonych do anilacji detektorów termoluminescencyjnych (TL);
- **poekspozycyjną**, która ma na celu usunięcie z krzywej termoluminescencji pików poniżej temperatury 100 °C, nieprzydatnych w pomiarach dozymetrycznych; anilacja taka odbywa się bezpośrednio przed odczytem we właściwej temperaturze w specjalnych piecach bądź suszarkach.

Zalecane metody i sposób obróbki cieplnej luminofora są podawane przez producentów materiałów termoluminescencyjnych. Niezastosowanie się do wskazań producenta może skutkować błędami pomiarowymi lub trwałymi zmianami właściwości luminoforów [81, 82].

5.2.3. Wpływ dawki i rodzaju promieniowania na proces termoluminescencji

Każda dawka promieniowania jaką naświetlimy luminofor powoduje w nim zmiany, które można usunąć w procesie anilacji. Dawki nieprzekraczające 1 Gy mieszczą się w liniowym obszarze odpowiedzi sygnału termoluminescencji na dawkę w większości stosowanych luminoforów. Dla dawek powyżej 1 Gy obserwuje się nadliniowość, czyli szybszy niż dawka wzrost amplitudy poszczególnych pików widma TL. Istnieje kilka modeli teoretycznych, które wyjaśniają zjawisko nadliniowości [81].

Od rodzaju promieniowania jonizującego zależy wydajność zjawiska termoluminescencji. Rozpatrując promieniowanie z punktu widzenia wartości LET , można zauważyć, że wraz ze wzrostem współczynnika liniowego transferu energii maleje wydajność termoluminescencji na jednostkę pochłoniętej dawki. Rysunek 12 przedstawia względną wydajność TL w stosunku do LET dla trzech typów detektorów termoluminescencyjnych.



Rys. 12. Zależność względnej wydajności TL od LET promieniowania dla detektorów MTS, MTT oraz MCP [84].

Zachowanie krzywych zamieszczonych na rys. 12 wynika z faktu, że prawdopodobieństwo zajścia procesów, które nie prowadzą do termoluminescencji (rekombinacja między

nośnikami w czasie pochłaniania promieniowania) jest większe dla promieniowania o większym *LET*.

5.2.4. *Tło luminoforów*

Podczas odczytu naświetlonych detektorów istnieje szereg procesów powodujących powstanie kwantów światła, których źródłem nie jest ekspozycja luminoforu promieniowaniem jonizującym. Tworzone jest w ten sposób tzw. nieradiacyjne tło, zwane odczytem zerowym. Jest to efekt niepożądany, fałszujący dawkę zarejestrowaną dozymetrem termoluminescencyjnym.

Do najważniejszych przyczyn powstawania odczytu zerowego zaliczymy:

- chemoluminescencję – zachodzącą na powierzchni luminoforu w miejscu jego styku z powietrzem; proces ten ogranicza się wygrzewając detektor w atmosferze gazu obojętnego lub poprzez zakwaszenie powierzchni detektora; chemoluminescencja ujawnia się w postaci rozmytego piku w temperaturze około 250 °C – 300 °C;
- tryboluminescencję – ujawniającą się w wyniku wzajemnego tarcia ziaren luminoforu bądź będącą skutkiem tarcia obcych przedmiotów o powierzchnię detektora termoluminescencyjnego; zjawisko to jednak nie ma znaczącego wpływu na odczyt dawek;
- światło wzbudzające termoluminescencję – powoduje uwalnianie elektronów z pułapek, powodując zjawisko fadingu; producenci wszystkich luminoforów zalecają, aby detektor TL chronić przed intensywnym światłem;
- podczerwień – będąca wynikiem podgrzania luminoforu; piki promieniowania podczerwonego mogą nakładać się na sygnał radiacyjny; w celu usunięcia tego niekorzystnego zjawiska stosuje się filtry optyczne odcinające światło o długości fali powyżej 560 nm [82].

Poza wymienionymi czynnikami, które mają wpływ na powstanie tła luminoforu, definiuje się także tło własne detektora. Jest to sygnał detektora nienaświetlonego, wyrażony w jednostkach dawki. Dla wyaniłowanych detektorów wynosi ono przeciętnie kilkaset nGy.

5.3. *Własności detektorów termoluminescencyjnych*

Ważnymi z punktu widzenia zastosowań dozymetrycznych są takie własności detektora, jak czułość, możliwie szeroki zakres liniowej odpowiedzi detektora wraz ze wzrostem dawki, możliwie najmniejszy zanik informacji sygnału TL w czasie, a także tkankopodobność.

5.3.1. Czulość detektora

Czulość detektora jest tutaj rozumiana jako scałkowane natężenie sygnału TL emitowanego przez detektor termoluminescencyjny na jednostkę dawki pochłoniętej. Czulość detektora powiązana jest z aparaturą pomiarową. Zależec może ona między innymi od parametrów fotopowielacza czy filtracji sygnału, tempa wygrzewania materiału, czy też anilacji przed- lub poekspozycyjnej, dlatego określa się czulość względną detektora $S(D)$:

$$S(D) = \frac{F(D)_{\text{detektorTL}}}{F(D)_{\text{TLD-100}}}, \quad (8)$$

gdzie:

$F(D)_{\text{detektorTL}}$ – czulość detektora badanego,

$F(D)_{\text{TLD-100}}$ – czulość detektora termoluminescencyjnego TLD-100 firmy Harshaw.

5.3.2. Liniowość detektora

Liniowość charakterystyki dawkowej jest najistotniejszym parametrem detektora. Dla większości detektorów termoluminescencyjnych zakres liniowości sięga do kilku Gy, później charakterystyka staje się podliniowa lub nadliniowa, aż do wysycenia sygnału detektora [85]. Odpowiedź detektora w funkcji dawki można opisać za pomocą funkcji

$$f(D) = \frac{S(D)/D}{S(D_1)/D_1}, \quad (9)$$

gdzie:

$S(D)$ – to odpowiedź detektora na dawkę D ,

$S(D_1)$ – to wskazanie detektora zależne do dawki D_1 .

Należy zaznaczyć tutaj, że dawka D_1 jest dawką w zakresie liniowej odpowiedzi detektora na dawkę pochłoniętą. Jeżeli wartość takiego stosunku $f(D)$ będzie równy jeden, wówczas wskazuje to na liniową odpowiedź detektora na dawkę, natomiast dla $f(D) < 1$, bądź $f(D) > 1$ będzie to odpowiednio obszar podliniowości lub nadliniowości.

5.3.3. Zanik sygnału termoluminescencji w czasie

Fading, czyli zanik sygnału termoluminescencji w czasie pomiędzy ekspozycją na promieniowanie jonizujące a odczytem dozymetru, jest powodowany wieloma czynnikami. Do najistotniejszych czynników zalicza się temperaturę, w jakiej przechowywany jest detektor, czas pomiędzy ekspozycją a odczytem, a także natężenie światła. Wszystko to powoduje samoistne procesy rekombinacji, zachodzące z wyższą wydajnością wraz ze wzrostem wymienionych wyżej czynników. Fading jest ważną cechą detektora z punktu widzenia jego zastosowań w pomiarach niskich dawek promieniowania, np. tła naturalnego. W luminoforach wykorzystywanych w dozymetrii indywidualnej zanik sygnału w zaciemnionym pomieszczeniu w temperaturze pokojowej wynosi kilka procent rocznie [82, 86].

5.3.4. Tkankopodobność

Tkankopodobność na promieniowanie rentgenowskie i gamma z definicji określona jest przez efektywną liczbę atomową materiału detektora Z_{ef} , wyrażoną wzorem:

$$Z_{\text{ef}} = \left(\sum_{i=1}^n u_i Z_i^{3,6} \right)^{1/3,6}, \quad (10)$$

gdzie:

u_i – oznacza udział i -tego pierwiastka (o liczbie atomowej Z_i) w materiale detektora.

Materiał uznawany jest za tkankopodobny, jeżeli Z_{ef} luminoforu będzie zbliżone do Z_{ef} tkanki ludzkiej [85].

5.4. Detektory LiF:Mg, Cu, P – MCP-N

Najpowszechniej stosowanym materiałem budulcowym detektorów termoluminescencyjnych jest fluorek litu. W czystej postaci jest to substancja krystaliczna o gęstości $2,29 \text{ g/cm}^3$, charakteryzująca się obojętnością chemiczną i niską rozpuszczalnością w wodzie i innych rozpuszczalnikach. Temperatura topnienia wynosi $870 \text{ }^\circ\text{C}$, a gwałtowne parowanie rozpoczyna się w temperaturze około $(1100 - 1200) \text{ }^\circ\text{C}$ [87, 88].

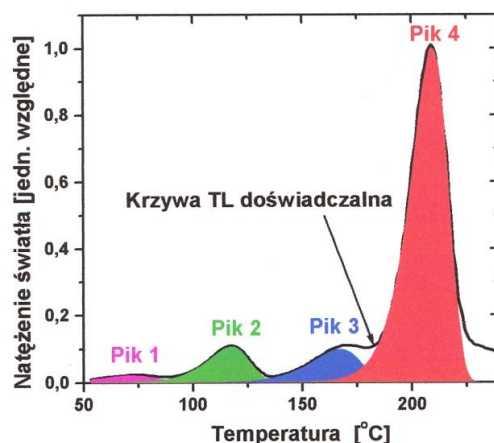
Cechą wszystkich detektorów na bazie fluorku litu jest konieczność stosowania dwóch rodzajów domieszek w celu uzyskania optymalnych właściwości termoluminescencyjnych.

Detektor MCP-N (LiF:Mg, Cu, P) wykazuje zwiększoną trzydziestokrotnie czułość w porównaniu z czułością standardowego detektora TL typu MTS-N (LiF: Mg, Ti). Można za jego pomocą mierzyć także dawki stukrotnie niższe, niż detektorami typu MTS-N, ponieważ tło własne detektora MCP-N jest trzykrotnie niższe. Eksperymentalnie udowodniono, że możliwe jest zarejestrowanie przez te detektory dawki już na poziomie 200 nGy [89]. Wydajność detektorów LiF:Mg, Cu, P jest 30 razy wyższa niż LiF:Mg, Ti [90, 91]. Detektory te, podobnie jak detektory MTS-N, spiekane są do postaci tabletek o średnicy 4,5 mm i grubości 0,9 mm, a krzywa świecenia, uzyskana po prawidłowej anilacji, jest bardzo podobna do krzywej uzyskiwanej w trakcie odczytu detektorów typu MTS-N. Poniższa tabela przedstawia podstawowe własności charakteryzujące detektory MCP-N.

Tabela 5. Podstawowe dane dla detektorów typu MCP-N [92].

Kształt	Okrągłe tabletki o średnicy 4,5 mm i grubości 0,9 mm
Dawka zerowa [μGy]	4
Próg detekcji [μGy]	3
Zakres liniowości [Gy]	$10^{-5} - 10$
Powtarzalność	<2%
Utrata informacji w temperaturze pokojowej	<5% na rok
Wpływ światła na utratę informacji	Nieznaczny
Wpływ światła na dawkę zerową dozymetru	Nieznaczny
Przydatność do wielokrotnego użycia	Nieograniczona
Zależność odpowiedzi detektora od mocy dawki	Nie zależy

Krzywa charakterystyczna termoluminescencji dla detektorów LiF:Mg, Cu, P przedstawiona została na rysunku 13.



Rys 13. Krzywa termoluminescencji dla detektora MCP-N (LiF:Mg, Cu, P) dla liniowego profilu grzania od 50 °C do 250 °C [93].

Uzyskana w warunkach temperaturowych z zakresu 50 °C – 250 °C krzywa charakteryzuje się czterema pikami. Piki niskotemperaturowe (pik 1 i pik 2) są nieprzydatne w dozymetrii i eliminuje się je poprzez odpowiednią obróbkę termiczną – anilację poekspozycyjną. Interesująca informacja dozymetryczna zachowana jest w pik 4.

Istotnym, z punktu widzenia poprawności rejestrowania dawek promieniowania jonizującego przez detektory termoluminescencyjne, jest prawidłowo przeprowadzony proces anilacji. W wyniku właściwie przeprowadzonej obróbki termicznej (zgodnej z zaleceniami producenta) zostają opróżnione nisko i głęboko położone pułapki energetyczne. Do przeprowadzania anilacji stosuje się odpowiednie piece. W Pracowni Promieniowania Jonizującego i Dozymetrii Katedry Fizyki Jądrowej i Bezpieczeństwa Radiacyjnego na Wydziale Fizyki i Informatyki Stosowanej Uniwersytetu Łódzkiego do anilacji detektorów typu MCP-N wykorzystywana jest suszarka SUP18P. Zapewnia ona możliwość nastaw temperatury z dokładnością do 0,1 °C. Suszarka umożliwia wykonanie 10-minutowej anilacji przedekspozycyjnej detektorów typu MCP-N w temperaturze 240 °C, a także w celu eliminacji pików niskotemperaturowych – anilację poekspozycyjną wymagającą również 10-minutowego wygrzewania tym razem jednak w temperaturze 100 °C.

Niewątpliwą wadą detektorów typu MCP-N jest ich wrażliwość na nieprawidłową obróbkę termiczną. Szacuje się, że podgrzanie detektora do temperatury powyżej 270 °C może skutkować utratą czułości nawet o kilkadziesiąt procent [94].

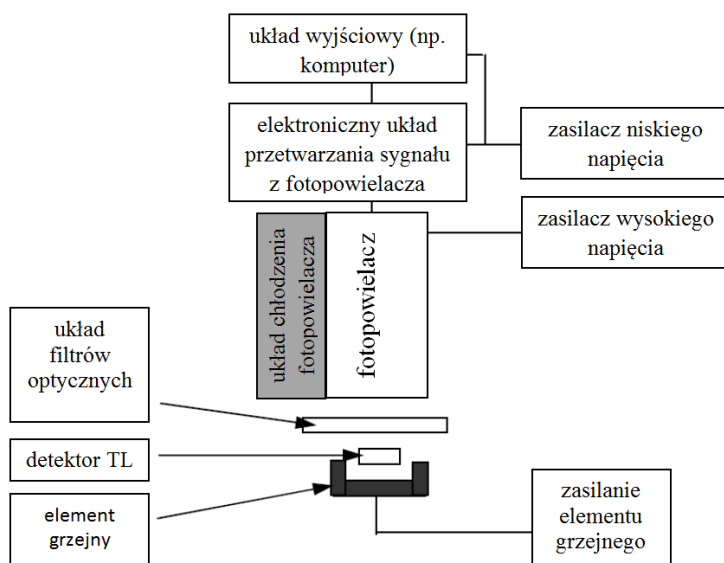
Detektory MCP-N odczytywane są w czytniku materiałów termoluminescencyjnych RA'04 w trójstopniowym procesie podgrzania. Wszystkie odczyty przeprowadzane są w atmosferze argonu, w celu zapobiegania procesom chemoluminescencji. Parametry temperaturowe wygrzewania detektora są następujące:

- wygrzewanie I w temperaturze 155 °C przez 5 sekund,
- wygrzewanie II w temperaturze 250 °C przez 15 sekund,
- wygrzewanie III w temperaturze 250 °C przez 5 sekund.

Fluorek litu aktywowany magnezem, miedzią i fosforem charakteryzuje także niski fading, który w temperaturze pokojowej wynosi około 5% rocznie [95]. Dodatkowe zalety, takie jak dobra powtarzalność w cyklu wielu anilacji i odczytów czy stała wydajność w funkcji energii fotonu, a także tkankopodobność tego materiału, sprawia, że LiF:Mg, Cu, P jest najpowszechniej używanym materiałem termoluminescencyjnym w dozymetrii promieniowania jonizującego.

5.5. Czytnik materiałów termoluminescencyjnych RA'04.

W pracowni Promieniowania Jądrowego i Dozymetrii Katedry Fizyki Jądrowej i Bezpieczeństwa Jądrowego WFiIS Uniwersytetu Łódzkiego do odczytu detektorów termoluminescencyjnych wykorzystuje się czytnik Reader-Analyser TL RA'04. Jest to nowoczesne urządzenie zaprojektowane i skonstruowane w Pracowni Elektronicznej Aparatury Laboratoryjnej „MIKROLAB” w Krakowie. Czytnik ten został przystosowany do badań materiałów termoluminescencyjnych w postaci pastylek lub proszków. Schematyczna budowa czytnika RA'04 została pokazana na rysunku 14.



Rys 14. Budowa wewnętrzna czytnika [96].

Urządzenie wyposażono także w system procesorowo kontrolowanej kompensacji prądu ciemnego fotopowielacza, w celu uzyskania wysokiej czułości dla pomiarów o słabym sygnale TL. Prąd ciemny fotopowielacza jest dodatkowo redukowany poprzez zastosowanie układu Peltiera. Wprowadzenie systemu automatycznej kontroli i regulacji czułości toru

pomiarowego oraz wbudowanie źródła kontrolnego ^{14}C zapewnia uzyskanie wysokiej powtarzalności warunków pomiaru [96].

Urządzenie pracuje w dwóch podstawowych trybach:

READER (pomiar dawki pochłoniętej):

Materiały termoluminescencyjne są wygrzewane w trzyetapowym cyklu pomiarowym: grzanie wstępne, etap odczytu, grzanie końcowe. Czasy i temperatury poszczególnych cykli można zaprogramować, co daje możliwość dostosowania warunków pomiaru do rodzaju zastosowanego materiału TL. Wynik pomiaru wyświetlany jest na wbudowanym wyświetlaczu czytnika, zapamiętywany w pamięci urządzenia i wysyłany do pamięci komputera z jednoczesnym wyświetlaniem na ekranie monitora.

ANALYSER (analiza krzywych wyświecania):

W trybie tym materiały termoluminescencyjne nagrzewane są liniowo z zaprogramowaną przez użytkownika prędkością, aż do zadanej temperatury maksymalnej. Urządzenie rejestruje krzywą świecenia w funkcji temperatury i jednocześnie kreśli ją na ekranie monitora oraz zapisuje do pamięci komputera.

Ponadto istnieje także tryb XREADER, który w czasie trzyetapowego nagrzewania rejestruje krzywą wyświecania materiału termoluminescencyjnego w funkcji czasu jednocześnie zapisując ją i kreśląc na ekranie monitora.

Czytnik materiałów termoluminescencyjnych może pracować samodzielnie lub pod kontrolą komputera PC, a parametry czytnika są w prosty sposób programowalne z klawiatury komputera.

Poniżej przedstawione są najistotniejsze dane dotyczące czytnika typu RA'04:

- czułość: programowana nastawą testu dla referencyjnego źródła światła,
- dokładność: $\pm 2\%$ dla wielokrotnego odczytu detektora,
- stabilność: lepsza niż $\pm 2\%$ podczas 8 godzin pracy,
- czas pomiaru:
 - mod READER: 3 s – 180 s; standard 22 s,
 - mod XREADER: maksymalnie 45 s (suma czasów 3 etapów),
 - mod ANALYSER: 25 s – 4000 s;
- nagrzewanie trzystopniowe:
 - temp. od 40 °C do 400 °C w każdym z etapów,
 - czas każdego etapu od 1 s do 60 s,
 - grzanie liniowe programowane w zakresie od 0,1 °C/s do 10 °C/s;
- temperatura programowania od 40 °C do 400 °C,
- wysokie napięcie: regulowane automatycznie,

- grzejnik ze stopu platynowego o wysokiej stabilności,
- zasilanie:
 - $230\text{ V} \pm 23\text{ V}$,
 - $0,8\text{ A}$,
 - 50 Hz ;
- wyjścia cyfrowe:
 - wyświetlacz ciekłokrystaliczny LCD,
 - przyciski programowania,
 - łącze równoległe CENTRONICS,
 - łącze szeregowe RS-232 C;
- temperatura eksploatacji: $+15\text{ }^{\circ}\text{C} \div +25\text{ }^{\circ}\text{C}$,
- temperatura składowania: $-10\text{ }^{\circ}\text{C} \div +25\text{ }^{\circ}\text{C}$.

W skład całego systemu dozymetrii wliczany jest, poza detektorami termoluminescencyjnymi, czytnik materiałów TL i piec mający zastosowanie w procesie anilacji detektorów TL.

5.6. Przygotowanie detektorów do pomiarów

Przygotowanie detektorów do pomiarów obejmowało trzy fazy:

- selekcję detektorów,
- wzorcowanie,
- opracowanie ochrony detektorów w trakcie wykonywania pomiarów dozymetrycznych.

5.6.1. Selekcja detektorów termoluminescencyjnych

Do pomiarów eksperymentalnych wykorzystano 2 partie detektorów termoluminescencyjnych typu MCP-N różniące się od siebie rokiem produkcji. Dla każdej partii detektorów przeprowadzono proces selekcji.

Celem selekcji detektorów jest wyeliminowanie tych z nich, dla których odczyt impulsów daje wynik niemieszczący się w przedziale średnia ± 2 odchylenia standardowe od średniej liczonej dla danej partii detektorów. W tym celu dokonano napromienienia

w jednakowych warunkach 2 partii detektorów przeznaczonych do zaplanowanych pomiarów. Sprawdzono normalność rozkładu odpowiedzi detektorów na dawkę promieniowania jonizującego dla poziomu istotności $\alpha = 0,05$. Ekspozycje wykonano źródłem cezu-137 z iradiatora cezowo-kobaltowego ($^{60}\text{Co}/^{137}\text{Cs}$) będącego na wyposażeniu Laboratorium Wzorców Wtórnych Instytutu Medycyny Pracy w Łodzi. Detektory zostały naświetlone dawką wynoszącą 1 mGy. Odchylenie standardowe dla grupy pierwszej detektorów wyniosło 458 impulsów przy średniej arytmetycznej równej 10173, dla grupy drugiej odchylenie standardowe – 485, średnia arytmetyczna – 8885 impulsów. Do dalszych badań zakwalifikowano łącznie 502 detektory spełniające warunek: średnia ± 2 odchylenia standardowe od średniej.

W kolejnym kroku wykonano wzorcowanie detektorów termoluminescencyjnych.

5.6.2. Wzorcowanie detektorów TL

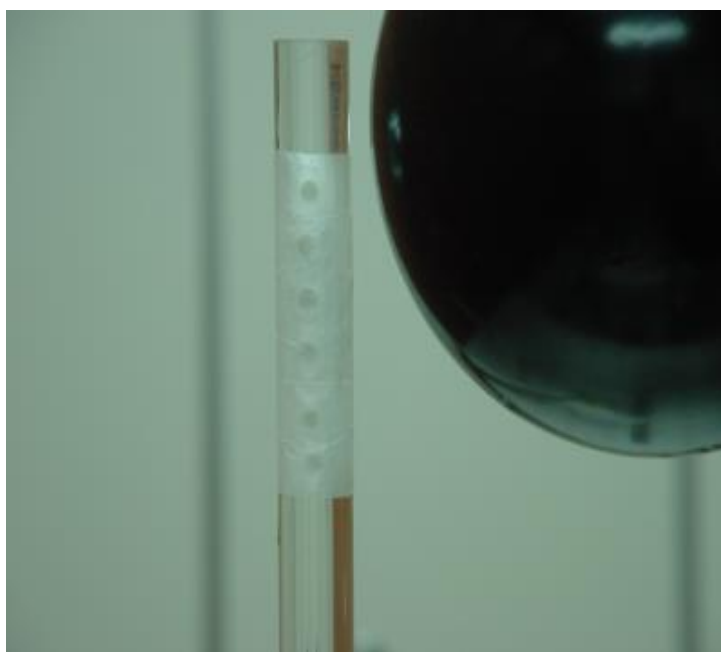
Celem wzorcowania detektorów jest określenie zależności zliczonych przez fotopowielacz czytnika RA'04 impulsów światła od dawki, jaką były napromienione dawkomierze. W celu wzorcowania wykonano kalibrację dawkową detektorów termoluminescencyjnych.

Kalibracja dawkowa

Aby detektory można było wykorzystać do pomiarów należy najpierw przeprowadzić kalibrację dawkową wyselekcjonowanej grupy detektorów. Celem przeprowadzenia takiej kalibracji jest wyznaczenie współczynnika liczbowego, który służy do przeliczenia uzyskanej w czytniku liczby zarejestrowanych przez fotopowielacz błysków światła na dawkę, jaką ekspozowano detektory. Wzorcowanie zostało przeprowadzone w Laboratorium Wzorców Wtórnych Instytutu Medycyny Pracy w Łodzi. Naświetlenia detektorów zostały wykonane przy użyciu wymienionego wyżej iradiatora cezowo-kobaltowego. Detektory zostały wykalibrowane zgodnie z normą w jednostkach kermy w powietrzu w zakresie od 0,25 do 10 mGy. Wartości $H_p(0,07)$ dla opuszek palców zostały obliczone biorąc pod uwagę współczynniki konwersji $h_{pK}(0,07)$ zgodne z wyżej wymienioną normą. Wartości dawek równoważnych $H_p(0,07)$ zostały wyznaczone przy użyciu fantomu palca (ISO 1999). Rysunki 15 oraz 16 przedstawiają stanowisko przy którym dokonywano naświetleń oraz zastosowany fantom palca.

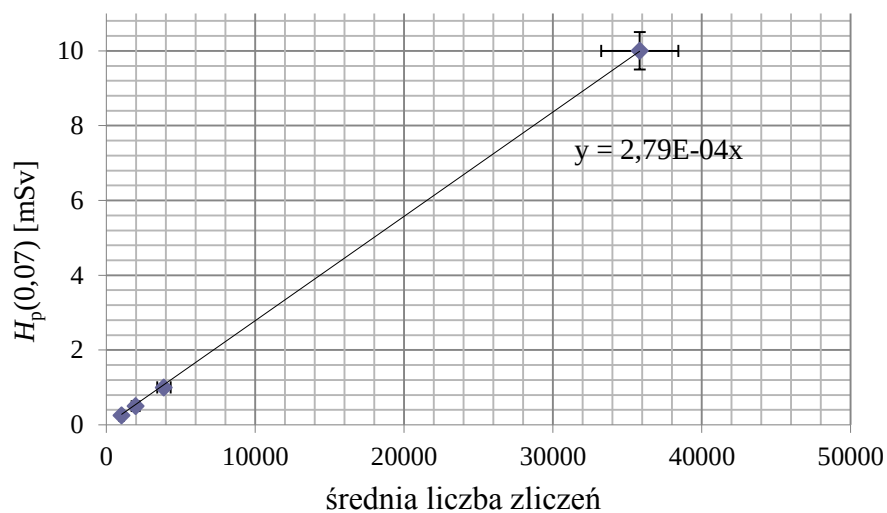


Rys 15. Stanowisko do wyznaczenia wartości $H_p(0,07)$.



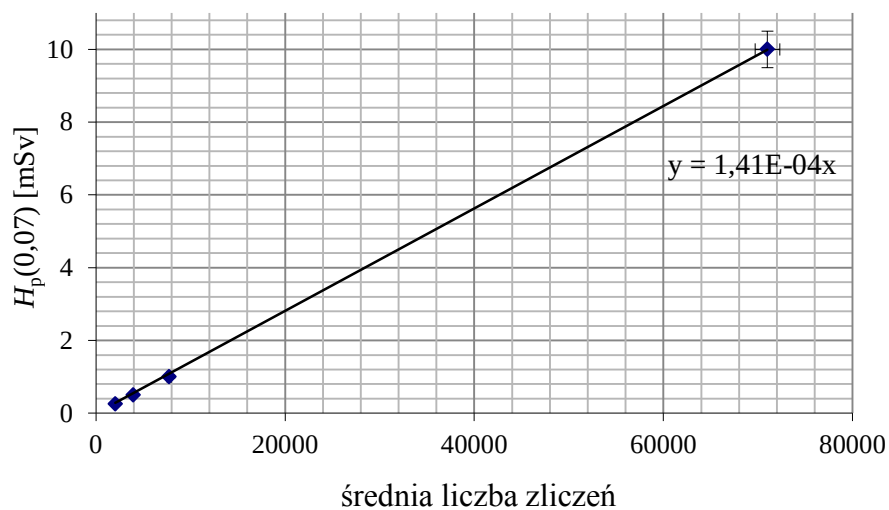
Rys. 16. Fantom palca z detektorami termoluminescencyjnymi; w tle widoczny fragment jednolitowej komory jonizacyjnej.

Wyniki kalibracji dawkowej dla pierwszej partii detektorów przedstawiono na rysunku 17, dla drugiej partii detektorów na rysunku 18.



Rys. 17. Wyniki kalibracji dawkowej dla $H_p(0,07)$ pierwszej partii detektorów.

Dla pierwszej partii detektorów współczynnik kalibracyjny K_1 wynosi $K_1 = (2,79 \pm 0,02) \cdot 10^{-4} \text{ mSv} \cdot \text{imp}^{-1}$.



