

Instytut Fizyki Jądrowej im. Henryka Niewodniczańskiego
Polskiej Akademii Nauk



Dozymetria soczewek oczu w medycynie z wykorzystaniem dawkomierzy termoluminescencyjnych

Agnieszka Szumska

Rozprawa doktorska przygotowana pod kierunkiem
dr hab. Macieja Budzanowskiego, prof. nadzw. IFJ PAN
Promotor pomocniczy: dr inż. Renata Kopeć

Kraków, 2015

SPIS TREŚCI

1. WSTĘP	3
2. CEL PRACY.....	7
3. PODSTAWY RADIOLOGII INTERWENCYJNEJ	9
3.1. Radiologia interwencyjna	9
3.2. Oddziaływanie promieniowania X z materią.....	15
3.3. Fizyka powstawania obrazu	21
4. OCHRONA RADIOLOGICZNA I DOZYMETRIA PROMIENIOWANIA JONIZUJĄCEGO	29
4.1. Podstawowe wielkości w ochronie radiologicznej.....	29
4.2. Wielkości dozymetryczne dla pacjenta stosowane w radiologii interwencyjnej.....	40
4.3. Dawki graniczne	42
4.4. Skutki działania promieniowania na organizm człowieka.....	43
4.5. Detektory promieniowania jonizującego	49
4.6. Podstawy dozymetrii termoluminescencyjnej.....	50
5. MATERIAŁY I METODY BADAWCZE I OBLICZENIOWE	61
5.1. Dawkomierze stosowane do pomiarów.....	61
5.2. Metoda oceny statystycznej narażenia personelu.....	64
5.3. Metoda przeprowadzenia pomiarów dawek indywidualnych dla personelu medycznego i pacjentów w radiologii interwencyjnej	65
5.4. Metoda przeprowadzenia pomiarów dawek na soczewki oczu dla personelu medycznego w radiologii interwencyjnej.....	68
5.5. Metoda wykonania pomiarów wpływu czynników zewnętrznych na odczyt dawki w detektorach EYE-D™	70
6. WYNIKI BADAŃ DOŚWIADCZALNYCH	73
6.1. Ocena statystyczna narażenia personelu w radiologii i kardiologii interwencyjnej	73
6.2. Dawki indywidualne dla personelu medycznego a dawki dla pacjenta	79
6.3. Dawki na soczewki oczu dla personelu medycznego w radiologii interwencyjnej	90
6.4. Wpływ czynników zewnętrznych na odczyt dawki w dawkomierzach ocznych EYE-D™	100
7. BADANIE ODPOWIEDZI DAWKOMIERZY EYE-D™ NA PROMIENIOWANIE BETA.....	105
7.1. MONTE CARLO i metody obliczeniowe	106
7.2. Odpowiedź energetyczna i kątowna dawkomierzy EYE-D™ na promieniowanie beta ...	108
7.3. Odpowiedź kątowna soczewki oka na promieniowanie beta	112

7.4. Porównanie wyników pomiarowych z wynikami z symulacji	113
8. WNIOSKI.....	115
9. BIBLIOGRAFIA	119
10. SPIS TABEL, RYSUNKÓW I FOTOGRAFII	126
Spis tabel	126
Spis rysunków	127
Spis fotografii.....	130

1. WSTĘP

Początkiem zastosowań promieniowania jonizującego było odkrycie w 1895 r. przez niemieckiego uczonego Wilhelma Roentgena promieniowania X, nazwanego później rentgenowskim. Odkrycie to zrewolucjonizowało medycynę. Badania właściwości tego promieniowania wykazały, że jest ono inaczej osłabiane przez każdy ośrodek, przez który przechodzi, co może zostać wykorzystane do obrazowania różnych struktur w tym także ciała człowieka. Po raz pierwszy promieniowanie X zastosowano w diagnostyce medycznej w 6 miesięcy po jego odkryciu, a 5 lat później było już powszechnie stosowane w medycynie [Bałturkiewicz & Musiałowicz, 1999]. Kolejnymi ważnymi krokami w rozwoju zastosowań promieniowania jonizującego były m.in. odkrycie promieniotwórczości naturalnej przez Henri Becquerela w 1896 r., opracowanie błon radiograficznych w 1914 r., pierwsze określenie dawki tolerancyjnej dla organizmu człowieka przez Mutschellera w 1924r. i opracowanie licznika Geigera-Müllera w 1926 r.

Na przełomie XIX i XX w. promieniowanie jonizujące zaczęło być szeroko stosowane do obrazowania struktur ciała człowieka. Przez wiele lat pierwsi radiolodzy byli narażeni na niekontrolowane dawki promieniowania. Cierpieli na nowotwory skóry, niedokrwistość lub białaczkę spowodowaną niczym nieograniczoną ekspozycją na promienie rentgenowskie. Dawki, jakie wtedy otrzymywali pracownicy szacuje się na poziomie około 1 Gy rocznie [Statkiewicz & in., 1998]. Spowodowane było to brakiem jakichkolwiek norm bezpiecznej pracy z promieniowaniem. Po wprowadzeniu przez Międzynarodowy Kongres Radiologii ICR (ang. *International Congress of Radiology*) w latach 20tych XX wieku odpowiednich limitów i przepisów dotyczących ochrony radiologicznej pracowników, wydawało się, że problemy te zostały rozwiązane.

Mimo powszechnego stosowania osłon radiacyjnych potencjalnie źródłem najwyższych dawek, na które narażony jest personel medyczny pozostają procedury w radiologii i kardiologii interwencyjnej [Kim & in., 2008]. Są to wszelkie procedury lecznicze i diagnostyczne dokonywane poprzez skórę pacjenta lub w inny sposób, wykonywane w znieczuleniu miejscowym lub znieczuleniu ogólnym oraz przy użyciu obrazowania fluoroskopowego dla lokalizacji zmiany

chorobowej i dla monitorowania medycznej procedury radiologicznej, a także kontroli i dokumentowania terapii. Personel wykonujący zabiegi pozostaje w pobliżu źródła promieniowania X oraz w wysokim zakresie promieniowania rozproszonego, przez kilka godzin dziennie podczas zabiegów co stwarza duże ryzyko narażenia zawodowego [Martin, 2011]. Ostatnie doniesienia i publikacje wykazują również zwiększone ryzyko wystąpienia zaćmy soczewki oka u pracowników narażonych na działanie promieniowania jonizującego [ICRP 85, 2000]. Wcześniej uważano, że granicą progową są dawki rzędu 2-5 Gy. Ostatnie wyniki wskazują na wystąpienie zaćmy popromiennej po przekroczeniu dawki pochłoniętej 0,5 Gy, a najbardziej radykalne sugerują nawet bezprogową indukcję katarakty popromiennej, co wskazywałoby na jej stochastyczny charakter (a nie deterministyczny jak dotąd twierdzono) [Bouffler & in., 2012]. Dlatego Międzynarodowa Komisja Ochrony Radiologicznej ICRP (ang. *International Commission on Radiological Protection*) zaleciła redukcję obecnie obowiązującego rocznego limitu dawki na soczewki oczu ze 150 mSv na 20 mSv [ICRP 118, 2012]. Limit ten został zatwierdzony i zapisany w nowej dyrektywie Unii Europejskiej [Euratom, 2013]. W konsekwencji redukcji tego limitu koniecznym staje się monitorowanie równoważnika dawki na soczewki oczu, za pomocą wielkości operacyjnej Hp(3), rutynowo nie mierzonej do tej pory [ICRP 103, 2007].

W ciągu ostatnich dwóch dekad, wielkości Hp(10) i Hp(0,07) stosowane do oceny dawki na całe ciało i skórę stały się powszechnie stosowane dzięki wprowadzeniu pełnej infrastruktury metrologicznej poprzez określenie norm ISO/IEC, współczynników konwersji i fantomów do kalibracji. Na rynku dostępna jest szeroka gamma dawkomierzy do pomiaru tych dwóch wielkości. Natomiast wielkości Hp(3) w przeciwieństwie do siostrzanych wielkości Hp(10) i Hp(0,07) nie stosowano od samego początku. Jednym z powodów, dla których nie istniały dedykowane dawkomierze do pomiaru Hp(3) był m.in. wysoki limit rocznej dawki granicznej, w związku z czym nie było konieczności jej monitorowania oraz nie istniały wiarygodne współczynniki konwersji $K_{AIR}/Hp(3)$ [Gualdrini & in., 2013]. W publikacjach ICRU znajduje się stwierdzenie, że "monitorowanie Hp(3) będzie wymagane tylko w wyjątkowych okolicznościach", ponieważ założono, że wartość graniczna dla dawki równoważnej na soczewkę oka nie będzie przekroczona, gdy limity dawki na całe ciało (20 mSv rocznie) oraz dla dawki równoważnej na skórę (500 mSv rocznie) nie są przekroczone.

W odpowiedzi na doniesienie i publikacje mówiące o konieczności pomiarów dawek Hp(3) oraz obniżeniu limitu dawki, rozpoczęto prace w zakresie rozwoju metod dozymetrii soczewki oka, polegające na poszukiwaniu odpowiedniego dawkomierza, fantomu i procedur kalibracji. Pierwsze prace w tym kierunku zostały podjęte w ramach europejskiego projektu ORAMED (ang. *Optimization of Radiation Protection of Medical Staff*) [www.oramed-fp7.eu/]. Ze względu na

szereg zalet detektorów termoluminescencyjnych, m.in. takich jak: wysoka czułość, znikoma utrata sygnału przez okres wielu miesięcy, dobra tkankopodobność, zdecydowano w pierwszej kolejności na opracowanie dawkomierza EYE-D™ opartego na metodzie termoluminescencyjnej.

Narażenie na promieniowanie w radiologii interwencyjnej było przedmiotem wielu badań w ostatnich latach. Jednak większość tych badań wykonana była za pomocą fantomów i skoncentrowana na konkretnych typach procedury i dotyczyła narażenia tylko operatora. Oprócz tego rzeczywiste pomiary dawek na soczewki oczu, Hp(3) w rutynowej pracy klinicznej przy pomocy specjalnie dedykowanego i skalibrowanego dawkomierza dotychczas nie były dostępne w literaturze naukowej.

2. CEL PRACY

Głównym celem tej pracy było wprowadzenie oraz przetestowanie nowej metody oraz dawkomierzy do pomiarów dawek na soczewki oczu, jak i ocena narażenia pracowników w radiologii interwencyjnej poprzez:

- Przetestowanie w warunkach klinicznych nowych dawkomierzy EYE-D™, przeznaczonych do pomiarów dawek na soczewki oczu;
- Ocena dawek na całe ciało, dłonie oraz soczewki oczu podczas różnego rodzaju zabiegów z zakresu radiologii i kardiologii interwencyjnej z wykorzystaniem dozymetrii termoluminescencyjnej;
- Zbadanie rozkładu dawek na soczewki oczu w zależności od umiejscowienia dawkomierza EYE-D™ na głowie pracownika;
- Zbadanie czy istnieją wzajemne korelacje pomiędzy dawkami na całe ciało i dłonie, a dawkami na soczewki oczu dla personelu, zmierzonymi podczas zabiegów radiologii interwencyjnej;
- Zbadanie zależności pomiędzy dawkami dla personelu a dawkami, jakie otrzymuje pacjent (K_{IRP} , P_{KA}) podczas zabiegów radiologii interwencyjnej;
- Statystyczna ocena narażenia od promieniowania X personelu w zakładach radiologii i interwencyjnej w Polsce, na podstawie bazy danych dawek z lat 2010-2013 uzyskanych przez Laboratorium Dozymetrii Indywidualnej i Środowiskowej (LADIS) w IFJ PAN;
- Zbadanie wpływu promieniowania słonecznego oraz UV o różnych długościach fali na odczyt dawki w dawkomierzu EYE-D™;
- Zbadanie możliwości stosowania dawkomierza ocznego EYE-D™ w polach promieniowania beta.

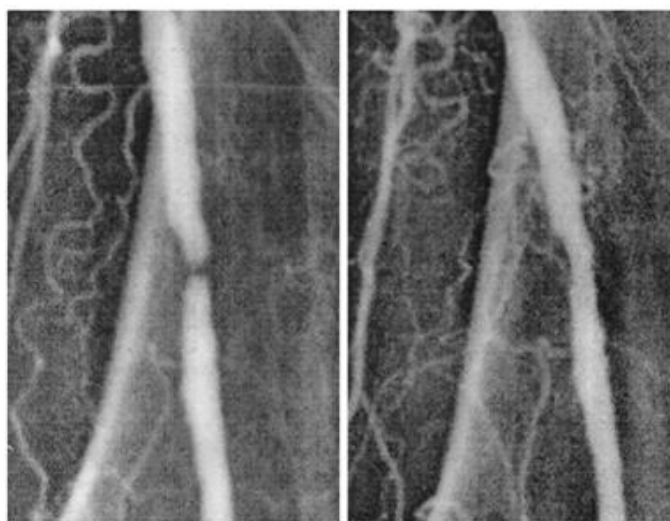
Pomiary wykonane w ramach tej pracy były przeprowadzone w warunkach klinicznych oraz uwzględniały narażenie całego personelu wykonującego zabiegi.

3. PODSTAWY RADIOLOGII INTERWENCYJNEJ

3.1. Radiologia interwencyjna

Przełomowym wydarzeniem, które zmieniło sposób postrzegania radiologa oraz jego pozycję był zabieg wykonany 16 stycznia 1964 roku przez Amerykanina Charlesa Theodore Dottera (1920-1985) [Urbanik, 2012]. Przy pomocy wprowadzonego przezskórnie do tętnicy przewodnika i nasuwanych na niego współosiowo teflonowych poszerzaczy uzyskał udrożnienie krytycznie przewężonej tętnicy udowej powierzchownej u 82 letniej kobiety. Pacjentka, zgłaszająca dolegliwości bólowe o typie chromania z owrzodzeniem oraz zgorzelą została zakwalifikowana do zabiegu amputacji kończyny nie wyraziła zgody na operację. Wykonany przez Dottera zabieg w znaczącym stopniu poprawił krążenie w kończynie, a pacjentka aż do śmierci (zmarła 2,5 roku później w wyniku zachorowania na zapalenie płuc) nie miała dolegliwości [Dotter & Judkins, 1964].

W ten sposób narodziła się nowa gałąź czy też specjalizacja w dziedzinie radiologii. Nazwę dla niej wymyślił amerykański radiolog Aleksander R. Margulis. W artykule opublikowanym w 1967 roku w „Radiology” zaproponował, aby nazwać ją interwencyjną radiologią diagnostyczną [Margulis, 1967].



Fotografia 3.1. Pierwszy zabieg angioplastyki, przeprowadzony 16 stycznia 1964r [Rösch, 2003].

Natomiast w Polsce pierwsze angiografie diagnostyczne wykonywał już w latach dwudziestych XX wieku radiolog, Adam Elektorowicz (1881-1961) z Warszawy. Początkowo eksperymentował na psach. W przypadku pacjentów stosował bezpośrednie nakłucia aorty bądź wkłucie do wypreparowanych tętnic udowych [Leszczyński & Urbanik, 2006].

Obecnie radiologia interwencyjna jest jedną z najbardziej dynamicznie rozwijających się gałęzi medycyny. W jej ramach wykonuje się zabiegi wewnątrznaczyniowe w schorzeniach naczyń tętniczych i żylnych oraz narządów mięszkowych. Radiologia interwencyjna to dziedzina radiologii wykorzystująca metody instrumentalne i techniki obrazowania do wykonywania zabiegów leczniczych. Jest szybko rozwijającą się specjalnością medyczną i stanowi nowoczesny standard postępowania ze względu na skuteczność oraz mniejsze ryzyko wystąpienia niekorzystnych skutków ubocznych. Zabiegi wykonywane są pod kontrolą promieniowania rentgenowskiego.

Podstawą i sensem stosowania radiologii zabiegowej jest możliwość śledzenia przebiegu procedury dzięki tworzonemu w jej trakcie obrazowi rentgenowskiemu.

Cechą charakterystyczną radiologii zabiegowej są stosunkowo wysokie dawki promieniowania, na jakie narażeni są zarówno pacjenci, jak i personel medyczny. Statystyczne oceny wykazują, że u 5-15 % pacjentów poddawanych takim zabiegom stwierdza się popromienne zmiany skórne o różnym nasileniu, aż po zmiany martwicze, wymagające zaawansowanego leczenia z przeszczepami skóry włącznie [Kowski, 2012]. Pierwsze doniesienia na ten temat przedstawiono na Międzynarodowym Kongresie Ochrony Radiologicznej w 1996 roku w Wiedniu - badacze z USA szczegółowo opisali poradiacyjne uszkodzenia skóry po zabiegach na tętnicach wieńcowych i nerkowych. Przedstawione na kongresie wyniki badań miały ogromne znaczenie, zainicjowały działania zmierzające do radykalnej redukcji dawek promieniowania dla pacjentów [Morrish & Goldstone, 2008].

Istotne jest, że głównym źródłem narażenia personelu jest promieniowanie rozproszone powstające w pacjencie. Zależności jakie występują:

- mniejsze pole wiązki = mniejsze dawki dla pacjenta = mniejsze narażenie personelu,
- mniejsze pole widzenia wzmacniacza = wyższa moc dawki = silniejsze uszkodzenia skóry,
- promieniowanie rozproszone powstające w pacjencie rozchodzi się głównie w kierunku lampy rentgenowskiej [Kowski, 2012].

Powyższe zależności są podstawowymi wyznacznikami zachowania się w pomieszczeniu, w którym pracuje aparat RTG. Ich przestrzeganie pozwoli na rozsądne wykorzystanie trzech sposobów ochrony przed promieniowaniem: czasu, odległości i osłon.

Odległość – dawka spada wraz z kwadratem odległości, tzn. dwukrotnie większa odległość od miejsca gdzie wiązka pada na pacjenta, to czterokrotnie mniejsza dawka.

Ośłona – stosowanie fartuchów, okularów ochronnych lub ekranów.

Czas – im krótsze czasy tym mniejsza dawka.

3.1.1. Narażenie personelu oraz pacjentów

Dawki promieniowania rejestrowane w zabiegach radiologii interwencyjnej są najwyższe wśród personelu medycznego pracującego z promieniowaniem X [Vano & in., 1998b; ICRP 85, 2000]. Natomiast radiolodzy interwencyjni stanowią najważniejszą grupę lekarzy specjalistów pracujących z użyciem fluoroskopii. W ciągu ostatnich 30 lat, wraz z pojawieniem się zabiegów radiologii interwencyjnej obserwuje się znaczący wzrost liczby wykonywanych procedur co powoduje zwiększenie narażenia na promieniowanie rentgenowskie personelu.

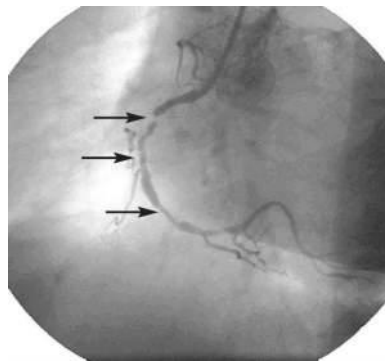
Nawet wśród tego samego typu procedur radiologii interwencyjnej obserwuje się duże rozbieżności w dawkach otrzymywanych przez pacjentów oraz pracowników [Kim & in., 2008; Martin, 2009]. Pacjenci są szczególnie narażeni na promieniowanie z wiązki pierwotnej, natomiast pracownicy na promieniowanie rozproszone od ciała pacjenta. Dawki otrzymywane przez pacjenta rutynowo określane są przez odczyt z komory jonizacyjnej. Jednak nie jest to precyzyjny odczyt, ponieważ nie znamy dokładnego rozkładu dawki oraz miejsca gdzie jest ona najwyższa. Do tego celu mogą służyć detektory pasywne, takie jak np. folie Gafchromic™ oraz detektory termoluminescencyjne w postaci pastylek lub folii. Przy zastosowaniu tych detektorów trzeba jednak pamiętać o ich zależności odpowiedzi od energii oraz filtracji wiązki [Kopeć & Szumska & in., 2014]. Dawki otrzymywane przez personel są szczególnie istotne, ponieważ osoby te narażone są na promieniowanie przez kilka godzin dziennie podczas wykonywania zabiegów. Dawki na soczewki oczu są szczególnie niepokojące, jeśli okulary ochronne nie są używane, ponieważ soczewka oka jest szczególnie wrażliwa na promieniowanie [Efsthopoulos & in., 2011] (patrz Rozdział 4.4.1). Ponadto należy zwrócić uwagę czy roczna dawka na skórę również nie jest przekraczana, ponieważ większa część ciała pracownika jest zwykle osłonięte fartuchem ochronnym, natomiast ręce i nogi nie są chronione. Stosowanie dawkomierza pierścinkowego i pomiar dawek na skórę, również jest istotny, ponieważ ręce często znajdują się bezpośrednio w pierwotnej wiązce promieniowania.