Rys. 18. Wyniki kalibracji dawkowej dla określenia wartości $H_p(0,07)$ drugiej partii detektorów.

Współczynnik wzorujący K_2 dla drugiej partii detektorów wynosi $K_2 = (1,41 \pm 0,01) \cdot 10^{-4} \text{ mSv} \cdot \text{imp}^{-1}$.

Tło detektorów termoluminescencyjnych

Liczba impulsów rejestrowanych przez czytnik jest proporcjonalna do dawki zarejestrowanej przez detektor. Należy jednak pamiętać, że na całkowitą dawkę zarejestrowaną przez detektor składają się następujące elementy:

- dawka zarejestrowana od promieniowania jonizującego występującego w skutek anihilacji cząstek β^+ emitowanych przez ^{18}F ,
- dawka od promieniowania naturalnego, zarejestrowana w trakcie transportu detektorów do miejsca pomiaru,
- tło własne detektorów i aparatury.

W celu uniknięcia zafałszowania uzyskanych wyników do każdej partii detektorów mierzących dawki $H_p(0,07)$ dołączono 10 detektorów, których zadaniem była rejestracja tła. Detektory te odczytywano równocześnie z detektorami pomiarowymi, a uzyskane w ten sposób wyniki odejmowano od wyników uzyskanych z detektorów umieszczonych na rękach pracowników placówek produkujących radiofarmaceutyki i pielęgniarek.

Rola i znaczenie zabezpieczenia detektorów w trakcie pomiarów dozymetrycznych

Odczyt detektora odbywa się w czytniku i polega na podgrzaniu luminoforu. Dostarczona w ten sposób energia pozwala na uwolnienie elektronu z pułapki, a elektron ten następnie rekombinuje z dziurą w centrum luminescencji i emituje traconą energię w postaci kwantu światła luminescencji. Kwant taki musi przebyć drogę równą grubości detektora, aby mógł zostać zarejestrowany przez fotopowielacz. Biała, czysta powierzchnia detektora jest właściwie przezroczysta dla uwalnianych w procesie rekombinacji kwantów światła.

W celu zapobiegnięcia zanieczyszczeniom powierzchni detektora, czynnikami biologicznymi i chemicznymi takimi jak pot, naskórek z dłoni pracowników czy różnego rodzaju detergenty używane przez pracowników, detektory użyte w pomiarach każdorazowo pakowano w niewielkie folie ochronne.

Zabezpieczenie takie skutkowało minimalizacją ryzyka pozostania na powierzchni detektora czynników, które mogłyby wpłynąć na zmianę koloru detektora w trakcie wygrzewania w czytniku (odczyt detektora). To z kolei negatywnie wpływałoby na liczbę rejestrowanych impulsów światła. Rysunek 19 przedstawia przykład zmiany powierzchni detektora oraz prezentuje detektory TL zapakowane w folię, przygotowane do procedury pomiarowej.



Rys. 19. a) Przykład zmienionej powierzchni detektora; b) detektory zapakowane w folię, przygotowane do pomiarów dozymetrycznych.

5.7. *Sposób pomiaru*

Pomiary dawek równoważnych $H_p(0,07)$ prowadzono w 2 ośrodkach produkujących radiofarmaceutyki w kraju, znajdujących się w Łodzi i Krakowie, oraz w 3 placówkach wykonujących badania techniką PET: w Warszawie (1) i Łodzi (2). Pomiary wykonano podczas rutynowej pracy personelu.

Pierwszym etapem badań, poprzedzającym pomiary fizyczne, była analiza systemu funkcjonowania ośrodków produkcyjnych. Mowa tu o przypadkach, w których radiofarmaceutyk ^{18}F -FDG produkowany jest komercyjnie oraz tych, w których produkcja radiofarmaceutyku odbywa się jedynie na potrzeby placówki diagnostycznej PET zlokalizowanej w bezpośrednim sąsiedztwie ośrodka produkcyjnego. Istota problemu tkwi w strukturze zawodowej personelu. Specyfika produkcji ^{18}F -FDG wymaga, aby w ośrodku produkcyjnym zatrudnieni byli fizycy i chemicy. W przypadku ośrodków niekomercyjnych zatrudnienie obejmuje także pielęgniarki dokonujące iniekcji produktu radiofarmaceutycznego.

Proces produkcji radiofarmaceutyków przebiega etapami, nadzorowanymi bądź wykonywanymi przez odpowiednio wykwalifikowaną kadrę pracowników, którą poddano badaniom dozymetrycznym.

W krakowskim ośrodku komercyjnym pomiarami objęto 7 osób:

- 2 fizyków, których zadaniem była obsługa cyklotronu, a ponadto pakowanie i przygotowanie radiofarmaceutyku do transportu do ośrodka diagnostycznego,
- 3 chemików odpowiedzialnych za procedury produkcji ^{18}F -FDG,
- 2 chemików przeprowadzających kontrolę jakości wyprodukowanego ^{18}F -FDG.

W przypadku łódzkiego ośrodka, produkującego radiofarmaceutyki na użytek niekomercyjny, struktura zatrudnienia wyglądała nieco inaczej. W tym przypadku oprócz fizyków i chemików pomiarami objęto także 3 pielęgniarki, które dokonywały iniekcji ^{18}F -FDG. Zakres obowiązków fizyków, a szczególnie chemików, w obu placówkach różnił się znacząco.

W ośrodku łódzkim pomiarami objęto:

- 2 fizyków odpowiedzialnych za uruchomienie cyklotronu,
- 4 chemików, których zadaniem było wykonywanie procedury produkcji, kontroli jakości i rozdzianie radiofarmaceutyku na porcje dla poszczególnych pacjentów,
- 3 pielęgniarki dokonujące iniekcji radiofarmaceutyku pacjentom.

Zakres obowiązków chemików zatrudnionych w łódzkim ośrodku nie został podporządkowany procedurom produkcyjnym, co oznaczało brak ścisłego przypisania procedur produkcji ^{18}F -FDG, kontroli jakości i dozowania aktywności dla pacjentów poszczególnym pracownikom.

Pomiarami objęto pielęgniarki zatrudnione w dwóch innych ośrodkach diagnostycznych (łódzkim i warszawskim) wykonujących badania techniką PET.

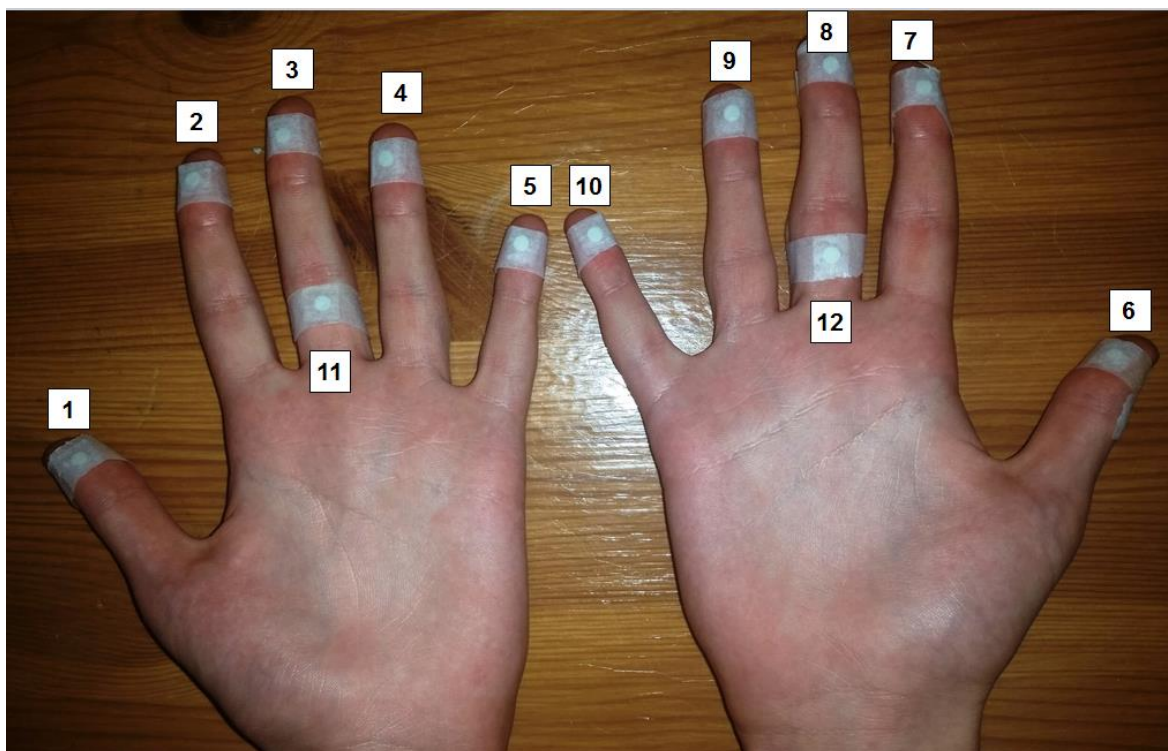
Łącznie pomiarami objęto:

- 4 fizyków,
- 9 chemików,
- 9 pielęgniarek.

W pomiarach dawek wykorzystano wysokoczułe detektory termoluminescencyjne (MCP-N) wykonane z fluorku litu (LiF:Mg, Cu, P).

Detektory umieszczono w 12 punktach strony dłoniowej obu rąk, mianowicie na opuszkach kolejno: kciuka, palca wskazującego, środkowego, serdecznego i małego ręki prawej i lewej, oraz dodatkowo u nasady palca środkowego ręki lewej i prawej, zgodnie z rysunkiem 21. Zapakowane wcześniej w folię detektory MCP-N przyklejono do rąk pracownika papierowym plastrem. Przed pomiarem każdorazowo detektory poddawano anilacji przedekspozycyjnej.

Po każdym dniu pracy detektory zdejmowano i odczytywano zarejestrowaną dawkę w czytniku RA'04 w procesie trójstopniowego grzania w atmosferze argonu.



Rys. 20. Rozmieszczenie detektorów TL (MCP-N) po stronie dłoniowej ręki prawej i lewej pracowników.

5.8. Symulacje komputerowe

Symulacje komputerowe są dzisiaj nieodłączną częścią nowoczesnej nauki. W dobie coraz bardziej wyrafinowanych i co za tym idzie kosztownych eksperymentów, bądź takich, które wymagają dużej statystyki (np. w pomiarach dozymetrycznych) i nakładu czasu, możliwość przeprowadzenia „eksperymentu komputerowego” staje się nieoceniona [97]. Nie zawsze jednak wynik symulacji jest zgodny z eksperymentem. Stworzenie środowiska symulacyjnego, które kompleksowo i wiarygodnie odtwarzałoby skomplikowane zjawiska i procesy fizyczne, jest bardzo trudne. Częściej tworzone są programy i aplikacje, które zajmują się jednym, ściśle sprecyzowanym zagadnieniem [98].

Jednym z niewielu kompleksowych zestawów narzędzi do symulacji przejścia cząstek przez materię jest pakiet GEANT4.

5.8.1. GEANT4

GEANT4 (GEometry AND Tracking) jest zestawem narzędzi, które służą do symulacji oddziaływania cząstek z materią. Zastosowania tych narzędzi obejmują fizykę wysokich energii, fizykę jądrową, ale także zagadnienia związane z medycyną i kosmologią [99].

GEANT4 powstał w CERNie. CERN (Conseil Européen pour la Recherche Nucléaire) jest jednym z największych ośrodków naukowych zajmujących się zagadnieniami fizyki. Skupia on naukowców nie tylko z Europy, ale także całego świata. Poprzednia wersja programu – GEANT3 – była napisana w języku Fortran. Prace nad GEANT4 zostały rozpoczęte w roku 1993 przez dwa niezależne zespoły – z CERN-u i KEK-u (High Energy Accelerator Research Organization). Początkowo planowano jedynie rozbudować istniejące już oprogramowanie, jednak ostatecznie, jesienią 1994 roku, podjęto decyzję o stworzeniu całkowicie nowego środowiska symulacyjnego, wykorzystującego obiektywne możliwości języka C++ [97]. Projekt ten nazwano RD44. Zainteresowanie, jakie wzbudził projekt, spowodowało, że przyłączali się do niego programiści i fizycy z całego świata, m.in. z Europy, Rosji, Stanów Zjednoczonych, Kanady i Japonii. Z początku planowano stworzenie narzędzia do symulacji wyłącznie zjawisk zachodzących przy wysokich energiach, jednak z czasem rozwinęto je na inne dziedziny fizyki jądrowej i cząstek elementarnych, a także na medycynę nuklearną. Projekt został ukończony w 1998 roku wraz z udostępnieniem pierwszej wersji oprogramowania. Niedługo po tym został on przemianowany na GEANT4.

Do dzisiaj ukazało się kilka wersji oprogramowania. Najnowsza wersja została udostępniona 9 grudnia 2016 roku (GEANT4 10.3) na stronie CERN-u. Każda kolejna wersja oprogramowania wnosi ulepszenia w modelach oddziaływania cząstek z materią lub wprowadza zupełnie nowe, lepsze modele. Dzisiaj GEANT4 pozwala na symulację oddziaływań cząstek z materią, definiowanie i wizualizację układu brył o złożonej geometrii, wypełnianie ich dowolnym materiałem, czy określenie cząstek biorących udział w danym procesie. Symulacje prowadzone są metodą Monte Carlo [97].

5.8.2. Budowa GEANT4

Oprogramowanie GEANT4 jest zestawem bibliotek napisanych w języku C++, które można wykorzystywać na 3 platformach: Linux, Windows i Unix. Biblioteki GEANT 4 mogą być zainstalowane na dowolnym komputerze posiadającym jeden z wymienionych systemów operacyjnych. Korzystając z klas zawartych w tym pakiecie możliwe jest przygotowanie aplikacji symulującej np. detektor i jego odpowiedź na konkretną, padającą cząstkę. GEANT 4 wykorzystuje w pełni możliwości obiektywne języka C++. Pozwala to na uniknięcie sytuacji, w której jeden implementowany moduł jest zależny od implementacji pozostałych. Istotny jest tylko sposób komunikacji między nimi. Oznacza to także możliwość łatwej adaptacji modułów do potrzeb użytkownika i prostą implementację nowych modeli fizycznych.

GEANT 4 zapewnia odpowiednie narzędzia do symulacji praktycznie dowolnej sytuacji fizycznej, a do najważniejszych z nich można zaliczyć [100]:

- **geometria** – narzędzie pozwalające precyzyjnie określić geometrię detektora, a nawet całego pomieszczenia pomiarowego,
- **materiały** – baza danych o właściwościach różnorodnych materiałów,

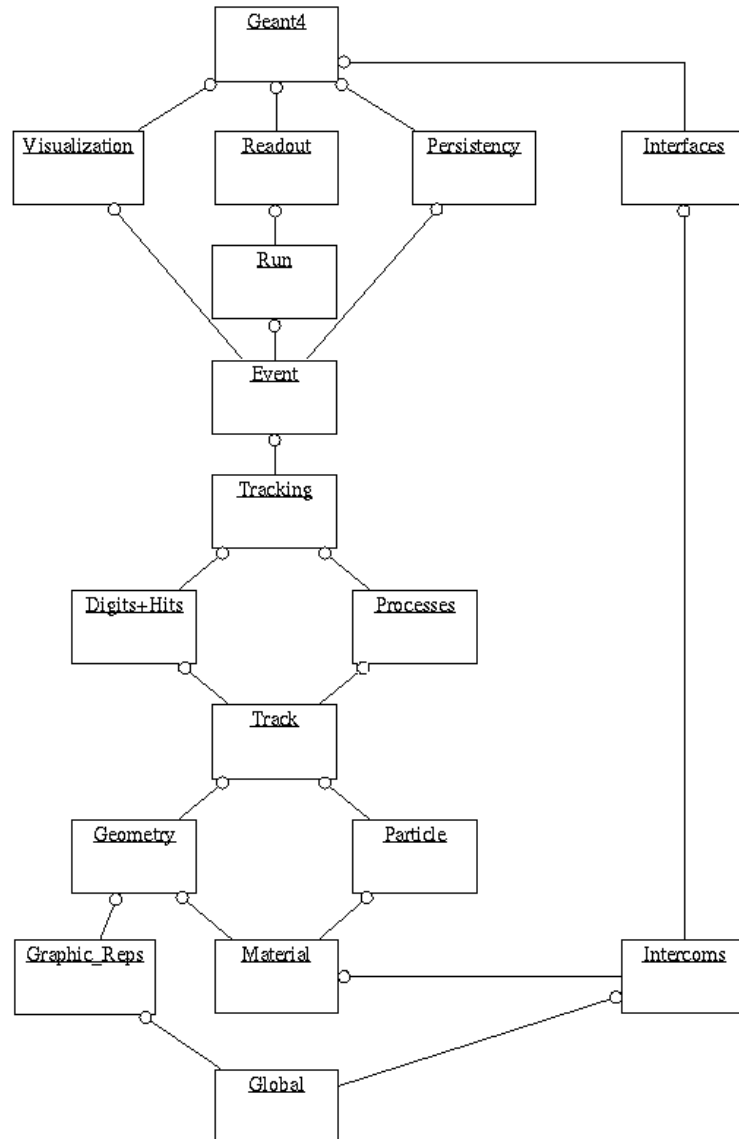
- **zestaw cząstek** – baza danych o własnościach cząstek, interesujących z punktu widzenia danego eksperymentu,
- **system śledzenia** – narzędzie służące do śledzenia cząstki w czasie jej propagacji w materii,
- **procesy fizyczne** – pakiet zawierający zestaw modeli fizycznych opisujących oddziaływanie cząstek z materią; dla wielu procesów, np. w zależności od spektrum energii, istnieje możliwość wyboru różnych modeli fizycznych,
- **odpowiedź czułych części detektora** – narzędzie służące symulacji detektorów o różnej czułości,
- **generator zdarzeń** – narzędzie do generowania danych o tzw. zdarzeniach,
- **składowanie danych** – narzędzia umożliwiające zapamiętywanie wszystkich danych dotyczących zdarzeń i ich śladów,
- **wizualizacja** – umożliwia graficzną prezentację detektora, cząstek i ich śladów,
- **system przechwytywania i analizy danych symulacyjnych.**

Pakiet GEANT4 został stworzony w taki sposób, że użytkownik może tworzyć aplikacje jako autonomiczne lub budować je na podstawie innych struktur zorientowanych obiektowo. W obu przypadkach zestaw narzędzi wspiera taki projekt od początkowej definicji problemu, aż do graficznej prezentacji wyników. W tym celu wykorzystuje się odpowiednie narzędzia przeznaczone do komunikacji z użytkownikiem, zawarte w pakiecie Interfejs użytkownika[100].

Na stronie CERN-u poza samym pakietem GEANT 4 znajdują się także instrukcje użytkowania, informacje o sposobie instalacji, strukturach bibliotek, przeznaczeniu poszczególnych klas, oraz opis zastosowanych modeli fizycznych. Można tam także znaleźć wszystkie inne potrzebne elementy dotyczące m.in. pakietów graficznych. Ponadto możliwe jest pobranie plików zawierających informacje o przekrojach czynnych i dokładnych parametrach poszczególnych modeli oddziaływań.

5.8.3. Funkcjonalność GEANT4

Projektowanie dużej aplikacji, a taką są projekty oparte na bibliotekach GEANT4, wymusza podzielenie jej na mniejsze logiczne elementy. Podział taki umożliwia lepszą organizację projektu i łatwość jego rozwijania. Tymi logicznymi częściami są kategorie klas.



Rys. 21. Kategorie klas w GEANT4 [59].

Każdy prostokąt przedstawiony na rysunku 21 oznacza kategorię klas. Linie określają zależności pomiędzy poszczególnymi kategoriami, a koło na końcu linii wskazuje na klasę, która wykorzystuje kategorię na przeciwnym końcu linii.

Kategoria Global odpowiada za system jednostek i stałych oraz obsługę liczb losowych i sposób komunikacji z bibliotekami zewnętrznymi. Sama w sobie kategoria ta zawiera także wszystkie podstawowe struktury, typy i klasy. W kategoriach Materials i Particles znajduje się wszystko, co jest niezbędne do opisu właściwości fizycznych cząstek i materiałów dla potrzeb symulacji i oddziaływań cząstek z materią. Natomiast kategoria Geometry oferuje możliwość opisu struktury geometrycznej i propagacji cząstek w materii.

Ponad wymienionymi wyżej znajdują się klasy potrzebne do opisu śledzenia cząstek i procesów fizycznych, którym podlegają te cząstki. Kategoria Track zawiera klasy do opisu śladów i kroków, wykorzystywanych przez kategorię Processes zawierającą implementację modeli oddziaływań fizycznych. Kategoria Tracking zarządza kategorią Processes i odpowiada za uruchamianie właściwych procesów fizycznych i ich wpływ na ślad cząstki. Kategoria Hits and Digitization obsługuje zaś rejestr trafień w czułe obszary detektora.

Ponad tymi kategoriami znajdują się z kolei kategoria Event – odpowiedzialna za zarządzanie zdarzeniami i śladami zdarzeń oraz kategoria Run zarządzająca zbiorami zdarzeń. Kategoria Readout odpowiada za magazynowanie danych.

Kategorie Visualization, Persistency i Interfaces umożliwiają używanie wymienionych wyżej kategorii i łączenie ich z zewnętrznymi interfejsami [100,101].

5.8.4. *Metoda Monte Carlo*

Metodę Monte Carlo stosuje się do matematycznego modelowania takich procesów, których złożoność sprawia, że ich wyników nie można przewidzieć lub otrzymać za pomocą podejścia analitycznego.

Za ojca tej metody uważa się Stanisława Ulama – polskiego i amerykańskiego matematyka, współtwórcę amerykańskiej bomby termojądrowej [102, 103]. Jednak koncepcja samej metody sięga XVIII wieku, a za jej ojca uznaje się Louisa Leclerca, hrabiego de Buffon. To on w swojej publikacji wydanej w 1777 roku zaproponował tezę, że jeśli w pełni rozumiane są przyczyny danego procesu, to wnioski można wyciągać na podstawie analogii lub powtarzalności zjawiska. W kontekście opisywanego w tej pracy problemu istotny jest drugi z wymienionych aspektów metody Monte Carlo.

Istotą metody Monte Carlo jest symulacja komputerowa procesu o charakterze losowym. Polega to na wielokrotnym imitowaniu danego problemu, a uzyskany wynik traktuje się jako wartość oczekiwaną wielkości występującej w tym procesie [104]. Metoda ta pozwala otrzymać charakterystyki makroskopowe interesującego nas zdarzenia bez znajomości równań makroskopowych.

W praktyce bardzo często sprowadza się to do wykonania dużej liczby niezależnych symulacji i uzyskania w ten sposób pewnej liczby wyników interesującej nas wielkości. Następnym krokiem jest wyliczenie średniej arytmetycznej z uzyskanych symulacyjnie wartości. Jeżeli liczba symulacji była wystarczająco duża, to dzięki prawu wielkich liczb uzyskaną wartość średniej arytmetycznej możemy traktować jako oczekiwany wynik naszego doświadczenia. Otrzymany wynik symulacji komputerowych traktuje się jak wynik doświadczenia fizycznego. Problemem jest jednak oszacowanie niepewności wyniku, dlatego bardzo istotna staje się możliwość porównania wyników symulacji z danymi doświadczalnymi.

Metoda Monte Carlo jak każda metoda badawcza posiada swoje wady i zalety.

Do głównych zalet zalicza się:

- prostą formę zastąpienia rozwiązań analitycznych,
- możliwość rozwiązywania trudnych problemów, bez dużych nakładów finansowych,
- brak wymogu użycia skomplikowanych wzorów i teorii, skupienie się na istocie pytania, na które jest możliwość odpowiedzi za pomocą statystyki,
- prowadzenie coraz dokładniejszych i bardziej wyrafinowanych symulacji dzięki rosnącej mocy obliczeniowej komputerów.

Natomiast główne wady metody Monte Carlo to:

- wynik pomiaru jest zawsze przybliżeniem,
- eksperymenty dla skończonej, dużej liczby prób lub bardzo długi czas samej symulacji,
- zależność wyników od jakości generatora liczb pseudolosowych.

5.8.5. Generatory liczb losowych w G4 (GEANT4)

Jak wspomniano wyżej, jednym z kluczowym elementów, które wpływają na uzyskany za pomocą symulacji Monte Carlo wynik, jest generator liczb pseudolosowych.

Liczby losowe otrzymywane przy wykorzystaniu różnego rodzaju numerycznych programów komputerowych nie są liczbami całkowicie losowymi, gdyż można je przewidzieć. Stąd bierze się nazwa generatorów liczb pseudolosowych. Program GEANT4 wykorzystuje generatory znajdujące się w instalowanej dodatkowo bibliotece o nazwie CLHEP.

Jednym z podstawowych składników tej biblioteki jest moduł HEPRandom, który zawiera kilka różnych generatorów liczb pseudolosowych [105]. Najpopularniejszym generatorem liczb z przedziału (0,1) jest generator HepJamesRandom, stworzony przez Freda Jamesa i opisany w jego pracy [106]. Podstawową cechą, która charakteryzuje dobrze działający generator liczb pseudolosowych jest to, że ciągi liczb podawane przez generator nie powtarzają się bądź powtarzają się bardzo rzadko. Uzyskiwany w takich warunkach rozkład liczb jest rozkładem równomiernym.

5.9. Realizacja metody Monte Carlo w GEANT4

Zazwyczaj symulacje komputerowe dużych eksperymentów fizycznych to setki linii kodu, zależnych od siebie komponentów i funkcji. W miarę rozrastania się kodu i stopnia jego skomplikowania dobrze jest, aby kod programu można było podzielić na logiczne części. Pozwala to uzyskać przejrzystość w tworzonym programie. Drugim ważnym powodem

takiego działania jest przyspieszenie czasu kompilacji oraz większa przejrzystość umożliwiająca odnajdywanie błędów w kodzie (można kompilować tylko fragment kodu, a nie cały kod).

Nie inaczej jest w przypadku aplikacji tworzonej w GEANT4. Do poprawnej pracy kodu niezbędne są pliki źródłowe, które opiszą konstrukcję „świata” symulacji, opiszą detektor

i jego poszczególne czułe podzespoły, a także środowisko generujące interesujące nas cząstki, bądź promieniowanie.

W dalszej części opisane zostały kolejne komponenty stworzonej symulacji komputerowej.

5.9.1. Konstrukcja „świata” – „pudełko”

Podstawowym obiektem geometrycznym w symulacji, który zawiera wszystkie pozostałe elementy symulacji, jest tzw. świat. Z definicji jest to największa objętość, która zawiera wszystkie inne wielkości w geometrii detektora z pewnym marginesem [107]. Bardzo ważne jest, by żadna z kolejnych tworzonych objętości nie była większa bądź równa objętości świata. Niezastosowanie się do tej reguły może prowadzić do błędów w programie lub do niepoprawnych wyników na skutek obliczeń programu prowadzonych na granicy stworzonego przez nas świata. Najprostszym kształtem opisującym świat jest prostopadłościan.

W przypadku stworzonej aplikacji, przeznaczonej do określenia dawki pochłoniętej w pewnym obszarze ręki, zastosowano świat w postaci sześcianu o boku $a = 100$ cm. Wykorzystano do tego wbudowaną funkcję G4Box.

Poza określeniem wielkości geometrycznych świata, należy także podać jego własności fizyczne za pomocą funkcji G4LogicalVolume. W tym wypadku świat został wypełniony powietrzem za pomocą wbudowanej funkcji G4_AIR. W bazie materiałów bibliotek GEANT4 wybrano właśnie tę funkcję. Rysunek 22 przedstawia parametry funkcji G4-AIR [108].

Ncomp	Name	density(g/cm^3)	I(eV)
4	G4_AIR	0.00120479	85.7
	6	0.000124	
	7	0.755268	
	8	0.231781	
	18	0.012827	

Rys. 22. Parametry powietrza w funkcji G4_AIR [108].

Na podstawie danych z biblioteki materiałów GEANT4 możemy rozszyfrować poszczególne komponenty. Powietrze użyte w tej symulacji składa się z następujących elementów:

- węgiel – 0,000124,
- azot – 0,755268,
- tlen – 0,231781,
- argon – 0,012827.

Znajduje się tutaj także informacja na temat gęstości użytego materiału.

Dodatkowymi parametrami, które należy dodać jest nazwa świata, współrzędne jego środka oraz ewentualne obroty względem poszczególnych osi. Świat stworzony na potrzeby symulacji opisanej w niniejszej pracy ustawiony został w pozycji (0,0,0), bez żadnych obrotów.

5.9.2. Konstrukcja ręki

Jedną z najważniejszych konstrukcji geometrycznych, która musiała powstać w ramach przeprowadzonej symulacji komputerowej, jest ręka pracownika. Proces tworzenia tego elementu był wieloetapowy i składał się z kilku kolejnych kroków. Pierwszym był wybór modelu ręki.

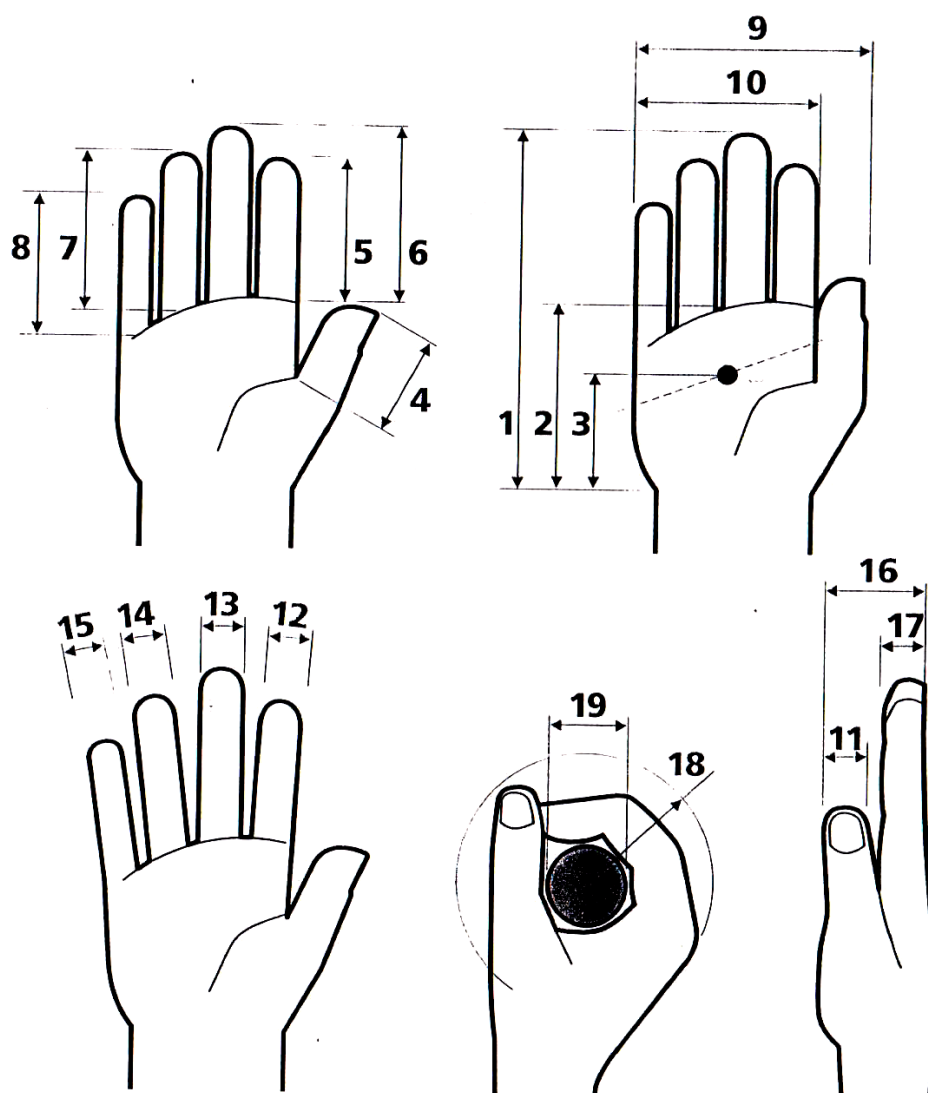
Model centylowy ręki

Modele centylowe stanowią uproszczony obraz struktury biomechanicznej. Można je wykorzystać do budowy modeli, a także kształtowania i kontroli pozycji ciała.

Program komputerowy wykorzystany w pracy został napisany w taki sposób, by odwzorowywać sytuacje największego narażenia ręki na promieniowanie jonizujące. Pomiarów fizyczne, przedstawione w części omawiającej wyniki pomiarów dozymetrycznych, wykazały, że procedura kontroli jakości oraz iniekcja radiofarmaceutyku mają największy wpływ na dawkę na opuszki palców personelu. Uwzględniając fakt, że 70% pracowników wykonujących wymienione wyżej procedury to kobiety, postanowiono wykorzystać wymiary kobiecego modelu dłoni.

Wymiary ręki: długości, szerokości, grubości, obwody i promienie zostały wybrane dla 95 percentylu, tj. statystycznie 95% kobiet posiada wymiary ręki równe bądź mniejsze od podanych dla tej grupy. Dane zaczerpnięto z atlasu miar człowieka [109]. Rysunek 23

przedstawia dane wykorzystane do stworzenia modelu ręki. W tabeli 5 przedstawiono wymiary ręki: długości, szerokości, grubości, obwody oraz promienie.



Rys 23. Dane antropomorficzne wykorzystane w modelu kobiecej ręki [109].

Tabela 6. Wymiary ręki kobiecej dla 5, 50 i 95 percentylu. Numery od 1 do 19 odpowiadają numerom zamieszczonym na rysunku 23.

	5 c	50 c	95 c
	wymiary w cm		
1	16,6	17,8	19
2	9,8	10,7	11,7
3	8,3	9,2	9,7
4	5,1	5,9	6,6
5	7,7	8,9	10

	5 c	50 c	95 c
	wymiary w cm		
6	9	10,1	11,1
7	8,3	9,3	10,4
8	6,6	7,5	8,4
9	8	9,7	10,4
10	7,4	8,1	8,8
11	2	2,3	2,7
12	1,6	1,9	2,2
13	1,6	1,9	2,1
14	1,5	1,7	2
15	1,3	1,5	1,8
16	4	4,6	5,2
17	2,2	2,7	3,2
18	4,6	5	5,3
19	3,4	3,9	4,4

Dane zawarte w tabeli nr 6 i na rysunku nr 23 pozwoliły na stworzenie modelu ręki kobiecej, o odpowiednich proporcjach długości i szerokości dłoni oraz palców i na ustandaryzowanie wymiarów dłoni tak, by móc ją wykorzystać w symulacjach narażenia w trakcie iniekcji radiofarmaceutyku oraz podczas procedury kontroli jakości.

Wybór brył geometrycznych i materiałów

GEANT4 posiada rozbudowaną bibliotekę brył geometrycznych, które można wykorzystać do tworzenia modeli np. detektorów czy innych elementów, które są istotne w symulacji danego zjawiska.

W przypadku modelowanej ręki wybrano dwa kształty, z których zbudowano odpowiednio śródręcze oraz palce.

Śródręcze, czyli część ręki między nadgarstkiem a palcami, zbudowano z prostopadłościanu o wymiarach: $a = 3,2$ cm, $b = 8,8$ cm, $c = 11,7$ cm. Wymiary te odpowiadają modelowi antropomorficznemu przedstawionemu na rysunku 23. Palce zostały stworzone za pomocą funkcji G4EllipticalTube. Funkcja ta daje możliwość zdefiniowania walca o przekroju eliptycznym (ELTU) o zadanych przez użytkownika parametrach. Poszczególne palce zostały zbudowane z dwóch paliczków, nie trzech, by łatwiej można było nimi manipulować w okolicach opuszki. Poszczególne wymiary dla określonych palców zostały zaczerpnięte z atlasu miar człowieka [109]. Zadano parametry w taki sposób, by stworzone walce eliptyczne były jednorodnie wypełnione zadany materiałem.

GEANT4 zapewnia bogatą bazę materiałów, które można wykorzystać do symulacji różnego rodzaju komponentów. Wśród nich znajduje się G4_SKIN_ICRP. Jest to materiał symulujący skórę ludzką zbudowany na podstawie normy ICRP. Skład atomowy materiału został przedstawiony na rysunku 24.

Ncomp	Name	density (g/cm ³)	I (eV)
13	G4_SKIN_ICRP	1.1	72.7
	1	0.100588	
	6	0.22825	
	7	0.04642	
	8	0.619002	
	11	7e-05	
	12	6e-05	
	15	0.00033	
	16	0.00159	
	17	0.00267	
	19	0.00085	
	20	0.00015	
	26	1e-05	
	30	1e-05	

Rys. 24. Skład pierwiastkowy materiału G4_SKIN_ICRP. Numery znajdujące się w pierwszej kolumnie odpowiadają liczbie atomowej pierwiastka. W kolumnie drugiej przedstawiono udział danego pierwiastka w składzie materiału.

Materiał ten w całości i jednorodnie wypełnia zarówno śródrezcze jak i poszczególne paliczki modelowanej kobiecej ręki. Sprawdzono także wyniki symulacji wartości dawek dla palców wypełnionych jednorodnie wodą. Nie stwierdzono jednak znamiennych różnic w porównaniu z symulacją, w której palce wypełniono jednorodnie materiałem G4_SKIN_ICRP. Odpowiedniego obrotu i kątowych relacji pomiędzy śródrezczem i poszczególnymi paliczkami dokonano dopiero po dodaniu do symulacji strzykawki, wypełnionej fluorem-18.

5.9.3. Strzykawka

Większość procedur kontroli jakości to manualne czynności wymagające użycia pewnej znanej aktywności przygotowanego radiofarmaceutyku. Aktywność ta jest pobierana z zamkniętego pojemnika za pomocą strzykawki. Strzykawka znajduje się w osłonie wolframowej, o zadanej grubości, która ma zminimalizować narażenie rąk pracownika. W przypadku pielęgniarek sytuacja wygląda podobnie. Używają one strzykawek w osłonie (najczęściej wolframowej lub ołowianej) do wykonania iniekcji radiofarmaceutyku pacjentowi. Aktywność zgromadzona w strzykawce podczas wykonywania czynności manualnych, a także czas potrzebny na przeprowadzenie odpowiedniej procedury, decydują

o wielkości narażenia na promieniowanie jonizujące, które minimalizowane jest przez zastosowanie odpowiedniej osłony na strzykawkę.

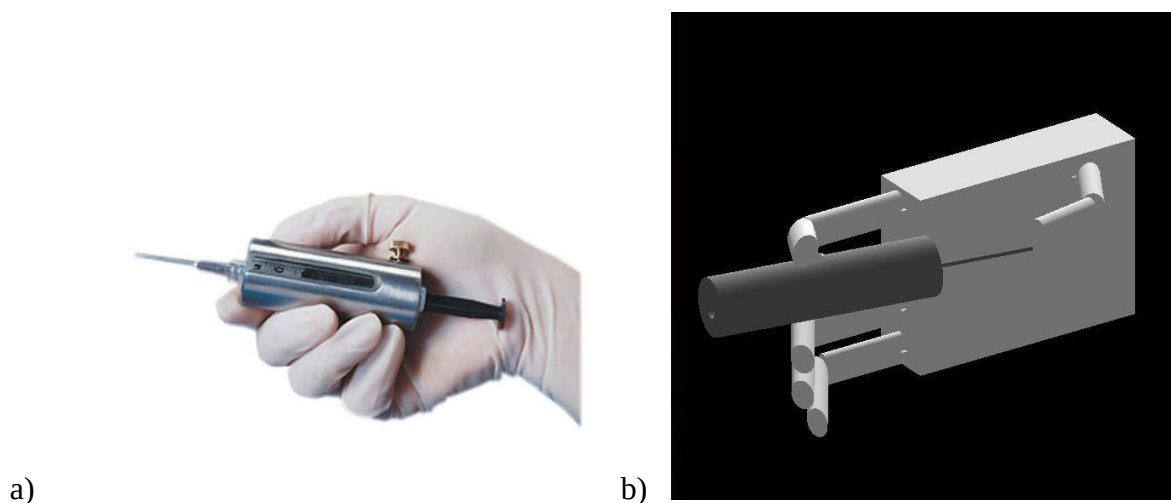
Budowa strzykawki i zastosowana osłona są zatem ważnymi elementami symulacji znacząco wpływającymi na uzyskane wyniki.

Wybór brył geometrycznych i materiałów strzykawki

Dane potrzebne do przygotowania odpowiedniego modelu strzykawki zostały zaczerpnięte z dwóch źródeł.

Pierwsze, to analiza kilku ofert osłon na strzykawki różnych producentów, co rozszerzyło wiedzę z zakresu najnowszych technologii i materiałów wykorzystywanych w produkcji takiego osprzętu. Drugim źródłem wiedzy o materiałach osłonnych wykorzystywanych w placówkach produkcyjnych i diagnostycznych były wywiady z pracownikami tych ośrodków, w których przeprowadzono pomiary dozymetryczne.

Podjęto decyzję o zastosowaniu osłony wolframowej o grubości 9 mm. Rysunek 25 przedstawia opracowany model strzykawki.



Rys. 25. a) Strzykawka z radiofarmaceutyką w osłonie, b) model strzykawki z osłoną wolframową zastosowany w symulacji.

Osłona strzykawki została zaprojektowana w postaci wydrążonego walca o średnicy wewnętrznej 10 mm i średnicy zewnętrznej 28 mm oraz długości 100 mm. Od strony tłoka strzykawkę zakryto wypełnionym walcem o grubości 9 mm. Obie bryły wypełniono jednorodnie wolframem, dostępnym w bibliotece materiałów programu GEANT4. Walec symulujący tłok strzykawki wypełniono jednorodnie powietrzem.

Ostatnim, a zarazem najważniejszym elementem tworzonej symulacji był wybór sposobu implementacji i zachowania aktywności izotopu ^{18}F znajdującego się wewnątrz strzykawki.

Modelowanie aktywności izotopu wewnątrz strzykawki

Zarówno w przypadku procedury kontroli jakości jak i iniekcji radiofarmaceutyku źródłem narażenia jest deoksyglukoza znakowana fluorem-18 znajdująca się w strzykawce. Aktywność izotopu, odległość od źródła promieniowania oraz czas potrzebny na wykonanie właściwej procedury decyduje o wielkości narażenia opuszek palców pracowników.

Biblioteki GEANT4 umożliwiają kilka sposobów zdefiniowania interesującego nas pierwiastka, bądź rodzaju promieniowania. Istnieje także możliwość doboru procesów oddziaływania promieniowania jonizującego z materią.

Symulacja fizycznej czynności związanej z obsługą strzykawki z radiofarmaceutyką wymagać będzie także znajomości czasu potrzebnego na wykonanie danej procedury, a także informacji o rozmieszczeniu źródła promieniowania – ^{18}F – wewnątrz strzykawki.

Definiowanie źródła promieniowania izotopu ^{18}F

W symulacji fluor-18 został stworzony za pomocą klasy G4ParticleDefinition. Izotop ^{18}F zdefiniowano przy użyciu liczby masowej i atomowej.

Radiofarmaceutyk, a z nim izotop ^{18}F , wypełnia określoną objętość strzykawki. Symulacja wymaga wyboru miejsca generacji źródła promieniowania – ^{18}F . Miejsce kreacji pierwszej cząstki jest zadawane poprzez podanie 3 współrzędnych w funkcji G4ThreeVector. Wybrano takie koordynaty, by pierwszy atom powstawał w środku wydrążonego walca – osłony symulowanej strzykawki. Kolejne powstające atomy były tworzone w pozycji losowej w stosunku do pierwotnie utworzonego atomu. Ostatecznie opracowano równanie, w którym wprowadzono funkcję G4UniformRand. Zadaniem owego równania była generacja atomów ^{18}F w obrębie symulowanej strzykawki. Dla przyjętych założeń przeprowadzono kilka symulacji próbnych celem upewnienia się, czy aktywność zadanego izotopu nie jest generowana poza wymaganą objętością strzykawki.

Izotop ^{18}F jest β^+ promieniotwórczy, stąd wskutek rozpadu izotopu powstają pozytony oraz neutrino. Pozyton anihiluje z elektronem tworząc promieniowanie γ , które następnie oddziałuje z materią. Neutrino zostało wyeliminowane z dalszych procesów, co skróciło czas potrzebny na przeprowadzenie symulacji. Uwzględnienie procesów rozpadu ^{18}F , anihilacji pozytonu z elektronem, oraz oddziaływania promieniowania γ z materią wymagało użycia bibliotek: G4EmStandardPhysics, G4DecayPhysics oraz G4RadioactiveDecayPhysics.

Aktywność symulowana w GEANT4

Aktywność wykorzystywanego izotopu jest zadawana nie wprost, a poprzez podanie początkowej liczby atomów ulegających z czasem rozpadowi promieniotwórczemu. Wprowadza się tę wielkość w wierszu polecenia BeamOn = N0, gdzie N0 jest liczbą atomów ^{18}F w czasie $t = 0$. Ta operacja wymaga również znajomości czasu połowicznego zaniku izotopu oraz czasu, w jakim następuje kontakt pracownika ze źródłem promieniowania.

Wywiad przeprowadzony z pielęgniarkami oraz pozostałymi pracownikami poddanymi badaniom fizycznym pozwolił określić średni czas pracy z otwartym źródłem promieniowania na 120 sekund. Przeciętna aktywność radiofarmaceutyku znajdującego się w strzykawce w trakcie kontroli jakości lub iniekcji wynosiła 300 MBq. Aktywność 300 MBq ^{18}F -FDG oznacza zatem (w oparciu o zmianę aktywności izotopu następującą w czasie) $3,6 \cdot 10^{10}$ atomów ^{18}F .

Przejsie przez wyżej opisane etapy tworzenia algorytmu symulacyjnego skutkowało powstaniem narzędzia, umożliwiającego ocenę wielkości narażenia opuszek palców uwzględniającego podstawowe dane dotyczące aktywności radiofarmaceutyku i czasu kontaktu pracownika z preparatem promieniotwórczym. Wyniki uzyskane w procesie symulacji zostały przedstawione i porównane z wynikami pomiarów dozymetrycznych w kolejnych rozdziałach.

6. Wyniki i analiza

Pomiary dozymetryczne, uwzględniające wszystkie opuszki palców i nasady palców środkowych obu rąk, przeprowadzono zgodnie z metodyką opisaną w podrozdziale 4.7. Pomiary zrealizowano w dwóch placówkach produkcyjnych, oznaczonych w tej pracy odpowiednio CPR I oraz CPR II. Dane dotyczące narażenia personelu pielęgniarskiego pochodzą z 3 krajowych ośrodków diagnostycznych typu PET-CT. Rozdział *Wyniki i analiza* prezentuje szczegółową analizę narażenia rąk personelu placówek produkujących ^{18}F -FDG, oraz pielęgniarek dokonujących iniekcji radiofarmaceutyku. Pomiary realizowano podczas rutynowej pracy personelu zatrudnionego we wszystkich wyżej wymienionych placówkach.

Porównanie rozkładów wartości $H_p(0,07)$ oraz $H_p(0,07)/A$ wykonano przy użyciu testu U Manna-Whitneya. Analizę statystyczną wykonano przy użyciu oprogramowania Statistica v. 10.0 MR1. Znamienne statystyczne różnice w analizowanych kategoriach istnieją dla poziomu prawdopodobieństwa $p < 0,05$. Porównań rozkładu dawek $H_p(0,07)$ lub $H_p(0,07)/A$ dokonano dla danych uzyskanych w trakcie jednego dnia pracy.

Numeracja punktów pomiarowych stosowana na wszystkich wykresach jest zgodna z numeracją punktów pomiarowych zaprezentowanych na rysunku 20.

6.1. Placówka produkcyjna 1

Placówka produkcyjna pierwsza (CPR I) zajmuje się komercyjną produkcją radiofarmaceutyków na bazie izotopów krótkożyciowych. Struktura zatrudnienia podporządkowana jest procedurom produkcyjnym realizowanym w tym ośrodku. Z punktu widzenia struktury zawodowej pomiarami objęto 2 grupy pracowników: fizyków obsługujących cyklotron (2 osoby), chemików odpowiedzialnych za produkcję oraz kontrolę jakości (ogółem 5 osób). Pomiary obejmowały 3 tygodnie, w których trakcie produkcja odbywała się od poniedziałku do czwartku (przy czym 1 tydzień pomiarowy trwał od wtorku do czwartku), co dało łącznie 11 dni pomiarowych. Produkcja w zależności od ilości zamawianej aktywności ^{18}F -FDG obejmuje jedną lub dwie serie produkcyjne. W trakcie 11 dni pomiarowych 9 razy realizowano po dwie serie produkcyjne, natomiast 2 razy produkowano jedną serię. W przypadku dwóch serii produkcyjnych każda z nich obsługiwana jest przez jedną zmianę roboczą złożoną z jednego fizyka oraz dwóch chemików. W opracowaniu danych przyjęto, że każda seria produkcyjna traktowana jest jako jeden dzień pracy. Jedna seria produkcyjna, niezależnie od ilości aktywności zamawianej przez jednostki diagnostyczne, oznacza jedną fiolkę produktu trafiającą do działu kontroli jakości.

W przypadku procedur zautomatyzowanych, do których zaliczono obsługę cyklotyonu oraz produkcję ^{18}F -FDG, analizowano wartości dawek $H_p(0,07)$ rejestrowane w ciągu jednego dnia pracy. Dla kontroli jakości, która jest procedurą wykonywaną manualnie przez chemików, analizowano wartości dawek znormalizowane do jednostkowej wartości

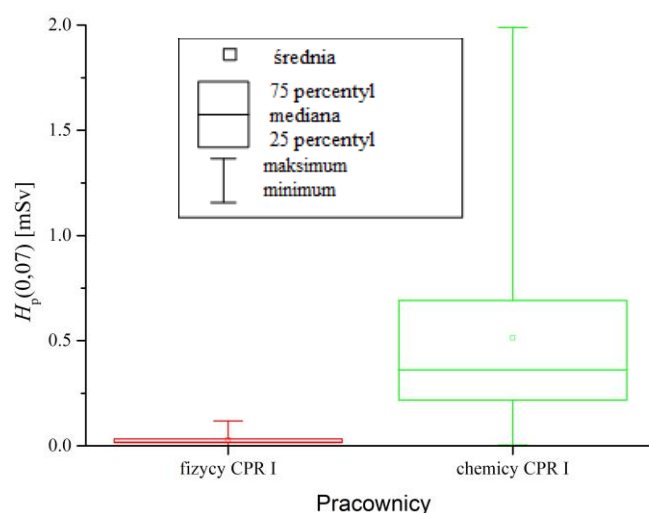
aktywności radiofarmaceutyku, tj. $H_p(0,07)/A$. W tabeli 7 przedstawiono podstawowe informacje dotyczące placówki produkcyjnej CPR I wraz z danymi dozymetrycznymi uzyskanymi w trakcie pomiarów.

Tabela 7. Informacje dotyczące placówki produkcyjnej CPR I wraz z danymi dozymetrycznymi uzyskanymi w trakcie pomiarów.

Lp.	Wielkość	Wartość
1	Liczba pracowników obsługujących cyklotron (fizycy)	2
2	Liczba pracowników produkcji ^{18}F -FDG (chemicy)	3
3	Liczba pracowników dokonujących kontroli jakości radiofarmaceutyku (chemicy)	2
4	Średnia aktywność radiofarmaceutyku produkowana w ciągu 1 serii produkcyjnej	10 GBq
5	Średnia aktywność ^{18}F -FDG przeznaczona do kontroli jakości	6 GBq
6	Średnia aktywność radiofarmaceutyku, z którą pracował chemik podczas procedury kontroli jakości	300 MBq
7	Liczba pomiarów dawek $H_p(0,07)$ w placówce	756

6.1.1. Struktura zawodowa pracowników placówki produkcyjnej CPR I

Rysunek 26 prezentuje wartości $H_p(0,07)$ rejestrowane podczas jednego dnia pracy na rękach personelu zatrudnionego w placówce produkcyjnej 1 z uwzględnieniem struktury zawodowej pracowników.



Rys. 26. Wartości dawek $H_p(0,07)$ rejestrowane podczas jednego dnia pracy na rękach personelu w zakładzie produkcyjnym CPR I z uwzględnieniem struktury zawodowej.

Najmniejsze różnice wartości dawek $H_p(0,07)$ rejestrowanych podczas jednego dnia pracy dotyczą fizyków. Do obowiązków tych pracowników należy uruchomienie cyklotronu oraz czuwanie nad poprawnością działania urządzenia w trakcie produkcji znacznika ^{18}F . Jest to proces w pełni zautomatyzowany, zatem pracownicy nie mają bezpośredniego kontaktu ze źródłem promieniowania. Produkcja komercyjna związana jest z tym, że gotowy radiofarmaceutyk o odpowiedniej aktywności zamówionej przez placówkę diagnostyczną musi zostać zapakowany przed opuszczeniem centrum produkcyjnego. Tę czynność w CPR I wykonują również fizycy.

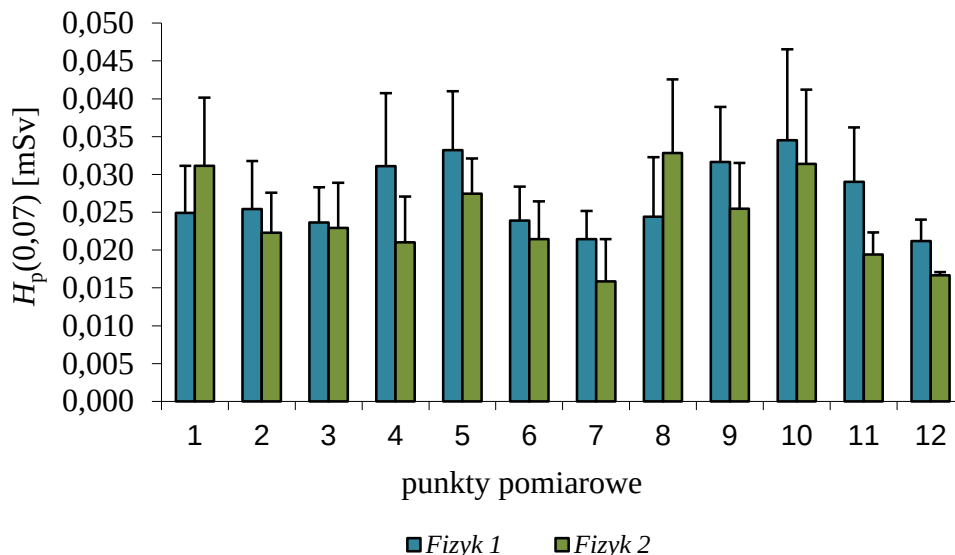
Struktura zawodowa w placówce produkcyjnej I podporządkowana jest konkretnym procedurom produkcji. Największe różnice wartości dawek $H_p(0,07)$ rejestrowanych podczas jednego dnia pracy dotyczą personelu chemików. Spowodowane jest to różnorodnością i rozpiętością procedur produkcyjnych wykonywanych przez osoby reprezentujące tę grupę zawodową. Chemicy pracujący w analizowanej placówce wykonują procedury: produkcji radiofarmaceutyku oraz kontroli jakości gotowego produktu radiofarmaceutycznego. Procedura produkcji ^{18}F -FDG oznacza automatyczny proces znakowania deoksyglukozy wytworzonym wcześniej znacznikiem ^{18}F oraz dozowanie (również zautomatyzowane) odpowiedniej aktywności wytworzonego radiofarmaceutyku do fiolek produkcyjnych, zawierających aktywność zamówioną przez placówki diagnostyczne. Rola chemika nadzorującego proces produkcji ^{18}F -FDG sprowadza się do kontroli prawidłowości przebiegu procesu. Jedynie awaria systemu dokonującego automatycznego rozdziału aktywności do fiolek produkcyjnych pociąga za sobą manualną ingerencję w proces produkcji ^{18}F -FDG. Odmienny charakter pracy dotyczy chemików dokonujących kontroli jakości radiofarmaceutyku. Jest to proces w pełni manualny. Pozytywne wyniki wszystkich testów wykonywanych w ramach tej procedury pozwalają na zakończenie serii produkcyjnej i wysyłkę gotowego radiofarmaceutyku do ośrodka diagnostycznego.

W dalszej części pracy przeprowadzono szczegółową analizę wpływu poszczególnych procedur produkcyjnych realizowanych w placówce produkcyjnej oraz struktury zatrudnienia na poziom narażenia rąk personelu zatrudnionego w placówce.