3.1.2. Podstawowe zabiegi

W XXI wiek radiologia zabiegowa weszła jako silnie wykształcona gałąź radiologii ściśle włączona w nurt medycyny klinicznej. Poniżej opisano główne zabiegi, podczas których wykonywano pomiary w niniejszej pracy.

- **Koronarografia (Angiografia wieńcowa)**

Badanie służące do szczegółowej oceny miejsca i stopnia zwężenia tętnicy wieńcowej, zbadania czynności zastawek i sprawności pompy lub wyjaśnienia innych uszkodzeń serca. Zabieg wykonuje się w tzw. pracowni hemodynamicznej. W znieczuleniu miejscowym (czasem także po podaniu łagodnych środków uspokajających) nakłuwa się naczynia w pachwinie (tętnicę lub żyłę udową) lub na ramieniu (tętnicę ramienną) a sporadycznie również żyłę szyjną. Przez te naczynia wprowadza się do serca cienkie rurki (cewniki). Podczas podawania kontrastu pacjent wstrzymuje oddech, aby na filmie lepiej uwidocznili badane tętnice. Podczas jednego badania rejestruje się zwykle kilka ujęć tętnic wieńcowych [Hemodynamika, Web].



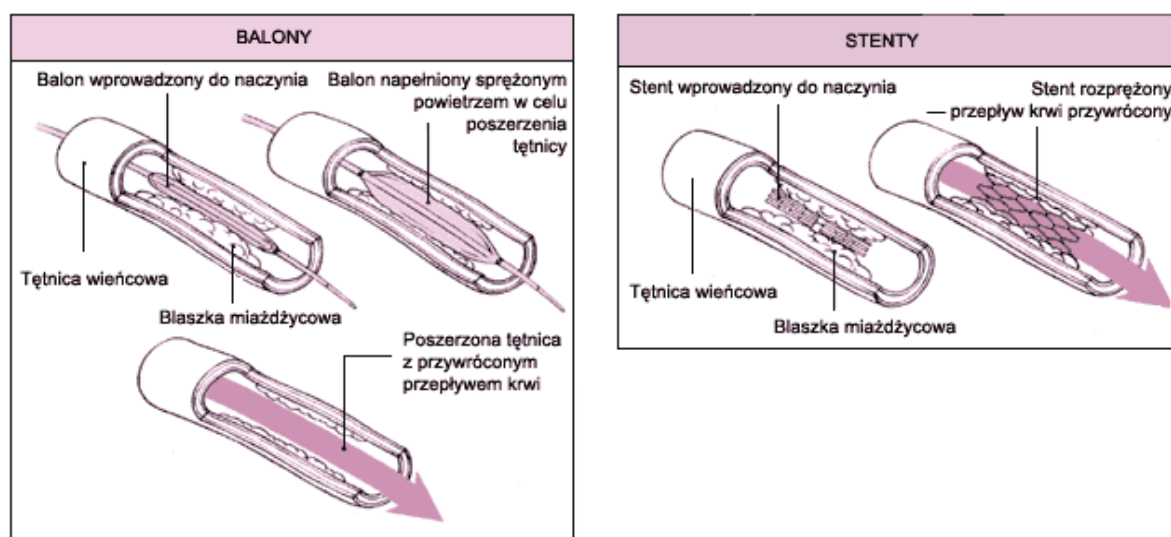
Fotografia 3.2 Zwężenia w tętnicy wieńcowej w badaniu koronarograficznym [Kaźmierczak, Web].

- **Angioplastyka wieńcowa (balonikowanie, PCI)**

Zabieg rozpoczyna się od wprowadzenia igły (po uprzednim znieczuleniu miejscowym) do tętnicy udowej, ramiennej lub promieniowej. Następnie metalową igłę zamienia się na plastikową – tzw. koszulkę naczyniową. Przez koszulkę wprowadza się cienkie wężyki (tzw. cewniki) do tętnicy, następnie przez aortę aż do właściwej tętnicy wieńcowej, która ma być poszerzana. Ich umiejscowienie kontroluje się przy pomocy obrazu rentgenowskiego. Przez cewniki wprowadza się odpowiedni balonik i ustawia się go w zwężonym miejscu, a następnie pompuje się do niego płyn

pod bardzo wysokim ciśnieniem, dochodzącym nawet do 24 atmosfer, przez kilkanaście sekund do kilku minut. Często należy pompować balonik wielokrotnie.

Angioplastyka wieńcowa zwykle wymaga wszczępienia stentu – specjalnej metalowej sprężynki zapobiegającej „zapadaniu” się tętnicy. Po poszerzeniu tętnicy efekt ocenia się za pomocą wstrzyknięcia kontrastu (koronarografia). Koszulkę zwykle pozostawia się przez kilka godzin po zabiegu (rzadko do następnego dnia) jako „wentyl bezpieczeństwa”, gdyż istnieje ryzyko zamknięcia się tętnicy wieńcowej krótko po zabiegu. W takim przypadku zabieg należy natychmiast powtórzyć. Jeśli zabieg wykonywany był z tętnicy promieniowej, koszulkę usuwa się zaraz po zabiegu [Kardioserwis, Web].



Rysunek 3.1 Balony i stenty stosowane podczas zabiegu angioplastyki [Forfar, Web].

- **Wartebroplastyka**

Wartebroplastyka jest zabiegiem neurochirurgicznym polegającym na wprowadzeniu pod ścisłą kontrolą RTG specjalnego cementu kostnego do złamanego trzonu lub miejsca zmienionego chorobowo w obrębie kręgosłupa. Głównym celem zabiegu jest wyraźne złagodzenie, a nawet całkowicie zminimalizowanie dolegliwości bólowych w obrębie kręgosłupa. Wstrzyknięcie cementu kostnego powoduje znaczne usztywnienie oraz wzmocnienie się struktury kręgosłupa [Sulewski, 2010].



Rysunek 3.2. Kolejne etapy zabiegu wertebroplastyki [Treatmentinpoland, Web].

- **Embolizacja**

Embolizacja jest zabiegiem zamknięcia naczynia krwionośnego, najczęściej przeprowadzanym na naczyniach tętniczych, rzadziej żylnych. Embolizację najczęściej stosuje się w celu odcięcia tkanki unaczynionej przez dane naczynie od dostępu do tlenu w celu wywołania jej martwicy. Podstawowe zastosowania embolizacji to: leczenie wad naczyniowych, leczenie zmian pourazowych i zatrzymywanie krwotoków oraz leczenie guzów nowotworowych (najczęstsze zastosowanie procedury mające na celu radykalne zniszczenie tkanki nowotworowej poprzez odcięcie jej od składników potrzebnych do życia).

W czasie zabiegu pod kontrolą promieniowania rtg wprowadza się przez skórę cewnik do układu naczyniowego i umieszcza się go we właściwym naczyniu. Następnie przez cewnik wprowadzany jest do światła naczynia materiał embolizacyjny, który powoduje jego zamknięcie. Jest wiele materiałów embolizacyjnych stosowanych w radiologii zabiegowej stosowanych w zależności od swoich właściwości w różnych chorobach. Należą do nich: gąbka żelatynowa, alkohol poliwinylowy, metalowe spirale, kleje cyjanoakrylowe oraz odczepiane balony. Embolizacja w leczeniu chorób naczyniowych stosowana jest jako uzupełnienie operacji lub samodzielna oddzielna metoda lecznicza. Patologie naczyń poddawane zabiegowi to: przetoki tętniczo-żyłne, naczyniaki, tętniaki oraz wady naczyniowe. Szczególnie embolizacja wskazana jest u chorych z naczyniakami mózgu. W przypadku tętniaków materiałem embolizacyjnym są metalowe spirale, natomiast przy naczyniakach używa się klejów cyjanoakrylowych [Brant & Helms, 2008].

- **Przeskórna plastyka balonowa (PTA)**

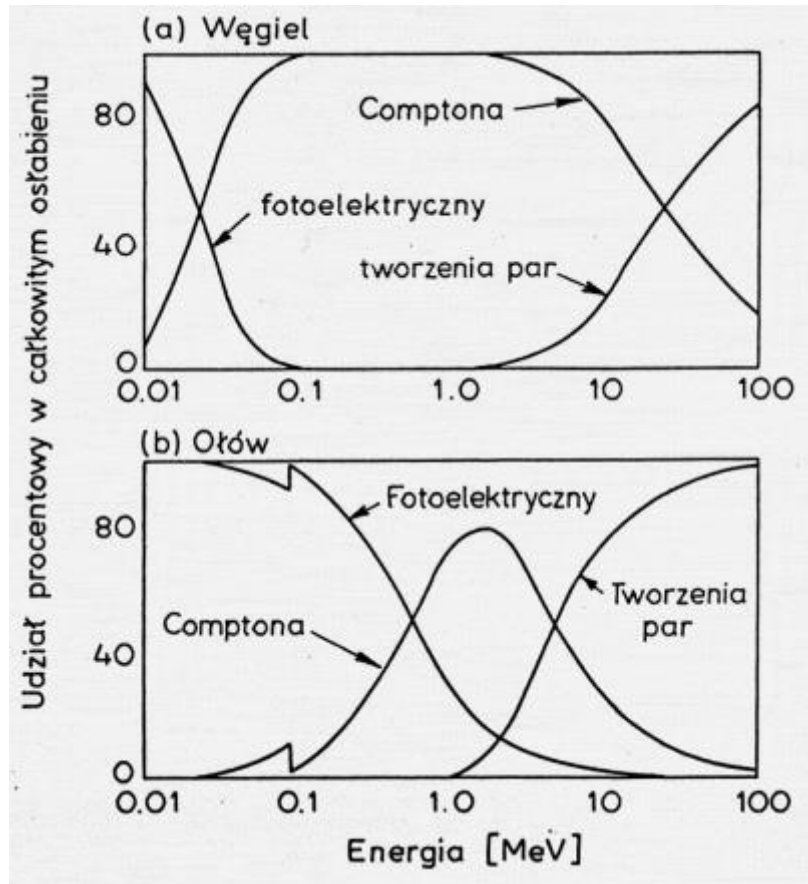
Nieoperacyjne przywrócenie ukrwienia kończyn poprzez plastykę balonową i wszczępienie stentu. Udrożnienie i plastyka tętnic obwodowych ma na celu przywrócenie prawidłowego napływu do kończyn, co ma spowodować przewrót prawidłowego odżywiania kończyny, ustąpienia dolegliwości bólowych i wygojenia się ran.

Zabieg pod kontrolą RTG wykonuje się w znieczuleniu miejscowym. Wkuwa się w tętnicę specjalny port przez który wprowadza się różnego rodzaju mikro narzędzia np. drut do udroźniania o średnicy 0,014 cala [Artvein, Web]. Po pokonaniu zwężenia czy niedrożności wprowadza się cewnik balonowy, którym poszerza się naczynie. Nierzadko należy wszczepić stent, który ma na celu podtrzymanie drożności naczynia udroźnianego.

3.2. Oddziaływanie promieniowania X z materią

Kwanty promieniowania elektromagnetycznego – fotony - oddziałują z materią na wiele sposobów. Promieniowanie X przechodząc przez pacjenta, oddziałuje z cząsteczkami i atomami, budującymi tkanki i narządy. Człowiek, jako niejednorodne środowisko molekularne, charakteryzuje się różną gęstością materii, co jest podstawą do uzyskiwania obrazu fluoroskopowego [Łobodzić, 1999].

Wśród trzech podstawowych procesów oddziaływania fotonów z materią w przedziale energii stosowanych w radiologii interwencyjnej, na osłabienie promieniowania wpływa głównie efekt fotoelektryczny i zjawisko Comptona [Pruszyński, 2000]. Udział tych procesów w osłabieniu promieniowania zależy między innymi od energii kwantów oraz liczby atomowej Z materiału. *Rysunek 3.3* ilustruje względne prawdopodobieństwo zajścia poszczególnych procesów dla materiału lekkiego (węgiel) i ciężkiego (ołów). Widać, że dla materiałów o niskim Z , efekt Comptona dominuje w zakresie od kilkudziesięciu keV do kilkudziesięciu MeV, a więc w praktyce w całym zakresie energii stosowanych w medycynie. Dla ołowiu natomiast do kilkuset keV dominuje efekt fotoelektryczny. Rozpraszanie padających kwantów następuje przede wszystkim w wyniku efektu Comptona. Dla energii do kilkuset keV proces ten jest znacznie bardziej wydajny dla materiałów o niskim Z , stąd takie materiały (ciało ludzkie, aluminium) rozpraszają padające promieniowanie w większym stopniu niż materiały ciężkie (ołów) [Jodłowski & Ostachowicz, 2006].



Rysunek 3.3. Względne prawdopodobieństwo zajścia różnych procesów oddziaływania promieniowania X z materią a) węgiel b) ołów [Greening, 1985].

- **Zjawisko fotolektryczne**

Jest to zjawisko pochłonięcia fotonu przez atom i emisji elektronu z powłoki leżącej w pobliżu jądra. W wyniku zajścia tego procesu foton znika, atom zostaje zjonizowany, a wyemitowany elektron posiada energię:

$$E_k = E_\gamma - W \quad (3.1)$$

gdzie:

- E_k – energia kinetyczna wybitego elektronu [J],
- E_γ - energia padającego fotonu [J],
- W - praca wyjścia, odpowiadająca energii wiązania elektronu na orbicie atomowej [J].

Zjawisko fotoelektryczne zachodzić może wyłącznie dla elektronów związanych w atomach. Kinematyka wymaga, by część pędu fotonu przejęło trzecie ciało jakim jest jądro atomowe. Właśnie dlatego efekt fotoelektryczny zachodzi najczęściej dla elektronów znajdujących się na powłokach będących najbliższej jądra.

Po uwolnieniu elektronu z powłoki w pobliżu jądra może nastąpić przeskok na tę powłokę elektronu z powłoki dalszej. Wyzwalana przy tym energia emitowana jest w postaci kwantu promieniowania elektromagnetycznego w zakresie rentgenowskim. Może też nastąpić przekazanie energii innemu elektronowi w atomie i jego emisja. Elektron taki nazywany jest elektronem Auger'a.

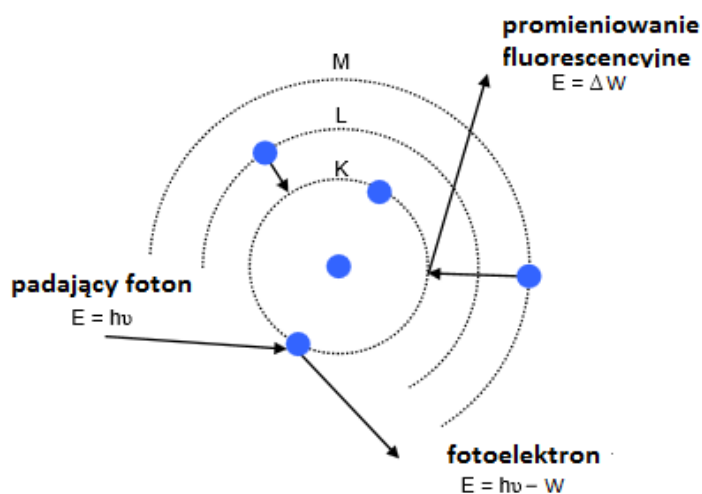
Przekrój czynny na zjawisko fotoelektryczne rośnie bardzo szybko ze wzrostem liczby atomowej materiału, w którym efekt zachodzi oraz maleje ze wzrostem energii samego fotonu. Można to zapisać w postaci empirycznej zależności:

$$\sigma_{ph} = C \cdot \frac{Z^k}{E_\gamma^n} \tag{3.2}$$

gdzie:

- Z - liczba atomowa materiału (absorbenta),
- C - stały współczynnik proporcjonalności, niezależny od Z i E_γ ,
- E_γ - energia fotonu [J].

Dla niskich energii ($E_\gamma \ll m_0c^2$) wartości wykładników potęg we wzorze (3.2) wynoszą: $k=4,0$; $n=3,5$; dla energii bardzo wysokich ($E_\gamma \gg m_0c^2$) $k=4,6$; $n=1,0$;



Rysunek 3.4. Zjawisko fotoelektryczne.

- **Efekt Comptona**

Jest to zjawisko zmiany długości fali promieniowania, występujące w wyniku elastycznego rozpraszania na elektronach. W rezultacie zajścia tego procesu energia rozproszonego fotonu jest mniejsza od energii fotonu pierwotnego:

$$\frac{E'_\gamma}{E_\gamma} = \frac{1}{1 + \varepsilon(1 - \cos \vartheta)} \quad (3.3)$$

gdzie

- ϑ - kąt rozproszenia,
- $\varepsilon = E_\gamma / m_0 c^2$ jest stosunkiem energii fotonu do energii spoczynkowej elektronu.

Jak widać z postaci tego wzoru stosunek energii fotonu rozproszonego do energii fotonu pierwotnego ma najmniejszą wartość dla rozproszenia do tyłu, $\vartheta = \pi$, $\cos \vartheta = -1$ i zależy jest, poprzez wartość ε , od energii fotonu. Najsilniejsza zależność od kąta jest dla dużych energii.

Przekrój czynny na efekt Comptona określa wzór Kleina Nishiny, który ma złożoną formę. Dla dużych energii fotonów przekrój czynny na jeden elektron może być wyrażony prostą zależnością:

$$\sigma_c^e \propto \frac{\ln \varepsilon}{\varepsilon} \quad (3.4)$$

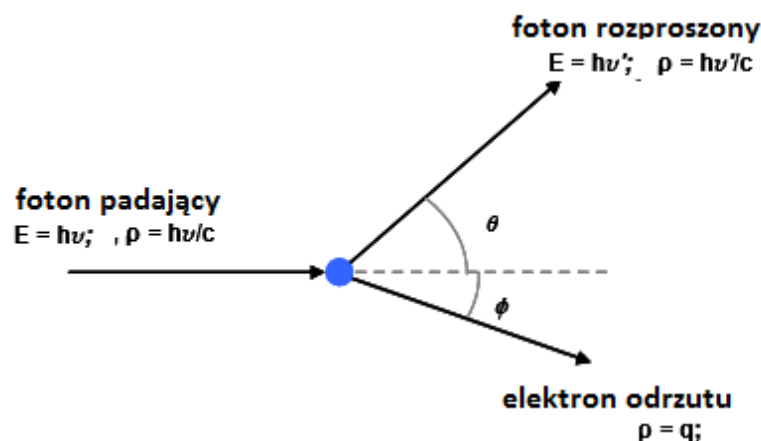
z której widać, że przekrój czynny na efekt Comptona jest malejącą funkcją energii pierwotnego fotonu. W atomie, gdzie Z jest ilością elektronów, przekrój czynny na jeden atom jest większy i określony jest zależnością:

$$\sigma_c^{\text{atom}} = Z \cdot \sigma_c^e \quad (3.5)$$

W przypadku efektu Comptona tylko część energii fotonu przekazana jest elektronowi; a pozostałą unosi foton rozproszony, dlatego przekrój czynny na efekt Comptona rozkładamy na dwa składniki: przekrój czynny na rozpraszanie σ_{cs} oraz przekrój czynny na absorpcję, σ_{ca} . Relację pomiędzy przekrojem czynnym na efekt Comptona, a jego składowymi przekrojami czynnymi można wyrazić w postaci:

$$\sigma_{CS} = \frac{E'_\gamma}{E_\gamma} \cdot \sigma_C^e, \quad \sigma_{CA} = \sigma_C^e - \sigma_{CS} \quad (3.6)$$

Zjawisko rozpraszania fotonów jest bardzo istotne z punktu widzenia obrazowania rentgenowskiego (jest jednym z głównych czynników pogarszających rozdzielczość obrazu).



Rysunek 3.5. Zjawisko Comptona.

- **Zjawisko tworzenia par elektron-pozyton**

Oddziaływanie to nie ma znaczenia dla rentgenodiagnostyki, ponieważ wykracza poza przedział energetyczny stosowany w radiologii. Polega na zamianie (konwersji) fotonu w parę: pozyton i elektron, tj. e^+e^- . Proces ten możliwy jest jedynie, gdy energia fotonu przekracza pewną określoną wartość zwaną energią progową, co wynika z warunku spełnienia w tym procesie praw zachowania energii i pędu. Równoczesne spełnienie obu praw zachowania wymaga, by proces ten zachodził z udziałem trzeciego ciała, jakim może być jądro atomowe lub elektron, nie może natomiast zachodzić w próżni. Przekaz energii i pędu zachodzi za pośrednictwem pola elektrostatycznego (kulombowskiego) jądra lub elektronu. Ze spełnienia praw zachowania wynika relacja określająca energię progową fotonu powyżej, której może zachodzić zjawisko tworzenia par e^+e^- :

$$E_{\gamma} \geq 2 \cdot m_e \cdot c^2 + 2 \cdot \frac{m_e^2}{m_j} \cdot c^2 \quad (3.7)$$

gdzie

- $E_{\gamma} = h\nu$ - energia fotonu [J],
- m_e - masa elektronu [kg],
- m_j - masa jądra [kg],
- c – prędkość światła [m/s].