6.1.2. *Narażenie rąk fizyków podczas procedury związanej z obsługą cyklotronu*

Wytworzenie znacznika ^{18}F w cyklotronie jest pierwszym etapem cyklu produkcyjnego ^{18}F -FDG. Uruchomienie cyklotronu i codzienny nadzór nad prawidłowością jego funkcjonowania należy do obowiązków fizyków, reprezentowanych w placówce przez 2 osoby: *Fizyka 1* i *Fizyka 2*. Do zadań fizyków należy także uzupełnianie wody wzbogaconej w ^{18}O oraz przygotowanie pojemników wolframowych, zawierających wytworzony radiofarmaceutyk, do opuszczenia centrum. Wysoka aktywność produktu znajdującego się w fiolce tuż po procesie produkcji sprawia, że proces umieszczenia fiolki z ^{18}F -FDG w osłonnym pojemniku wolframowym odbywa się automatycznie. Rolą pracownika jest domknięcie opakowania przeznaczonego do transportu i umieszczenie w transporterze.

Wartości dawek $H_p(0,07)$ dla poszczególnych punktów pomiarowych rozmieszczonych na rękach pracowników, rejestrowanych w ciągu jednego dnia pracy, prezentuje rysunek 27.

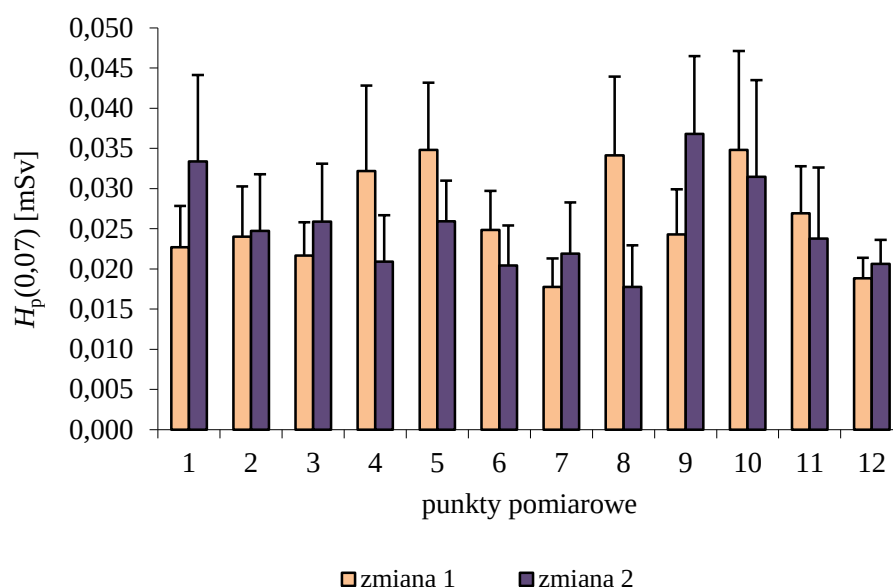


Rys. 27. Wartości średnie dawek rejestrowanych przez detektory umieszczone na opuszkach palców oraz u nasady palca środkowego obu rąk pracowników dokonujących obsługi cyklotronu: *Fizyk 1*, *Fizyk 2*.

W tej grupie pracowników odnotowano najniższe rejestrowane wartości $H_p(0,07)$. Przeciętna wartość $H_p(0,07)$ w ciągu jednego dnia pracy mieści się w przedziale od $0,5 \mu\text{Sv}$

do 0,12 mSv dla pracownika *Fizyk 1* oraz od 0,3 μ Sv do blisko 0,1 mSv dla pracownika *Fizyk 2*. Ponadto w przypadku pracownika *Fizyk 2*, za wyjątkiem opuszki palca wskazującego ręki prawej, średnia wartość dawek rejestrowanych w miejscu noszenia standardowego pierścionka dozymetrycznego jest najniższa i wynosi dla ręki lewej ($19,4 \pm 2,9$) μ Sv, w przypadku ręki prawej zaś ($16,7 \pm 0,5$) μ Sv. Nie stwierdzono statystycznie znamiennej różnicy w trakcie porównań rozkładów wartości $H_p(0,07)$ uzyskanych dla każdego z punktów pomiarowych *Fizyk 1* i *Fizyk 2*.

Ta grupa pracowników także realizowała zmianowy system pracy. Zatem i w tej grupie pracowników zbadano rozkłady wartości dawek rejestrowanych w poszczególnych punktach pomiarowych z uwzględnieniem kolejności dyżuru. Rysunek 28 przedstawia wartości średnie $H_p(0,07)$, rejestrowane przez detektory termoluminescencyjne umieszczone na opuszkach palców obu rąk oraz u nasady palca środkowego dla pracowników, z uwzględnieniem kolejności pełnionego dyżuru.



Rys. 28. Wartości średnie $H_p(0,07)$ rejestrowane przez detektory termoluminescencyjne umieszczone na opuszkach palców obu rąk oraz u nasady palca środkowego dla pracowników z uwzględnieniem kolejności pełnionego dyżuru.

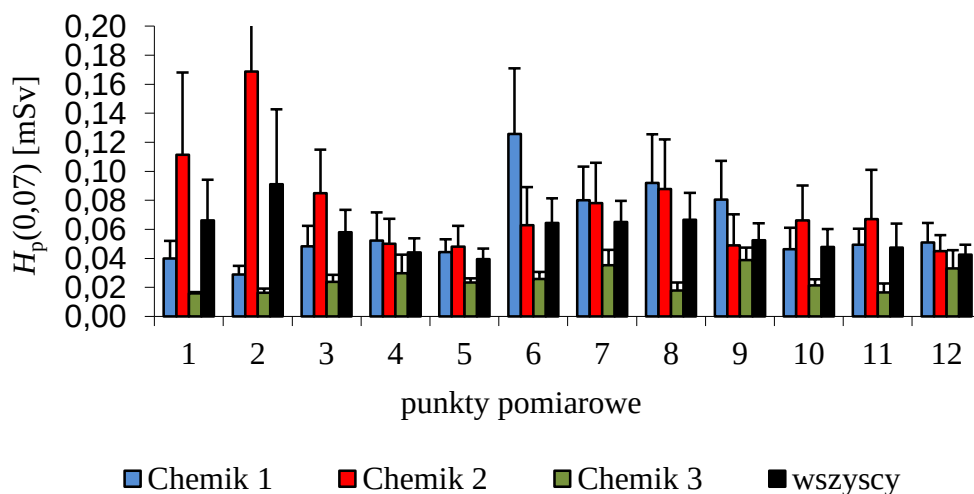
Jeśli uwzględnimy kolejność dyżuru w analizowanej grupie pracowników okazuje się, że rozkład dawek dla poszczególnych punktów pomiarowych wykazuje większe zróżnicowanie niż wynika to z rysunku 27. Niemniej jednak porównanie rozkładów wartości $H_p(0,07)$ uzyskanych dla poszczególnych punktów pomiarowych pracowników pierwszej i drugiej zmiany roboczej nie wykazało statystycznie znamiennej różnicy.

6.1.3. Narażenie rąk chemików podczas procedury produkcji ^{18}F -FDG

Proces produkcji ^{18}F -FDG rozpoczyna się, gdy wyprodukowany przy użyciu cyklotronu izotop ^{18}F zostaje przesłany do syntezy, gdzie następuje proces automatycznego znakowania deoksyglukozy fluorem-18.

Do zadań pracowników odpowiedzialnych za ten etap produkcji należy umieszczenie szklanych fiolek wewnątrz dyspensera, do którego trafia wyznakowany radiofarmaceutyk. Napełnienie fiolek ^{18}F -FDG odbywa się automatycznie. Napełniona fiolka umieszczana jest również automatycznie w pojemniku osłonnym o grubości 29,5 mm wykonanym z wolframu. Automatyka produkcji ^{18}F -FDG minimalizuje narażenie pracowników. Niemniej jednak istnieją sytuacje, które zwiększają narażenie. Sytuacje te są wynikiem błędów automatycznego systemu zarządzającego fiolkami wypełnionymi radiofarmaceutyką, co najczęściej prowadzi do stłuczenia się fiolek bądź rozlania radiofarmaceutyku w komorze dyspensera. Tego typu awarie wymagają manualnej ingerencji pracownika, co zwiększa narażenie rąk.

Wartości dawek $H_p(0,07)$ dla poszczególnych punktów pomiarowych rozmieszczonych na rękach pracowników zarejestrowanych w ciągu jednego dnia pracy zaprezentowano na rysunku 29.



Rys. 29. Wartości średnie $H_p(0,07)$ rejestrowane przez detektory umieszczone na opuszkach palców oraz u nasady palca środkowego obu rąk pracowników produkcji: *Chemika 1*, *Chemika 2*, *Chemika 3*. Wszyscy – oznacza średnią wartość $H_p(0,07)$ dla danego punktu pomiarowego.

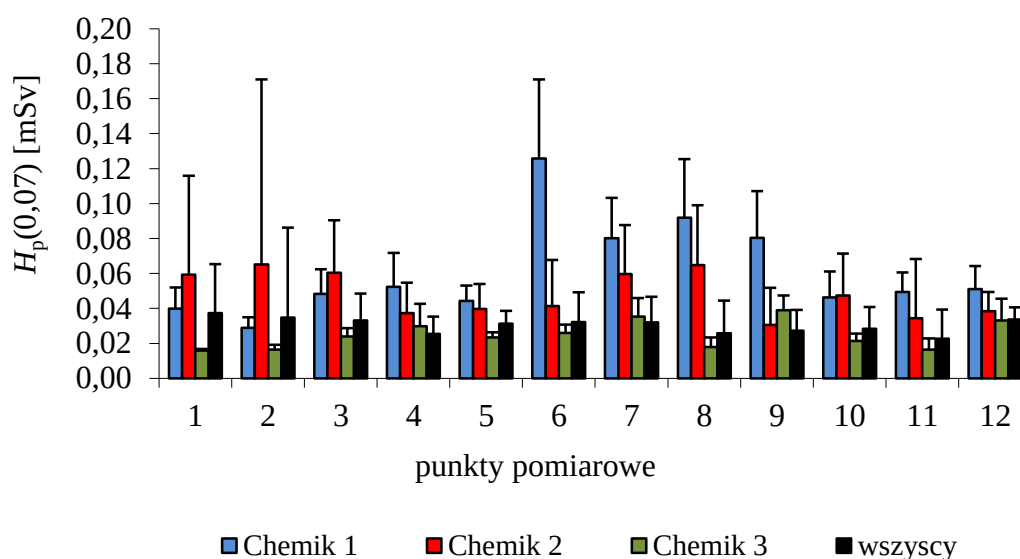
Największe różnice w poziomie zarejestrowanych dawek zanotowano w przypadku ręki lewej. Wyjątkiem jest pracownik *Chemik 2*, dla którego przeciętnie wyższe dawki rejestrowały detektory TL umieszczone na opuszkach ręki prawej.

Staż pracy *Chemika 1* w jednostce produkcyjnej CPR I w porównaniu z innymi chemikami był najkrótszy. Pracownik pełnił dyżur jedynie podczas drugiej zmiany, tak aby jego działalność mogła być nadzorowana przez bardziej doświadczonego pracownika. Dawki zarejestrowane przez detektory dla tego pracownika stanowią odzwierciedlenie jedynie rutynowych czynności.

Druga zmiana robocza to najczęstszy czas pracownika *Chemik 3*, którego duże doświadczenie na tym stanowisku przekłada się na małe wartości dawek rejestrowane przez detektory.

Podobnym doświadczeniem w pracy chemika realizującego procedury produkcji ^{18}F -FDG może pochwalić się *Chemik 2*. Wykres 30 pokazuje jednak, że biorąc pod uwagę średnie dawki $H_p(0,07)$ to właśnie narażenie rąk tego pracownika jest największe. Wywiad z pracownikiem pozwolił ustalić, że wzrost wartości dawek dla poszczególnych punktów pomiarowych związany był z doraźną sytuacją, polegającą na manualnym usunięciu skutków awarii automatycznego systemu zarządzającego fiolkami z radiofarmaceutyką. Należy podkreślić, że manualne czynności zmierzające do usunięcia skutków awarii wykonano z uwzględnieniem czasu połowicznego rozpadu ^{18}F . Niemniej jednak to właśnie ta sytuacja zwiększyła wartości rejestrowanych dawek.

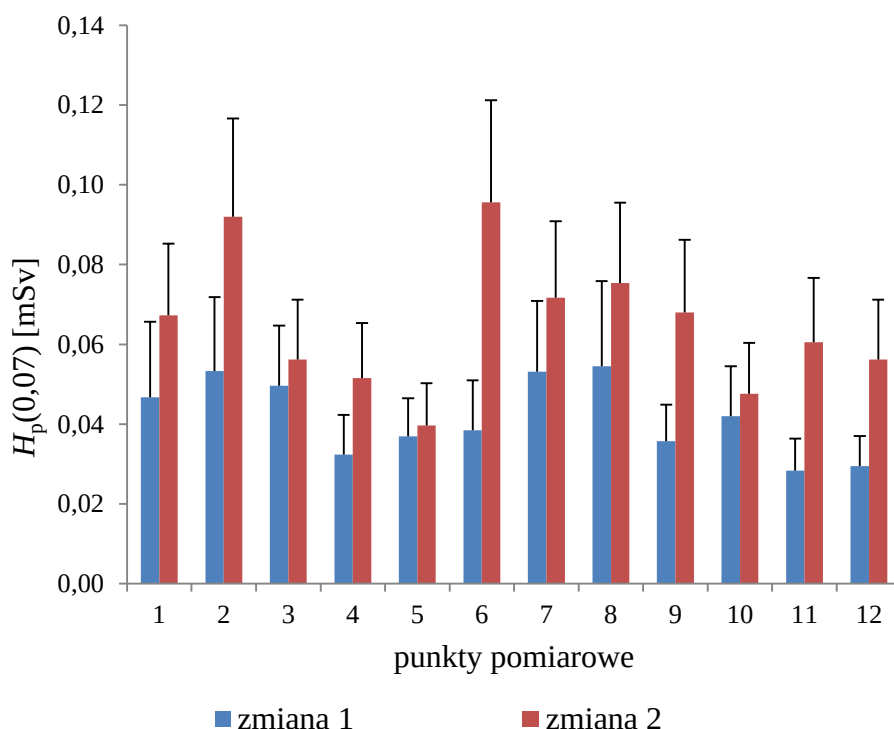
Na rysunku 30 przedstawiono wartości dawek $H_p(0,07)$ dla poszczególnych punktów pomiarowych rozmieszczonych na rękach pracowników, zarejestrowanych w ciągu jednego dnia pracy, z pominięciem danych z dnia pomiarowego, w którym nastąpiła awaria automatycznego systemu produkcji ^{18}F -FDG.



Rys. 30. Wartości średnie $H_p(0,07)$ rejestrowane przez detektory umieszczone na opuszkach palców oraz u nasady palca środkowego obu rąk pracowników produkcji *Chemik 1*, *Chemik 2*, *Chemik 3*. Z danych pomiarowych dla pracownika *Chemik 2* usunięto wartości dawek, które uzyskał w skutek awarii systemu automatycznego zarządzania. Wszyscy – oznacza średnią wartość $H_p(0,07)$ dla danego punktu pomiarowego.

Porównanie rozkładów wartości $H_p(0,07)$ uzyskanych dla pracowników *Chemik 1*, *Chemik 2* oraz *Chemik 3* z pominięciem danych uzyskanych w dniu awarii pozwala stwierdzić statystycznie znaczącą różnicę dla punktu pomiarowego odpowiadającego kciukowi ręki lewej pracowników *Chemik 2* i *Chemik 3* ($p = 0,025$) oraz *Chemik 1* i *Chemik 3* w tym samym punkcie pomiarowym ($p = 0,022$).

Zmianowy system pracy tej grupy pracowników pozwala na ocenę wpływu kolejności dyżuru pełnionego przez poszczególnych pracowników zatrudnionych w dziale produkcji $^{18}\text{F-FDG}$ na poziom rejestrowanych dawek $H_p(0,07)$. Rysunek 31 prezentuje wartości średnie $H_p(0,07)$ dla poszczególnych pracowników (*Chemik 1*, *Chemik 2* oraz *Chemik 3*) z uwzględnieniem kolejności dyżuru pełnionego przez pracowników.



Rys. 31. Wartości średnie dawek $H_p(0,07)$ zarejestrowanych przez detektory termoluminescencyjne umieszczone na opuszkach palców obu rąk oraz u nasady palca środkowego dla pracowników z uwzględnieniem kolejności pełnionego dyżuru (pominięto dzień pomiarowy, w którym nastąpiła awaria automatyki systemu produkcji).

W przypadku pracowników pierwszej zmiany wartości średnie dawek $H_p(0,07)$ wahają się w przedziale od $2,84 \cdot 10^{-2}$ mSv do $9,56 \cdot 10^{-2}$ mSv i nie obserwuje się poważnych różnic dla ręki lewej i prawej. Statystyczne porównanie rozkładów wartości $H_p(0,07)$ dla poszczególnych punktów pomiarowych z uwzględnieniem zmianowości etapu produkcji pozwala stwierdzić statystycznie znaczącą różnicę ($p = 0,038$) jedynie dla punktu odpowiadającego standardowemu pierścionkowi dozymetrycznemu (punkt nr 12).

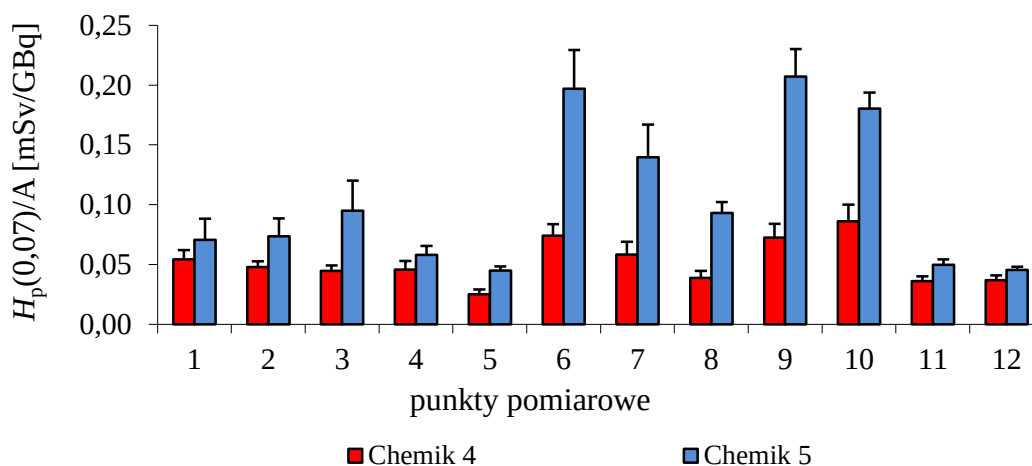
6.1.4. *Narażenie rąk chemików podczas procedury kontroli jakości ^{18}F -FDG*

Kontrola jakości jest ostatnim etapem w procesie produkcyjnym przed wysłaniem gotowego produktu radiofarmaceutycznego do ośrodków diagnostycznych. Jej zadaniem jest weryfikacja czystości chemicznej, biologicznej i fizycznej radiofarmaceutyku. Jest to także jedyny etap w całym procesie produkcji, który wymaga manualnych czynności z użyciem otwartego źródła promieniowania jonizującego – radiofarmaceutyku.

Stanowisko kontroli jakości w omawianym ośrodku skonstruowane jest z cegieł ołowianych uzupełnione w górnej części szybą ze szkła ołowiowego. Fiolka zawierająca od 3

do 6 GBq aktywności radiofarmaceutyku dociera do działu kontroli jakości w osłonie wolframowej o grubości 3 cm. Pracownicy korzystają także z manipulatorów. Czynności wykonywane przez chemików w trakcie procedury kontroli jakości związane są z rozdziałem aktywności ^{18}F -FDG do fiolek analitycznych. Aktywności radiofarmaceutyku wynoszą od 1,5 do 300 MBq, a czas wykonania procedury waha się od 3 do 30 sekund. Konstrukcja stanowiska kontroli jakości minimalizuje dawkę promieniowania jonizującego padającego na korpus pracownika. Ręce, które są osłaniane jedynie przez rękawiczki nitrylowe, narażone są na działanie promieniowania jonizującego.

Rysunek 32 prezentuje wartości średnie dawek $H_p(0,07)/A$ rejestrowanych przez TLD umiejscowione na rękach chemików (*Chemik 4* oraz *Chemik 5*) realizujących procedury kontroli jakości ^{18}F -FDG w placówce CPR I.



Rys. 32. Wartości średnie dawek $H_p(0,07)/A$ zarejestrowane przez detektory termoluminescencyjne umieszczone na opuszkach palców obu rąk oraz u nasady palca środkowego dla pracowników *Chemik 4* i *Chemik 5* w ośrodku CPR I.

Przeprowadzony test statystyczny U Manna-Whitneya dla porównania rozkładów dawek $H_p(0,07)/A$ pracowników *Chemik 4* i *Chemik 5* pozwala stwierdzić brak statystycznie znaczącej różnicy dla punktów pomiarowych nr 1, 2, 4, 11 i 12 (odpowiednio opuszek palców ręki lewej: kciuka, palca wskazującego, palca serdecznego oraz nasady palca środkowego ręki lewej i prawej).

W przypadku pracownika *Chemik 4* ręką dominującą była ręka prawa, w przypadku pracownika *Chemik 5* tę funkcję pełniła lewa ręka. Maksymalna dawka zarejestrowana w ciągu jednego dnia pracy dla *Chemika 5* wyniosła 0,35 mSv/GBq, a dla *Chemika 4* – 0,18 mSv/GBq.

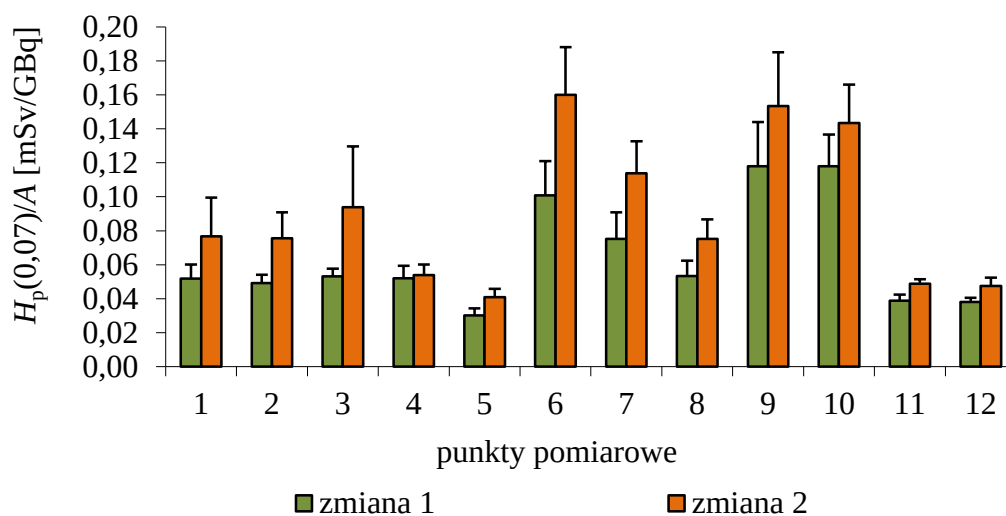
Średnie dawki rejestrowane przez TLD umieszczone na opuszkach palców ręki niedominującej (prawej) pracownika *Chemik 5* są od 1 do 4 razy wyższe w porównaniu z dawkami, jakie rejestrują detektory umieszczone na opuszkach palców ręki dominującej (lewej).

Aktywność ^{18}F -FDG przekazywana do działu kontroli jakości radiofarmaceutyku w czasie dyżuru pracownika *Chemik 4* wynosiła od 4 do 10 GBq (średnia aktywność: 6,1 GBq), a w przypadku pracownika *Chemik 5* wartość aktywności mieściła się w przedziale od 5 do 10 GBq (średnia aktywność 7,1 GBq).

W analizowanej placówce produkcyjnej dwóch chemików wykonuje procedury mające na celu ocenę jakości wytworzonego związku. *Chemik 5* jest leworęczny, co oznacza, że operacje z użyciem tłoka strzykawki wykonuje lewą ręką, prawa w tym czasie podtrzymuje strzykawkę. *Chemik 4*, mimo iż jest praworęczny, co sugerować powinno odmienny charakter narażenia, powiela wyuczone czynności (prawa ręka trzyma strzykawkę, lewa przesuwaa tłok). W konsekwencji, również w tym przypadku narażenie ręki prawej jest większe.

Ze względu na rotacyjny charakter pracy i różnicę w średniej wartości aktywności ^{18}F -FDG, przekazywanej z działu produkcji do działu kontroli jakości, przeanalizowano wpływ kolejności dyżuru pełnionego przez pracownika na wartość dawki, jaką rejestrują detektory TL.

Rysunek 33 prezentuje znormalizowane wartości $H_p(0,07)$ określone dla poszczególnych punktów pomiarowych pracowników działu kontroli jakości z uwzględnieniem kolejności pełnionego przez pracownika dyżuru (zmiana 1 oraz zmiana 2).

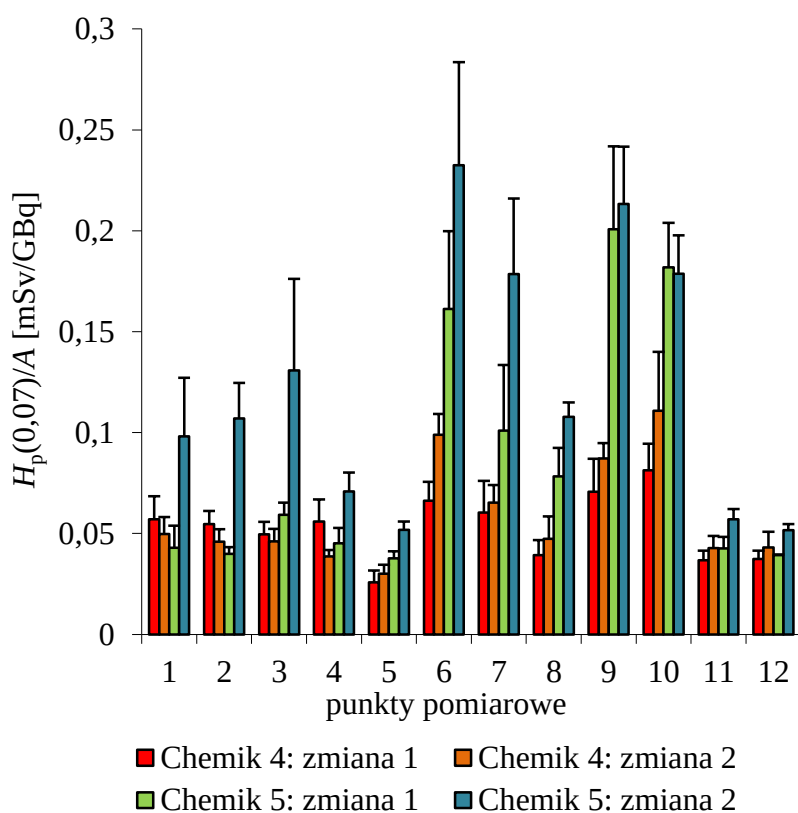


Rys. 33. Wartości średnie $H_p(0,07)$ w przeliczeniu na jednostkę aktywności ^{18}F -FDG, zarejestrowane przez detektory termoluminescencyjne umieszczone na opuszkach palców i w miejscu noszenia dozymetru pierścienkowego obu rąk dla pracowników działu kontroli jakości, z uwzględnieniem kolejności pełnionego dyżuru.

Porównanie rozkładów wartości $H_p(0,07)/A$ uzyskanych dla poszczególnych punktów pomiarowych pracowników pierwszej i drugiej zmiany roboczej nie wykazało statystycznie znamiennej różnicy.

Aktywność ^{18}F -FDG przekazywana do działu kontroli jakości radiofarmaceutyku w czasie dyżuru pierwszej zmiany roboczej wynosiła średnio 6,4 GBq, a w przypadku pracowników drugiej zmiany 6,7 GBq.

W następnym kroku sprawdzono, czy kolejność dyżuru pełnionego przez pracownika, czy może indywidualizacja czynności wykonywanych przez poszczególnych chemików z działu kontroli jakości radiofarmaceutyku, ma wpływ na poziom rejestrowanej przez detektory dawki. Pracowników *Chemik 4* i *Chemik 5* podzielono pod kątem kolejności pełnionego dyżuru. Rysunek 34 przedstawia wartości średnie $H_p(0,07)/A$ dla poszczególnych pracowników (*Chemik 4* i *Chemik 5*) z uwzględnieniem kolejności dyżuru pełnionego przez pracowników.



Rys. 34. Wartości średnie $H_p(0,07)/A$ dla chemików z działu kontroli jakości z uwzględnieniem kolejności dyżurów pełnionych przez poszczególnych pracowników.

Dane zaprezentowane na rysunku 34 wskazują, że tendencja wyższego narażenia opuszek palców w trakcie drugiej zmiany jest zachowana tylko dla pracownika *Chemik 5*. W przypadku pracownika *Chemik 4* opuszki palców lewej ręki (za wyjątkiem małego palca) otrzymują wyższe dawki podczas pierwszej zmiany roboczej. Dawka rejestrowana przez detektory pełniące rolę dozymetru pierścienkowego umieszczone u nasady palca środkowego dla pracownika *Chemik 4* w przypadku pierwszej

i drugiej zmiany są sobie równe w granicy błędu. Dla pracownika *Chemik 5* takiej równości nie stwierdzono.

Statystycznego porównania uzyskanych wartości $H_p(0,07)/A$ dokonano dla pracowników z punktu widzenia kolejności zmiany roboczej. Statystycznie znamiennej różnicę w przypadku *Chemika 4* stwierdzono dla opuszki kciuka ręki prawej ($p = 0,047$). W przypadku *Chemika 5* porównanie zmiany roboczej pierwszej i drugiej pozwala stwierdzić statystycznie znamiennej różnicę dla punktów pomiarowych odpowiadających opuszcze palca wskazującego ($p = 0,030$) i małego palca ręki lewej ($p = 0,030$) oraz nasadzie palca środkowego ręki prawej ($p = 0,030$).

6.2. *Placówka produkcyjna 2*

Placówka produkcyjna 2 (CPR II) jest ośrodkiem o stosunkowo krótkim okresie działalności. Został on otwarty pod koniec 2013 roku i zajmuje się niekomercyjną produkcją radiofarmaceutyków dla znajdującego się w tym samym budynku ośrodka diagnostycznego PET-CT. Produkcja farmaceutyków jedynie na własny użytek sprawia, że zarówno struktura zatrudnionego w placówce personelu, jak i system pracy wyglądają inaczej w zestawieniu z omówioną wcześniej placówką komercyjną. Konsekwencją takiego stanu rzeczy jest odmienna struktura narażenia na promieniowanie jonizujące personelu placówki CPR II, zaprezentowana w niniejszym podrozdziale.

Niekomercyjna produkcja radiofarmaceutyków oznacza, że placówka CPR II wytwarza znacznie mniejszą aktywność ^{18}F -FDG. Wynika to z faktu, że gotowy produkt przeznaczony jest jedynie na potrzeby diagnostyczne sąsiadującej placówki diagnostycznej. Taki system produkcji oznacza także, że rozdział aktywności ^{18}F -FDG dla poszczególnych pacjentów dokonywany jest przez tych samych pracowników, którzy wcześniej realizowali procedury produkcji ^{18}F -FDG.

Pomiary w placówce CPR II wykonano uwzględniając trzy grupy pracowników: chemików (4 osoby), fizyków (2 osoby) oraz pielęgniarki (4 osoby). Detektory rozmieszczano, zgodnie ze schematem zastosowanym w CPR I, na opuszkach palców obu rąk, jak również w miejscu noszenia standardowego pierścionka dozymetrycznego. Pomiarami objęto wszystkie grupy zawodowe.

Produkcja radiofarmaceutyku w placówce odbywa się trzy razy w tygodniu. Pomiary realizowano podczas rutynowej pracy placówki w czasie 11 dni. Do rutynowych zadań fizyków zatrudnionych w placówce należy codzienny nadzór nad prawidłowym funkcjonowaniem cyklotronu. Za realizację procedur produkcji ^{18}F -FDG, kontroli jakości radiofarmaceutyku oraz dozowania aktywności ^{18}F -FDG poszczególnym pacjentom odpowiadają chemicy. Rolą pielęgniarek zaś jest iniekcja pacjentom wyprodukowanego ^{18}F -FDG o aktywności przepisanej przez lekarza. W przypadku chemików podział czynności produkcyjnych wynikał z ustalonego wcześniej grafiku uzależnionego w znacznej mierze od zdarzeń losowych dotyczących poszczególnych pracowników, co z kolei oznaczało podporządkowanie struktury zawodowej chemików pod konieczność ewentualnego

wzajemnego zastępstwa. Zatem procedury produkcji ^{18}F -FDG, kontroli jakości czy też dozowania radiofarmaceutyku dla poszczególnych pacjentów w tej placówce mogła wykonywać każda osoba.

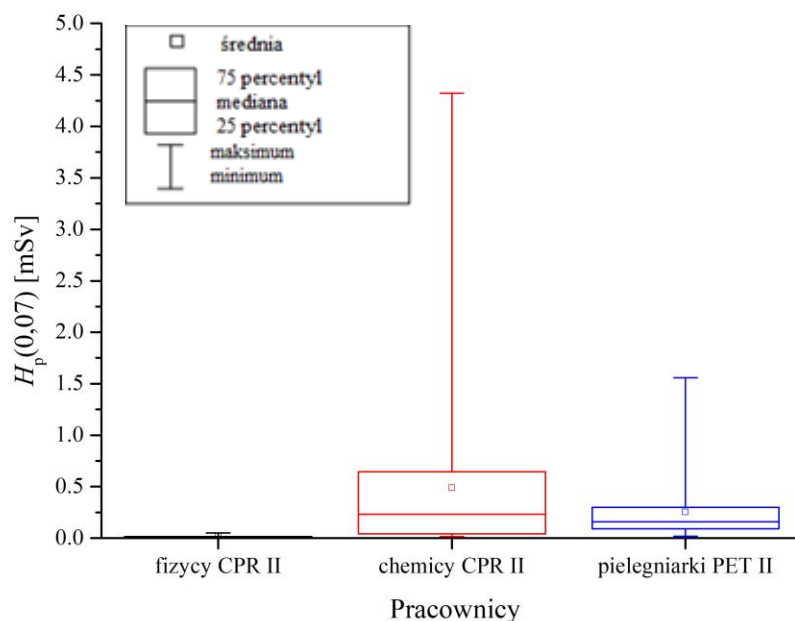
Tak jak w przypadku placówki CPR I obsługę cyklotronu oraz produkcję ^{18}F -FDG zaliczono do procedur zautomatyzowanych i analizowano wartości dawek $H_p(0,07)$ rejestrowane w ciągu jednego dnia pracy. Dla procedury kontroli jakości, dozowania aktywności radiofarmaceutyku oraz iniekcji produktu pacjentowi analizowano wartości dawek znormalizowane do jednostkowej wartości aktywności ^{18}F -FDG – $H_p(0,07)/A$. W tabeli 8 przedstawiono podstawowe informacje dotyczące placówki produkcyjnej CPR II wraz z danymi dozymetrycznymi uzyskanymi w trakcie pomiarów.

Tabela 8. Informacje dotyczące placówki produkcyjnej CPR II wraz z danymi dozymetrycznymi uzyskanymi w trakcie pomiarów.

Lp.	Wielkość	Wartość
1	Liczba pracowników obsługujących cyklotron (fizycy)	2
2	Liczba pracowników wykonujących procedurę produkcji i kontroli jakości (chemicy)	4
3	Liczba pielęgniarek wykonujących iniekcję radiofarmaceutyku pacjentom	4
4	Liczba pracowników dozujących aktywność radiofarmaceutyku dla pacjenta (chemicy)	2
5	Średnia aktywność ^{18}F -FDG przeznaczona do kontroli jakości	6 GBq
6	Średnia aktywność radiofarmaceutyku produkowana w trakcie procedury produkcji radiofarmaceutyku	10 GBq
7	Liczba pomiarów dawek $H_p(0,07)$ w placówce	1320

6.2.1. Struktura zawodowa pracowników placówki produkcyjnej CPR II

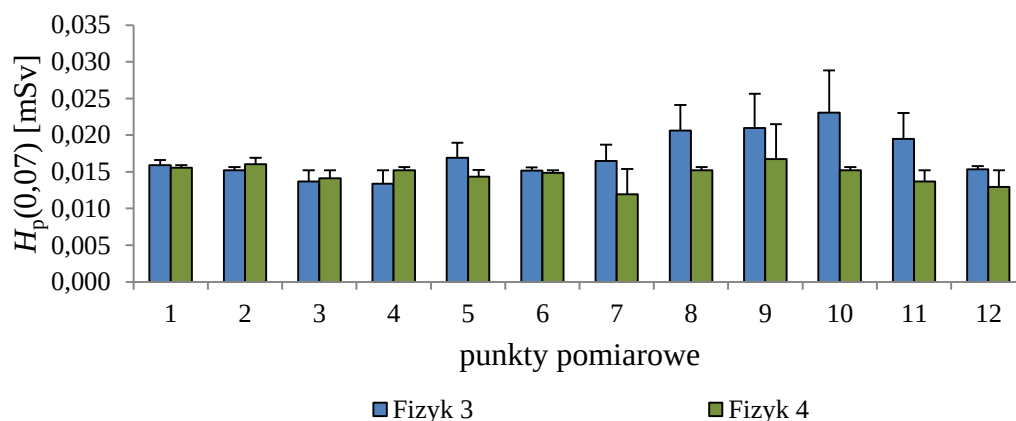
Rysunek 35 prezentuje wartości $H_p(0,07)$ rejestrowane podczas jednego dnia pracy na rękach personelu zatrudnionego w placówce produkcyjnej CPR II z uwzględnieniem struktury zawodowej pracowników.



Rys. 35. Wartości dawek $H_p(0,07)$ rejestrowane podczas jednego dnia pracy na rękach personelu w zakładzie produkcyjnym CPR II z uwzględnieniem struktury zawodowej.

Najmniejsze różnice wartości dawek $H_p(0,07)$ rejestrowanych podczas jednego dnia pracy w placówce produkcyjnej CPR II dotyczą fizyków. Tak jak w przypadku placówki CPR I, tutaj także fizycy czuwają nad zautomatyzowanym procesem wytwarzania izotopu ^{18}F . Największe różnice wartości dawek $H_p(0,07)$ rejestrowanych podczas jednego dnia pracy dotyczą chemików. Drugą pozycję zajmują pielęgniarki wykonujące iniekcję radiofarmaceutyku. Analiza narażenia rąk pielęgniarek z ośrodka CPR II oraz pielęgniarek z dwóch innych ośrodków diagnostycznych PET zostanie przeprowadzona w kolejnym podrozdziale.

6.2.2. Narażenie rąk fizyków podczas procedury związanej z obsługą cyklotronu



Rys. 36. Wartości średnie dawek $H_p(0,07)$ rejestrowanych przez detektory umieszczone na opuszkach palców oraz u nasady palca środkowego obu rąk pracowników dokonujących obsługi cyklotronu: *Fizyk 3*, *Fizyk 4*.

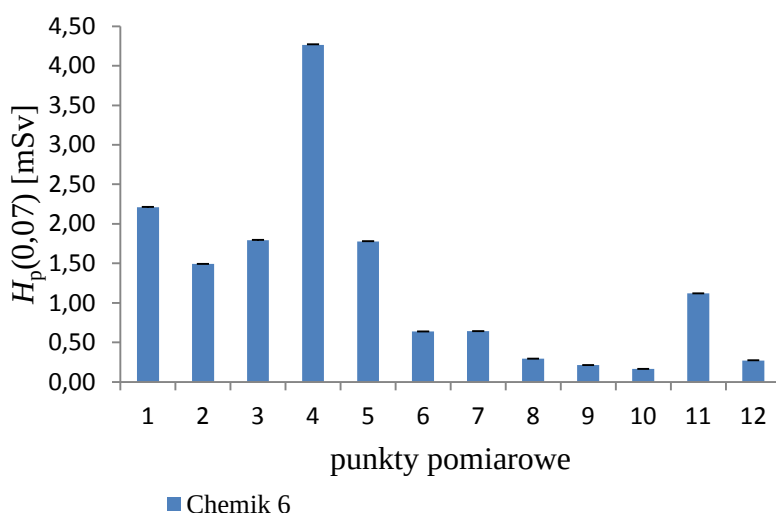
Nie stwierdzono statystycznie znamiennej różnicy w trakcie porównań rozkładów wartości $H_p(0,07)$ uzyskanych dla każdego z punktów pomiarowych *Fizyka 3* i *Fizyka 4*.

Do obowiązków tej grupy pracowników należało uruchomienie cyklotronu i nadzór nad procedurą produkcji izotopu ^{18}F . Tak jak w placówce CPR I, proces ten jest w pełni zautomatyzowany, a do zadań pracowników przed inicjalizacją procedury produkcji ^{18}F należało uzupełnienie wody wzbogaconej w ^{18}O . Najwyższą wartość średniej dawki $H_p(0,07)$ zarejestrowano w przypadku *Fizyka 3* dla palca małego ręki prawej i wynosiła ona $(0,023 \pm 0,06)$ mSv.

Specyfika placówki CPR II związana jest z faktem realizacji kilku procedur produkcyjnych przez jednego pracownika. Poniżej przeprowadzono analizę narażenia rąk pracowników, wykonujących łączone procedury produkcji i dozowania aktywności dla pacjentów albo procedury produkcji łączone z kontrolą jakości oraz dozowaniem aktywności ^{18}F -FDG dla poszczególnych pacjentów.

6.2.3. *Narażenie rąk chemików realizujących procedury produkcji ^{18}F -FDG oraz dozowania aktywności pacjentom*

Wartości $H_p(0,07)$ rejestrowane w ciągu jednego dnia pracy Chemika 6 realizującego procedury produkcji oraz dozowania aktywności ^{18}F -FDG dla poszczególnych pacjentów prezentuje rysunek 37.



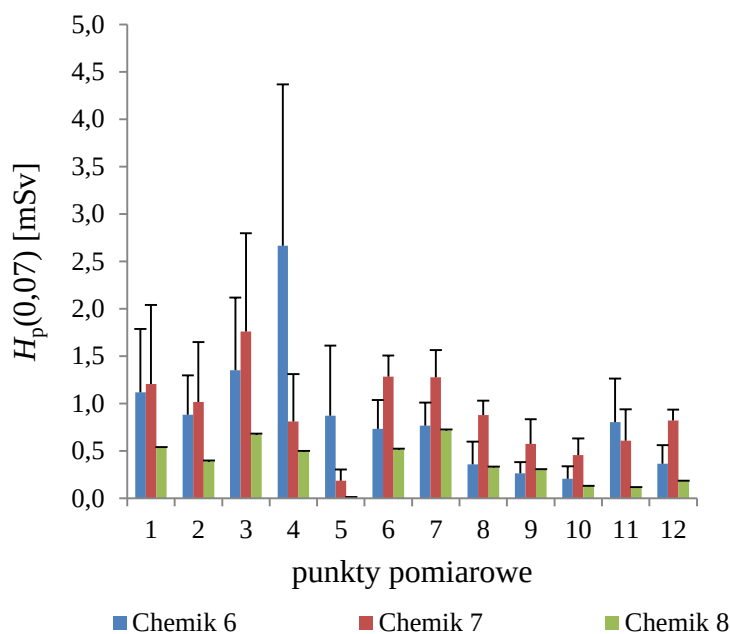
Rys. 37. Wartości $H_p(0,07)$ rejestrowane w ciągu jednego dnia pracy Chemika 6 wykonującego procedury produkcji ^{18}F -FDG oraz dozowania aktywności radiofarmaceutyku dla poszczególnych pacjentów.

Podczas realizacji dwóch procedur produkcyjnych: produkcji ^{18}F -FDG oraz dozowania aktywności radiofarmaceutyku dla poszczególnych pacjentów maksymalna dawka na skórę zarejestrowana w ciągu jednego dnia pracy i wyniosła $(4,26 \pm 0,35)$ mSv.

6.2.4. *Narażenie rąk chemików realizujących procedury produkcji ^{18}F -FDG, kontroli jakości oraz dozowania aktywności pacjentom*

W trakcie realizacji pomiarów dozymetrycznych w ośrodku CPR II, Chemik 6 wykonywał siedmiokrotnie trzy procedury: produkcji, kontroli jakości oraz dozowania aktywności radiofarmaceutyku pacjentom. W przypadku Chemika 7 takie „łączenie” realizowanych

procedur miało miejsce dwukrotnie, zaś w przypadku *Chemika 8* jedynie raz. Rysunek 38 prezentuje rozkłady dawek $H_p(0,07)$ dla poszczególnych punktów pomiarowych uśrednione z uwzględnieniem liczby dni pracy trzech chemików zatrudnionych w placówce CPR II podczas realizacji trzech procedur: produkcji ^{18}F -FDG, kontroli jakości radiofarmaceutyku oraz dozowania aktywności dla pacjentów.



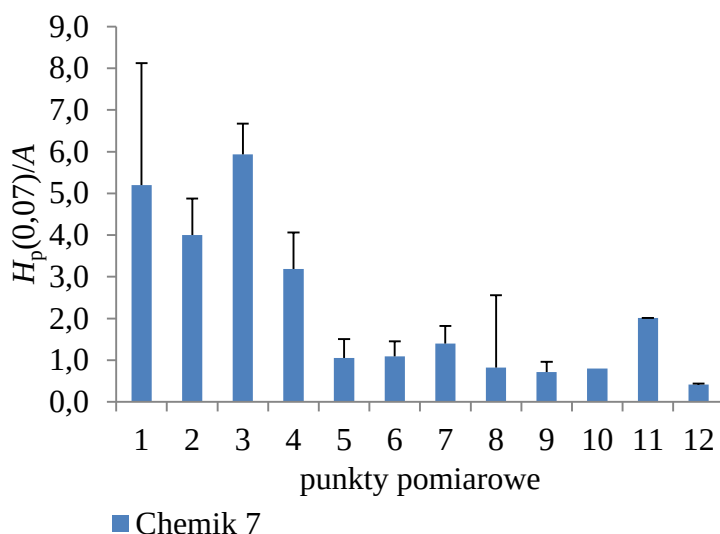
Rys. 38. Wartości średnie $H_p(0,07)$ rejestrowane w ciągu jednego dnia pracy trzech chemików wykonujących trzy procedury: produkcji ^{18}F -FDG, kontroli jakości oraz dozowania aktywności dla pacjentów.

Najwyższa wartość $H_p(0,07)$ rejestrowana w ciągu jednego dnia pracy odnotowana została na opuszcze palca serdecznego ręki lewej *Chemika 6* i wyniosła $(2,66 \pm 0,64)$ mSv. Najniższą wartość $H_p(0,07)$ w ciągu jednego dnia pracy odnotował detektor znajdujący się na opuszcze palca małego ręki lewej *Chemika 8*. Wartość ta wynosiła $(0,014 \pm 0,001)$ mSv.

Ze względu na ilość danych uzyskanych w szczególności dla *Chemika 7* i *Chemika 8* nie dokonano statystycznego porównania rozkładów dawek $H_p(0,07)$ rejestrowanych w trakcie wykonywania trzech procedur: produkcji ^{18}F -FDG, kontroli jakości oraz dozowania aktywności dla pacjentów.

6.2.5. Narazienie rąk chemika realizującego pełną procedurę kontroli jakości ^{18}F -FDG

W trakcie realizacji pomiarów dozymetrycznych pełną procedurę kontroli jakości ^{18}F -FDG wykonywał jeden pracownik – *Chemik 7*. Słowo „pełna” oznacza w tym przypadku wszystkie czynności zmierzające do potwierdzenia czystości chemicznej, fizycznej i biologicznej wyprodukowanego związku. Rysunek 39 prezentuje wartości średnie $H_p(0,07)/A$ dla *Chemika 7* realizującego procedurę kontroli jakości ^{18}F -FDG.



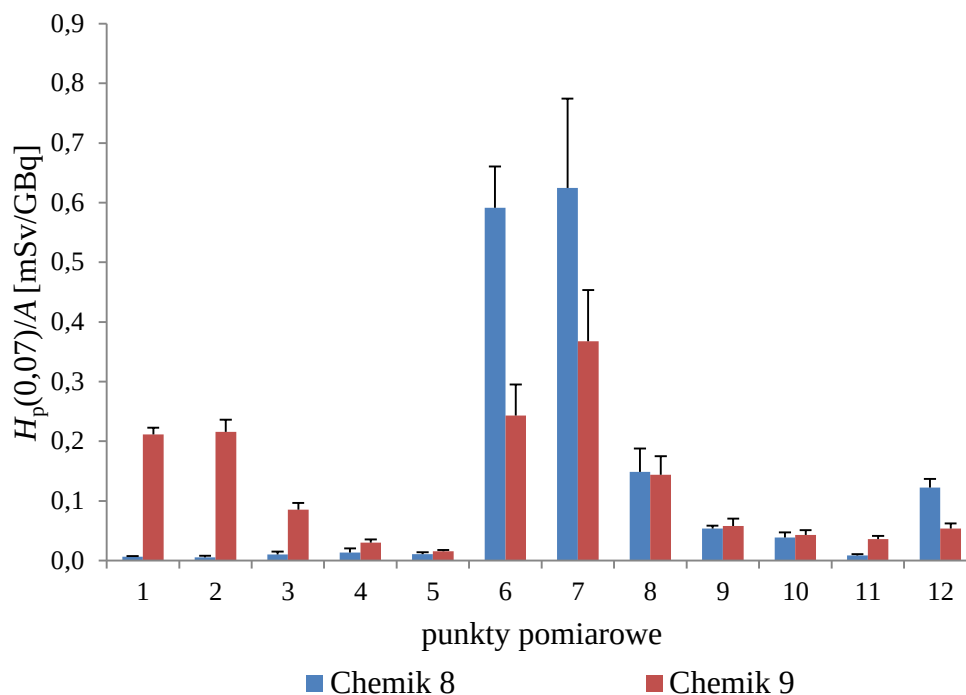
Rys. 39. Wartości średnie $H_p(0,07)/A$ (wraz z odchyleniem standardowym) rejestrowane na rękach chemika wykonującego procedurę kontroli jakości.

W trakcie trwania pomiarów dozymetrycznych w ośrodku CPR II *Chemik 7* przeprowadzał czterokrotnie procedurę kontroli jakości ^{18}F -FDG. Maksymalna dawka znormalizowana rejestrowana w ciągu jednego dnia pracy dla opuszki palca środkowego ręki lewej wyniosła $(22,04 \pm 2,21)$ mSv/GBq.

Chemik 7 należy do grupy pracowników o dużym doświadczeniu zawodowym. Niemniej jednak szeroki przedział dawek $H_p(0,07)/A$ dla tego pracownika uwzględniając wszystkie punkty pomiarowe wyniósł od 0,1 do 22 mSv/GBq. Biorąc pod uwagę niezbyt częste dyżury, podczas których pracownik wykonywał pełną kontrolę jakości, można przypuszczać, że powodem uzyskania tak dużych wartości dawek może być zbyt długi czas wykonywania czynności manualnych.

6.2.6. Narażenie rąk chemików realizujących dozowanie aktywności ^{18}F -FDG pacjentom

Indywidualną procedurę dozowania aktywności ^{18}F -FDG dla poszczególnych pacjentów realizowało dwóch chemików. Rysunek 40 prezentuje wartości średnie $H_p(0,07)/A$ dla dwóch chemików realizujących tę procedurę.



Rys. 40. Wartości średnie $H_p(0,07)/A$ rejestrowane na rękach chemików wykonujących dozowanie aktywności ^{18}F -FDG dla pacjentów.

Dozowaniem aktywności ^{18}F -FDG dla pacjentów zgodnie z wartością określoną przez lekarza w ośrodku zajmują się także chemicy. Narażenie rąk pracowników realizujących procedurę dozowania aktywności jest konsekwencją różnic związanych ze sposobem pracy. *Chemik 9* w trakcie realizacji procedur dozowania aktywności wykorzystuje obie ręce, co jest widoczne w szczególności dla punktów 1–5 (opuszek palców ręki niedominującej). *Chemik 8* realizuje procedury wykorzystując, o ile to możliwe, jedynie rękę dominującą. Taki sposób pracy powoduje realną minimalizację narażenia ręki niedominującej *Chemika 8* w trakcie realizacji procedur, wpływa jednak znacząco na szybkość wykonywania czynności, co z kolei skutkuje wzrostem narażenia w punktach pomiarowych ręki prawej w porównaniu do *Chemika 9*.

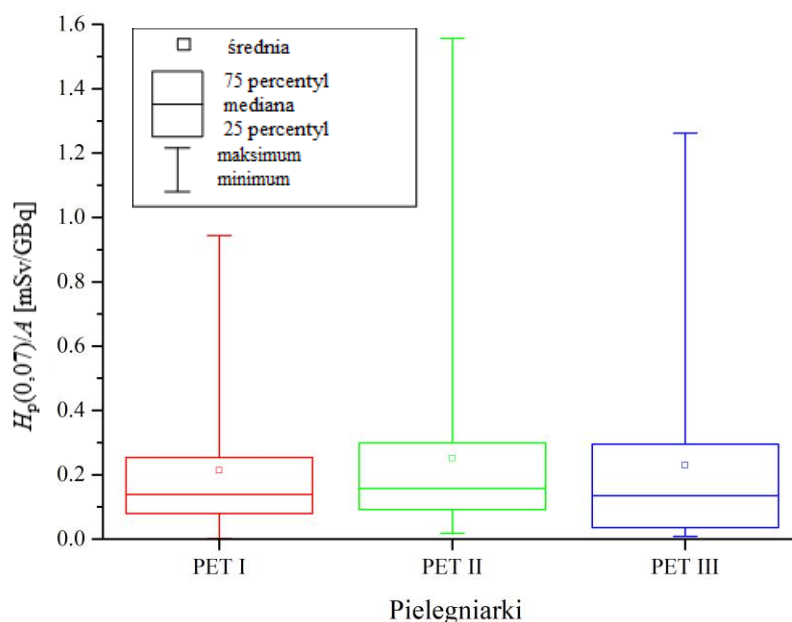
6.3. *Narażenie opuszek palców pielęgniarek wykonujących iniekcję radiofarmaceutyku*

Zakończenie procesu produkcji i transport radiofarmaceutyku do ośrodków diagnostycznych PET-CT kończy narażenie pracowników placówek produkujących radiofarmaceutyki i rozpoczyna narażenie pracowników jednostek PET-CT. Przygotowany lub dostarczony radiofarmaceutyk należy podać pacjentowi.

Iniekcja radiofarmaceutyku następuje drogą dożylną. Procedury te wykonują pielęgniarki. Strzykawka, w której znajduje się gotowa do podania porcja ^{18}F -FDG, znajduje się w osłonie ołowianej bądź wolframowej. Mimo tego faktu ręce pielęgniarek mogą otrzymywać istotne z punktu widzenia ochrony radiologicznej dawki.

W poniższym rozdziale zaprezentowano wyniki analizy narażenia rąk dziewięciu pielęgniarek dokonujących iniekcji ^{18}F -FDG, zatrudnionych w trzech ośrodkach diagnostycznych PET. Pomiary przeprowadzone zostały w trakcie rutynowej pracy personelu medycznego. Analiza uwzględnia także wpływ zmianowego systemu pracy na poziom narażenia rąk pielęgniarek zatrudnionych w ośrodkach diagnostycznych.

Zmianowy system pracy oznaczał, że połowie pacjentów diagnozowanych danego dnia iniekcji ^{18}F -FDG dokonywała jedna z pielęgniarek, zaś pozostałej części pacjentów druga pielęgniarka. Rysunek 41 przedstawia znormalizowane wartości dawki $H_p(0,07)/A$ rejestrowane przez TLD umieszczone na rękach pielęgniarek zatrudnionych w trzech ośrodkach diagnostycznych.



Rys. 41. Wartości dawki $H_p(0,07)/A$ rejestrowane przez TLD umieszczone na rękach pielęgniarek zatrudnionych w trzech ośrodkach diagnostycznych.

6.3.1. Ośrodek diagnostyczny PET I

Ośrodek PET I jest placówką diagnostyczną wykorzystującą fluorodeoksyglukozę dostarczoną z zewnętrznego ośrodka produkcyjnego.