Ponieważ masa jądra jest tysiące razy większa niż masa elektronu, drugi człon w powyższym wzorze można zwykle zaniedbać wyrażając energię progową prostszym wzorem:

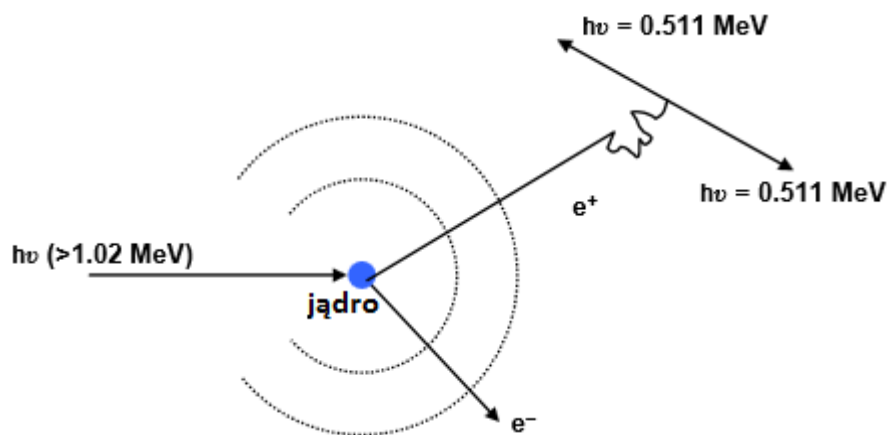
$$E_{\gamma} \geq 2 \cdot m_e \cdot c^2 \approx 2 \cdot 0.511 \text{ MeV} = 1.022 \text{ MeV} \quad (3.8)$$

Oznacza to, że energia fotonu musi być większa od energii odpowiadającej sumie mas pozytonu i elektronu, które to cząstki tworzone są w procesie konwersji.

Kiedy proces produkcji par zachodzi w polu elektrostatycznym elektronu, to energia progowa zgodnie ze wzorem (3.8), gdzie zamiast masy jądra wstawiamy masę elektronu, jest większa i wynosi:

$$E_{\gamma} \geq 4 \cdot m_e \cdot c^2 \quad (3.9)$$

Proces ten jest jednak znacznie mniej prawdopodobny niż konwersja w polu jądra.



Rysunek 3.6. Zjawisko tworzenia par.

3.3. Fizyka powstawania obrazu

Obrazowanie medyczne to sposób przedstawienia w formie obrazów wszelkich zmian zachodzących w ciele człowieka do celów badawczych, diagnostycznych czy terapeutycznych bez konieczności przeprowadzenia operacji chirurgicznych. Najpowszechniej stosowaną techniką obrazowania to metoda wykorzystująca promieniowanie rentgenowskie.

3.3.1. Promieniowanie rentgenowskie

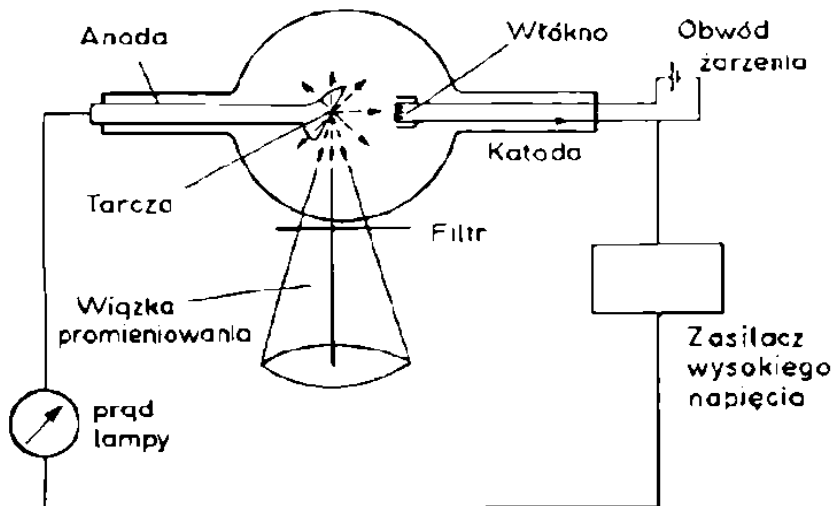
Promieniowanie rentgenowskie należy do tej części widma, której odpowiada długość fali mniejsza od około 0,1 nm. Wykazuje ono typowe dla fal poprzecznych zjawiska polaryzacji, interferencji i dyfrakcji, znane już dla światła i promieniowania elektromagnetycznego o innej długości fali.

Już w 1897 roku odbyła się pierwsza próba wykonania zdjęcia rentgenowskiego. Niedługo potem metoda została udoskonalona i od tego czasu badanie RTG jest niezastąpione w diagnostyce medycznej. Choć stworzono nowe, bezpieczniejsze i dokładniejsze technologie, to łatwy dostęp do badania oraz jego niewielka cena sprawiają, że nadal należy ono do najczęściej wykonywanych badań.



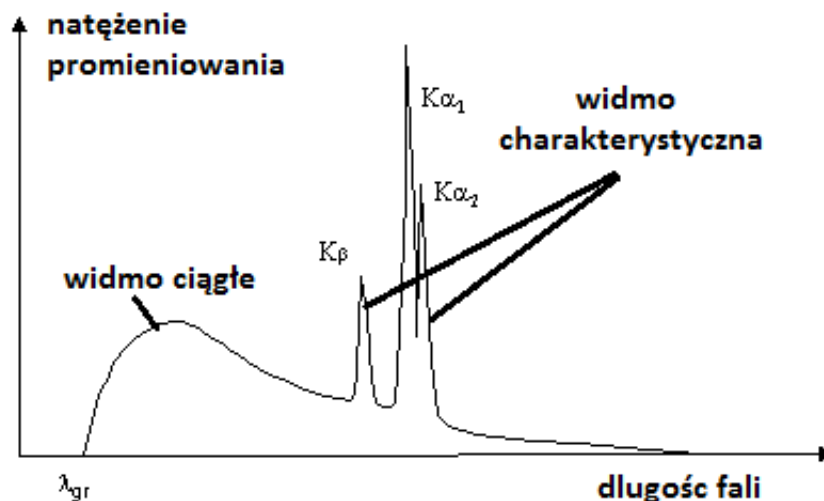
Fotografia 3.3. Druk pierwszego medycznego zdjęcia wykonanego 22 grudnia 1895 roku przez Wilhelma Rentgena. Zdjęcie przedstawia dłoń żony Rentgena, ciemny owal na trzecim palcu to obrączka [Kevles & Camden, 1996].

Lampy rentgenowskie są najpowszechniej stosowanym źródłem promieniowania X. Promieniowanie to powstaje w czasie bombardowania tarczy przez wiązkę rozprzeczonych elektronów. Klasyczna lampa rentgenowska składa się z katody i anody umieszczonych w szklanej obudowie, w której panuje próżnia (Rysunek 3.7). Różnica potencjałów pomiędzy anodą i katodą powoduje przyspieszenie elektronów wytworzonych w procesie termoemisji przez rozżarzone włókno katody, które następnie uderzają w anodę - tarczę. W wyniku tego procesu następuje emisja promieniowania X oraz wydzielenie na anodzie znacznych ilości ciepła [Jodłowski & Ostachowicz, 2006].



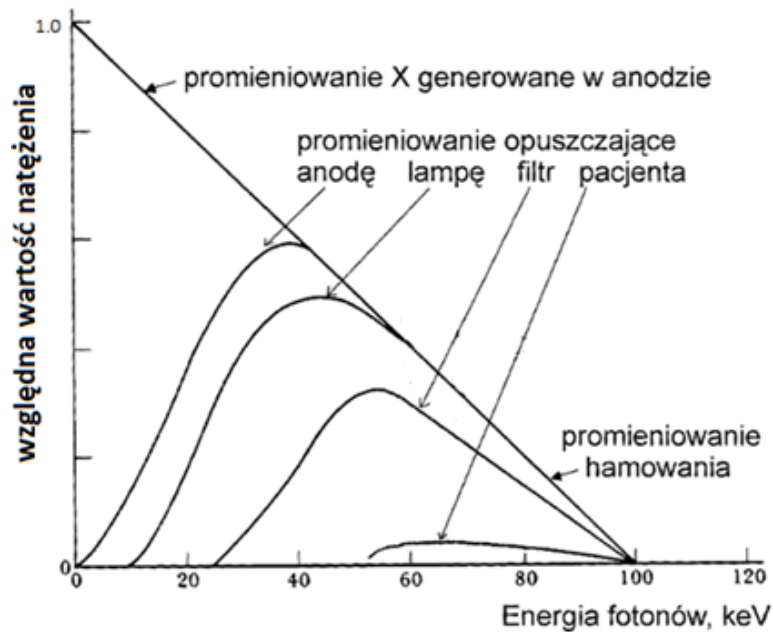
Rysunek 3.7. Schemat budowy lampy rentgenowskiej [Toth, 1984].

Tak powstałe promieniowanie tworzy widmo ciągłe, któremu towarzyszy monochromatyczne spójne promieniowanie charakterystyczne (Rysunek 3.8). Widmo ciągłe powstaje w wyniku emisji promieniowania hamowania, natomiast promieniowanie charakterystyczne powstaje w wyniku wzbudzenia elektronów materiału anody powodujące emisję promieniowania nieciągłego o określonej długości fali.



Rysunek 3.8 Przykładowe widmo lampy rentgenowskiej.

Promieniowanie X, zanim opuści anodę, oddziałuje z jej atomami w procesie fotoelektrycznym i comptonowskim. Na skutek wymienionych procesów ulega zmniejszeniu natężenie promieniowania rentgenowskiego. Ponadto, w celu przeciwdziałania propagacji promieniowania X we wszystkich kierunkach, lampa rentgenowska znajduje się w ołowianej koszulce (tzw. kołpaku), o grubości kilku milimetrów. Promieniowania z lampy rentgenowskiej wydostaje się na zewnątrz poprzez okienko wykonane z berylu. Beryl, mimo że dobrze transmituje promieniowanie rentgenowskie, również osłabia do pewnego stopnia natężenie promieniowania X. Zmniejszanie natężenia promieniowania X po przejściu przez kolejne ośrodki zaprezentowano na *Rysunek 3.9*. Z wiązki promieniowania X usuwane są w szczególności fotony niskoenergetyczne (promieniowanie ulega utwardzeniu).



Rysunek 3.9. Naturalna filtracja promieniowania rentgenowskiego [Brain, Web].

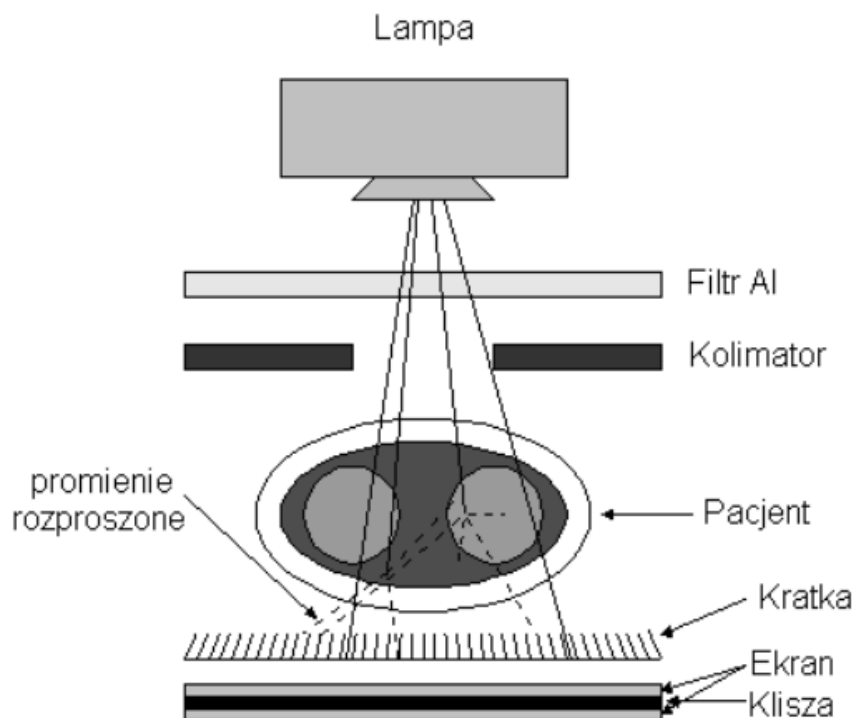
Kiedy wiązka promieniowania wydostaje się poza lampę, kierowana jest na kliszę rentgenowską, przed którą znajduje się pacjent. Ilość promieniowania przechodzącego przez tkanki ludzkie zależy od:

- liczby atomowej pierwiastków wchodzących w skład danej tkanki,
- częstotliwości promieniowania,
- gęstości,
- grubości tkanki.

Oznacza to, że tkanki kostne i inne charakteryzujące się dużą gęstością, pochłaniają więcej promieniowania, co oznacza że mniejsza jego ilość przedostaje się na kliszę i miejsca te są jasne. Natomiast tkanki takie jak np. płuca, składające się w głównej mierze z powietrza, nie pochłaniają prawie w ogóle promieniowania i widoczne są jako obszary ciemne na kliszy.

3.3.2. Budowa aparatury wykorzystywanej w radiologii interwencyjnej

Podstawowym elementem każdej aparatury rentgenowskiej oprócz lampy rentgenowskiej, której zasadę działania opisano w Rozdziale 3.3.1 są: filtry, kolimatory, kratka przeciwrozproszeniowa oraz detektor promieniowania jonizującego.



Rysunek 3.10. Elementy aparatury rentgenowskiej wykorzystywanej w radiologii interwencyjnej [Brain, Web].

- **Filtry**

Stosowanie filtrów podyktowane jest ochroną radiologiczną pacjenta. Promieniowanie rentgenowskie emitowane przez lampę nie jest promieniowaniem monoenergetycznym i niesie ze sobą dużą ilość kwantówiskoenergetycznych. Zadaniem filtrów jest usunięcie (tzw. utwardzenie promieniowania X) z wiązki promieniowania, które nie może być wykorzystane do diagnostyki. Przede wszystkim jest to promieniowanie o energiach niższych niż 10 keV, ponieważ jest ono silnie osłabiane przez ciało człowieka. W związku z tym ilość fotonów, która dotrze do detektorów jest zbyt mała, aby uzyskać wyraźny obraz. Innymi słowy, naświetlenie pacjenta promieniowaniem miękkim spowoduje obciążenie go dawką promieniowania jonizującego bez żadnych korzyści diagnostycznych.

- **Kolimator**

Zadaniem kolimatora jest odpowiednie uformowanie kształtu wiązki promieniowania rentgenowskiego by narażenie pacjenta było jak najmniejsze.

- **Kratka przeciwrozproszeniowa**

Kolejną z form ochrony pacjenta przed nadmierną ekspozycją jest stosowanie kratek przeciwrozproszeniowych, które powodując polepszenie jakości obrazu skutkują zmniejszeniem dawki promieniowania. Jak opisano w *Rozdziale 3.2* promieniowanie rentgenowskie oddziałuje z materią, z której zbudowany jest organizm ludzki, głównie w dwóch procesach: efekcie fotoelektrycznym oraz zjawisku Comptona. Efekt fotoelektryczny jest bardzo korzystny z punktu widzenia formowania obrazu. Skutkuje on bowiem absorpcją wyemitowaniem przez lampę fotonu rentgenowskiego. W przypadku efektu Comptona, tylko część energii fotonu ulega absorpcji, zaś foton ulega rozproszeniu. Rozpraszanie Comptonowskie jest zatem bardzo niekorzystne w obrazowaniu medycznym i prowadzi do zaszumienia uzyskiwanych obrazów. Aby przeciwdziałać docieraniu do detektora promieniowania rentgenowskiego fotonów rozproszonych stosowane są specjalne kratki. Kratki te składają z pasków materiału silnie pochłaniającego promieniowanie rentgenowskie, umieszczonych w obudowie wykonanej z tworzywa sztucznego [Pruszyński, 2000].

- **Wzmacniacz obrazu**

Oko ludzkie nie jest czułe na promieniowanie X. W skład rentgenowskiej aparatury diagnostycznej musi zatem wchodzić układ, który dokona detekcji promieniowania X, utworzy obraz i umożliwi jego prezentację w zakresie światła widzialnego. Pierwszym detektorem promieniowania rentgenowskiego, który zresztą przyczynił się pośrednio do odkrycia tego promieniowania, była zwykła klisza fotograficzna. Niezwykle ważne w diagnostyce medycznej jest uzyskiwanie obrazów w czasie rzeczywistym. Do lat 50-tych ubiegłego wieku w celu uzyskiwania takich obrazów stosowano ekrany fluoroskopowe [Brain, Web]. Wadą tych ekranów była przede wszystkim wyższa dawka dla pacjenta. Dodatkowo niewielka jasność i kontrast powodował, że lekarz musiał adaptować wzrok do ciemności panującej w pokoju, w którym przeprowadzano badanie. Ekrany fluoroskopowe zastąpiono wzmacniaczami obrazu, jednakże do dzisiaj w radiologii funkcjonuje nazwa „fluoroscopia”.

3.3.3. Tryby obrazowania

Urządzenia rentgenowskie stosowane w radiologii interwencyjnej mogą pracować w dwóch trybach: fluoroskopii i akwizycji (nagrywania obrazu). Parametry robocze generatora rentgenowskiego w obu trybach są różne, w szczególności w odniesieniu do wejściowego

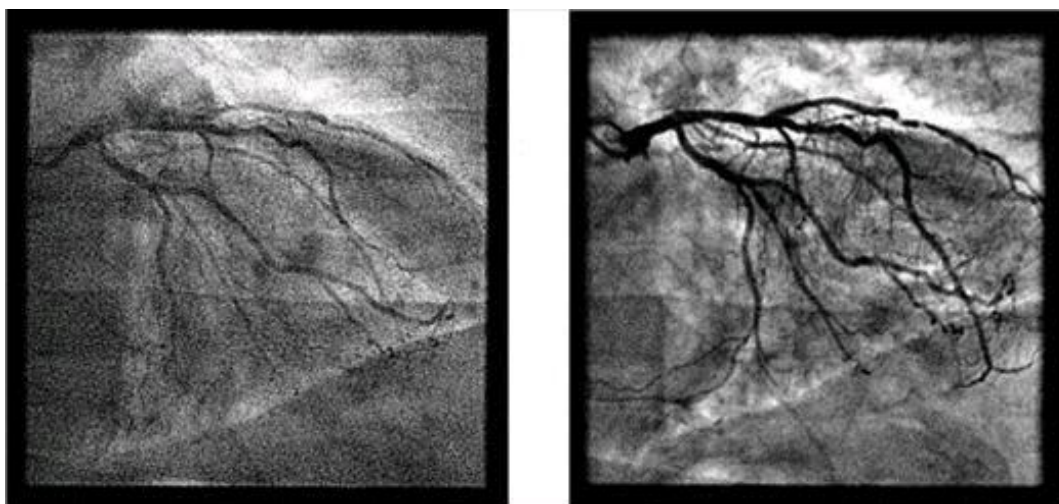
promieniowania X i dawki wejściowej. W rezultacie istnieje duża różnica jakości obrazu pomiędzy tymi dwoma trybami (*Fotografia 3.4*).

- **Fluoroscopia (prześwietlenie)**

Fluoroscopia dostarcza zdjęcia rentgenowskie w czasie rzeczywistym w przypadku, gdy nie jest konieczne ich zapisywanie. Ponieważ zdjęcia te są widoczne w ruchu, neuropsychologia widzenia skutecznie łączy kilka klatek - efektywnie zmniejszając poziom odczuwalnego szumu obrazu. Większe szumy obrazu i mniejsza jakość obrazu powodują, że dawki podczas fluoroskopii są mniejsze niż dawki podczas akwizycji obrazu do celów diagnostycznych. Obecnie systemy fluoroskopii posiadają dwa lub więcej możliwości wyboru poziomu dawek. Wyższe dawki promieniowania powodują mniejsze szumy obrazu, umożliwiając w ten sposób nakreślenie bardziej szczegółowo wnętrza, jednak kosztem większego narażenia pacjenta oraz operatora.

- **Akwizycja obrazowa (zdjęcie)**

Akwizycja dostarcza obrazy lepszej jakości. Otrzymywane są przy większych dawkach wejściowych w celu redukcji szumów obrazu. Większość systemów jest skalibrowanych tak, że dawka na klatkę piersiową jest około 15 razy większa niż dla trybu fluoroskopii. Typowo stosowana akwizycja dla dorosłych to 15 klatek na sekundę [Hirshfeld & in., 2004].



Fotografia 3.4. Porównanie obrazu fluoroskopowego (po lewej) z obrazem otrzymanym podczas akwizycji (po prawej) [Hirshfeld & in., 2004].

4. OCHRONA RADIOLOGICZNA I DOZYMETRIA PROMIENIOWANIA JONIZUJĄCEGO

Ochrona radiologiczna zgodnie z definicją znajdującą się w ustawie Prawo atomowe [Prawo Atomowe, 2007], obejmuje zespół czynności zmierzających do zapobiegania narażeniu ludzi i skażeniu środowiska. Natomiast w przypadku braku możliwości zapobieżenia takim sytuacjom - ograniczenie ich skutków do poziomu tak niskiego, jak tylko jest to rozsądnie osiągalne według tak zwanej zasady ALARA (z ang. *As Low As Reasonable Achievable*), przy uwzględnieniu czynników ekonomicznych, społecznych i zdrowotnych. Osobną kategorię ochrony radiologicznej stanowi ochrona radiologiczna pacjenta, która zgodnie z definicją, obejmuje zespół czynności i ograniczeń zmierzających do zminimalizowania narażenia pacjenta na promieniowanie jonizujące, które nie będzie nadmiernie utrudniało lub uniemożliwiało uzyskania pożądaných i uzasadnionych informacji diagnostycznych lub efektów leczniczych. Wymagania dotyczące ochrony radiologicznej w pracowniach stosujących aparaty rentgenowskie w celach medycznych określone są w Rozporządzeniach Ministra Zdrowia [Dz.U., 2011, Dz.U., 2006, Dz.U., 2007, Dz.U., 2008].

Dozymetria jest specjalnością fizyki obejmującym zagadnienia pomiarów i obliczeń dawek oraz innych parametrów promieniowania jonizującego, które mają wpływ na skutki oddziaływania promieniowania z materią, a w szczególności z ciałem człowieka. Stanowi ona istotny element oceny wielkości narażenia na promieniowanie jonizujące osób pracujących zawodowo w warunkach narażenia, a także dla pacjenta i ogółu ludności. Kluczowym zagadnieniem dozymetrii jest odpowiedni wybór mierzonych wielkości i metod pomiarowych, tak aby mogły one zostać zastosowane w ochronie radiologicznej, poprzez możliwie prosty sposób przeliczania.

4.1. Podstawowe wielkości w ochronie radiologicznej

I Międzynarodowy Kongres Radiologii w 1925 roku powołał Międzynarodowy Komitet ds. Jednostek Pomiarowych Promieniowania X (ang. *International X-ray Unit Committee*), obecnie jest to Międzynarodowa Komisja do Spraw Jednostek Radiologicznych ICRU (ang. *International*

Commission on Radiological Units and Measurements). Na drugim Kongresie (Sztokholm, 1928) powołano Międzynarodowy Komitet Ochrony przed Promieniowaniem X i Radu IXRPC (ang. *International X-ray and Radium Protection Committee*). Dzisiaj obowiązująca nazwa to Międzynarodowa Komisja Ochrony Radiologicznej ICRP (ang. *International Commission Radiation Protection*). Do głównych zadań komitetów należało wydanie zaleceń odnośnie wielkości i jednostek promieniowania oraz radioaktywności, a także określenie dopuszczalnych poziomów napromienienia.

W 1959 r. ukazała się pierwsza oficjalna publikacja ICRP (Publication No 1). Od tej pory kolejne publikacje były „słupami milowymi” w rozwoju ochrony radiologicznej na świecie. Wszystkie liczące się organizacje międzynarodowe i zdecydowana większość krajów świata opiera swoje przepisy ochrony radiologicznej na zaleceniach ICRP.

Wielkości stosowane w dozymetrii promieniowania jonizującego są podzielone na wielkości podstawowe, które są używane do fizycznego opisu pola promieniowania i jego oddziaływania z materią [ICRU 60, 1998] oraz wielkości w zakresie ochrony przed promieniowaniem, który obejmują wielkości ochronne i wielkości operacyjne [ICRU 51, 1993; ICRP 103, 2011].

4.1.1. Wielkości podstawowe

Pierwsza grupa wielkości dozymetrycznych opisuje wielkości odnoszące się bezpośrednio do fizycznej interakcji pól promieniowania jonizującego z materią.

- **Fluencja**

Fluencję, Φ , definiuje się jako liczbę cząstek wnikaących w określonym przedziale czasu do odpowiednio małej kuli, której środek znajduje się w danym punkcie przestrzeni, podzieloną przez pole wielkiego kąta tej kuli:

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad [m^{-2}] \quad (4.1)$$

gdzie:

- dN jest liczbą cząstek, które weszły do kuli o polu wielkiego kąta da .

- **Gęstość strumienia cząstek**

Liczba cząstek wnikaających w jednostce czasu do odpowiednio małej kuli, której środek jest umieszczony w określonym punkcie przestrzeni, podzielona przez powierzchnię przekroju tej kuli:

$$\vartheta = \frac{d\phi}{dt} \quad [m^{-2}s^{-1}] \quad (4.2)$$

gdzie:

- $d\phi$ jest przyrostem fluencji cząstek w przedziale czasu dt .

- **Dawka pochłonięta**

Dawka pochłonięta, D , to podstawowa wielkość fizyczna biologii radiacyjnej, radiologii i ochrony radiologicznej. Jest stosowana do wszystkich rodzajów promieniowania jonizującego i dowolnej geometrii napromieniania.

Dawka pochłonięta, D , dowolnego promieniowania jonizującego jest ilością energii dostarczonej substancji przez cząstki jonizujące, przypadającej na jednostkę masy napromieniowanego materiału w danym miejscu [ICRU 7, 1954]:

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad [Gy] \quad (4.3)$$

gdzie:

- $d\bar{E}$ - średnia energia, dostarczona przez promieniowanie jonizujące [J],

- dm - masa elementu objętości [kg].

Definiuje się ją w dowolnym punkcie, jest wielkością mierzalną. Istnieją normy doświadczalne i obliczeniowe na określenie dawki pochłoniętej.

Jednostką dawki pochłoniętej jest grej (symbol Gy). Nazwa pochodzi od nazwiska angielskiego fizyka i radiobiologa Hall'a Grey'a. Dawka pochłonięta 1 Gy odpowiada sytuacji, kiedy promieniowanie jonizujące zdeponuje w elemencie objętości dV o masie dm , 1 dżul energii, $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$.



Rysunek 4.1. Wzorzec dawki pochłoniętej
[National Physics Laboratory, Web].

- **Kerma**

Kerma, K , (ang. *Kinetic Energy Released per unit MAss*) opisuje energię zdeponowaną przez naładowane cząstki uwolnione poprzez promieniowanie powodujące jonizację pośrednio, takie jak fotony i neutrony. Jest zdefiniowana jako:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad [Gy] \quad (4.4)$$

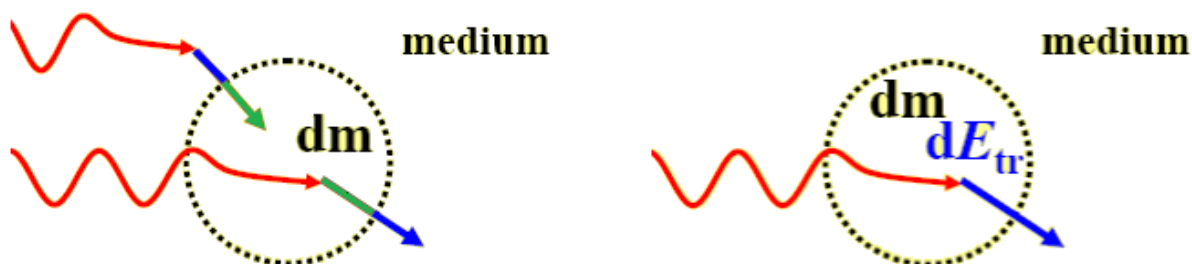
gdzie:

- dE_{tr} - suma początkowych energii kinetycznych wszystkich naładowanych cząstek uwolnionych przez nienaładowane cząstki [J],
- dm - masa elementu objętości [kg].

Jednostką kermy jest grej (Gy) = J/kg.

- **Dawka pochłonięta a kerma**

Wartość dawki pochłoniętej może być mniejsza od kermy, bowiem do dawki pochłoniętej wliczamy energię cząstek naładowanych pozostawioną w masie dm (oznaczone zielonym kolorem), natomiast do kermy wliczamy całkowitą energię cząstek naładowanych wygenerowanych w masie dm (oznaczoną niebieską strzałką) (Rysunek 4.2).



Rysunek 4.2. Dawka pochłonięta (po lewej), kerma (po prawej).

Dla przykładu, elektrony przechodząc przez materię zarówno wywołują jonizację, jak i emisję promieniowania hamowania, które może opuścić materiał nie deponując tam swej energii. W odniesieniu do energii promieniowania z zakresu rentgenodiagnostyki różnice między kermą w powietrzu, a dawką pochłoniętą są małe, tzn. poniżej 0,1 %.

4.1.2. Wielkości ochronne

Wielkości podstawowe są niewystarczające do opisu dozymetrycznego w przypadku oddziaływania z organizmem żywym i dlatego nie mogą być wykorzystane do ustalania limitów narażenia. Związane jest to z faktem, że wpływ na biologiczne skutki napromienienia ma rodzaj promieniowania, tj. przy tym samym poziomie dawki pochłoniętej różne typy promieniowania jonizującego wywołują w eksponowanym materiale jonizację o różnej gęstości.

Względna skuteczność biologiczna – RBE

Zasadniczy wpływ na biologiczne skutki napromienienia ma rodzaj promieniowania, w tym celu wprowadzono tzw. względną skuteczność biologiczną, *RBE* (ang. *Relative Biological Effectiveness*). Jest ona stosunkiem dwóch dawek pochłoniętych promieniowania różnego rodzaju lub energii wywołujących taki sam skutek biologiczny. Zdefiniowany jest jako:

$$RBE = \frac{D_{ref}}{D} \quad (4.5)$$

gdzie:

- D_{ref} - promieniowanie odniesienia, najczęściej promieniowanie X generowane przy napięciu 250kV [J],
- D - dawka innego promieniowania wywołująca ten sam efekt [J].

Liniowy przekaz energii – LET

Powodem, dla którego wartość *RBE* zależy od energii i rodzaju promieniowania, jest różny liniowy przekaz energii promieniowania, *LET* (ang. *Linear Energy Transfer*). *LET* określa energię promieniowania przekazaną materii podczas przebycia przez cząstkę promieniowania danej drogi przez materię i wyraża się wzorem:

$$LET = \frac{\Delta E}{\Delta l} \quad \left[\frac{keV}{\mu m} \right] \quad (4.6)$$

gdzie:

- ΔE - średnia ilość energii przekazana materii przez cząstkę naładowaną w oddziaływaniach z elektronami ośrodka [keV],
- Δl - droga przebyta przez cząstkę [μm].

Wielkości operacyjne określone są w oparciu o średnią dawkę pochłoniętą w objętości w określonym narządzie lub tkance pochodzącej z danego rodzaju promieniowania.

- **Dawka równoważna**

Dawka równoważna, $H_{T,R}$ (ang. *equivalent dose* [ICRP 60, 1991]); starsze pojęcie równoważnik dawki (ang. *dose equivalent* [ICRP 26, 1977]), jest to dawka pochłonięta w danej tkance lub narządzie T z uwzględnieniem skutków biologicznych wywołanych przez różne rodzaje promieniowania R . Określona jest równaniem:

$$H_{T,R} = \sum_R w_R D_{T,R} \quad [Sv] \quad (4.7)$$

gdzie:

- $D_{T,R}$ - średnia dawka pochłonięta promieniowania R w tkance lub narządzie T ,
- w_R – bezwymiarowy współczynnik wagowy promieniowania R . Jest to czynnik jakości promieniowania zależny od rodzaju i energii promieniowania. Uwzględnia wyższą biologiczną efektywność promieniowania o wysokim *LET* w porównaniu do promieniowania o niskim *LET* (wielkość niszczącego wpływu biologicznego na tkankę promieniowania określonego rodzaju). Współczynniki w_R dla promieniowania różnego rodzaju podaje *Tabela 4.1*.

Jednostką dawki równoważnej w układzie SI jest siwert (Sv) od nazwiska uczonego szwedzkiego fizyka medycznego Rolfa Sieverta. Siwert odpowiada jednemu dżulowi na kilogram:

1Sv = 1 J/kg. Jednostka 1 Sv dowolnego promieniowania jądrowego odpowiada takiej dawce pochłoniętej przez organizm, która wywołuje w nim skutek biologiczny taki, jak dawka pochłonięta równa 1 Gy promieniowania X lub gamma, dla których $w_R=1$.

Tabela 4.1. Wartości czynnika wagowego promieniowania według zaleceń ICRP 103 [ICRP 103, 2007].

Rodzaj promieniowania	Czynnik wagowy promieniowania w_R
Fotony, elektrony i miony	1
Protony i naładowane piony	2
Cząstki alfa, fragmenty rozszczepienia, ciężkie jony	20
Neutrony	$w_R = \begin{cases} 2.5 + 18.2 e^{-[\ln(E_n)]^2/6} & , E_n < 1 \text{ MeV} \\ 5.0 + 17.0 e^{-[\ln(2E_n)]^2/6} & , 1 \text{ MeV} \leq E_n \leq 50 \text{ MeV} \\ 2.5 + 3.25 e^{-[\ln(0.04 E_n)]^2/6} & , E_n < 50 \text{ MeV} \end{cases}$

- **Dawka skuteczna (efektywna)**

Dawka skuteczna, E , jest to suma ważona dawek równoważnych od napromienienia zewnętrznego i wewnętrznego w tkankach i narządach wymienionych w *Tabela 4.2*.

Radioczułość poszczególnych tkanek i narządów jest różna, w związku z czym wprowadza się także pewien współczynnik w_T , który pokazuje względną radioczułość narządów, tj. część dawki równoważnej, którą naświetlono całe ciało. Dawkę skuteczną (efektywną) obliczamy według wzoru [ICRP 60, 1991]:

$$E = \sum_T w_T \sum_R w_R D_{T,R} \quad [\text{Sv}] \quad (4.8)$$

gdzie:

- w_T - czynnik wagowy tkanki, $\sum_T w_T = 1$,
- $D_{T,R}$ - średnia dawka pochłonięta promieniowania R w tkance lub narządzie T ,
- w_R – bezwymiarowy współczynnik wagowy promieniowania R .

Dawka efektywna jest podstawową wielkością stosowaną do oceny ryzyka przy napromienieniu całego ciała oraz w przepisach prawnych limitujących narażenie na promieniowanie.

Tabela 4.2. Wartości czynnika wagowego tkanek według zaleceń ICRP 103 [ICRP 103, 2007].

Narząd lub tkanka	w_T	$\sum_T w_T$
Szpik (czerwony), jelito grube, płuca, żołądek, pierś, pozostałe tkanki	0,12	0,72
Gonady	0,08	0,08
Pęcherz, trzustka, wątroba, tarczycza	0,04	0,16
Powierzchnia kości, mózg, ślinianki, skóra	0,01	0,04
	suma	1,00

Wartości współczynników wagowych promieniowania i tkanek, które występują w definicjach dawki równoważnej i efektywnej, wyznaczone zostały w oparciu o szerokie badania radiobiologiczne i stanowią wartości średnie reprezentatywne dla obu płci.

4.1.3. Wielkości operacyjne

Pierwsze próby ustalenia dopuszczalnych warunków, w jakich pracowały osoby mające styczność ze źródłami promieniowania podjął w 1902 roku William Rollins, który zaproponował analizę obrazu na kliszy fotograficznej. Brak zadymienia kliszy w czasie krótszym niż 7 minut pozwalał na bezpieczne stosowanie źródła [Szymańska&Ciupek, 2010].

W miarę rozwoju zastosowania źródeł promieniotwórczych w medycynie, nauce i technice, do celów praktycznej ochrony radiologicznej wprowadzono więc tzw. wielkości robocze, które pozwalają określić narażenia.

Dawka równoważna, jak i dawka efektywna (skuteczna) są praktycznie niemierzalne, głównie ze względu na konieczność wyznaczenia dawek w poszczególnych narządach konkretnej osoby poruszającej się w polu promieniowania danego rodzaju. W wielu przypadkach nie jest też znany skład i widmo energii cząstek padających na ciało człowieka, co bardzo utrudnia wyznaczenie współczynników jakości promieniowania, w_R . Problem bezpośredniej oceny dawki równoważnej czy efektywnej wymusił wprowadzenie dodatkowego pakietu wielkości do systemu jednostek dozymetrycznych. W dokumencie ICRU [ICRU 51, 1993] po raz pierwszy zdefiniowano tzw. wielkości operacyjne pozwalające na realną ocenę wielkości ochronnych od zewnętrznych emiterów promieniowania jonizującego – bez implementacji zaawansowanych metod obliczeniowych. Ich

bezpośredni pomiar możliwy jest do zrealizowania w ramach prowadzonej rutynowo dozymetrii osób eksponowanych zawodowo.

Wielkości operacyjne bazują na koncepcji **równoważnika dawki**, H , będącego iloczynem dawki pochłoniętej oraz współczynnika jakości promieniowania:

$$H = Q \cdot D \quad [\text{Sv}] \quad (4.9)$$

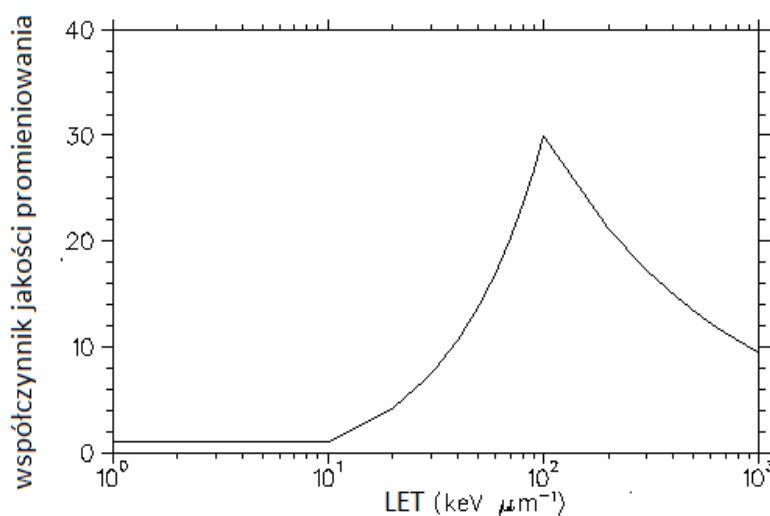
gdzie:

- D - dawka pochłonięta w punkcie (tkanka),
- Q - odpowiedni współczynnik jakości w tym punkcie, wartość jest określana przez rodzaj i energię cząstki naładowanej przechodzącej przez niewielki element objętości w określonym punkcie.

Biologiczna skuteczność promieniowania skorelowana jest z gęstością jonizacji wzdłuż toru naładowanych cząstek w tkance. Dlatego, Q zdefiniowane jest jako funkcja ciągła liniowego transferu energii, L (często oznaczany jako LET), naładowanych cząstek w wodzie. Wartości współczynnika funkcji $Q(L)$ została określona w publikacji ICRP 60 [ICRP 60, 1991]:

Tabela 4.3. Wartości $Q(L)$ określone przez ICRP 60 [ICRP 60, 1991].

LET [keV/ μm]	$Q(L)$
<10	1
10-100	$0,32L-2,2$
>100	$300/\sqrt{L}$



Rysunek 4.3. Zależność współczynnika jakości promieniowania od LET [Howard, Web].

Wielkości operacyjne do pomiaru dawek indywidualnych i środowiskowych

Ze względu na różne zadania w ochronie radiologicznej, w tym kontrolowanie promieniowania jonizującego w środowisku pracy oraz kontrolowanie dawek indywidualnych, zdefiniowane zostały odrębne wielkości operacyjne do pomiaru dawek indywidualnych i środowiskowych (Tabela 4.4). Spowodowane to jest m.in. tym, że dawkomierze przeznaczone do pomiaru dawek indywidualnych noszone są na ciele, co powoduje duży przyczynek do dawki od promieniowania rozproszonego wstecznie oraz absorpcję promieniowania w organizmie człowieka, podczas gdy pomiary dawek w środowisku pracy wykonywane są w powietrzu w ustalonym miejscu.

Tabela 4.4. Wielkości operacyjne i ich zadanie.