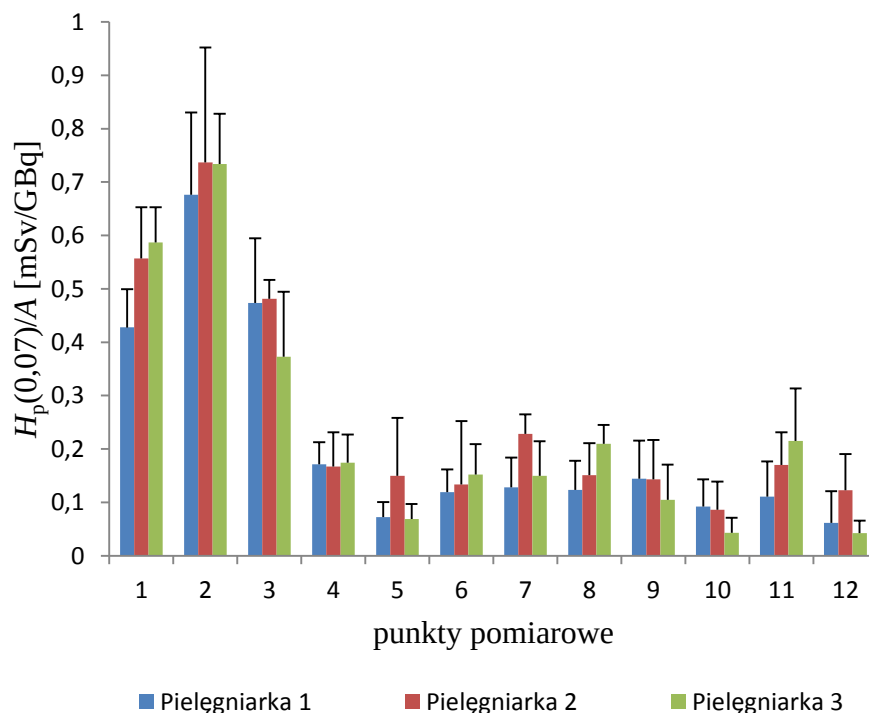
W ośrodku zatrudnione są trzy praworęczne pielęgniarki pracujące w systemie zmianowym.

Tabela 9 przedstawia podstawowe dane uzyskane w trakcie pomiarów dozymetrycznych wykonywanych w ośrodku PET I.

Tabela 9. Podstawowe dane zebrane podczas pomiarów w ośrodku PET I.

Lp.	Wielkość	Wartość
1	Średnia aktywność ^{18}F -FDG podawana pacjentowi	184,85 MBq
2	Ogólna liczba pacjentów diagnozowanych w trakcie realizacji pomiarów dozymetrycznych	80
3	Średnia liczba pacjentów diagnozowanych podczas 1 dnia pracy	10

Dane zebrane podczas 8 sesji pomiarowych pozwoliły ustalić, że średnio w ciągu jednego dnia diagnozowano około 10 pacjentów. Średnia aktywność podawana pacjentowi wynosiła 184,85 MBq. Rysunek 42 prezentuje uśrednione w ciągu jednego dnia pracy wartości dawek $H_p(0,07)/A$ dla trzech pielęgniarek poddanych badaniom dozymetrycznym.

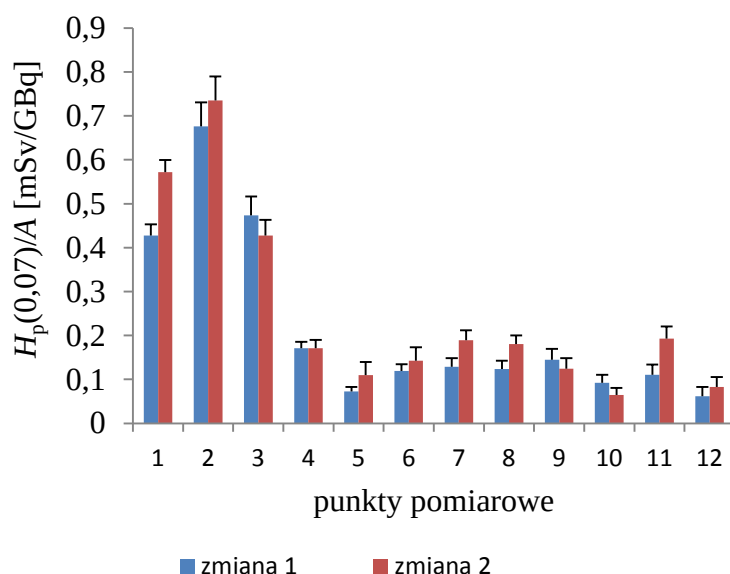


Rys. 42. Wartości średnie $H_p(0,07)/A$ rejestrowane na rękach pielęgniarek zatrudnionych w ośrodku PET I.

Statystycznego porównania uzyskanych wartości $H_p(0,07)/A$ dokonano dla *Pielęgniarki 1*, *Pielęgniarki 2* i *Pielęgniarki 3*. Statystycznie znaczącą różnicę przy porównaniu rozkładów dawek uzyskanych dla *Pielęgniarki 1* i *Pielęgniarki 2* stwierdzono dla opuszki kciuka ręki lewej ($p = 0,014$) oraz opuszki palca środkowego ręki prawej ($p = 0,022$). W przypadku porównań rozkładów uzyskanych dla *Pielęgniarki 1* i *Pielęgniarki 3* statystyczną znaczącą różnicę stwierdzono jedynie dla opuszki palca wskazującego ręki prawej ($p = 0,0085$). Takiej różnicy nie stwierdzono w trakcie porównań rozkładów dawek znormalizowanych uzyskanych dla *Pielęgniarki 2* i *Pielęgniarki 3*.

Najwyższe wartości dawek $H_p(0,07)/A$ zarejestrowano dla palca wskazującego ręki lewej dla wszystkich trzech pielęgniarek. Dla *Pielęgniarki 1* maksymalna dawka wyniosła $(0,85 \pm 0,44)$ mSv/GBq, dla *Pielęgniarki 2* była to wartość $(1,03 \pm 0,43)$ mSv/GBq. Maksymalna wartość dawki $H_p(0,07)/A$ dla *Pielęgniarki 3* osiągnęła wartość $(0,82 \pm 0,20)$ mSv/GBq. Średnia aktywność, jaką pielęgniarki podawały pacjentowi, to odpowiednio: 220 MBq dla *Pielęgniarki 1*, 182,8 MBq dla *Pielęgniarki 2* oraz 164,8 MBq dla *Pielęgniarki 3*.

Pielęgniarki zatrudnione w ośrodku pracują w zmianowym systemie pracy. Na rysunku 43 zaprezentowano wartości średnie $H_p(0,07)/A$ dla punktów pomiarowych uzyskane z uwzględnieniem zmianowego systemu pracy.



Rys. 43. Wartości średnie $H_p(0,07)/A$ rejestrowane na rękach pielęgniarek zatrudnionych w ośrodku PET I z uwzględnieniem zmianowego systemu pracy.

Porównanie rozkładów wartości dawek $H_p(0,07)/A$ uzyskanych dla dwóch zmian roboczych pielęgniarek zatrudnionych w ośrodku PET I pozwala stwierdzić statystycznie znaczącą różnicę jedynie dla punktu odpowiadającego opuszcze kciuka ręki lewej ($p = 0,0054$).

Dane zaprezentowane na rysunku 42 wskazują najwyższe narażenie ręki lewej, pomimo że w przypadku wszystkich analizowanych pielęgniarek ręką dominującą była ręka prawa. Przyczyną tego faktu jest procedura iniekcji radiofarmaceutyku. Wywiad z jedną z pielęgniarek pozwolił ustalić sposób postępowania pielęgniarek podczas procedury iniekcji radiofarmaceutyku.

Po rozdzieleniu aktywności dla poszczególnych pacjentów strzykawka umieszczana jest w osłonie wolframowej i przekazywana pielęgniarence. Pielęgniarka dokonuje iniekcji radiofarmaceutyku wykorzystując prawą rękę. Lewa w tym czasie niejednokrotnie podtrzymuje miejsce wpływu radiofarmaceutyku bezpośrednio w żyłę pacjenta. Takie zachowanie jest nie tylko źródłem wyższych dawek dla opuszek – szczególnie kciuka, palca wskazującego i środkowego, ale także stanowi przykład zachowań wynikających bezpośrednio z doświadczenia pielęgniarek w pracy z produktami niepromieniotwórczymi.

Rysunek 44 przedstawia procedurę iniekcji radiofarmaceutyku wykonaną z zachowaniem właściwych zasad wynikających z tzw. „dobrej praktyki” w pracy z preparatami promieniotwórczymi.



Rys. 44. Iniekcja radiofarmaceutyku wykonywana z zachowaniem tzw. „dobrej praktyki” w pracy z preparatami promieniotwórczymi.

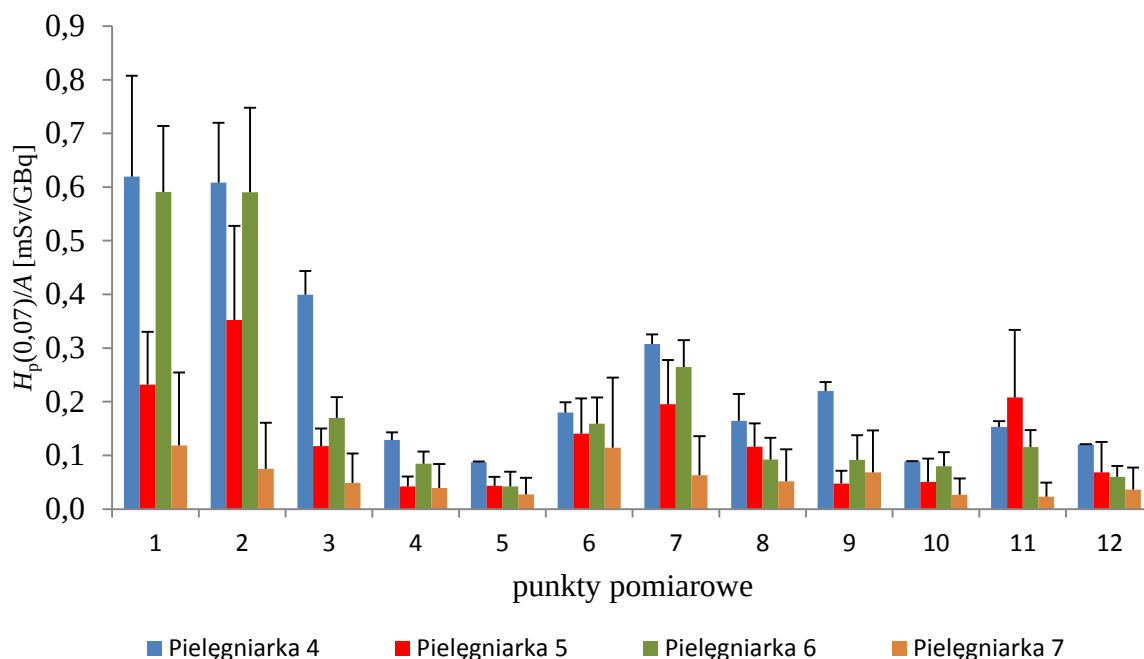
6.3.2. Ośrodek diagnostyczny PET II

Drugim ośrodkiem diagnostycznym PET, w którym przeprowadzono pomiary dozymetryczne jest ośrodek PET II, znajdujący się w bezpośrednim sąsiedztwie placówki produkującej ^{18}F -FDG. Pomiarami narażenia rąk w tym ośrodku objęto 4 pielęgniarki. Wszystkie pielęgniarki były osobami praworęcznymi i reprezentowały zbliżony poziom doświadczenia zawodowego. W tabeli 10 zawarto podstawowe dane uzyskane w trakcie pomiarów dozymetrycznych wykonanych w placówce.

Tabela 10. Podstawowe dane uzyskane wskutek pomiarów dozymetrycznych wykonanych w ośrodku PET II.

Lp.	Wielkość	Wartość
1	Średnia aktywność ^{18}F -FDG podawana pacjentowi	276 MBq
2	Ogólna liczba pacjentów diagnozowanych w trakcie pomiarów dozymetrycznych	55
3	Średnia liczba pacjentów diagnozowanych podczas 1 dnia pracy	6

Podczas jednego dnia pracy w ośrodku PET II diagnozowanych jest średnio 6 pacjentów, a średnia aktywność przypadająca na pacjenta wynosiła 276 MBq. Pomiary dozymetryczne w placówce PET II przeprowadzono w trakcie rutynowej pracy personelu w ciągu 9 dni pomiarowych. Rysunek 45 prezentuje średnie wartości dawek $H_p(0,07)/A$ rejestrowane przez detektory umieszczone na rękach czterech pielęgniarek objętych pomiarami dozymetrycznymi.

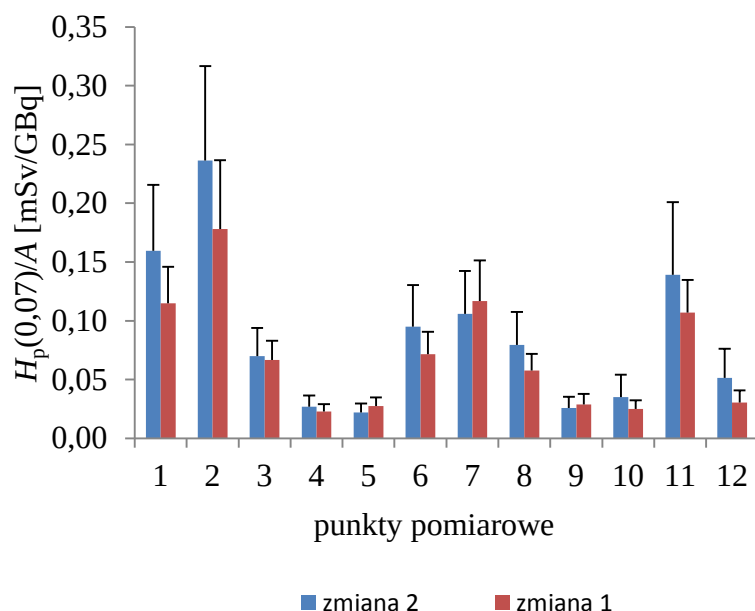


Rys. 45. Wartości średnie $H_p(0,07)/A$ rejestrowane na rękach *Pielęgniarki 4*, *Pielęgniarki 5*, *Pielęgniarki 6* oraz *Pielęgniarki 7*.

Najwyższą wartość znormalizowanej dawki $H_p(0,07)/A$ dla *Pielęgniarki 4* zarejestrowano na opuszcze kciuka ręki lewej – $(0,81 \pm 0,19)$ mSv/GBq. Dla *Pielęgniarki 5* najwyższa wartość $H_p(0,07)/A$ została zmierzona dla palca wskazującego ręki lewej i wyniosła $(5,57 \pm 0,19)$ mSv/GBq. W przypadku *Pielęgniarki 6* najwyższa wartość dawki $H_p(0,07)/A$ została zarejestrowana także dla kciuka ręki lewej – $(0,83 \pm 0,10)$ mSv/GBq. Dla *Pielęgniarki 7* najwyższą wartość dawki $H_p(0,07)/A$ – $(0,22 \pm 0,14)$ mSv/GBq – zmierzono dla kciuka ręki lewej. Ilość danych zebranych w ciągu jednego dnia pracy dla poszczególnych pielęgniarek pozwala na porównanie rozkładów dawek $H_p(0,07)/A$ dla *Pielęgniarki 5* oraz *Pielęgniarki 6*. Stwierdzono brak statystycznie znaczących różnic dla opuszki palca małego ręki lewej oraz opuszki kciuka, palca środkowego i nasady palca środkowego ręki prawej.

W przypadku *Pielęgniarek 4*, *5* oraz *6* wyższe dawki rejestrowały detektory rozmieszczone – podobnie jak w przypadku pielęgniarek z placówki PET I – na opuszkach trzech palców ręki lewej. Jedyna różnica dotyczy *Pielęgniarki 7*. Pielęgniarki z ośrodka PET II, podobnie jak pielęgniarki zatrudnione w PET I, wykonują iniekcję radiofarmaceutyków w sposób analogiczny do iniekcji preparatów niepromieniotwórczych.

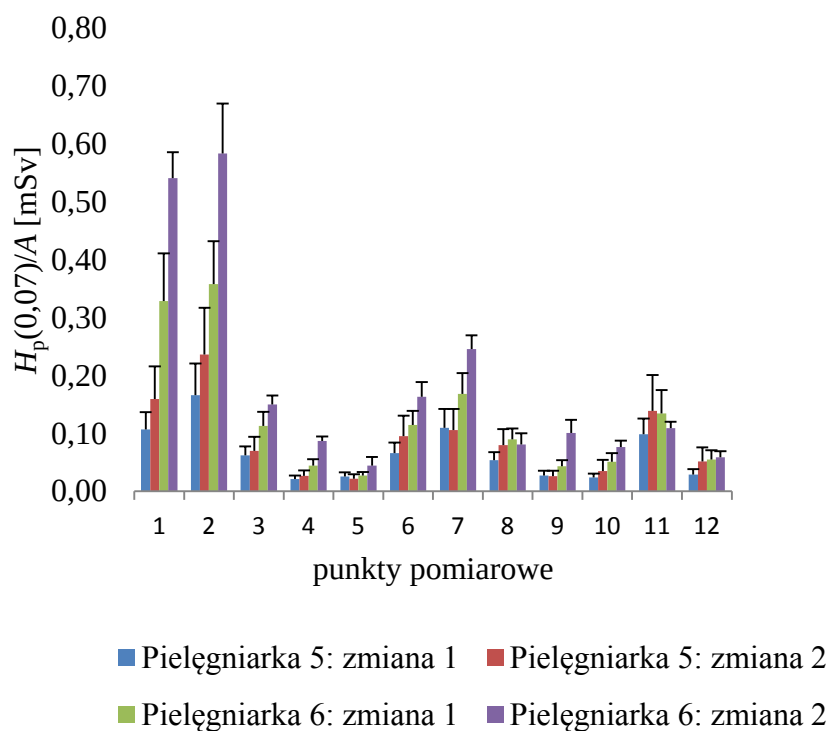
Podobnie jak w przypadku placówki PET I sprawdzono wpływ zmianowego systemu pracy na rozkład dawek rejestrowanych przez TLD na opuszkach palców pielęgniarek. Rysunek 46 przedstawia wartości średnie $H_p(0,07)/A$ rejestrowane na rękach pielęgniarek zatrudnionych w ośrodku PET II z uwzględnieniem zmianowego systemu pracy.



Rys. 46. Wartości średnie $H_p(0,07)/A$ rejestrowane na rękach pielęgniarek zatrudnionych w ośrodku PET II z uwzględnieniem zmianowego systemu pracy.

Analiza statystyczna uzyskanych rozkładów dawek dla zmiany 1 oraz zmiany 2 wykazała brak znamiennych różnic.

Sprawdzono także czy kolejność dyżuru pełnionego przez pielęgniarkę może mieć wpływ, na wartości rejestrowane przez TLD. Rysunek 47 prezentuje wartości średnie $H_p(0,07)/A$ dla *Pielęgniarki 5* i *Pielęgniarki 6* z ośrodka PET II z uwzględnieniem kolejności dyżurów.



Rys 47. Wartości średnie $H_p(0,07)/A$ dla *Pielęgniarki 5* i *Pielęgniarki 6* z uwzględnieniem kolejności dyżurów.

Statystycznie znaczącą różnicę w przypadku *Pielęgniarki 6* stwierdzono dla opuszki palca środkowego ręki lewej ($p = 0,025$). W przypadku *Pielęgniarki 5* porównanie zmiany roboczej pierwszej i drugiej pozwala stwierdzić brak statystycznie znaczącej różnicy dla poszczególnych punktów pomiarowych.

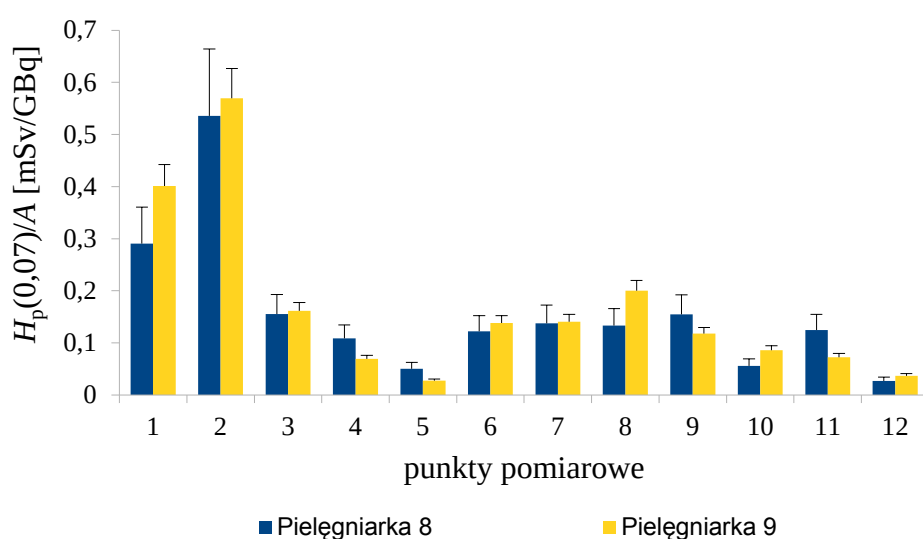
6.3.3. Ośrodek diagnostyczny PET III

Trzeci ośrodek diagnostyczny (PET III), w którym przeprowadzono badania dozymetryczne to zakład medycyny nuklearnej świadczący szeroki zakres usług diagnostycznych z wykorzystaniem szerokiej gamy produktów radiofarmaceutycznych. W przypadku ^{18}F -FDG placówka ta korzysta z usług zewnętrznego ośrodka produkującego radiofarmaceutyki. 5-dniowe pomiary dozymetryczne przeprowadzono w tym ośrodku w trakcie rutynowej pracy dwóch pielęgniarek dokonujących iniekcji ^{18}F -FDG. W tabeli 11 zamieszczono podstawowe dane zgromadzone w trakcie realizacji pomiarów dozymetrycznych w placówce PET III.

Tabela 11. Podstawowe dane uzyskane w trakcie pomiarów dozymetrycznych w PET III.

Lp.	Wielkość	Wartość
1	Średnia aktywność ^{18}F -FDG podawana pacjentowi	324,52 MBq
2	Ogólna liczba pacjentów diagnozowanych w trakcie pomiarów dozymetrycznych	55
3	Średnia liczba pacjentów diagnozowanych podczas 1 dnia pracy	11

Rysunek 48 prezentuje uśrednione wartości dawek $H_p(0,07)/A$ uzyskane dla dwóch pielęgniarek uczestniczących w pomiarach dozymetrycznych.



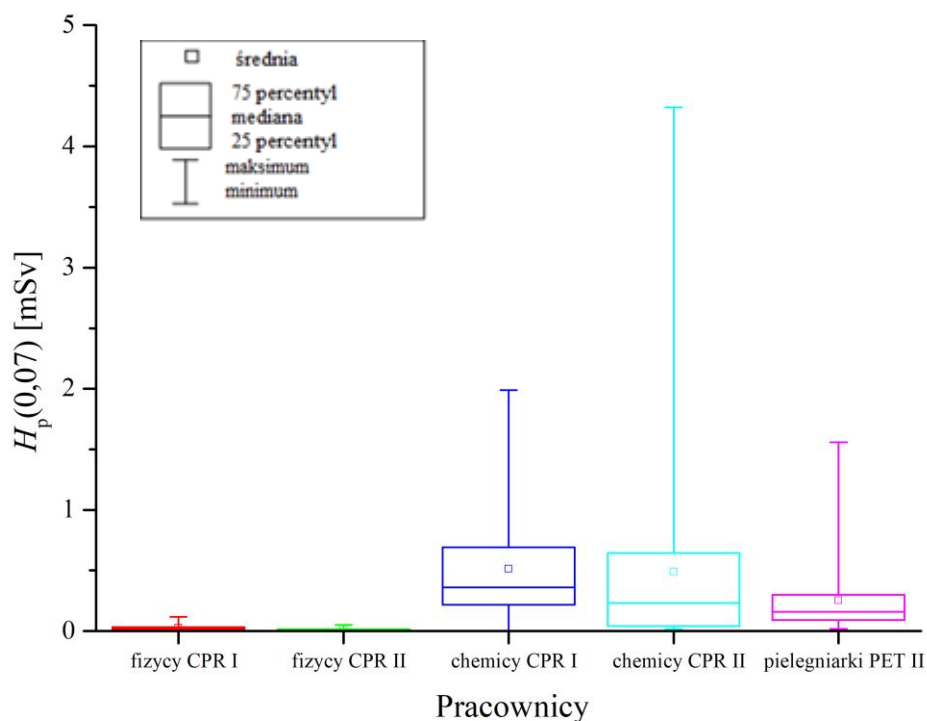
Rys. 48. Wartości średnie $H_p(0,07)/A$ rejestrowane przez TLD umieszczone na rękach *Pielęgniarki 8* oraz *Pielęgniarki 9*.

Podobny charakter narażenia opuszek palców (jak w przypadku pielęgniarek z ośrodka PET I oraz PET II), zwłaszcza ręki lewej, pielęgniarek zatrudnionych w PET III zdaje się potwierdzać ogólną praktykę iniekcji radiofarmaceutyków realizowaną przez pielęgniarki. Ręka niedominująca jest bardziej narażona ze względu na technikę iniekcji nieprzystosowaną do podawania produktów zawierających izotopy promieniotwórcze. Najwyższa zanotowana znormalizowana dawka $H_p(0,07)/A$ dla palca wskazującego *Pielęgniarki 8* wyniosła $(0,54 \pm 0,01)$ mSv/GBq. W przypadku *Pielęgniarki 9* najwyższą dawkę $H_p(0,07)/A$ zarejestrowano także dla palca wskazującego i wyniosła ona $(0,57 \pm 0,04)$ mSv/GBq. Ilość uzyskanych danych pomiarowych dla *Pielęgniarki 8* nie pozwoliła na statystyczną weryfikację zgodności rozkładów wartości dawek dla obu pielęgniarek.

7. Dyskusja

7.1. Struktury zawodowe pracowników placówek produkujących ^{18}F -FDG

Rysunek 49 prezentuje wartości $H_p(0,07)$ rejestrowane podczas jednego dnia pracy na rękach personelu zatrudnionego w placówkach CPR I oraz CPR II produkujących ^{18}F -FDG z uwzględnieniem struktury zawodowej pracowników.

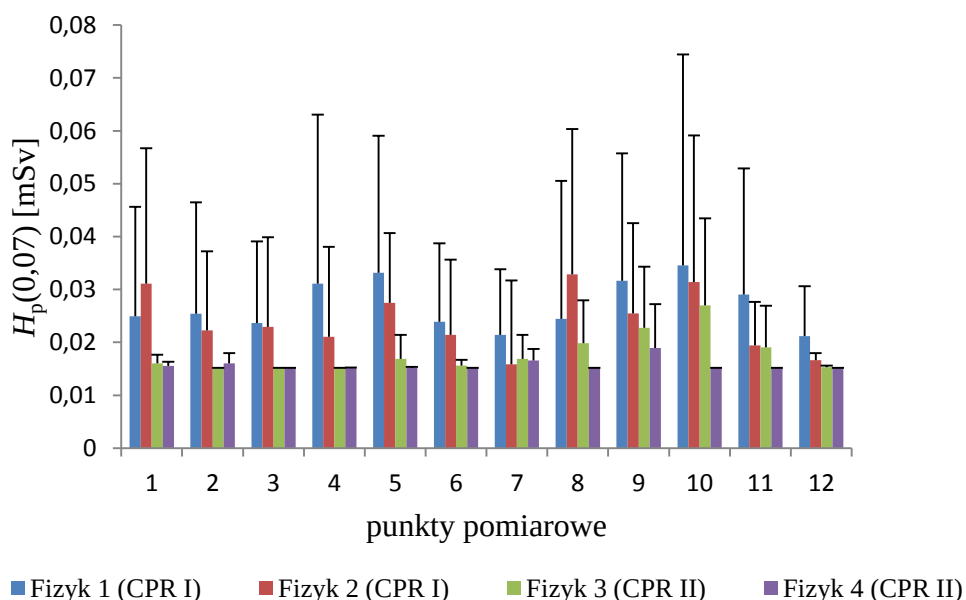


Rys. 49. Wartości $H_p(0,07)$ rejestrowane podczas jednego dnia pracy na rękach personelu w zakładach produkujących ^{18}F -FDG z uwzględnieniem struktury zawodowej.

Największe różnice wartości $H_p(0,07)$ rejestrowanych podczas jednego dnia pracy dotyczą chemików, w szczególności tych zatrudnionych w ośrodku CPR II. Spowodowane jest to różnorodnością i rozpiętością procedur produkcyjnych wykonywanych przez osoby reprezentujące tę grupę zawodową. W następnym kroku przeprowadzono szczegółową analizę poszczególnych procedur produkcyjnych realizowanych w obu placówkach produkcyjnych przy uwzględnieniu struktury zatrudnienia.

7.2. *Narażenie rąk fizyków podczas obsługi cyklotronu*

Obsługa cyklotronu to procedura, podczas której wartości dawek $H_p(0,07)$ dla pracowników ośrodka CPR I są średnio wyższe w porównaniu z rejestrowanymi przez detektory umieszczone na rękach zatrudnionego w ośrodku CPR II personelu realizującego tę samą procedurę. W zakresie zadania związanego z obsługą cyklotronu czynności wykonywane przez fizyków zatrudnionych w placówce CPR II oraz fizyków z ośrodka CPR I różnią się. Na rysunku 50 przedstawiono wartości średnie $H_p(0,07)$ rejestrowane w ciągu jednego dnia pracy fizyków obsługujących cyklotron w ośrodku CPR I oraz CPR II.