Zadanie	Operacyjne wielkości dawki dla:	
	Monitorowania środowiska pracy	Monitorowania narażenia indywidualnego
Ocena dawki efektywnej na całe ciało	Przestrzenny równoważnik dawki $H^*(10)$	Indywidualny równoważnik dawki $H_p(10)$
Ocena dawek dla skóry i kończyn	Kierunkowy równoważnik dawki $H'(0,07)$	Indywidualny równoważnik dawki $H_p(0,07)$
Ocena dawek na soczewki oka	Kierunkowy równoważnik dawki $H'(3)$	Indywidualny równoważnik dawki $H_p(3)$

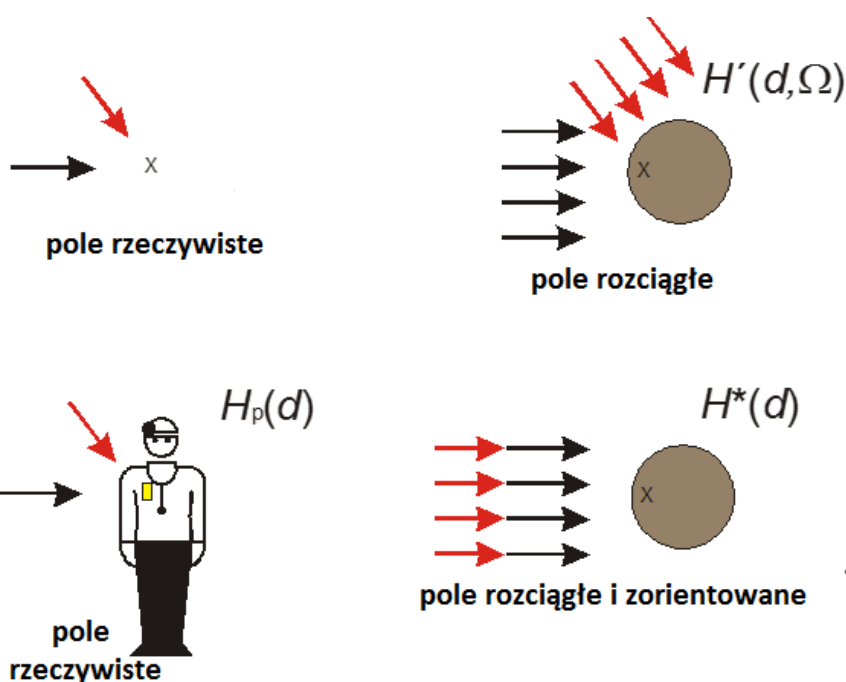
Wielkości $H^*(10)$ i $H_p(10)$ są przeznaczone do monitorowania silnie penetrującego promieniowania, jak fotony (powyżej energii około 12 keV) i neutrony. Rekomenduje się stosowanie tych wielkości do oceny narażenia całego ciała. Dla promieniowania o niższej przenikliwości rekomenduje się stosowanie $H'(0,07, \Omega)$ i $H_p(0,07)$. Wielkość $H_p(0,07)$ jest również stosowana do monitorowania dawek promieniowania jonizującego na kończynie [ICRU 51, 1993]. Natomiast do oceny dawek na soczewki oczu stosuje się $d = 3$ mm.

- **Przestrzenny równoważnik dawki $H^*(d)$** w punkcie pola promieniowania to równoważnik dawki, który byłby wytworzony przez odpowiednie pole rozciągnięte i zorientowane w kuli ICRU na głębokości d , wzdłuż promienia ustawionego w kierunku przeciwnym do kierunku tego pola.

- **Kierunkowy równoważnik dawki $H'(d,\Omega)$** – równoważnik dawki w punkcie pola promieniowania, jaki byłby wytworzony przez odpowiednie rozciągnięte pole w kuli ICRU na głębokości d , ale wyznaczany wzdłuż promienia wyznaczającego określony kierunek, Ω . W praktyce niemierzony.

Zarówno przestrzenny, jak i kierunkowy równoważnik dawki zdefiniowane są dla fantomu, zwanego kulą ICRU. Kula ICRU to kula z materiału równoważnego tkance o średnicy 30 cm, gęstości 1 g/cm^3 i składzie masowym: 76,2 % tlenu, 11,1 % węgla, 10,1 % wodoru i 2,6 % azotu [ICRU 66, 2001].

- **Indywidualny równoważnik dawki $H_p(d)$** - stosuje się go do kontroli indywidualnej, zdefiniowany jako równoważnik dawki pochłoniętej w tkankach miękkich na głębokości d , poniżej określonego punktu ciała. Zalecane wartości głębokości d są takie same, jak w przypadku monitorowania pól zewnętrznych, a pomiarów dokonuje się za pomocą odpowiednio wzorcowanych dawkomierzy indywidualnych.



Rysunek 4.4. Schematyczny przykład rozciągniętego i zorientowanego pola promieniowania używanego w definicji wielkości operacyjnych $H^*(d)$ i $H'(d, \Omega)$, $H_p(d)$ [na podstawie Stadtman, 2014].

4.2. Wielkości dozymetryczne dla pacjenta stosowane w radiologii interwencyjnej

Wielkości dawek dla pacjenta stosowanych w radiologii interwencyjnej można podzielić na dwie kategorie. Jedną z nich dotyczy ryzyka wystąpienia skutków stochastycznych (głównie nowotworu), druga natomiast wystąpienia efektów deterministycznych (głównie uszkodzeń skóry).

- **Iloczyn kerma – powierzchnia**

Iloczyn kerma-powierzchnia, P_{KA} , jest najczęściej stosowaną jednostką dozymetryczną do oceny narażenia pacjenta w radiologii interwencyjnej. Pojęciem dawniej odnoszącym się do tej jednostki było DAP (ang. *Dose-Area Product*). W powszechnym użyciu jest również KAP (ang. *Air Kerma-Area Product*), jednak oficjalnie zalecaną notacją w raporcie ICRU 74 jest P_{KA} [ICRU 74, 2005]. Jest to rekomendowany przez ICRU [ICRP 85, 2001] wskaźnik stochastyczny dla pacjenta. Definiuje się jako całkę dawki pochłoniętej w powietrzu (kermy w powietrzu) w obszarze wiązki promieniowania rentgenowskiego w płaszczyźnie prostopadłej do wiązki. Jednostką jest Grey razy metr kwadrat [$Gyxm^2$], a wielkość tę dla promieniowania rentgenowskiego określa wzór:

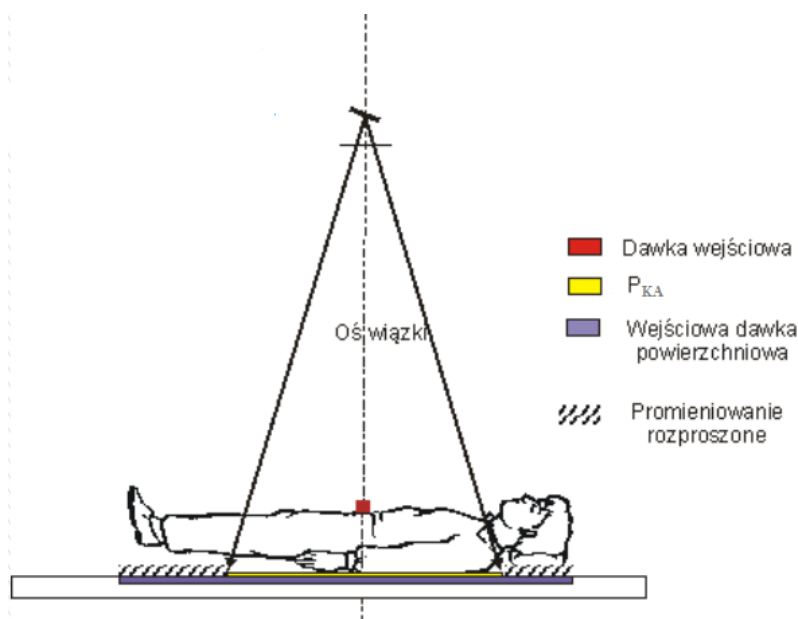
$$P_{KA} = DAP = KAP = \int_A K(A)dA \quad [Gyxm^2] \quad (4.10)$$

gdzie:

– A - powierzchnia wiązki na komorze DAP [m^2].

Zgodnie z normami prawnymi wszystkie aparaty RTG wykorzystywane w medycynie od stycznia 2007 roku muszą być wyposażone w przyrząd, który podaje dawkę promieniowania. Dla pracowni hemodynamiki P_{KA} jest jednym z najlepszych parametrów. Wartość ta jest niezależna od odległości od źródła promieniowania. Przyrząd ten mierzy dawkę w powietrzu (lub kermę w powietrzu) razy powierzchnię pola promieniowania X. Komora jonizacyjna, większa niż obszar wiązki promieniowania X, umieszczona jest tuż za kolimatorami. Odczyt z P_{KA} zmienia się przy zmianach parametrów technicznych (kVp, mA, t) lub poprzez zmianę powierzchni pola.

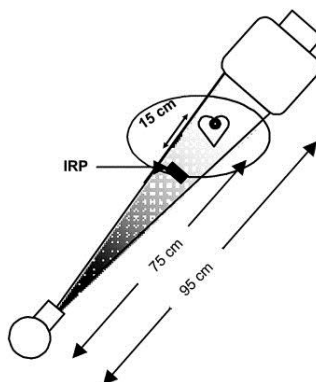
Przyrządy P_{KA} używane są już od 1964 roku [Carlsson, 1965]. Zwolennicy uważają, że P_{KA} jest lepszym wskaźnikiem ryzyka niż dawka wejściowa na skórę, ponieważ zawiera dawkę wejściową i rozmiar pola. Wykazano, że P_{KA} dobrze koreluje z całkowitą energią przekazywaną pacjentowi, która jest związana z dawką skuteczną, a tym samym całkowitym ryzykiem zachorowania na raka.



Rysunek 4.5. Pomiary dawek podczas zabiegu radiologii interwencyjnej [Onkologia, Web].

- Skumulowana kerma w powietrzu, K_{IRP}

Międzynarodowa Komisja Elektrotechniczna IEC (*ang. International Electrotechnical Commission*) wprowadziła pojęcie skumulowanej kermy w powietrzu w 2000 roku [IEC, 2000]. Jest to całkowita wartość kermy w powietrzu w określonym miejscu w tzw. punkcie referencyjnym (*ang. Interventional Reference Point - IRP*). W zależności od wielkości pacjenta, wysokości stołu, czy ustawienia kąтового ramienia, IRP może być na zewnątrz pacjenta, może pokrywać się z powierzchnią skóry lub znajdować się wewnątrz lub na zewnątrz ciała pacjenta (Rysunek 4.6). W trakcie procedury radiologii interwencyjnej wiązka promieniowania jest przemieszczana i skierowana w różne miejsca skóry pacjenta, dlatego skumulowana kerma w powietrzu jest oszacowaniem maksymalnej dawki na skórę. Nie uwzględnia promieniowania rozproszonego od pacjenta. Jednostką w układzie SI jest Grey [Gy].



Rysunek 4.6. Lokalizacja punktu referencyjnego (IRP) [Hirshfeld, 2004].

- **Dawka wejściowa**

Wartość dawki w punkcie przecięcia wiązki promieniowania z powierzchnią skóry pacjenta nie uwzględniająca dawki wynikającej z rozproszon promieniowania w ciele pacjenta.

- **Wejściowa dawka powierzchniowa**

Wartość dawki w punkcie przecięcia wiązki promieniowania z powierzchnią skóry pacjenta uwzględniająca promieniowanie rozproszone.

- **Czas fluoroskopii**

Całkowity czas stosowania fluoroskopii, podczas obrazowania lub wykonywania zabiegu radiologii interwencyjnej. Dla każdej serii fluoroskopii czas [min] mierzony jest od początku do zakończenia wytwarzania promieniowania X (początek pierwszego impulsu do końca ostatniego impulsu).

4.3. Dawki graniczne

Dopuszczalne zagrożenie promieniowaniem jonizującym jest regulowane we wszystkich krajach odpowiednimi przepisami. W Polsce prekursorem legislacji w dziedzinie ochrony przed promieniowaniem był Cezary Pawłowski. W 1947 r. wydał on nakładem Lekarskiego Instytutu Naukowo Wydawniczego broszurę pt. „Przepisy o 150 środkach ochronnych zabezpieczających lekarzy, pracowników pomocniczych i chorych w czasie stosowania promieni X do celów rozpoznawczych i leczniczych oraz warunków pracy lekarzy i personelu pomocniczego w zakładach rentgenologicznych” [Bałturkiewicz & Musiałowicz, 1999].

Obecnie w Polsce obowiązuje Rozporządzenie Rady Ministrów z dnia 18 stycznia 2005 r. w sprawie dawek granicznych promieniowania jonizującego [Rozporządzenie, 2005]. Według ustawy „Prawo atomowe” dawka graniczna to wartość dawki promieniowania jonizującego, wyrażona jako dawka skuteczna lub równoważna, dla określonych grup osób, pochodząca od kontrolowanej działalności zawodowej, której poza przypadkami przewidzianymi w ustawie, nie wolno przekroczyć.

Przyjęte dawki graniczne (nie obejmujące narażenia ani od tła naturalnego, ani od medycznego narażenia pacjentów) podaje *Tabela 4.5*. Dawki te odnosi się do tzw. „standardowego człowieka”, a więc osoby dorosłej płci męskiej, białej, rasy kaukaskiej o wadze 70 kg, wzroście 174

cm, pracującej 8 godzin dziennie przez 5 dni w tygodniu, spożywającej dziennie 1,5 kg żywności i 1,2 l płynów. Jego zużycie powietrza wynosi na dobę 20 m³, w tym 10 m³ w ciągu 8 godzin pracy.

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

Tabela 4.5. Roczne dawki graniczne obowiązujące w Polsce [Rozporządzenie, 2005].

Dawka równoważna/rok	Narażenie zawodowe	Narażenie ludności
Efektywna	20 mSv ²	1 mSv ³
Na soczewki oczu	150 mSv ⁴	15 mSv
Na skórę ¹	500 mSv	50 mSv

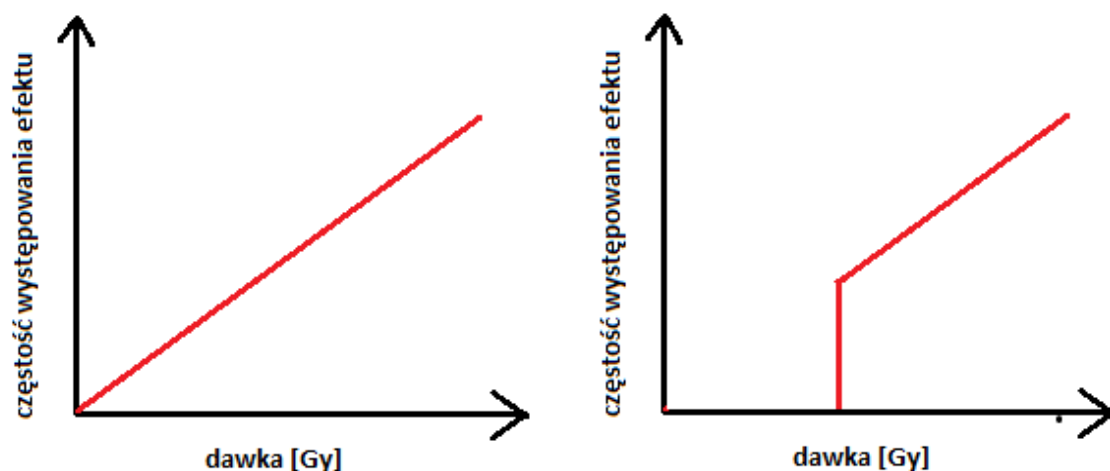
1. jako wartość średnia dla dowolnej powierzchni 1 cm² napromienionej części skóry;
2. dawka może być w danym roku kalendarzowym przekroczona do wartości 50 mSv, pod warunkiem, że w ciągu kolejnych pięciu lat kalendarzowych nie przekroczy w sumie 100 mSv;
3. dawka może być w danym roku kalendarzowym przekroczona, pod warunkiem, że w ciągu kolejnych pięciu lat kalendarzowych jej sumaryczna wartość nie przekroczy 5 mSv.
4. zatwierdzony i mający obowiązywać najpóźniej od 2018 roku nowy limit dawki na soczewki oczu ujęty jest w dyrektywie [Euratom, 2013], w której wartość graniczna dawki równoważnej dla soczewki oka wynosi 20 mSv rocznie lub 100 mSv w okresie pięciu kolejnych lat, z zastrzeżeniem maksymalnej dawki 50 mSv w pojedynczym roku.

Podanych w powyższej tabeli liczb nie należy traktować jako wartości dopuszczalnych, lecz stosując promieniowania jonizującego dążyć należy do tego, aby otrzymane dawki były możliwie jak najmniejsze.

4.4. Skutki działania promieniowania na organizm człowieka

Skutki napromieniowania ciała ludzkiego dużymi dawkami, powyżej 1 Sv, są dobrze znane. Wiadomo, że im większa dawka tym większe uszkodzenia. Duże dawki uszkadzają wszystkie tkanki lub ich większość, natomiast mniejsze dawki uszkadzają tylko te tkanki, które charakteryzują się większą promieniowrażliwością. Analizując narażenie człowieka na promieniowanie, bierzemy pod uwagę dwa rodzaje jego skutków: deterministyczne i stochastyczne.

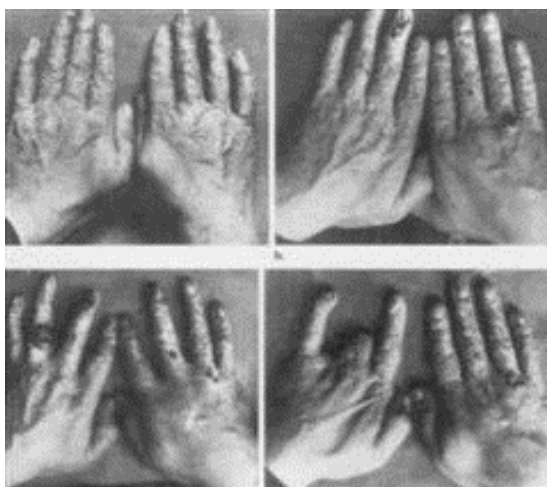
- **Skutki deterministyczne** to reakcja tkanek występująca w krótkim okresie po napromienieniu. Mogą one wystąpić jedynie po przekroczeniu pewnego progu dawki, a ich ostrość zależy od tego jak znacznie próg ten został przekroczony. Uważa się, że żadna z tkanek nie wykazuje promienioczułości poniżej dawki około 100 mGy (niezależnie od wartości liniowego przekazania energii) [Musiałowicz, 2006]. Przestrzeganie podanych w przepisach limitów dawek równoważnych zabezpiecza przed skutkami deterministycznymi. Limity dawek równoważnych ustalono dla skóry, kończyn i soczewek oczu (Tabela 4.5). Tkanki te są najbardziej narażone na możliwość selektywnego, lokalnego napromienienia i w tym przypadku limity dawki efektywnej nie zabezpieczają wystarczająco przed efektami deterministycznymi.
- **Skutki stochastyczne** to przede wszystkim zwiększenie prawdopodobieństwa indukowania nowotworów i zmian genetycznych. Nowotwory mogą powstawać w wyniku mutacji komórek somatycznych, a zmiany genetyczne dotyczą uszkodzenia potomstwa, w wyniku mutacji komórek reprodukcyjnych. Efekty stochastyczne występują w długim okresie po napromienieniu (kilka, a nawet kilkadziesiąt lat). Ich ostrość nie zależy od wartości dawki, od której zależy jedynie prawdopodobieństwo ich wystąpienia. Przyjmuje się, że nie ma tu progu dawki. Przestrzeganie podanych w przepisach limitów dawki efektywnej zmniejsza do akceptowanego, w ochronie radiologicznej, poziomu prawdopodobieństwo wystąpienia skutków stochastycznych promieniowania oraz zabezpiecza, nienapromienione selektywnie narządy i tkanki, z dużym zapasem przed efektami deterministycznymi.



Rysunek 4.7. Zależność dawka - skutek dla skutków deterministycznych (po prawej) i stochastycznych (po lewej).

4.4.1. Narządy krytyczne

Organizm ludzki wystawiony na działanie promieniowania jonizującego jest poddawany pewnym zmianom, których stopień zależy od rodzaju narażenia, rodzaju promieniowania, wielkości otrzymanej dawki promieniowania, rozkładu tej dawki w czasie oraz wieku i płci osoby narażonej. Narządy krytyczne to narządy lub tkanki, których uszkodzenie przez promieniowanie jest najgroźniejsze dla napromienionego osobnika lub jego potomstwa (z uwzględnieniem promienioczułości, ważności funkcji narządu oraz dawki, jak również gromadzenia wybiórczego w przypadku skażenia wewnętrznego). Dla promieniowania X i gamma narządami krytycznymi są: szpik kostny, gonady i soczewka oka. Promienioczułość tkanek natomiast zależy od stopnia zróżnicowania komórek tkanki i ich aktywności proliferacyjnej. Najbardziej wrażliwe na promieniowanie są komórki niewyspecjalizowane i często dzielące się. Komórki, które już osiągnęły swój stopień specjalizacji lub te, które dzielą się rzadko lub wcale, są względnie odporne na dawki promieniowania powodujące śmierć komórek niewyspecjalizowanych lub ulegających częstym podziałom. Promienioczułymi są więc: szpik i tkanka limfatyczna, komórki płciowe i komórki nabłonka jelit. Mniej wrażliwymi są: komórki mięśniowe, narządy mięszkowe (np. wątroba), tkanka łączna (np. tkanka kostna) i nerwowa. Tkanki posiadające bogate unaczynienie są bardzo dobrze zaopatrywane w tlen, a to z kolei zwiększa ich promienioczułość. Jako przykład można tu podać nowotwory złośliwe, które charakteryzują się m.in. właśnie bogatym unaczynieniem i ta cecha wykorzystywana jest w radioterapii do walki z chorobą nowotworową. Warto pamiętać, że osłonięcie przed napromienieniem narządów, które są szczególnie ważne dla funkcjonowania organizmu, a przy tym najbardziej narażonych na uszkodzenie, może przyczynić się do zwiększenia lub zmniejszenia szansy na przeżycie osoby, która została napromieniowana.