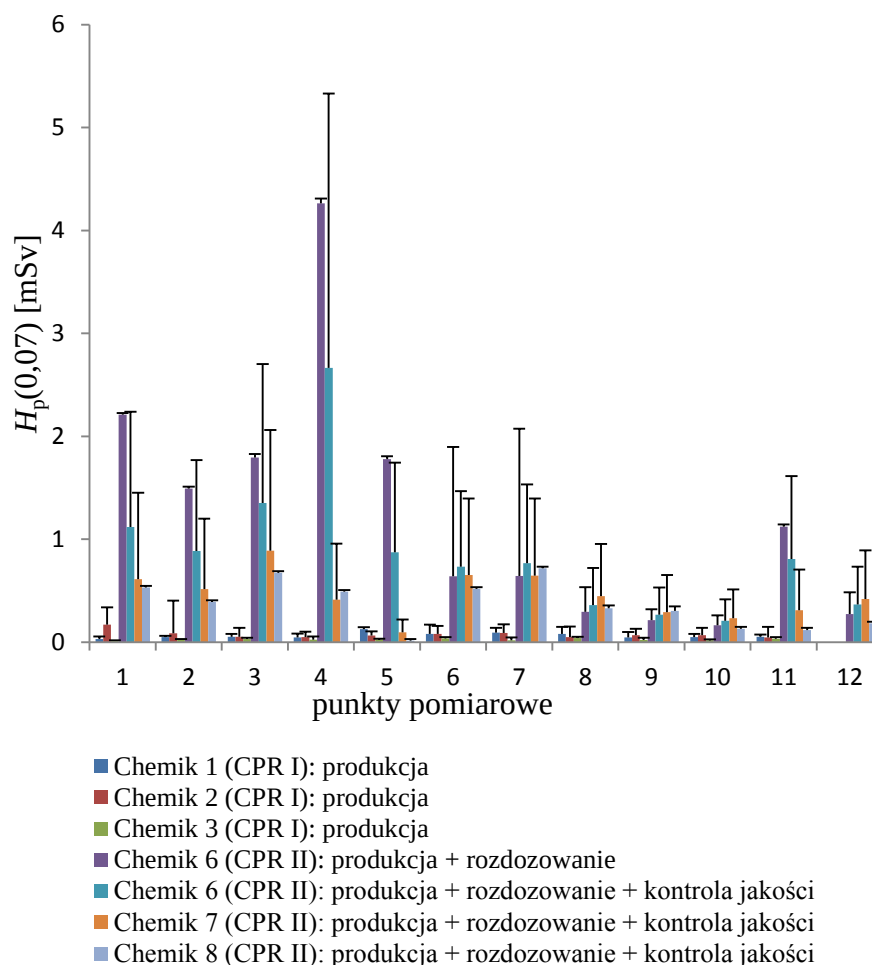


Rys. 50. Wartości średnie $H_p(0,07)$ rejestrowane w ciągu jednego dnia pracy fizyków obsługujących cyklotron w ośrodku CPR I oraz CPR II.

Wyższe wartości dawek $H_p(0,07)$ rejestrowane na opuszkach palców *Fizyka 1* oraz *Fizyka 2* (obaj pracownicy zatrudnieni w CPR I) wynikają z dodatkowych czynności, które wykonują fizycy zatrudnieni w tym ośrodku. Oprócz obsługi cyklotronu do zadań fizyków zatrudnionych w CPR I należy także domknięcie wieka pojemnika osłonnego, w którym radiofarmaceutyk zostaje wysłany do centrów diagnostycznych. To „rozszerzenie” obowiązków fizyków skutkuje zwiększeniem średniej dawki $H_p(0,07)$ przeciętnie o 0,01 mSv na dzień pracy w porównaniu z dawkami, jakie uzyskują *Fizyk 3* oraz *Fizyk 4* z ośrodka CPR II.

7.3. *Narażenie rąk pracowników podczas procedury produkcji ^{18}F -FDG*

Rysunek 51 prezentuje wartości średnie $H_p(0,07)$ rejestrowane w ciągu jednego dnia pracy pracowników realizujących procedury produkcji ^{18}F -FDG w CPR I oraz CPR II z uwzględnieniem struktury zawodowej pracowników.



Rys. 51. Wartości średnie $H_p(0,07)$ rejestrowane w ciągu jednego dnia pracy chemików realizujących procedury produkcji ^{18}F -FDG w ośrodkach CPR I oraz CPR II z uwzględnieniem struktury zawodowej pracowników.

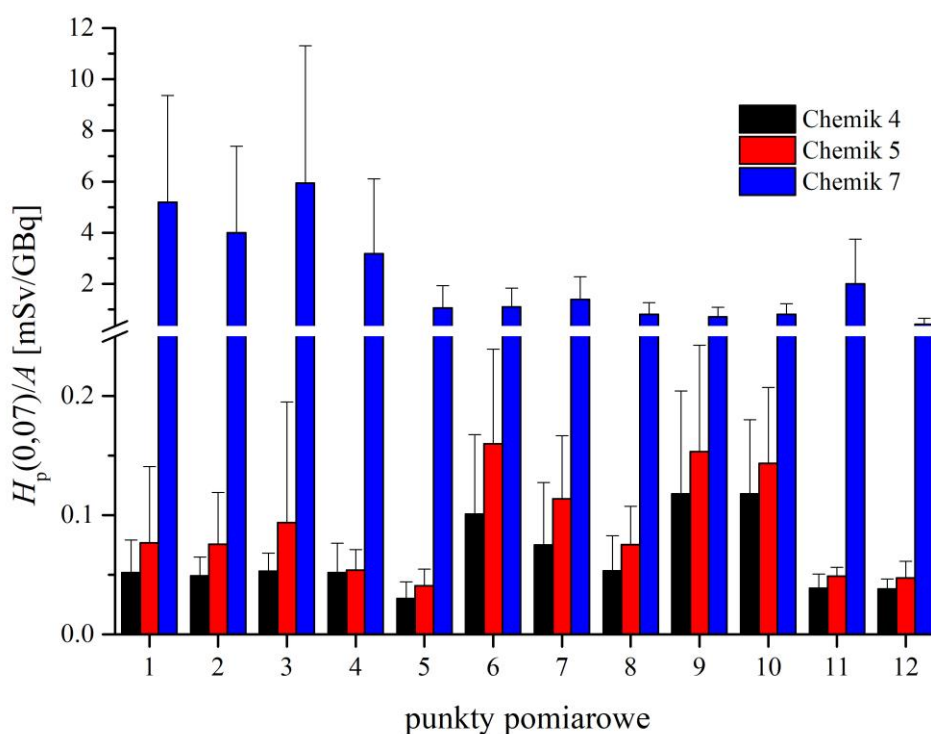
Najwyższe wartości $H_p(0,07)$ zanotowane w ciągu jednego dnia pracy obejmują zasadniczo chemików zatrudnionych w CPR II. Chemicy (1, 2, 3) zatrudnieni w placówce CPR I realizują wyłącznie procedurę produkcji ^{18}F -FDG. Chemicy zatrudnieni w CPR II realizują najczęściej procedury „łączone”, tzn. realizują elementy dwóch lub trzech etapów

produkcji ^{18}F -FDG. W trakcie wykonywania pomiarów dozymetrycznych *Chemik 6*, *Chemik 7* oraz *Chemik 8* zatrudnieni w CPR II łączyli elementy produkcji i dozowania aktywności dla pacjenta bądź wykonywali elementy wszystkich trzech etapów produkcji radiofarmaceutyku, tj. zarówno produkcję, kontrolę jakości oraz dozowanie aktywności ^{18}F -FDG. Maksymalna dawka w ciągu jednego dnia pracy wyniosła dla *Chemika 6* zatrudnionego w CPR II w trakcie procedur produkcji, kontroli jakości oraz dozowania aktywności dla pacjentów ($4,32 \pm 0,07$) mSv (opuszka palca serdecznego ręki niedominującej – lewej). W przypadku tego samego pracownika i dodatkowo w tym samym punkcie pomiarowym odnotowano najwyższą dawkę: ($4,26 \pm 0,03$) mSv w trakcie realizacji procedury złożonej z produkcji oraz dozowania aktywności pacjentom.

Wydaje się, że system pracy polegający na łączeniu procedur produkcyjnych realizowany w CPR II w porównaniu do placówki CPR I stanowi źródło wyższych dawek $H_p(0,07)$ dla personelu realizującego procedury produkcji oraz kontroli jakości radiofarmaceutyku. Wyjaśnienie tego faktu związane jest z tym, że pracownik wykonujący elementy procedury kontroli jakości radiofarmaceutyku łączone z innymi nawet zautomatyzowanymi procedurami jakimi są produkcja czy dozowanie aktywności uzyskuje wyższe dawki promieniowania jonizującego. A zatem ten sposób postępowania można określić jako czynnik niesprzyjający optymalizacji ochrony radiologicznej pracownika Zasada optymalizacji naruszana jest także, wskutek angażowania większej liczby pracowników do pracy przy otwartym źródle promieniowania.

7.4. *Narażenie rąk pracowników podczas procedury kontroli jakości ^{18}F -FDG*

W placówce produkcyjnej CPR II nie ma wyraźnego przypisania pracownika do określonej procedury, niemniej jednak procedurę kontroli jakości udało się wyodrębnić w przypadku jednego pracownika. Porównano wartości średnie dawek $H_p(0,07)$ przeliczonych na aktywność w przypadku pracowników działu kontroli jakości z ośrodka CPR I oraz CPR II. Wartości dawek $H_p(0,07)/A$ dla tej grupy zawodowej zaprezentowano na rysunku 52.



Rys. 52. Rozkład wartości średnich $H_p(0,07)/A$ na ręce lewej i prawej dwóch pracowników działu kontroli jakości z placówki CPR I oraz jednego pracownika CPR II.

Warto zauważyć, że najwyższe dawki znormalizowane dotyczą pracownika CPR II – jednostki, która produkuje ^{18}F -FDG jedynie na użytek sąsiadującej z produkcją placówki diagnostycznej (PET II).

Mimo, iż procedury obejmujące kontrolę jakości wytworzonego radiofarmaceutyku w obu placówkach produkcyjnych są zbliżone, to średnie wartości $H_p(0,07)$ w przeliczeniu na jednostkę aktywności, zwłaszcza w przypadku ręki lewej chemika z CPR II, są co najmniej o jeden rząd wielkości wyższe w porównaniu z dawkami uzyskanymi przez dwóch chemików z CPR I.

Metodyka przeprowadzania kontroli jakości wyprodukowanego radiofarmaceutyku oraz stanowisko przeznaczone do kontroli jakości w obu placówkach wyglądają identycznie.

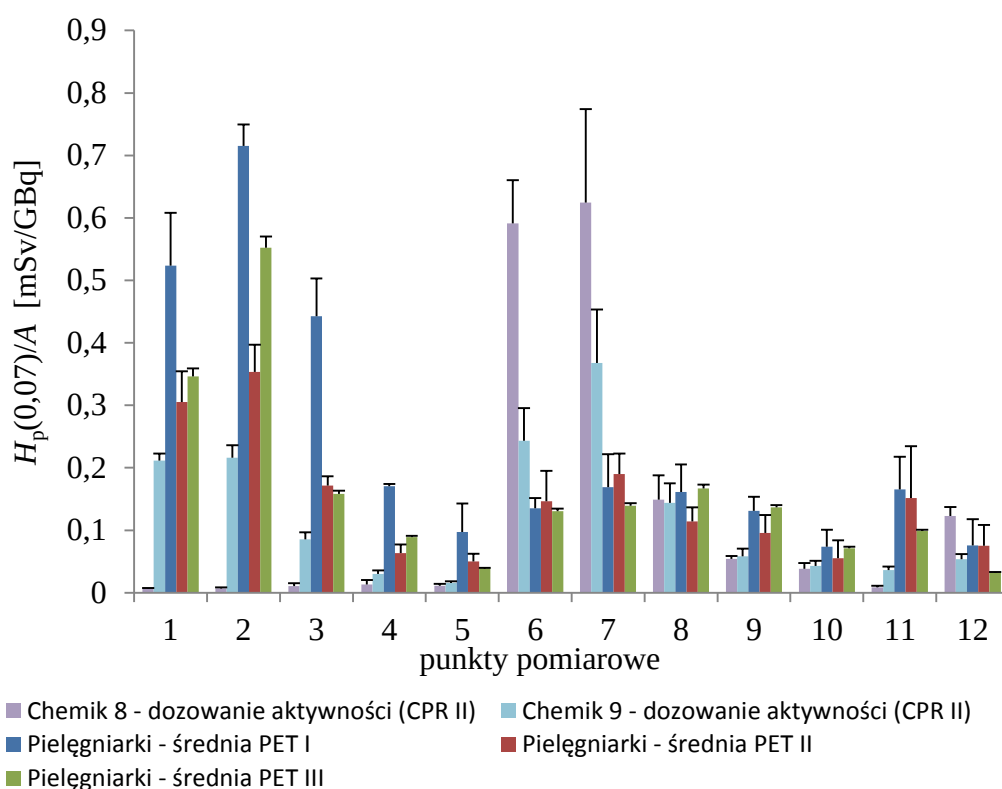
Czynności wykonywane przez chemików w ramach kontroli jakości oraz wszystkie parametry techniczne w szczególności aktywności radiofarmaceutyku opisane są w farmakopei polskiej, tak więc muszą być one realizowane zasadniczo w dokładnie taki sam sposób. Zatem jedynym czynnikiem, mogącym mieć bezpośredni wpływ na wartości rejestrowanych podczas procedury kontroli jakości dawek, jest sprawność manualna pracownika, a co za tym idzie czas potrzebny na wykonanie procedury. W CPR I *Chemik 4* oraz *Chemik 5* realizują jedynie procedurę kontroli jakości. Codzienne powtarzanie tych samych czynności w ramach kontroli jakości sprzyja manualnej sprawności pracownika tym

bardziej, że w trakcie jednego dnia pracy mogą być realizowane co najmniej dwie serie produkcyjne.

Organizacja produkcji ^{18}F -FDG realizowana w CPR II umożliwia dzielenie poszczególnych czynności w ramach procedury kontroli jakości radiofarmaceutyku pomiędzy Chemikami (6,7,8). To z kolei oznacza niższy stopień wyspecjalizowania w realizacji pełnej procedury kontroli jakości. Stąd też kiedy sporadycznie jeden chemik zmuszony jest wykonać pełną kontrolę jakości oznacza to dłuższy czas kontaktu pracownika z izotopem, a tym samym wyższe wartości dawek rejestrowanych na opuszkach palców. Taki sposób pracy nie sprzyja optymalizacji ochrony radiologicznej.

7.5. *Narażenie rąk pracowników podczas procedury dozowania oraz iniekcji ^{18}F -FDG*

Indywidualną procedurę dozowania aktywności ^{18}F -FDG dla poszczególnych pacjentów realizowało dwóch chemików. Rysunek 53 prezentuje wartości średnie $H_p(0,07)/A$ dla dwóch chemików realizujących wyłącznie procedurę dozowania aktywności dla poszczególnych pacjentów oraz dziewięciu pielęgniarek dokonujących iniekcji ^{18}F -FDG pacjentom.



Rys. 53. Wartości średnie $H_p(0,07)/A$ rejestrowane w poszczególnych punktach pomiarowych na rękach personelu chemików dozujących aktywność ^{18}F -FDG dla pacjentów oraz pielęgniarek dokonujących iniekcji radiofarmaceutyku.

Procedury realizowane przez chemików i pielęgniarki są różne, nie mniej jednak różnica aktywności, którą chemicy dozowali dla pacjentów i ta którą podają pielęgniarki nie różni się w praktyce. Jest to spowodowane faktem, że indywidualna dawka ^{18}F -FDG dozowana jest tuż przed podaniem pacjentowi. Różnicę w czasie stanowi kwestia wyjęcia strzykawki z dyspensera, włożenie jej do pojemnika osłonnego i podanie pielęgniarcie na chwilę przed iniekcją.

7.6. Analiza wyników z programu GEANT4

Celem serii symulacji przeprowadzonych z wykorzystaniem oprogramowania GEANT4 było określenie narażenia ręki dominującej pielęgniarek dokonujących iniekcji ^{18}F -FDG oraz chemików wykonujących procedurę kontroli jakości. Za pomocą symulacji uzyskano informacje o wartościach dawek pochłoniętych. Przeprowadzenie symulacji odzwierciedlających warunki narażenia personelu wymagało znajomości czasu kontaktu pracownika z radiofarmaceutyką, a ściślej z izotopem promieniotwórczym oraz aktywności radiofarmaceutyku.

Procedury wzorcowe zawarte w Obwieszczeniu Ministra Zdrowia z dnia 22 grudnia 2014 roku w sprawie ogłoszenia wykazu wzorcowych procedur radiologicznych z zakresu medycyny nuklearnej podają, że aktywność ^{18}F -FDG podawana pacjentom mieści się w przedziale od 400 do 700 MBq [110]. W trakcie pomiarów dozymetrycznych w jednostkach produkcyjnych oraz diagnostycznych ustalono, że aktywność radiofarmaceutyku trafiającego do działu kontroli jakości oraz podawana pacjentom podczas iniekcji wynoszą około 300 MBq. Przyjęto zatem, że parametr wejściowy symulacji, jakim jest aktywność, wyniesie 300 MBq. Drugi z parametrów – czas, rozumiany jako czas iniekcji radiofarmaceutyku oraz rozdziału aktywności w dziale kontroli jakości – ustalono na 120 sekund. Aktywność tę należało podać w jednostkach uwzględniających liczbę atomów fluoru 18, zgodnie z metodyką opisaną w rozdziale 5.9.3. Na rysunku 54 przedstawiono zrzut ekranu konsoli z uzyskanymi wynikami przykładowej symulacji.

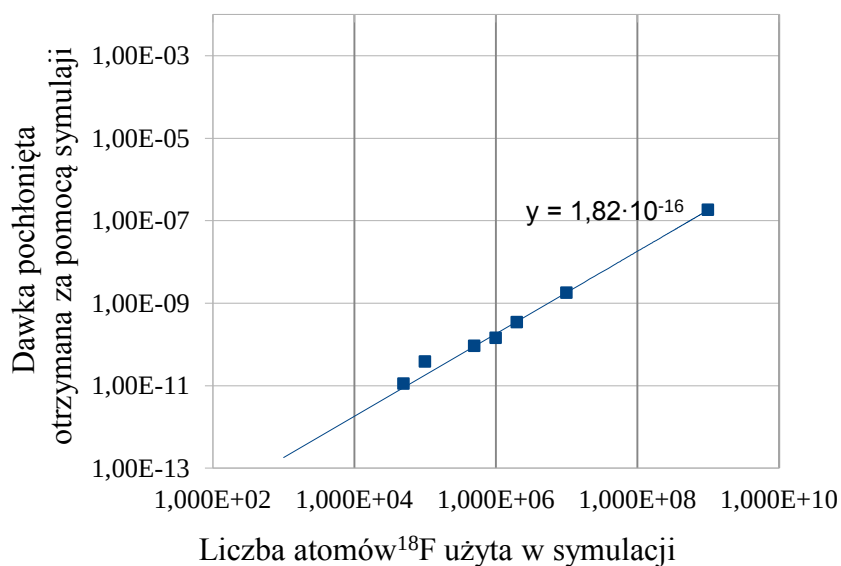
```
The run was 110000000 events
Total dose in finger1 : 1.7814 nanoGy
Total dose in finger2 : 56.852 nanoGy
Total dose in finger3 : 53.4401 nanoGy
Total dose in finger4 : 21.7724 nanoGy
Total dose in finger5 : 10.9513 nanoGy
Total dose in srodekreki : 670.854 picoGy
Total dose in MCPfinger1 : 0 picoGy
Total dose in MCPfinger2 : 7.63295 nanoGy
Total dose in MCPfinger3 : 4.78596 nanoGy
Total dose in MCPfinger4 : 3.89025 nanoGy
Total dose in MCPfinger5 : 3.53524 nanoGy
Total dose in MCPwskaz : 56.3494 nanoGy
-----
WARNING: 100 events have been kept for refreshing and/or reviewing.
"/vis/reviewKeptEvents" to review them.
WARNING: G4VisManager::EndOfRun: Automatic event keeping was suspended.
The number of events in the run exceeded the maximum, 100, that may be
kept by the vis manager.
The number of events kept by the vis manager can be changed with
"/vis/scene/endOfEventAction accumulate <N>", where N is the
maximum number you wish to allow. N < 0 means "unlimited".
Idle> █
```

Rys. 54. Zrzut ekranu konsoli programu symulacyjnego z przykładowymi wynikami dla palców ręki prawej. Numery od 1 do 5 oznaczają kolejne palce, poczynając od kciuka.

Pierwsze próby przeprowadzenia symulacji wykonano dla różnej liczby atomów ^{18}F , nieodpowiadającej aktywności równej 300 MBq. Pozwoliło to stwierdzić, że czas potrzebny na wykonanie symulacji komputerowej, dla właściwej liczby atomów ($3,6 \cdot 10^{10}$) wynosiłby kilkaset dni. W celu przyspieszenia obliczeń zastosowano podejście polegające na przeprowadzeniu symulacji dla mniejszej liczby atomów i aproksymacji uzyskanych wyników do liczby odpowiadającej zadanej aktywności radiofarmaceutyku. Początkowo symulacje przeprowadzono dla liczby atomów wynoszącej 100, 1000, 10000 itd. Następnie określono zależność liniową pomiędzy liczbą atomów użytych w symulacji a dawką, uzyskaną w rezultacie symulacji dla każdego z pięciu palców. Tabela 12 przedstawia wartości dawki pochłoniętej dla poszczególnych palców w zależności od liczby atomów użytych w symulacji. Rysunek 55 przedstawia przykład zależności uzyskanej dla ustalonej liczby atomów ^{18}F a wartością dawki pochłoniętej dla kciuka.

Tabela 12. Wartości dawki pochłoniętej dla poszczególnych palców w zależności od liczby atomów ^{18}F użytych w programie.

Liczba atomów ^{18}F	Dawka pochłonięta wysymulowana w obszarze palców ręki dominującej [Gy]				
	Kciuk	Palec wskazujący	Palec środkowy	Palec serdeczny	Palec mały
1000	0	2,0462E-12	1,3658E-11	6,3985E-12	0
5000	0	3,6209E-11	1,821E-11	1,6694E-11	0
10000	0	4,9285E-11	6,2208E-11	1,8844E-11	9,4654E-12
50000	1,12E-011	2,6213E-10	2,4726E-10	1,398E-10	5,1868E-11
100000	3,8438E-11	5,1257E-10	5,902E-10	2,1147E-10	1,2747E-10
500000	9,2485E-11	2,9315E-09	2,7716E-09	1,1074E-09	5,0816E-10
1000000	1,4426E-10	5,727E-09	5,5612E-09	2,0474E-09	1,0684E-12
2000000	3,4626E-10	1,185E-08	1,0851E-08	4,3952E-09	2,2668E-12
10000000	1,7814E-09	5,6852E-08	5,344E-08	2,1772E-08	1,0951E-08
1000000000	1,8196E-07	5,736E-06	5,2399E-06	2,1556E-06	1,07E-06



Rys. 55. Zależność wartości dawki pochłoniętej od liczby atomów ^{18}F użytych w symulacji określona dla kciuka.

Analiza uzyskanych w ten sposób wyników pokazała, że dla każdego z wymodelowanych palców występuje liniowa zależność pomiędzy liczbą atomów ^{18}F , dla których przeprowadzono symulacje, a uzyskaną wartością dawki pochłoniętej. Współczynnik R^2 dla prostych określonych dla każdego z palców utrzymywał się na poziomie 0,99.

Współczynniki kierunkowe uzyskano dla każdego z pięciu palców. Przeprowadzono kilkadziesiąt serii symulacji dla zadanej liczby atomów ^{18}F uzyskując określone wartości dawek pochłoniętych w pięciu palcach. Uzyskane wartości dawek pochłoniętych dla danego palca uśredniono, a następnie wykreślono zależność liczby atomów ^{18}F użytych w symulacji od wartości dawki w celu określenia współczynnika kierunkowego prostej. Wykorzystując uzyskane wyniki aproksymowano dawki dla ustalonej wartości aktywności odpowiadającej 300 MBq.

W tabeli 13 zaprezentowano określone wartości współczynnika kierunkowego prostej dla każdego z palców wymodelowanych w symulacji z użyciem oprogramowania GEANT4.

Tabela 13. Wartości współczynnika kierunkowego prostej dla każdego z wymodelowanych palców.

Palec	współczynnik kierunkowy prostej [mGy/l. atomów]
kciuk	1,80E–16
wskazujący	5,68E–15
środkowy	5,25E–15
serdeczny	2,16E–15
mały	1,07E–15

Liczba $3,6 \cdot 10^{10}$ atomów fluoru 18 odpowiada aktywności 300 MBq. Wykorzystując wartości współczynników kierunkowych określonych dla każdego palca oraz liczbę atomów odpowiadających 300 MBq aktywności ^{18}F -FDG obliczono wartości dawek pochłoniętych dla każdego z pięciu palców ręki dominującej. Uzyskane wyniki zaprezentowano w tabeli 14.

Tabela 14. Wartości dawki pochłoniętej uzyskane w wyniku symulacji komputerowej dla palców ręki dominującej.

Palec	Wartość dawki pochłoniętej [mGy]
kciuk	0,006
wskazujący	0,204
środkowy	0,189
serdeczny	0,078
mały	0,039

Wyniki uzyskane drogą symulacji komputerowej wskazują, że w przypadku ręki dominującej, wykonującej manualne czynności z użyciem osłoniętej strzykawki zawierającej ^{18}F -FDG o aktywności rzędu 300 MBq w czasie 120 sekund, najmniej narażonym palcem jest kciuk. Najwyższe narażenie obejmuje palce wskazujący i środkowy. Dawki pochłonięte dla tych palców wynoszą odpowiednio 0,204 mGy oraz 0,189 mGy.

Wyniki symulacji komputerowych porównano z wynikami pomiarów dozymetrycznych uzyskanych dla jednej z pielęgniarek z ośrodka PET I, dla 2 pielęgniarek z ośrodka PET II oraz dla chemika wykonującego procedurę kontroli jakości z ośrodka CPR I. Wybrano takie serie pomiarowe, w trakcie których aktywność radiofarmaceutyku w strzykawce pracownika wynosiła około 300 MBq. Tabela 15 przedstawia wartości dawek równoważnych uzyskane w wyniku pomiarów dozymetrycznych oraz symulacji komputerowych. W celu porównania wyników pomiarów dozymetrycznych z wynikami symulacji przeliczono wartości dawki pochłoniętej na wartości dawki równoważnej, korzystając ze współczynnika wagowego w_R , określonego dla promieniowania gamma.

Tabela 15. Wartości dawek równoważnych uzyskane w wyniku pomiarów dozymetrycznych oraz symulacji komputerowych.

	Dawka [mSv]				
Palec	Symulacja	Pielęgniarka – ośrodek PET I	Pielęgniarka – ośrodek PET II	Pielęgniarka – ośrodek PET II	Chemik – kontrola jakości
kciuk	0,006	0,044	0,052	0,078	0,015
wskazujący	0,204	0,160	0,269	0,188	0,153
środkowy	0,189	0,106	0,119	0,027	0,130
serdeczny	0,078	0,002	0,077	0,050	0,163
mały	0,039	0,064	0,079	0,060	0,056

Wyniki zaprezentowane w tabeli 15 pozwalają wysnuć następujące wnioski.

Wyniki przeprowadzonych symulacji prawidłowo identyfikują szczególnie narażone opuszki palców ręki dominującej pielęgniarek wykonujących iniekcję ^{18}F -FDG i chemików dokonujących kontroli jakości radiofarmaceutyku.

Uzyskane drogą symulacji wartości dawek dla opuszek palców wskazującego i środkowego personelu pielęgniarstwa i chemików mieszczą się w przedziale ograniczonym wartościami minimum i maksimum, otrzymanymi w wyniku zrealizowanych pomiarów dozymetrycznych w ośrodkach diagnostycznych oraz produkcyjnych. Jedynie w przypadku opuszki palca serdecznego pielęgniarki dawka równoważna wyznaczona w symulacji nieznacznie przekracza wartość maksymalną $H_p(0,07)$ zmierzoną przez detektor termoluminescencyjny. Największe różnice wartości dawek $H_p(0,07)$ przy porównaniu wyników pomiarów dozymetrycznych i symulacji komputerowych dotyczą opuszki kciuka i małego palca.

W przypadku kciuka różnicę tę tłumaczy zmiana pozycji tłoka strzykawki w trakcie procedury iniekcji radiofarmaceutyku. Kciuk naciska na tłok, wtłaczając znajdujący się w strzykawce radiofarmaceutyk w żyłę pacjenta. W przeprowadzonej symulacji przyjęto, że tłok strzykawki jest nieruchomy.

Drugim aspektem symulacji komputerowej, który może mieć wpływ na uzyskane rezultaty, jest konstrukcja osłony strzykawki. W przypadku symulacji w środowisku GEANT4 zastosowano nie tylko osłonę na korpus strzykawki, ale także na tę jej część, gdzie umieszczony jest tłok. Zaimplementowana osłona miała postać małego walca wypełnionego wolframem o średnicy odpowiadającej średnicy strzykawki i grubości wynoszącej kilka milimetrów. Zastosowanie takiego rozwiązania skutkowało ochroną kciuka przed promieniowaniem gamma emitowanym od strony tłoka strzykawki. Tego typu rozwiązań nie stosuje się w osłonach używanych w placówkach produkcyjnych i diagnostycznych.

Ogólny wniosek jest jednak taki, że przygotowany program symulacyjny jest narzędziem, które skutecznie obrazuje narażenie szczególnie tych palców, dla których w pomiarach dozymetrycznych uzyskano najwyższe wartości dawek równoważnych na skórę palców.

Przygotowany program symulacyjny stanowi także dobre narzędzie optymalizacji ochrony radiologicznej pracowników placówek diagnostycznych typu PET oraz ośrodków produkujących radiofarmaceutyki na bazie ^{18}F . Ponadto możliwość łatwego dostosowania programu do różnych znaczników stosowanych w medycynie nuklearnej sprawia, że program może być używany do symulacji dawek równoważnych, uzyskiwanych przez personel zakładów medycyny nuklearnej stosujących nie tylko znaczniki pozytonowe.

7.7. Szacunkowe narażenie roczne pracowników ośrodków produkujących ^{18}F -FDG

Kontrola narażenia pracowników na promieniowanie jonizujące jest jednym z elementów systemu ochrony radiologicznej. Założeniem tego systemu jest między innymi spełnienie wymagań dotyczących ograniczenia narażenia na promieniowanie jonizujące. Stąd też wynika potrzeba oszacowania rocznego narażenia rąk pracowników zatrudnionych w ośrodkach produkujących ^{18}F -FDG.

W przypadku pracowników placówki CPR I, maksymalna roczna wartość dawki równoważnej na skórę została oszacowana przy założeniu 300 procedur produkcyjnych realizowanych w ciągu roku w placówce. W oszacowaniu rocznej dawki wzięto pod uwagę jedynie najbardziej narażone opuszki palców. W przypadku pracowników placówki CPR II założono, że produkcja ^{18}F -FDG odbywa się 3 razy w tygodniu, co daje 120 dni roboczych w roku. Roczne narażenie opuszek palców przeprowadzono z uwzględnieniem systemu pracy placówek. Oszacowane wartości roczne dawek równoważnych na skórę pracowników uwzględniające strukturę zawodową placówek zaprezentowano w tabeli 16.

Tabela 16. Maksymalne roczne wartości $H_p(0,07)$ oszacowane dla pracowników jednostek CPR I i CPR II [111].

Grupa zawodowa/CPR	Maksymalna szacunkowa roczna wartość dawki $H_p(0,07)$ [mSv]
Fizycy/CPR I	11
Fizycy/CPR II	3
Chemicy/CPR I	445
Chemicy/CPR II	512
Pielęgniarki/CPR II	135

Wartość wyróżniona w tabeli 16 przekracza wartość graniczną dawki, która dla skóry wynosi 500 mSv na rok.

8. Podsumowanie i wnioski

1. Wyodrębniono struktury zawodowe pracowników oraz etapy wytwarzania ^{18}F -FDG w placówkach zajmujących się produkcją komercyjną i niekomercyjną radiofarmaceutyków na bazie izotopów krótkożyciowych.
2. W skład struktury zawodowej pracowników placówek zajmujących się komercyjną produkcją radiofarmaceutyków wchodzi fizycy i chemicy.
3. W skład personelu placówek niekomercyjnych poza fizykami i chemikami uwzględnić należy pielęgniarki dokonujące iniekcji ^{18}F -FDG.
4. Etapy produkcji ^{18}F -FDG zarówno w placówkach komercyjnych jak i niekomercyjnych obejmują: produkcję znacznika promieniotwórczego – ^{18}F , wytwarzanie ^{18}F -FDG oraz kontrolę jakości radiofarmaceutyku.
5. W placówkach dokonujących niekomercyjnej produkcji ^{18}F -FDG realizowana jest procedura iniekcji radiofarmaceutyku poprzedzona dozowaniem aktywności ^{18}F -FDG dla poszczególnych pacjentów.

Wyniki niniejszej pracy upoważniają do wyciągnięcia następujących wniosków:

- Fizycy realizujący procedurę obsługi cyklotronu stanowią grupę zawodową najmniej narażoną na promieniowanie jonizujące.
- Grupą zawodową najbardziej narażoną na promieniowanie jonizujące w placówkach produkujących radiofarmaceutyki na bazie izotopów krótkożyciowych są chemicy.
- Źródło najniższych dawek stanowią procedury obsługi cyklotronu i wytwarzania ^{18}F -FDG pod warunkiem, że procedur tych nie łączy się z innymi procedurami produkcyjnymi.
- Najbardziej obciążającą radiologicznie pracownika jest procedura kontroli jakości.
- Automatyka produkcji ^{18}F -FDG sprzyja optymalizacji ochrony radiologicznej personelu.
- Łączenie zautomatyzowanych procedur produkcyjnych z fragmentami manualnie wykonywanych czynności w ramach kontroli jakości radiofarmaceutyku powoduje wzrost narażenia rąk.
- W przypadku chemików dokonujących dozowania aktywności ^{18}F -FDG realizacja czynności manualnych z użyciem obu rąk sprzyja optymalizacji ochrony radiologicznej pracownika.
- Narażenie rąk pielęgniarek dokonujących iniekcji pacjentowi ^{18}F -FDG nie różni się zasadniczo od narażenia rąk chemików wykonujących procedurę dozowania aktywności ^{18}F -FDG dla pojedynczego pacjenta.
- Najbardziej narażonymi fragmentami ręki niedominującej chemików są opuszki: kciuka, palca wskazującego i środkowego.
- Stosowany w zakładach produkcyjnych pierścionek dozymetryczny odzwierciedla obraz jedynie przybliżonego narażenia chemików, zwłaszcza w przypadku realizacji pełnej procedury kontroli jakości oraz iniekcji radiofarmaceutyku.

- Najbardziej narażona na promieniowanie jonizujące w przypadku pielęgniarek dokonujących iniekcji ^{18}F -FDG jest ręka niedominująca.
- System pracy wpływa na poziom rejestrowanej dawki, a specjalizacja w wykonywaniu określonych czynności/procedur skraca czas ich wykonywania, co skutkuje mniejszymi dawkami.
- Wykazano możliwość przekroczenia wartości granicznej dawki równoważnej na skórę, wynoszącej 500 mSv, dla opuszek palców chemików z ośrodka CPR II realizujących procedury kontroli jakości.
- Algorytm symulacji stworzony za pomocą oprogramowania GEANT4 w sposób prawidłowy identyfikuje najbardziej narażone fragmenty ręki wykonującej manualne czynności z użyciem strzykawki zawierającej ^{18}F -FDG.
- Opracowany algorytm pozwala dostosować go do szerokiej gamy izotopów promieniotwórczych wykorzystywanych w medycynie nuklearnej, rozszerzając możliwości oceny narażenia rąk personelu również do zakładów medycyny nuklearnej.
- Rekomenduje się rutynowe umieszczenie standardowego pierścionka dozymetrycznego na ręce niedominującej w przypadku chemików (kontrola jakości i dozowanie aktywności) i pielęgniarek.
- Rekomenduje się szkolenia z zakresu pracy z otwartymi źródłami promieniowania, obejmujące szczególnie grupę zawodową pielęgniarek.

9. Bibliografia

- [1] J. A. Indulski *Higiena Pracy t. II*, Instytut Medycyny Pracy, 1999
- [2] *Nuclear Physics European Collaboration Committee (NuPECC)*, 2014
- [3] *Działalność Prezesa Państwowej Agencji Atomistyki oraz ocena stanu bezpieczeństwa jądrowego i ochrony radiologicznej w Polsce w 2016 roku*
- [4] A. Strzałkowski *Wstęp do fizyki jądra atomowego*, PWN, 1979
- [5] I. Kaplan, *Fizyka jądrowa*, PWN, 1957
- [6] Publication 103 of the International Commission on Radiological Protection: *Recommendation of the International Commission on Radiological Protection*, 2007
- [7] http://www.edupedia.pl/words/index/show/544476_slownik_chemiczny-skad_chemiczny_organizmu_czowieka.html
- [8] A. P. Breen, J. A. Murphy, *Reactions of oxyl radicalcs with DNA*, Free Radic. Biol., Med., 18: 1033-1077, 1995
- [9] J. Liniecki, *Wpływ małych dawek promieniowania na organizm*, Polskie Towarzystwo Badań Radiacyjnych im. Marii Skłodowskiej-Curie, XIX, Szkoła Jesienna, Zakopane 2002
- [10] J. Liniecki, *Ochrona pacjenta przed niewłaściwym napromienieniem ze źródeł medycznych w świetle zaleceń ICRP i wymogów Unii Europejskiej*, Polskie Towarzystwo Badań Radiacyjnych im. Marii Skłodowskiej-Curie, XIX Szkoła Jesienna, Zakopane 2002
- [11] C. D. Sherman, *Onkologia kliniczna*, PZWL, Warszawa, 1992
- [12] B. Gostkowska, *Wielkości, jednostki i obliczenia stosowane w ochronie radiologicznej*, Centralne Laboratorium Ochrony Radiologicznej, 2011
- [13] Dziennik Ustaw 2001 nr 3 poz. 18, *USTAWA z dnia 29 listopada 2000 r. Prawo atomowe*
- [14] Dziennik Ustaw Nr 20, poz. 168, *Rozporządzenie Rady Ministrów z dnia 18 stycznia 2005 roku w sprawie dawek granicznych promieniowania jonizującego*
- [15] E. Cardis, *Effects of Low Doses and Low Dose Rates of External Ionizing Radiation: Cancer Mortality Among Nuclear Industry Workers in Three Countries*, Radiat. Res., 142, 117, 1995
- [16] J. H. Lubin, *Radon and Lung Cancer Risk: a Joint Analysis of 11 Undreground Miners Study*, National Institutes of Health, 94-3644, 1994
- [17] A. Z. Hryniewicz, *Człowiek i promieniowanie jonizujące*, PWN, 2001

- [18] Publication 116 of the International Commission on Radiological Protection: *Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures*, 2010
- [19] Publication 60 of the International Commission on Radiological Protection: *Recommendation of the International Commission on Radiological Protection*, 1990
- [20] Dyrektywa rady Unii Europejskiej 2013/59/EURATOM z dnia 5 grudnia 2013 r.
- [21] T.F. Budinger, T. Jones, *History of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, Reference Module in Biomedical Sciences, Comprehensive Biomedical Physics, ISBN: 978-0-12-801238-3, 2014
- [22] The Nuclear Physics European Collaboration Committee is an Expert Committee of the European Science Foundation, *Nuclear Physics for Medicine*, 2014
- [23] J. Liniecki, D. Brykalski, *Medycyna Nuklearna w zarysie*, Łódź, 1987
- [24] L. Królicki, A. Teresińska, *Stan obecny i perspektywy rozwoju medycyny nuklearnej w Polsce*, Problemy Medycyny Nuklearnej 2001; 15(29): 5 – 12
- [25] B. Pruszyński, *Diagnostyka obrazowa. Podstawy teoretyczne i metodyka badań*, PZWL, 2007.
- [26] RADIATION PROTECTION N° 180, *Medical Radiation Exposure of the European Population*, 2014
- [27] T. J. Spinks, *Molecular Sciences and Chemical Engineering*, Encyclopedia of Spectroscopy and Spectrometry (Third Edition), 581–588, 2017
- [28] L. Królicki, *Medycyna nuklearna*, 1996
- [29] M.P. Tornai, G. Germano, E.J. Hoffman, *Positioning and Energy Response of PET Block Detectors with Different Light Sharing Schemes*, IEEE Transactions on Nuclear Science, 41, 1994
- [30] W. Dąbrowski, W. Białas, P. Gryboś, *A readout system for position sensitive measurements of X-ray using silicon strip detectors*, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, 442: 346 – 354, 2000
- [31] P.E. Kinahan, M. Defrise, *Theoretical Aspects of Medical Image Reconstruction*, Physica Medica, 12: 33-42, 1996
- [32] B. Birkenfeld, M. Listewnik, *Medycyna nuklearna, obrazowanie molekularne*, Pomorski Uniwersytet Medyczny, 2011
- [33] M. J. Welch, C.S, *Handbook of Radiopharmaceuticals. Radiochemistry and Applications*, 2003
- [34] G. Stöcklin, V. W. Pike, *Radiopharmaceuticals for Positron Emission Tomography – Methodological*, Springer Netherlands; Softcover reprint of hardcover 1st ed. 1993 edition, 2010.
- [35] H. J. Wester, *Synthesis and Radiopharmacology of O-(2-[¹⁸F]fluoroethyl)-L-Tyrosine for Tumor Imaging*, Journal of Nuclear Medicine, 40(1):205-12, 1999

- [36] D. Pauleit, G. Stoffels, *Comparison of (18)F-FET and (18)F-FDG PET in brain tumors*, Nucl Med Biol., 36(7):779-87, 2009
- [37] <http://www.nuk.org.pl/index.php?la=pl&go=radfar>
- [38] M. Kuźmińska, E. Osuch-Wójcikiewicz, K. Fronczewska-Wieniawska, L. Królicki, K. Niemczyk, *Ocena przydatności badania ¹⁸F-FDG PET/CT w diagnostyce nowotworów głowy i szyi – wyniki wstępne*, Otolaryngologia Polska, 65, 5, (17), 2011
- [39] M. Wójcik, *Oznaczanie czystości radioizotopowej radiofarmaceutyków znakowanych F-18*, praca licencjacka na kierunku Zastosowania Fizyki w Biologii i Medycynie Uniwersytetu Warszawskiego
- [40] S. E. Snyder, M. R. Kilbourn, *Handbook of Radiopharmaceuticals: Radiochemistry and Applications*, 2003
- [41] European Pharmacopoeia, 9th edition 2017 (9.0-9.2.)
- [42] Polska Norma PN-86 J-80001. *Materiały i sprzęt ochronny przed promieniowaniem X i gamma. Obliczanie osłon stałych*
- [43] J. Liniecki, J. Jankowski, *Radiation exposure of hands in radiopharmacists. 1st draft*, 2006
- [44] E. A. Clarke, S. L. Brisco, *Dispensing, injecting or imaging? A question of radiation doses*, Nuclear Medicine Communications, 7: 319, 1986
- [45] E. Stuarto *Hand dose levels in Chilean nuclear medicine laboratories*, Radiation Protection Dosimetry, 34: 127 – 130 , 1990
- [46] F. Vanhavere, D. Berus, N. Buls, P. Covens, *The use of extremity dosimeters in a hospital environment*, Radiation Protection Dosimetry, 118(2):190-5, 2006
- [47] D. Williams, E. E. Baird, E. Forster, *Monitoring radiation dose to the hands in nuclear medicine: Location of dosimeters*, 11: 271 – 277, Nuclear Medicine Communications, 1990
- [48] S. Batchelor, A. Penfold, I. Aric, R. Huggins, *Radiation dose to hands in nuclear medicine*, 12: 439 – 444, Nuclear Medicine Communications 1991
- [49] S. Batchelor, C. Baldock, D. Weber, *Radiation dose to the hands of a radiopharmacist*, The Pharmaceutical Journal, 247: HS 38 – 39, 1991
- [50] D. W. Anderson, C. W. Richter, V. J. Ficken, G. D. Adams, *Use of thermoluminescent dosimeters for measurement of dose to the hands of nuclear medicine technicians*, Journal of Nuclear Medicine, 13:627 – 629, 1972
- [51] D. Delacroix, J. P. Guerre, P. Leblanc, C. Hickman, *Radionuclide and radiation protection data handbook 2nd edition (2002)*, Radiation Protection Dosimetry.
- [52] A. Montgomery, C. J. Martin, D. Anstee, T. Hilditch, *Application of gamma extremity monitoring system in a radiopharmaceutical dispensary*, Nuclear Medicine Communications, 18: 673 – 679, 1997

- [53] M. Guy, C. D. Greaves, R. J. Morton, P. J. Hinton, *Development of a combined audiovisual and extremity dose monitoring software tool for use in nuclear medicine*, Nuclear Medicine Communications, 26: 1147 – 1153, 2005
- [54] C. J. Martin, M. Whitby, T. Hilditch, D. Anstee, *Use of an electronic finger dosimeter in optimization of finger doses. Proceedings of the 6th European ALARA Network Workshop on “Occupational Exposure Optimisation in the Medical Field and Radiopharmaceutical Industry”*, Madrid, Spain, 2002
- [55] M. Whitby, C. J. Martin, *Investigation using an advanced extremity gamma in instrumentation system of options for shielding the hand during the preparation and injection of radiopharmaceuticals*, Journal of Radiological Protection, 23: 79 – 96, 2003
- [56] A. Montgomery, D. E. Anstee, C. J. Martin, T. E. Hilditch, *Reductions in finger doses for radiopharmaceutical dispensing by a syringe shield and an automatic dose dispenser*, Nuclear Medicine Communications, 20: 189 – 194, 1999
- [57] P. Bolich, *Simple and safe radionuclide injection technique*, , Radiology, 106: 456 – 457, 1973
- [58] L. K. Harding, S. Hesselwood, S. K. Ghose, W. H. Thomson, *The value of siringe shields in a nuclear medicine department*, Nuclear Medicine Communications 6: 449 – 454, 1985
- [59] D. L. Hastings, P. G. Hillel, S. P. Jeans, M. L. Waller, *An assessment of finger doses received by staff while preparing and injecting radiopharmaceuticals*, Nuclear Medicine Communications, 18: 785 – 790, 1997
- [60] Jye-Bin Lin, Hsien-Chun Tseng, *Evaluating secondary neutron doses of a refined shielded design for a medical cyclotron using the TLD approach*, Radiation Physics and Chemistry, 92: 43 – 47, 2013
- [61] P.P.N. Silva, J.C.G.G. Carneiro, *Radiation protection aspects of the operation in a cyclotron facility*, Radiation Physics and Chemistry, 95: 320-322, 2014
- [62] H. Piwowarska-Bilska, B. Birkenfeld, M. Listewnik, P. Zorga, *Long-term monitoring of radiation exposure of employees in the department of nuclear medicine (Szczecin, Poland) in the years 1991–2007*, Radiation Protection Dosimetry, 140(3): 304 – 7, 2010
- [63] V. Antic, O. Ciraj-Bjelac, J. Stankovic, D. Arandjic, N. Todorovic, S. Lucic, *Radiation exposure to nuclear medicine staff involved in PET/CT practice in Serbia*, Radiation Protection Dosimetry, 162(4):577-85, 2014
- [64] A.S. Sandouqa , I.M. Haddadin , Y.S. Abu-Khaled, *Hand equivalent doses of nuclear medicine staff in Jordan: Preliminary*, Radiation Measurements, 46: 250 – 253, 2011
- [65] K. Dalianis, J. Malamitsi, K. Gogos, R. Efthimiadou, J. Andreou, V. Prassopoulos, *Medical workers operating in nuclear medicine vs PET/CT radiation exposure*, Physica Medica, 30, 2016

- [66] K. Dalianis, J. Malamitsi, L. Gogou, M. Pagoa, R. Efthimiadou, J. Andreou, A. Louizi, E. Georgiou, *Dosimetric evaluation of the staff working in a PET/CT department*, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, 569: 548-550, 2006
- [67] M. Wrzesień, K. Napolska, *Investigation of radiation protection of medical staff performing medical diagnostic examinations by using PET/CT technique*, Journal of Radiological Protection, 35(1): 197 – 207, 2015
- [68] A.L.S.L. Kubo, C.L.P. Mauricio, *TLD occupational dose distribution study in nuclear medicine*, Radiation Measurements, 71: 442-446, 2014
- [69] X George Xu, *An exponential growth of computational phantom research in radiation protection, imaging, and radiotherapy: a review of the fifty-year history*, Phys. Med. Biol., 59, 2014
- [70] H. Akkurt, K. B. Bekar, K. F. Eckerman, 2008 VOXMAT: *phantom model with combination of voxel and mathematical geometry*, Health Phys. 95 S100
- [71] I. Alziar et al, *Individual radiation therapy patient whole-body phantoms for peripheral dose evaluations: method and specific software*, Phys. Med. Biol., 54(17), 2009
- [72] P. Andreo, *Monte Carlo techniques in medical radiation physics*, Phys. Med. Biol., 36, 1991
- [73] M. Caon, G. Bibbo, J. Pattison, *Monte Carlo calculated effective dose to teenage girls from computed tomography examinations*, Radiation Protection Dosimetry, 90: 445–448, 2000.
- [74] P. Andreo, *Monte Carlo techniques in medical radiation physics*, Phys. Med. Biol., 36, 861-920, 1991
- [75] S. Bhati, H. K. Patni, V. P. Ghare, I. S. Singh, M. Y. Nadar, *Monte Carlo calculations for efficiency calibration of a whole-body monitor using BOMAB phantoms of different sizes*, Radiation Protection Dosimetry, 148(4), 2012
- [76] K. F. Eckerman, M. G. Stabin, *Electron absorbed fractions and dose conversion factors for marrow and bone by skeletal regions*, Health Phys., 78(2):199-214, 2000
- [77] A. Carnicer, M. Ginjaume, *Measurements and simulations with hand phantoms: Validation of the simulation methodology*, Internal report.
- [78] ORAMED: *Optimization of Radiation Protection of Medical Staff*, EURADOS Report 2012 – 02
- [79] P. Ferrari, M. Sans-Merceb, A. Carnicer, L. Donadille, M. Fulop, M. Ginjaume, G. Gualdrini, F. Mariotti, N. Ruiz, *Main results of the Monte Carlo studies carried out for nuclear medicine practices within the ORAMED project*, Radiation Measurements, 46: 1287-1290, 2011
- [80] M. Wrzesień, Ł. Albinia, *Hand exposure of workers in ¹⁸F-FDG production centre*, Journal of Radiological Protection, 36, 2016

- [81] T. Niewiadomski, *Fluorek litu i jego zastosowanie w dozymetrii (promieniowania jonizującego)*, Postępy Techniki Jądrowej, 46 (386), 1968
- [82] T. Niewiadomski, *Dozymetria termoluminescencyjna w praktyce*, Instytut Fizyki Jądrowej, 1991
- [83] A. Sas-Bieniarz, M. Budzanowski, A. Bubak, R. Kopeć, *Application of phototransferred thermoluminescence (PTTL) for dose re-assessment in routine dosimetry using MTS-N (LiF:Mg,Ti) thermoluminescent detectors*, Radiation Measurements, 71: 447 – 450 , 2016
- [84] P. Bilski, *Response of various LiF thermoluminescent detectors to high energy ions – Results of the ICCHIBAN experiment*, Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, B 251, 2006
- [85] P. Bilski, J. Blomgren, F. d’Errico, A. Esposito, G. Fehrenbacher, F. Fernández, A. Fuchs, N. Golnik, V. Lacoste, A. Leuschner, S. Sandri, M. Silari, F. Spurny, B. Wiegel, P. Wright, *The problems associated with the monitoring of complex workplace radiation fields at European high-energy accelerators and thermonuclear fusion facilities*, Radiation Protection Dosimetry, 126(1-4), 2007
- [86] C. Furetta, P. S. Weng, *Operational Thermoluminescence Dosimetry World Scientific Publishing, Co.Pte.Ltd*, 1998
- [87] P. Bilski, P. Olko, B. Burgkhardt, E. Piesch, *Ultra – thin LiF:Mg, Cu, P detectors for beta dosimetry*, Radiation Measurement, 24, 1995
- [88] P. Bilski., P.Olko, M. Budzanowski, E. Ryba, M. P. R. Waligórski, *10 years of experience with high – sensitive LiF: Mg, Cu, P (MCP) thermoluminescent detectors in radiation dosimetry*, IRPA Regional Symposium, Radiation Protection in Neighbouring Countries of Central Europe, Prague, 8 – 12 September 1999
- [89] M. Budzanowski, P. Bilski, L. Bøtter-Jensen, A. Delgado, P. Olko, *Comparison of LiF:Mg,Cu,P. (MCP-N, GR-200A) and Alpha-Al₂O₃:C TL Detectors in Short-Term Measurements of Natural Radiation*, Radiation Protection Dosimetry, 66: 157 – 160, 1996
- [90] T. Niewiadomski, *Dozymetria termoluminescencyjna w praktyce*, Instytut Fizyki Jądrowej, 1991
- [91] M. P. R. Waligórski, J. Lesiak, E. Bubula, E. Ryba, P. Olko, P. Bilski, *Application of individually calibrated solid LiF: Mg, Ti (MTS-N) detectors in clinical dosimetry*, Radiation Protection Dosimetry, 85: 377 – 380, 1999
- [92] Katalog producenta dozymetrów TLD Niewiadomski & Comp
- [93] M. Budzanowski, *Ocena przydatności ultraczułych detektorów termoluminescencyjnych LiF:Mg, Cu, P (MCP-N) w dozymetrii promieniowania gamma w środowisku*, Raport Nr 1875/D, Instytut Fizyki Jądrowej, 2001
- [94] M. Moskovitch, *Personnel Dosimetry Using LiF:Mg,Cu,P*, Radiation Protection Dosimetry, 85: 49 – 56, 1999

- [95] P. Bilski, M. Budzanowski, B. Marczevska, P. Olko, *Response of TL doseimeters to cosmic radiation on board passenger aircraft*, Radiation Protection Dosimetry, 100:549 – 552, 2002
- [96] Instrukcja obsługi laboratoryjnego czytnika/analizatora materiałów termolumiencyjnych, MIKROLAB '11
- [97] A. Konefał, *Symulacje metodą Monte Carlo za pomocą oprogramowania GEANT4*, Instytut Fizyki im. A. Chełkowskiego, Uniwersytet Śląski, Katowice
- [98] <http://www.if.pw.edu.pl/~pluta/pl/dyd/mtj/zal1/pz03/klimaszewski/html/geant4.html>
- [99] <http://geant4.cern.ch/>
- [100] *Introduction to Geant4*,
<http://geant4.web.cern.ch/geant4/G4UsersDocuments/Welcome/IntroductionToGeant4/html/index.html>
- [101] Geant4 Collaboration, *Geant4 User's Guide – For Application Developers*, version: geant4 10.2, 4 December 2015
- [102] Przegląd statystyczny R. LVII – zeszyt 1, 2010
- [103] N. Metropolis, *The beginning of the Monte Carlo method*, Los Alamos Science Special Issue, 1987
- [104] D. Mitrenga, *Metodyczne podstawy symulacji stochastycznej Monte Carlo*, Uniwersytet Ekonomiczny w Katowicach, 2014
- [105] <https://geant4.web.cern.ch/geant4/UserDocumentation/UsersGuides/ForApplicationDeveloper/html/ch03s02.html>
- [106] F. James, *A review of pseudorandom number generators*, Comp. Phys. Comm., 60: 329 – 344, 1990.
- [107] <http://geant4.cern.ch/G4UsersDocuments/UsersGuides/ForApplicationDeveloper/html/GettingStarted/geometryDef.html>
- [108] <http://geant4.web.cern.ch/geant4/UserDocumentation/UsersGuides/ForApplicationDeveloper/BackupVersions/V9.3/html/apas09.html>
- [109] A. Gedliczka, *Atlas miar człowieka*, 2001
- [110] Obwieszczenie Ministra Zdrowia z dnia 22 grudnia 2014 r. w sprawie ogłoszenia wykazu wzorcowych procedur radiologicznych z zakresu medycyny nuklearnej.
- [111] M. Wrzesień, *The effect of work system on the hand exposure of workers in ¹⁸F-FDG production centres*, Australas Phys Eng Sci Med., 2018