Rysunek 4.8. Dłonie radiologa, początek XX wieku [Boloncol, Web].

4.4.2. Zaćma (katarakta)

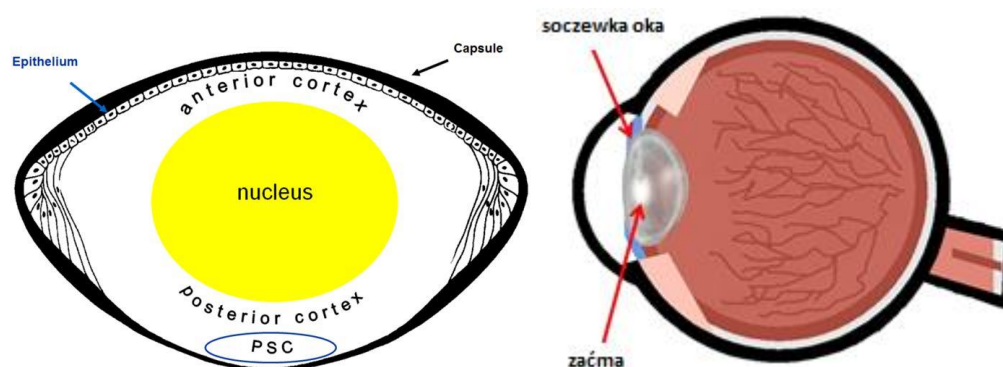
Pierwsze wzmianki o zmianach w soczewce oka wywołanych promieniowaniem pochodzą z XIX wieku. Zmiany te zaobserwowano u zwierząt poddawanych eksperymentom w laboratorium w 1897 roku [Chalupecky, 1897]. Niespełna 10 lat później opisano zaćmę spowodowaną promieniowaniem u pracownika laboratoryjnego pracującego z promieniowaniem X [Treutler, 1906]. Od tego czasu naukowcy mieli świadomość, że promieniowanie może powodować kataraktę.

Soczewka oka jest jedną z najbardziej promieniowrażliwych tkanek w organizmie człowieka [Brown, 1997; Ainsbury & in., 2009; Vano & in., 2010]. Wykrywalne zmiany w soczewce zauważyć można przy dawkach o co najmniej rząd wielkości mniejszych, niż obserwowane zmiany w innych tkankach oka [NCRP 130, 1999]. Początkowo zmiany te nie powodują pogorszenia wzroku, jednak ich nasilenie ma tendencję do zwiększania się stopniowo z wraz z dawką i upływem czasu. W konsekwencji mogą one prowadzić do częściowego lub całkowitego zmętnienia soczewki aż do momentu gdy konieczna jest już operacja [NCRP 132; 2000; Neriishi & in., 2007; Kleiman & in., 2007]. Częstość występowania zaćmy wśród 75-85-latków wynosi 91% [Kahn & in., 1977]. Bardziej współczesne badania wskazują na występowanie zaćmy i pogorszenie ostrości wzroku u ponad 60% 75-latków [Acosta & in., 2006].

Większość przypadków wystąpienia zmętnienia soczewki oka, które nie są spowodowane promieniowaniem, związane są z zmianami korowymi w powierzchniowej substancji soczewki oka. Promieniowanie jonizujące powoduje zazwyczaj zaćmę w części tylnej podtorebkowej (PSC) (*Rysunek 4.9*). Inaczej niż w przypadku zaćmy związanej z wiekiem, co zwykle przejawia się początkowo pogorszeniem ostrości wzroku, zaćma PSC zmniejsza wrażliwość na kontrast przed zmniejszeniem ostrości widzenia.

Liczne badania wskazują na znaczące ryzyko zmętnienia soczewki w populacjach narażonych na niskie dawki promieniowania jonizującego. Są to osoby poddawane tomografii komputerowej [Klein & in., 1993], astronauty [Cucinotta & in., 2001; Rastegar & in., 2002], technicy radiologii [Chodick & in., 2008] i osoby po radioterapii [Hall & in., 1999]. Oprócz tego osoby, które przeżyły wybuch bomby atomowej [Nakashima & in., 2006; Neriishi & in., 2007] i narażone podczas katastrofy w Czarnobylu [Day & in., 1995]. Zaćmę spowodowaną promieniowaniem wykazano również u osób wykonujących procedury w radiologii interwencyjnej z użyciem promieniowania rentgenowskiego [ICRP 85, 2000; Vano & in., 1998a].

Mimo długiej i dobrze udokumentowanej historii badań i obserwacji rozwoju i morfologii zaćmy spowodowanej promieniowaniem, duża niepewność pozostaje wokół relacji między dawką a skutkiem, stochastycznym lub deterministycznym charakterem tej patologii, a mechanizmem biologicznym i procesami przyczyniających się do jej powstania. Nowe badania sugerują czynnik ryzyka rozwoju zaćmy w populacjach narażonych na niższe dawki promieniowania jonizującego niż wcześniej sądzono. Te badania epidemiologiczne, jak również niedawne prace eksperymentalne nad zaćmą wywołaną promieniowaniem u zwierząt, wskazują, że początki wyzwalania biologicznych procesów leżących u podstaw rozwoju zaćmy popromiennej mogą odbywać się po ekspozycjach na bardzo niskie dawki promieniowania, a nawet na bezprogowość tego efektu. Jeśli teza ta będzie potwierdzona przez badania epidemiologiczne na ludziach i doświadczenia na zwierzętach, to odkrycie może mieć poważne konsekwencje dla osób poddawanych radioterapii lub procedurom diagnostycznym, jak i dla osób narażonych zawodowo.

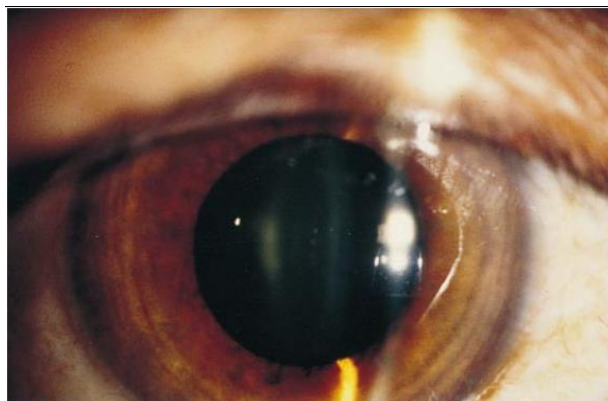


Rysunek 4.9. Oko (po prawej) oraz soczewka oka (po lewej) [IAEA, Web].

Zaćma u personelu w radiologii interwencyjnej

Badania nad występowaniem i indukowaniem zaćmy soczewki oka mają wyraźne konsekwencje przede wszystkim dla pracowników wykonujących zabiegi w radiologii interwencyjnej. Personel ten pozostaje w pobliżu źródła promieniowania X oraz w wysokim zakresie promieniowania rozproszonego, przez kilka godzin dziennie. Ekspozycja na promienie rentgenowskie podczas medycznych procedur radiologii interwencyjnej stwarza duże ryzyko narażenia zawodowego oczu [UNSCEAR, 2000; Vano & in., 2010; IAEA, 2012]. W wyniku szerokiego stosowania fluoroskopii lekarze, pielęgniarki i technicy mogą być narażeni na stosunkowo wysokie dawki promieniowania jonizującego na oczy w ciągu całej kariery [Kim & in., 2008; Vano & in., 2008]. Wraz z gwałtownym wzrostem ilości i wciąż rosnącym stosowaniem procedur radiologii i kardiologii

interwencyjnej [UNSCEAR, 2000], przy braku wzrostu liczby lekarzy wykonujących te zabiegi, coraz częściej u personelu może rozwijać się zaćma, szczególnie gdy nie jest stosowana odpowiednia ochrona przed promieniowaniem [Vano & in., 1998a]. Kilka ostatnich badań w różnych grupach personelu medycznego narażonego zawodowo, wykazuje związek między częstymi bardzo niskimi dawkami promieniowania X, dającymi w konsekwencji znaczną dawkę skumulowaną, a rozwojem zaćmy [Ciraj-Bjelac & in., 2010; Vano & in., 2010]. Badania te obejmowały szczegółowy kwestionariusz dotyczący historii ekspozycji, jak również szczegółowe ustawienia lampy. Badani byli operatorzy, pielęgniarki i technicy. Wyniki porównano z grupą kontrolną nie narażoną na promieniowanie jonizujące. W pierwszym badaniu uczestniczyło 116 osób narażonych [Vano & in., 2010], zmętnienia PSC stwierdzono u 38% operatorów i u 21% pielęgniarek i techników, w porównaniu z 12% przypadków tej zaćmy w grupie kontrolnej. Skumulowane średnie zawodowe dawki na soczewki oczu oszacowano na 6,0 Sv dla operatorów i 1,5 Sv dla pozostałego personelu, w przypadku, gdy nie stosowano okularów ochronnych. Względne ryzyko zmętnienia PSC u kardiologów interwencyjnych, w porównaniu z grupą kontrolną, została obliczona na 3,2. Zaobserwowane ponad 3-krotnie częstsze występowanie zaćmy jest mało prawdopodobne, aby spowodowane było wiekiem, pomimo nieco starszej populacji operatorów, ponieważ tylko nieznacznie zwiększone ryzyko wystąpienia zaćmy PSC związane jest z wiekiem oraz zaćma PSC stanowi jedynie niewielki ułamek zaćmy w każdym wieku. W innym badaniu [Ciraj-Bjelac & in., 2010] odnotowano silną zależność dawka – zaćma PSC u kardiologów interwencyjnych. Istotne różnice w częstości występowania zmętnienia soczewki zauważono wśród kardiologów [29/56 (52%)] i pielęgniarek [5/11 (45%)] w porównaniu z kontrolną grupą nie narażoną na promieniowanie jonizujące (2/22, 9%). Względne ryzyko dla zmętnienia soczewki wyniosło 5,7 dla kardiologów i 5,0 dla pielęgniarek. Średnie łączne szacunkowe dożywotnie zawodowe dawki na soczewki oka jakie odnotowano to 3,7 Gy dla kardiologów i 1,8 Gy dla pielęgniarek.



Rysunek 4.10 Zaćma u jednego z lekarzy radiologów [Vano & in., 1998].

4.5. Detektory promieniowania jonizującego

Możliwość wykrywania promieniowania jonizującego, pomiaru jego natężenia, aktywności i mocy dawki zawdzięczamy różnego typu detektorom. Detekcja promieniowania bazuje na znanym nam oddziaływaniu konkretnego typu promieniowania z ośrodkami materialnymi. Klasyfikację detektorów przedstawia *Tabela 4.6.*

Tabela 4.6. Klasyfikacja detektorów stosowanych w dozymetrii.

Typ czasowy	Rodzaj efektu popromiennego	Rodzaj detektora lub dawkomierza	absorbent
Aktywny	Wyładowanie w gazie	Komora jonizacyjna Licznik proporcjonalny Licznik G-M	Powietrze lub gaz szlachenty z domieszkami
	Elektrony w półprzewodniku	Licznik lub spektroment półprzewodnikowy	Półprzewodniki (Si, Ge)
	Scyntyłacja	Licznik lub spektroment scyntylicyjny	Styntylator ciekły lub stały
	Ciepło	kalorymetr	Woda, ciało stałe
Pasywny	Termoluminescencja	Dawkomierz TL	Kryształ
	Fotoluminescencja	Dawkomierz OSL	
	Zjawiska fizykochemiczne	Detektor filmowy	Emulska fotograficzna
		Detektor śladowy	Plastik, CR-39, LR115
		Detektor bąbelkowy	Substancja organiczna
	Detektor barwnikowy	Emulsja światłoczuła	

W detektorach aktywnych sygnał detektora jest mierzony w czasie rzeczywistym i może być na bieżąco odczytywany. Wymagają one zasilania w czasie pomiaru. Natomiast detektory pasywne,

przekazują informację o dawce całkowitej skumulowanej w objętości detektora podczas czasu użytkowania. Za pomocą detektorów pasywnych można w sposób retrospektywny wyznaczyć dawkę pochłoniętą. Nie wymagają one stosowania zasilania w czasie pomiaru.

4.6. Podstawy dozymetrii termoluminescencyjnej

Po raz pierwszy detektory termoluminescencyjne zostały zastosowane w dozymetrii promieniowania jonizującego na początku lat 50-tych [Daniels & in., 1953]. W miarę upływu lat nastąpił rozwój technik dozymetrycznych, w tym również dozymetrii termoluminescencyjnej. Detektory termoluminescencyjne uległy optymalizacji, dzięki czemu zyskały na jakości (nie zakłócają pola promieniowania) oraz atrakcyjności (lekkie, łatwe w użyciu i tanie). Stosowane są do pomiaru w bardzo szerokim zakresie zarówno dawek, jak i czasu. Współczesne detektory termoluminescencyjne są odporne na większość czynników środowiskowych oraz na promieniowanie elektromagnetyczne. Mogą występować w postaci spieków ceramicznych o różnorodnych kształtach i rozmiarach lub proszku (*Rysunek 4.11*). Ze względu na niewielkie rozmiary, czułość i niepotrzebne źródło zasilania, detektory termoluminescencyjne są szeroko stosowane w dozymetrii indywidualnej i środowiskowej promieniowania jonizującego, jak również nastąpił znaczący rozwój materiałów termoluminescencyjnych stosowanych w dozymetrii.



Rysunek 4.11. Różne postacie detektorów termoluminescencyjnych opracowanych w IFJ PAN [LADIS, Web].

Dozymetria termoluminescencyjna jest jedną z gałęzi dozymetrii, która bazuje na pomiarach detektorami termoluminescencyjnymi. W tym podrozdziale opisane zostały podstawy

fizyczne zjawiska termoluminescencji, przedstawione typy detektory oraz dawkomierzy użytych w badaniach i ich właściwości.

4.6.1. Zjawisko termoluminescencji

Termoluminescencja (TL) jest to zjawisko świecenia (luminescencji), które można zaobserwować w materiałach, które są izolatorem lub półprzewodnikiem, podczas ich termicznej stymulacji. Termoluminescencji nie należy mylić ze światłem emitowanym spontanicznie z rozżarzonej substancji, która przy wyższych temperaturach (przekraczających 200 °C) emituje promieniowanie podczerwone, którego intensywność zwiększa się wraz ze wzrostem temperatury.

Termoluminescencja jest termicznie stymulowaną emisją światła po uprzedniej absorpcji energii promieniowania. Do zaistnienia zjawiska muszą zostać spełnione trzy zasadnicze warunki:

- materiał musi być izolatorem lub półprzewodnikiem,
- materiał w pewnym zakresie energii pochłania promieniowanie jonizujące w czasie ekspozycji,
- na skutek podgrzania materiału następuje emisja luminescencji [McKeever & in.,1985].

Termoluminescencja jest obserwowana zazwyczaj w kryształach uporządkowanych, jednak wystąpić może również w materiałach nieuporządkowanych, takich jak np. szkło. Istnieją także wzmianki, że możemy ją obserwować w pewnych materiałach biologicznych, takich jak np. nasiona pomidorów, szpinak, jak również zęby i kości [Chen & McKeever, 1995].

Zjawisko termoluminescencji zostało opisane po raz pierwszy przez Roberta Boyle'a w 1663 r. Zaobserwował on emisję światła z diamentu podgrzanego do temperatury ciała ludzkiego [Boyle, 1663]. Dopiero ponad dwieście lat później, w 1904 roku, nasza rodaczka, Maria Skłodowska-Curie zaobserwowała i opisała termoluminescencję naturalnego fluorku wapnia (fluspat), poddanego ekspozycji na promieniowanie radu, co stanowi jedną z pierwszych wzmianek łączących zjawisko termoluminescencji z ekspozycją na promieniowanie jonizujące. Prawdziwy rozwój termoluminescencji oraz praktycznych zastosowań tego zjawiska w dozymetrii nastąpił dopiero pod koniec pierwszej i w drugiej połowie XX wieku. Wówczas też powstała pierwsza teoria zjawiska termoluminescencji [Randall & Wilkins, 1945].

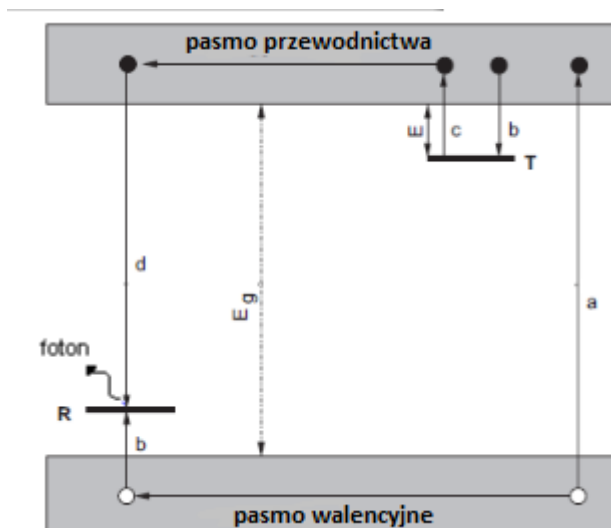
Zjawisko termoluminescencji wyjaśnić można na podstawie teorii pasmowej ciała stałego. W idealnej sieci krystalicznej półprzewodnika lub izolatora większość elektronów znajduje się w paśmie walencyjnym. Innym pasmem, który elektrony mogą zajmować jest pasmo przewodnictwa, oddzielone od pasma walencyjnego przez tak zwane pasmo wzbronione, o szerokości E_g . Umownie przyjęto zaliczać kryształy o szerokości przerwy energetycznej powyżej 3 eV do dielektryków, a o

szerokości tej przerwy poniżej 3 eV do półprzewodników. W sytuacji, gdy szerokość przerwy energetycznej wynosi 0, czyli pasmo walencyjne nakłada się na pasmo przewodnictwa, kryształ nazywamy metalem [Encyklopedia, 1987].

W idealnym dielektryku przerwa energetyczna jest zbyt szeroka, aby mogło zajść zjawisko termoluminescencji. Dielektryki nie są jednak nigdy doskonałe i zawsze istnieją tzw. defekty sieci (pułapki), które wprowadzają do pasma zabronionego dodatkowe poziomy energetyczne. Istnieją dwa rodzaje takich pułapek: pułapki elektronowe, zdolne do przechwytywania wędrujących elektronów w warstwie przewodnictwa i wiązania ich z energią zależną od głębokości tej pułapki oraz pułapki dziurowe, w których następuje zamiana energii spadającego elektronu na kwant świetlny.

Zjawisko termoluminescencji jest procesem dwuetapowym, gdzie ekspozycja i odczyt mogą być oddalone od siebie w czasie. Pierwszy etap następuje w momencie poddania materiału termoluminescencyjnego ekscytacji za pomocą promieniowania jonizującego lub światła, która wybija elektrony z pasma walencyjnego lub pasm głębszych, czyli powoduje jonizację i przeniesienie ich do pasma przewodnictwa. Elektrony wędrują w paśmie przewodnictwa, aż zostaną wychwycone przez pułapki elektronowe. Dziury powstałe po wyrwanych elektronach migrują w paśmie walencyjnym dopóki nie zrekombinują z elektronami defektów kryształu, tworząc dziurowe centra (centra rekombinacji/luminescencji). Jest to koniec pierwszego etapu zjawiska TL. Liczba zajętych pułapek elektronowych i powstałych dziurowych centrów jest w pewnym zakresie proporcjonalna do zaabsorbowanej dawki. W drugim etapie procesu TL, w wyniku podgrzania, elektrony z pułapek zostają przeniesione do pasma przewodnictwa, z którego rekombinują do centrów rekombinacji zawierających spułapkowane nośniki przeciwnego znaku (pułapki/centra dziurowe). Elektrony rekombinują z centrami luminescencji, ich energia zostaje oddana w postaci kwantu światła, a układ wraca do stanu równowagi (podstawowego).

W materiałach TL mamy też do czynienia z procesami konkurencyjnymi do procesu rekombinacji, prowadzącymi do spadku wydajności zjawiska TL [Niewiadomski, 1991]. Należą do nich: ponowne związanie elektronu w pułapce elektronowej czy też rekombinacja z dziurą w paśmie walencyjnym bez emisji światła. Procesy te prowadzą do spadku wydajności termoluminescencji.



Rysunek 4.12. Zjawisko termoluminescencji.

Oznaczenia: *E* - głębokość pułapki elektronowej, *T* - pułapka elektronowa, *R* - pułapka dziurowa, *a* - produkcja elektronów i dziur, *b* - pułapkowanie elektronów i dziur, *c* - uwolnienie elektronów z pułapki w wyniku termicznej stymulacji, *d* - rekombinacja z emisją światła, • - elektrony, ° - dziury [na podstawie Bos, 2007].

4.6.2. Własności detektorów termoluminescencyjnych

O przydatność danego materiału termoluminescencyjnego w dozymetrii promieniowania decydują m.in. takie właściwości jak czułość detektora, tkankopodobność, zakres liniowości charakterystyki dawkowej, odpowiedź energetyczna oraz fading, czyli zanik sygnału w czasie.

- **Czułość detektora**

Czułość określonego materiału TLD jest zdefiniowana jako sygnał TL (wysokość piksu lub intensywność TL, scałkowany w pewnym zakresie temperatur) na jednostkę dawki pochłoniętej i jednostkę masy. Tak zdefiniowana czułość, zależy od sposobu odczytu, m.in. takich parametrów jak: szybkość grzania, wydajności systemu detekcji światła (które są trudne do zmierzenia). W związku z tym, przyjęto się określać czułość względem najbardziej rozpowszechnionych detektorów LiF (TLD-100) [McKeever, 1985]:

$$S(D) = \frac{F(D)_{TLD}}{F(D)_{TLD-100}} \quad (4.11)$$

Sygnal TL zależy również od zastosowanego materiału TL, postaci fizycznej (mono-lub polikrystaliczny, proszek, spiek) i zastosowanej anilacji. Wreszcie czułość zależy od rodzaju i energii promieniowania jonizującego. Ogólnie promieniowanie o niskim LET (fotony, cząstki beta) wykazują wyższy sygnał TL niż promieniowanie o wysokim LET (cząstki alfa, neutrony).

- **Liniowość charakterystyki dawkowej**

Sygnal TL jest funkcją, dawki zaabsorbowanej D . Idealny materiał TL wykazuje liniową odpowiedź dawkową $F(D)$ w szerokim zakresie stosowania. Jednak większość materiałów stosowanych w dozymetrii wykazuje liniowość w obszarze małych dawek, następnie nadliniowość, aż do momentu nasycenia. Znormalizowana funkcja odpowiedzi dawkowej (nazywana również indeksem nadliniowości) zdefiniowana jest jako [McKeever & in., 1995]:

$$f(D) = \frac{F(D)/D}{F(D_1)/D_1} \quad (4.12)$$

gdzie:

- $F(D)$, $F(D_1)$ – odpowiedź detektora po dawce D , D_1 ,
- D_1 – dawka w zakresie liniowości.

Dla idealnego materiału TL, $F(D)=1$ dla szerokiego zakresu dawek. Jeśli $F(D)>1$ mówimy o nadliniowości, jeśli $F(D)<1$ mamy do czynienia z podliniowością.

- **Tkankopodobność**

Tkankopodobność określamy poprzez efektywną liczbę atomową, Z_{eff} , materiału z jakiego wykonany jest detektor TL, wyrażoną wzorem [Furetta & Weng, 1998]:

$$Z_{eff} = \left(\sum_{i=1}^n p_i Z_i^{3,6} \right)^{1/3,6} \quad (4.13)$$

gdzie:

- p_i - zawartość i - tego pierwiastka o liczbie atomowej Z_i .

Tkankopodobność materiału z jakiego zrobiony jest detektor TLD powoduje, że odpowiedź takiego detektora lepiej symuluje odpowiedź ciała ludzkiego.

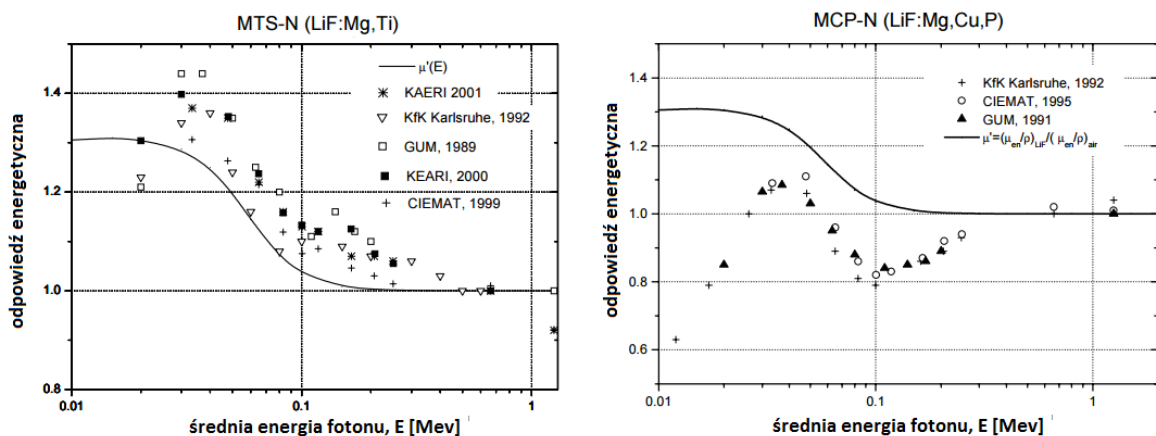
- **Odpowiedź energetyczna**

W wielu zastosowaniach głównym celem dozymetrii termoluminescencyjnej jest określenie dawki pochłoniętej w ludzkich tkankach. Z tego powodu pożądane jest, aby odpowiedź energetyczna była równa lub co najmniej proporcjonalna do odpowiedzi energetycznej tkanki ludzkiej. Załóżmy, że materiał TL jest ekspozycyj na fotony o określonej fluencji Φ i energii E . W stanie równowagi cząstek naładowanych dawkę pochłoniętą w tym materiale TL można zapisać jako:

$$D_{TL} = \Phi E (\mu_{en} / \rho)_{TL} \tag{4.14}$$

gdzie:

- $(\mu_{en} / \rho)_{TL}$ - masowy współczynnik absorpcji materiału TL.



Rysunek 4.13. Odpowiedź energetyczna detektorów MTS-N (po lewej) oraz MCP-N (po prawej) od średniej energii promieniowania fotonowego [Olko, 2002].

- **Zanik sygnału w czasie (ang. *Fading*)**

Fading jest to niepożądana utrata sygnału TL, co prowadzi do zaniżenia dawki pochłoniętej. Spowodowane to jest przez kilka czynników. Fading termiczny wywodzi się z faktu, że nawet w temperaturze pokojowej, istnieje niezerowe prawdopodobieństwo, że nośniki ładunku mogą uciec z pułapek. Dla użytecznego sygnału TL czas połowicznego zaniku sygnału musi być kilka razy dłuższy, niż czas pomiędzy początkiem ekspozycji i odczytem. Zanikanie może być także spowodowane przez

optyczną stymulację, na przykład przez działanie promieni słonecznych. Generalnie materiały o wysokiej czułości powinny być traktowane i przechowywane w nieprzezroczystych pojemnikach, aby zapobiec zanikaniu sygnału od ekspozycji na światło. Inne rodzaje fadingu, które nie są zależne od temperatury spowodowane są kwantowym tunelowaniem uwięzionego ładunku do miejsca rekombinacji i przejściami lokalnymi [Budzanowski & in., 1998].

- **Wpływ czynników zewnętrznych na odczyt dawki**

Dawkomierze mogą być narażone na działanie różnych czynników zewnętrznych, zarówno podczas ich bezpośredniego użytkowania, jak i podczas pozostawienia ich w nieodpowiednim miejscu po zakończeniu pracy. Jednym z takich czynników jest działanie promieni słonecznych i co za tym idzie ewentualnie podwyższonej temperatury. Innym czynnikiem jest działanie różnych metod czy środków sterylizujących, które mogą mieć wpływ na odczyt dawki. Sterylizacja jest to proces wyjąławiania metodami chemicznymi, fizycznymi i mechanicznymi, w celu całkowitego zniszczenia lub usunięcia zdolnych do namnażania się form biologicznych, czynników chorobotwórczych, znajdujących się w ściśle określonym miejscu [Dz.U., 2008]. Dobór metody sterylizacji uzależniony jest od rodzaju i właściwości sterylizowanych materiałów oraz od sposobu ich opakowania.

Wpływ dziennego światła na detektory termoluminescencyjne powoduje dwa efekty: wzrost sygnału tła detektora nienapromieniowanego oraz zmniejszenie sygnału na detektorze napromieniowanym. Pierwszy efekt jest związany z pobudzeniem i pułapkowaniem nośników ładunku w płytkich i niestabilnych termicznie pułapkach. Jednak wpływ ten jest niwelowany w trakcie anilacji, w temperaturze znacznie niższej niż położenie głównego piku dozymetrycznego. Drugi efekt spowodowany jest usunięciem ładunku z niektórych pułapek wysokotemperaturowych po ekspozycji na światło, głównie na światło z udziałem promieniowania UV [Budzanowski & Bilski, 2005; Duggan & in., 2000].

4.6.3. Detektory termoluminescencyjne

- **MTS-N (LiF:Mg,Ti)**

Detektor termoluminescencyjny na bazie fluorku litu aktywowany magnezem i tytanem jest najlepiej poznanym i najpowszechniejszym materiałem termoluminescencyjnym. Przez wiele dekad był tzw. „złotym standardem” dla dozymetrii termoluminescencyjnej [Bilski, 2002]. Charakteryzuje się wysoką tkankopodobnością, efektywna liczba atomowa tego detektora jest niska i wynosi

$Z_{eff} = 8,2$, co powoduje, że odpowiedź TL na dawki promieniowania jonizującego o różnych energiach nie odbiega znacznie od odpowiedzi biologicznej tkanki miękkiej. Właściwość ta sprawia, iż jest on bardzo użyteczny w dozymetrii indywidualnej. Detektor ten jest stabilny i charakteryzuje się dobrą powtarzalnością w cyklu wielu obróbek termicznych i odczytów oraz fadingiem (zanik sygnału) na poziomie kilku procent w stosunku rocznym [Niewiadomski, 1991].

- **MCP-N (LiF:Mg,Cu,P)**

W 1978 roku Nakajima opublikował artykuł, w którym opisał metodę produkcji detektorów LiF:Mg,Cu,P o bardzo wysokiej czułości [Nakajima & in., 1978]. Pierwsze komercyjnie dostępne detektory o nazwie GR-200 pochodziły z Chin. Natomiast w Polsce były wyprodukowane po raz pierwszy przez Niewiadomskiego w Instytucie Fizyki Jądrowej w 1987 roku pod komercyjną nazwą MCP-N (skrót od ang. *Magnesium, Copper, Phosphor, Natural abundance*). Detektory te są 10-50 razy czulsze na promieniowanie X i gamma w porównaniu z detektorami MTS-N, posiadają anomalną odpowiedź na niskie dawki promieniowania X oraz brak nadliniowości, aż do momentu wysycenia (10 Gy dla promieniowania gamma) [Bilski, 2001]. Bardzo wysoka czułość detektorów MCP otwiera nowe możliwości w badaniu bardzo małych dawek, np. zmian w naturalnym tle przez cały dzień lub monitorowania dawek osób krótko narażonych na promieniowanie jonizujące, dlatego głównie one zostały wykorzystane w niniejszej pracy.

4.6.4. Rodzaje dawkomierzy termoluminescencyjnych

- **Dawkomierz na całe ciało**

Dawkomierz indywidualny (RADOS, Mirion Technology Oy) służący do pomiaru wielkości operacyjnej Hp(10). Składa się ze slajdu oznaczonego unikalnym numerem, umieszczanego w plastikowej koszulce. W slajdzie znajdują się 4 otwory na standardowe, dostępne komercyjnie detektory MTS-N (LiF:Mg,Ti) w formie spieczonych pastylek o średnicy 4,5 mm i grubości 0,9 mm. Trzy z nich przykryte są aluminiowym filtrem ($2,444 \text{ g/cm}^3$) a czwarty pozostaje odkryty. Całość umieszcza się w polipropylenowej obudowie, która chroni przed brudem, kurzem oraz substancjami chemicznymi czy materiałami radioaktywnymi.

- **Dawkomierz pierścionkowy**

Dawkomierz indywidualny służący do pomiaru dawki na skórę - Hp(0,07). W formie plastikowego uniwersalnego pierścionka, którego rozmiar można odpowiednio regulować. Oznaczy kodem kreskowym i numerem, standardowo zawiera jeden detektor MTS-N o średnicy 4,5 mm i grubości 0,7 mm.

- **Dawkomierz oczny**

Zaprojektowany w ramach projektu ORAMED (ang. *Optimization of Radiation Protection for Medical*) w 2011 roku [www.oramed-fp7.eu/]. Dawkomierz nazwano EYE-D™ i składa się z plastikowej obudowy z kapsułką z poliamidu, w której znajduje się wysokoczuły detektor MCP-N (LiF:Mg, Cu, P) o średnicy 4,5 mm i grubości 0,9 mm.

4.6.5. Przygotowanie i odczyt detektorów termoluminescencyjnych

Procedura pomiarowa w dozymetrii termoluminescencyjnej jest procesem złożonym, wymaga znajomości procedur zależnych od typu detektora i obejmuje trzy etapy: kontrolowaną obróbkę termiczną detektorów (wygrzewanie), ekspozycję na promieniowanie (naświetlenie detektorów pomiarowych w badanym polu promieniowania oraz naświetlenie detektorów kalibracyjnych) i odczyt w kontrolowanych warunkach w czytniku laboratoryjnym. Po skończonym odczycie dokonuje się analizy otrzymanego sygnału. W tym rozdziale została omówiona procedura pomiarów i metody obliczeniowe do pomiaru dawek promieniowania jonizującego.

- **Anilacja**

Istotnym etapem procedury pomiaru dawki za pomocą detektorów termoluminescencyjnych jest ich odpowiednia obróbka termiczna zwana anilacją. W celu usunięcia informacji o poprzedniej ekspozycji oraz pików niskotemperaturowych stosuje się dwa rodzaje anilacji; tzw. anilację przedekspozycyjną i poekspozycyjną.

Anilacja przedekspozycyjna kasuje informacje o poprzednim napromienieniu – redukuje piki wysokotemperaturowe.

Anilacja poekspozycyjna opróżnia pułapki tworzące piki niskotemperaturowe, które nie są istotne pod względem dozymetrycznym.

W zależności od typu detektora stosuje się odmienną anilację (*Tabela 5.1*). Prawidłowo wykonana anilacja powinna przywracać pierwotne właściwości detektora.

- **Kalibracja**

Metoda dozymetrii termoluminescencyjnej jest metodą względną, z tego powodu do określenia dawki pochłoniętej stosuje się detektory kalibracyjne, wzorcowane w znanym polu promieniowania. Kalibracja jest to zbiór operacji ustalających, w określonych warunkach relację między wartościami wielkości mierzonej wskazanymi przez przyrząd pomiarowy lub układ pomiarowy albo wartościami reprezentowanymi przez wzorzec miary lub materiał odniesienia, a odpowiednimi wartościami wielkości realizowanymi przez wzorce jednostki miary [GUM, 1996].

Fantomy kalibracyjne wykorzystywane są do symulacji osoby ekspozowanej lub odpowiedniej części jej ciała oraz do wytwarzania promieniowania rozproszonego, które powoduje wzrost dawki w badanym obszarze. Kalibracja wykonywana jest w określonych wiązkach promieniowania, których parametry zdefiniowano w ISO 4037-1 [ISO 4037-1, 1996] i dla których współczynniki konwersji w zależności od energii promieniowania i pożądanej wielkości operacyjnej są znane i przyjmują konkretne wartości.

- **Odczyt detektorów**




Odczyty detektorów wykonano w automatycznym czytniku RE2000 (Mirion Technology Oy). Podczas odczytu i anilacji, pastylki podnoszone są przez igłę próżniową do komory pomiarowej wewnątrz czytnika, która jest wypełniona azotem ogrzewanym do temperatury 340°C w przypadku detektorów MTS-N i 260°C w przypadku detektorów MCP-N. Emitowane światło trafia do fotopowielacza, z którego sygnał zbierany jest jako całkowita liczba zliczeń – pole pod otrzymaną krzywą świecenia, które jest proporcjonalny do dawki. Przez porównanie z liczbą zliczeń z detektorami kalibracyjnymi (napromieniowanymi znaną dawką na odpowiednim fantomie) obliczana jest dawka.

5. MATERIAŁY I METODY BADAWCZE I OBLICZENIOWE

5.1. Dawkomierze stosowane do pomiarów

Do pomiarów dawek dla personelu medycznego wykorzystano trzy typy dawkomierzy, dwa stosowane rutynowo do pomiarów już od wielu lat (dawkomierze indywidualne mierzące dawki na całe ciało Hp(10) i dawkomierze pierścinkowe mierzące dawkę na skórę Hp(0,07) oraz nowy dotychczas niedostępny i niestosowany w praktyce specjalnie dedykowany dawkomierz do pomiarów dawek na soczewki oczu Hp(3) – EYE-D™.

Tabela 5.1. Zestawienie sposobu przygotowania i użytkowania dawkomierzy.

wielkość operacyjna	Hp(10)	Hp(0,07)	Hp(3)
dawkomierz			
kalibracja	Wodny fantom płytowy /sześcián – 30×30×15 cm; PMMA	Fantom prętowy/cylinder – średnica: 1,9 cm, wysokość: 30 cm; PMMA	Fantom cylindryczny – średnica: 20 cm, wysokość: 20 cm; ścianki PMMA, wypełniony wodą
anilacja	30 min/75°C	10 min/75°C	20 min/75°C
poekspozycyjna			
odczyt/anilacja	8 s/340°C	8 s/340°C	16 s/260°C
poekspozycyjna			
miejsce noszenia dawkomierza	tułów	palec	skroń

Poniżej przedstawiono procedurę obliczania dawek i niepewności zastosowaną w pracy.

- **Obliczenia dawek i niepewności**

W celu dokładnego wyznaczenia dawek promieniowania, przed właściwymi pomiarami, dla każdego detektora wyznaczono indywidualny współczynnik czułości IRF (ang. *Individual Response Factor*) według wzoru:

$$IRF_i = \frac{I_{irf,i}}{\bar{I}} \quad (5.1)$$

gdzie:

IRF_i – indywidualny współczynnik czułości dla i -tego detektora,

$I_{irf,i}$ – liczba zliczeń i - tego detektora,

\bar{I} – średnia liczba zliczeń ze wszystkich detektorów naświetlonych tą samą dawką.

Ponieważ metoda pomiarów dawkomierzami termoluminescencyjnymi jest metodą względną, w pierwszym kroku należy wyznaczyć wartość średnią impulsów z detektorów naświetlonych dawką kalibracyjną oraz detektorów tła:

$$\overline{I_{kal}} = \frac{\sum_{i=1}^n (S_{kal_i} / IRF_i)}{n} \quad (5.2)$$

$$\overline{I_{tlo}} = \frac{\sum_{i=1}^n (I_{tlo_i} / IRF_i)}{n} \quad (5.3)$$

gdzie:

- $\overline{I_{kal}}$ i $\overline{I_{tlo}}$ - wartość średnia impulsów z detektorów odpowiednio: kalibracyjnych i tła [imp],

- I_{kal_i} i I_{tlo_i} - suma impulsów dla i – tego detektora kalibracyjnego i detektora tła [imp],

- n – liczba detektorów kalibracyjnych i detektorów tła.

Wraz z ich niepewnościami:

$$u(\overline{I_{kal}}) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (I_{kal_i} - \overline{I_{kal}})^2}{n(n-1)}} \quad (5.4)$$

$$u(\overline{I_{tlo}}) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (I_{tlo_i} - \overline{I_{tlo}})^2}{n(n-1)}} \quad (5.5)$$

gdzie:

- $u(\overline{I_{kal}})$ i $u(\overline{I_{tlo}})$ – odchylenie standardowe wartości średniej impulsów, odpowiednio dla detektorów kalibracyjnych i detektorów tła [imp].

W celu otrzymania wartości średniej impulsów, która odpowiada indywidualnemu równoważnikowi dawki Hp , odjęto od średniego wskazania $\overline{I_{kal}}$ detektorów kalibracyjnych, średnie wskazanie $\overline{I_{tlo}}$ detektorów tła, zgodnie ze wzorem:

$$\overline{I_{netto}} = \overline{I_{kal}} - \overline{I_{tlo}} \quad (5.6)$$

Natomiast niepewność obliczono z prawa przenoszenia niepewności:

$$u(\overline{I_{netto}}) = \sqrt{(u(\overline{I_{kal}}))^2 + (u(\overline{I_{tlo}}))^2} \quad (5.7)$$

W kolejnym etapie, w oparciu o uprzednio obliczoną wartość $\overline{I_{netto}}$, wyznaczono tzw. współczynnik kalibracji $N_{GCF} \left[\frac{mGy}{imp} \right]$, (ang. *GCF* – *Global Calibration Factor*) korzystając z następującego wzoru:

$$N_{GCF} = \frac{Hp_{kal}}{I_{netto}} \quad (5.8)$$

gdzie:

- Hp_{kal} - dawka kalibracyjna jaką zostały naświetlone dawkomierze w Laboratorium Wzorcowania Przyrządów Dozymetrycznych IFJ [mSv].

Wzór na niepewność pomiarową N_{GCF} wyznaczono z prawa przenoszenia niepewności:

$$u(N_{GCF}) = \sqrt{\left(\frac{1}{I_{netto}}\right)^2 \cdot u(Hp_{kal})^2 + \left(\frac{Hp_{kal}}{I_{netto}^2}\right)^2 \cdot u(I_{netto})^2} \quad (5.9)$$

gdzie:

- $u(N_{GCF})$ - niepewność pomiarowa współczynnika kalibracji [mSv/imp],
- $u(Hp_{kal})$ – niepewność standardowa dla dawki kalibracyjnej [mSv]

Natomiast, aby obliczyć równoważnik dawki Hp w danym detektorze pomiarowym korzystamy ze wzoru:

$$Hp = I \cdot N_{GCF} \quad (5.10)$$

gdzie:

- I – liczba zliczeń z detektora pomiarowego [imp].

Z kolei niepewność dawki według wzoru:

$$u(H_p) = \sqrt{\left(\frac{I}{I_{netto}}\right)^2 \cdot u(Hp_{kal})^2 + \left(-\frac{Hp_{kal} \cdot I}{I_{netto}}\right)^2 \cdot u(I_{netto})^2 + \left(\frac{Hp_{kal}}{I_{netto}}\right)^2 \cdot u(I)^2} \quad (5.11)$$

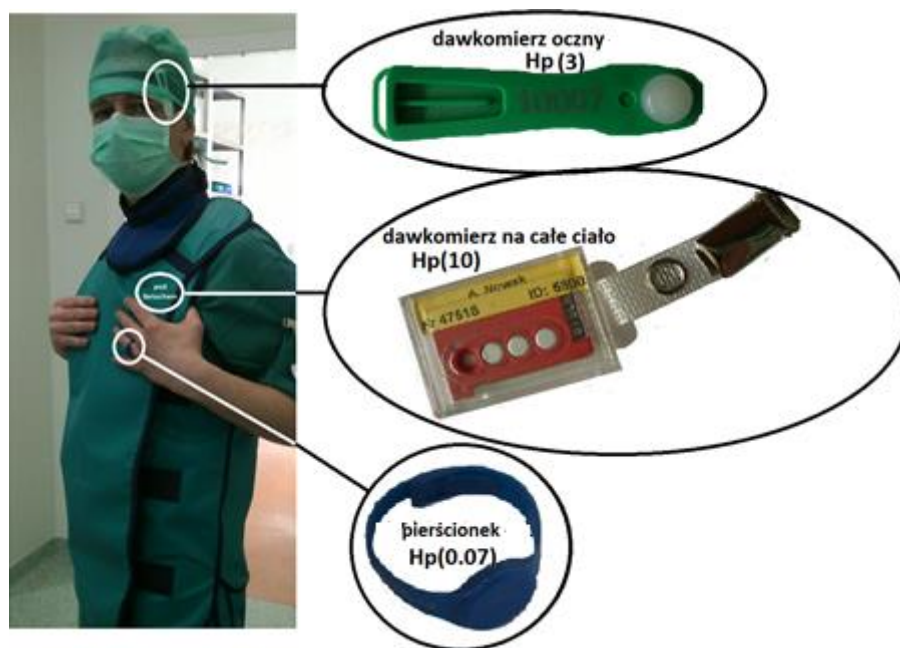
5.2. Metoda oceny statystycznej narażenia personelu

Od 2004 roku Laboratorium Dozymetrii Indywidualnej i Środowiskowej IFJ PAN wszystkie dane o klientach i ich pracownikach oraz obliczenia dawek prowadzi w dedykowanej bazie danych DosBaz. Baza ta pozwala na przetwarzanie danych, w tym przygotowanie świadectwa przydatności, obliczenia dawek promieniowania i prowadzenie odpowiednich statystyk co umożliwia prowadzenie m.in. analiz narażenia pracowników [Budzanowki & in., 2010].

Na podstawie informacji przechowywanych w bazie danych DosBaz, przeprowadzono analizę dawek promieniowania na całe ciało, dłonie oraz soczewki oczu. W tym celu wykorzystano wartości odczytów dawek kwartalnych pracowników radiologii interwencyjnej w latach 2010-2013. Do pomiarów narażenia na całe ciało Hp(10), dłonie Hp(0,07) i soczewki oczu Hp(3). Umieszczenie oraz zdjęcia stosowanych dawkomierzy przedstawia *Fotografia 5.1*.

W celu dokonania analizy statystycznej narażenia personelu medycznego w radiologii interwencyjnej przeanalizowanych zostało 62 000 kwartalnych odczytów dawek na całe ciało, Hp(10), 27 000 odczytów kwartalnych dawek na dłonie, Hp(0,07) oraz 150 odczytów kwartalnych dawek na soczewki oczu, Hp(3), przeprowadzonych w latach 2010-2013 z ponad 150 ośrodków wykonujących zabiegi radiologii interwencyjnej.

W celu porównania dawek na soczewki oczu w radiologii interwencyjnej z dawkami otrzymywanymi w pozostałych oddziałach medycznych przeprowadzono dodatkowo analizę 500 kwartalnych odczytów dawek Hp(3) dla wszystkich pracowników sektorów medycznych. Ponadto sumując 4 odczyty kwartalne w danym roku, obliczono dawki roczne dla pracowników i na tej podstawie zestawiono porównanie średnich dawek rocznych dla pracowników danego sektora medycznego.



Fotografia 5.1. Dawkomierze oraz ich umiejscowienie.

5.3. Metoda przeprowadzenia pomiarów dawek indywidualnych dla personelu medycznego i pacjentów w radiologii interwencyjnej

W tej części pracy zmierzono dawki zarówno dla pacjentów, jak i pracowników podczas dwóch rodzajów procedur kardiologii interwencyjnej: koronarografii i angioplastyki. Pomiarów te wykonano w dwóch szpitalach, gdzie do zabiegów używano aparatu Siemens Axiom Artis. Aparaty te posiadają dawkomierze mierzące P_{KA} [$Gy \cdot cm^2$] oraz skumulowaną kermę w powietrzu w punkcie referencyjnym K_{IRP} [mGy].

Jak opisano w *Rozdziale 4.2* P_{KA} jest to kerma w powietrzu mierzona w określonej odległości od generatora promieniowania X pomnożona przez powierzchnię wiązki promieniowania X w tym miejscu, jest miarą łącznej energii promieniowania przekazywanej pacjentowi. Choć P_{KA} jest integralnym wskaźnikiem czasu trwania procedury, jej złożoności, stosowanej fluoroskopii oraz ilości akwizycji, nie dostarcza informacji o możliwych uszkodzeniach skóry, ponieważ stosowane są różne projekcje czyli ustawienia lampy rtg. Natomiast pomiar skumulowanej kermę stanowi całkiem dobrą ocenę ryzyka reakcji tkanek. K_{IRP} nie dostarcza informacji o rozkładzie dawki na skórze pacjenta daje jednak informacje o całkowitej dawce.

W świetle braku idealnej dozymetrii do pomiarów promieniowania w radiologii interwencyjnej przeprowadzono badania, których celem był pomiar dawek otrzymanych podczas

pojedynczej procedury, zbadanie, czy istnieje zależność między dawkami otrzymywanymi przez pacjenta, a dawkami dla personelu.

Każda osoba z personelu medycznego: lekarz, pielęgniarka oraz technik, otrzymywała komplet 4 dawkomierzy (*Fotografia 5.2*), które były zmieniane po zakończeniu każdej procedury. Dawkomierze były zakładane w następujące miejsca::

- **Hp(10)** – dawkomierz do pomiarów dawek na całe ciało, umieszczony pod ołowianym fartuchem ochronnym,
- **Hp(10)R** – dawkomierz do pomiarów dawek na całe ciało, umieszczony na ramieniu, nie osłonięty fartuchem ochronnym,
- **Hp(0,07)** – dawkomierz pierścienkowy do pomiarów dawek na skórę zakładany na palec lewej ręki (po lewej stronie znajdowała się lampa rentgenowska),
- **Hp(3)** – dawkomierz oczny do pomiarów dawek na soczewki oczu zakładany na skroni po lewej stronie.



Fotografia 5.2 Kompletów dawkomierzy przygotowane dla pracowników.



Fotografia 5.3. Lokalizacja personelu medycznego w sali zabiegowej (po lewej) oraz umiejscowienie stosowanych dawkomierzy (po prawej).

Dla każdego zabiegu wypełniany był jednolity protokół pomiaru (Fotografia 5.4) w celu uzyskania jednolitych danych do wszystkich procedur. Protokół zawierał m.in. informacje o: miejscu i dacie pomiaru, celu badania, dane dotyczące zabiegu takie jak: nazwa procedury, czas fluoroskopii, odczyt dawki z przyrządów aktywnych P_{KA} , K_{IRP}), doświadczeniu zawodowym (lata pracy), średniej liczbie procedur wykonywanych w miesiącu, informacje o tym czy używane były okulary ochronne, szyba ochronna i inne osłony przed promieniowaniem. W protokole zawarte są również informacje o pacjencie takie jak: jego masa i wzrost. Oprócz tego znajduje się wykaz dawkomierzy używanych podczas procedury, numery dawkomierzy tła oraz uwagi.

INSTYTUT FIZYKI JĄDROWEJ PAN
Im. Henryka Niewodniczańskiego
Laboratorium Dozymetrii Indywidualnej i Środowiskowej

ul. Radziwiłłowskiego 152, 31-342 Kraków tel.: (012) 66 28 457 fax: (012) 66 28 158
e-mail: ied@ipf.edu.pl http://idewki.if.edu.pl

**Formularz z przeprowadzonych pomiarów
w zakładzie radiologii interwencyjnej**

Miejsce pomiaru:
Data pomiaru:
Numer pomiaru: 1
Cel:
Określenie korelacji pomiędzy odczytami z różnych typów dawkomierzy oraz przyrządów DAP/KAP, a dawkami na soczewki oczu otrzymanymi przez pracowników.

Plan pomiarów:
Przed zabiegiem radiologii interwencyjnej lekarz oraz personel asystujący (pielęgniarki, operator) zostaną krótko poinstruowani o celu przeprowadzanych badań, oraz w jaki sposób użytkować dawkomierze (zdjęcie 1).

Następnie każda osoba z personelu otrzyma komplet dawkomierzy (tabela2):

- Dawkomierz do pomiaru dawek na całe ciało Hp(10) – zielona koszulka
- Dawkomierz do pomiaru dawek na rękaw Hp(10) – czerwona koszulka
- Dawkomierz pierścienkowy do pomiaru dawek na dłoń Hp(0.07)
- Dawkomierz oczny do pomiaru dawek na soczewki oczu Hp(3)

Po zakończonym zabiegu dawkomierze zostaną zebrane i spisane dane dotyczące zabiegu (tabela1).

Do każdego zestawu pomiarowego przygotowane będą dawkomierze tła, które będą cały czas z dawkomierzami pomiarowymi, poza czasem ich użytkowania podczas zabiegu.

Tabela1. Dane dotyczące przeprowadzonego zabiegu:

Nazwa procedury:	
Czas fluoroskopii:	
Odczyt dawki z przyrządów aktywnych (KAP, K _{av}):	

INSTYTUT FIZYKI JĄDROWEJ PAN
Im. Henryka Niewodniczańskiego
Laboratorium Dozymetrii Indywidualnej i Środowiskowej

Doświadczenie zawodowe lekarza(ista pracy):	
Srednia liczba procedur wykonywanych w miesiącu przez lekarza:	
Czy używane były okulary ochronne?	
Czy używane były szyby ochronne?	
Inne stosowane osłony przed promieniowaniem:	
Masa pacjenta:	
Wzrost pacjenta:	

Tabela2. Wykaz dawkomierzy używanych podczas procedury.

Typ personelu	Numery dawkomierzy			
	Na całe ciało	Na rękaw	Na dłoń	Na soczewki oczu
Lekarz				
Pielęgniarka				
Technik				

Numer dawkomierzy tła:

Uwagi:

Fotografia 5.4. Protokół pomiaru wypełniany dla każdej procedury.

5.4. Metoda przeprowadzenia pomiarów dawek na soczewki oczu dla personelu medycznego w radiologii interwencyjnej

W celu określenia dawek indywidualnych dla pracowników, z szczególnym uwzględnieniem dawek na soczewki oczu pomiary wykonano w 4 szpitalach w Polsce i obejmowały 55 procedur chirurgii naczyniowej, ortopedii, urologii oraz neurochirurgii. Dla każdego pracownika i każdej procedury przygotowany został zestaw zapakowany w przezroczysty woreczek obejmujący komplet 8 dawkomierzy (Fotografia 5.5):

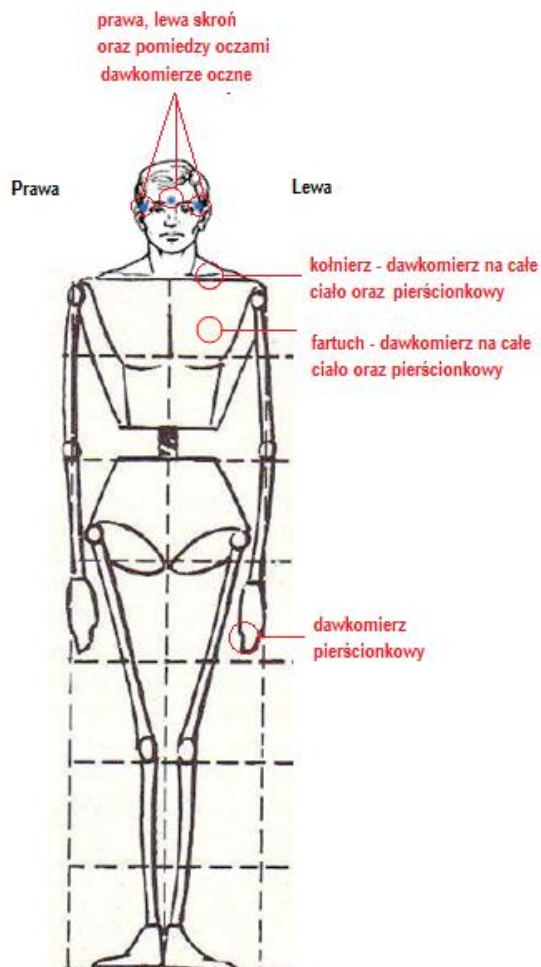
- dawkomierz do pomiaru dawek na całe ciało Hp(10) (czerwona koszulka) - umieszczany na kołnierzu ochronnym – **Hp(10)koł**,
- dawkomierz pierścienkowy do pomiarów dawek Hp(0,07) – umieszczany na kołnierzu ochronnym – **Hp(0,07)koł**,
- dawkomierz do pomiaru na całe ciało dawek Hp(10) (zielona koszulka) - umieszczany na fartuchu ochronnym – **Hp(10)far**,

- dawkomierz pierścionkowy do pomiarów dawek Hp(0,07) – umieszczany na fartuchu ochronnym – **Hp(0,07)far**,
- dawkomierz pierścionkowy do pomiaru dawek na dłonie Hp(0,07) – umieszczany na palcu lewej ręki – **Hp(0,07)pal**,
- dawkomierz oczny do pomiaru dawek na soczewki oczu Hp(3) – umieszczany na lewej skroni - **Hp(3)L**,
- dawkomierz oczny do pomiaru dawek na soczewki oczu Hp(3) – umieszczany na prawej skroni **Hp(3)P**,
- dawkomierz oczny do pomiaru dawek na soczewki oczu Hp(3) – umieszczany pomiędzy oczami. **Hp(3)Śr**.



Fotografia 5.5. Komplet przygotowanych dawkomierzy wraz z oznaczeniami do pomiarów podczas procedury radiologii interwencyjnej.

Do dawkomierzy dołączona była również instrukcja m.in. z informacją o lokalizacji poszczególnych dawkomierzy (Fotografia 5.6) oraz formularz do wypełnienia po zakończeniu procedury przez pracownika użytkującego dany komplet dawkomierzy.



Fotografia 5.6. Lokalizacja poszczególnych dawkomierzy podczas pomiarów.

5.5. Metoda wykonania pomiarów wpływu czynników zewnętrznych na odczyt dawki w detektorach EYE-D™

Wszystkie detektory przeznaczone do pomiarów w tej części pracy przed doświadczeniem, przygotowano według procedury opisanej w *Rozdziale 4.6.5*. Użyto wysokoczułych detektorów MCP-N, które zostały naświetlone dawką 10 mGy, źródłem Cs-137 (662 keV). Następnie detektory włożono do kapsułek dawkomierzy EYE-D™, przeznaczonych do pomiarów dawek na soczewki oczu.

- **Metoda wykonania pomiarów wpływu sterylizacji promieniowaniem UV na odczyt dawki w detektorach EYE-D™**

Dawkomierze przeznaczone do pomiaru wpływu promieniowania UV na odczyt dawki naświetlono za pomocą lampy UV po 5 sztuk (łącznie 60 sztuk) według poniższej tabeli:

Tabela 5.2. Dawkomierze poddane ekspozycji lampą UV.

Rodzaj kapsułki	Długość fali	Czas naświetlania [h]		
Biała kapsułka	254 nm	1	5	10
	303 nm	1	5	10
Czarna kapsułka	254 nm	1	5	10
	303 nm	1	5	10

Po naświetlaniach detektory wyciągnięto z kapsułek i poddano anilacji poekspozycyjnej w temperaturze 75°C przez 20 min. Następnie detektory odczytano w automatycznym czytniku RADOS 2000. Po uwzględnieniu indywidualnych współczynników czułości i odjęciu tła, wyliczono średnią liczbę zliczeń z każdej grupy detektorów. Niepewność to odchylenie standardowe grupy detektorów. Wyniki zostały znormalizowane do grupy detektorów nie poddanych żadnej ekspozycji.

- **Metoda wykonania pomiarów wpływu światła dziennego na odczyt dawki w detektorach EYE-D™**

Dawkomierze przeznaczone do pomiaru wpływu światła dziennego podzielono na grupy po 5 sztuk każda, następująco:

- Dawkomierze nie wystawione na żadną ekspozycję – schowane w szufladzie w biurku,
- Dawkomierze owinięte folią aluminiową i wystawione na słońce – celem zbadania ewentualnego wpływu działania podwyższonej temperatury,
- Dawkomierze z białą kapsułką na detektor - ułożone kapsułką w stronę słońca,
- Dawkomierze z czarną kapsułką na detektor - ułożone kapsułką w stronę słońca,
- Dawkomierze z białą kapsułką ułożone tyłem do słońca.

Celem ochrony przed wodą, kurzem oraz różnego rodzaju zanieczyszczeniami dawkomierze zapakowano szczelnie w przezroczystą folię (Fotografia 7.6).



Fotografia 5.7. Dawkomierze EYE-D™ wystawione na słońce.

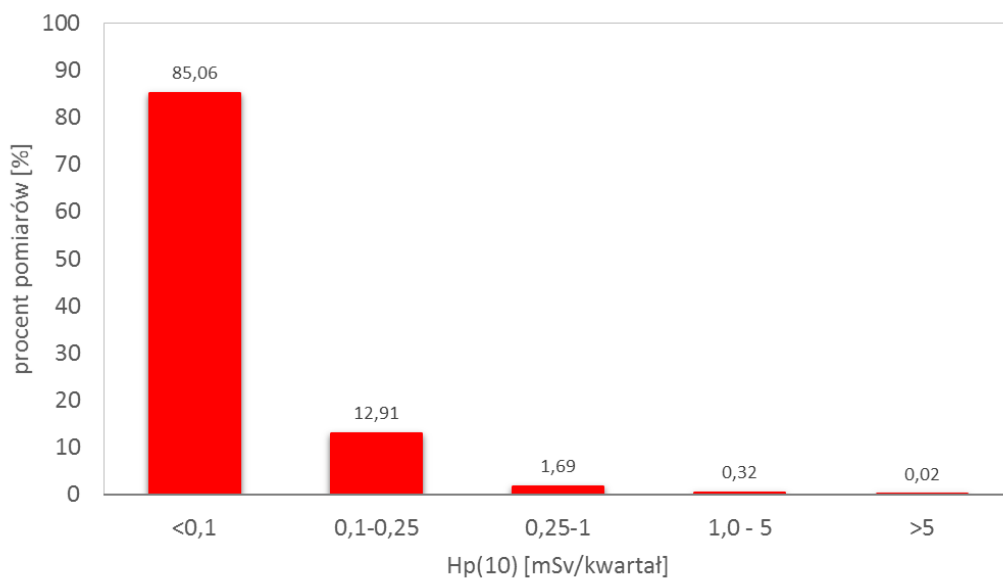
6. WYNIKI BADAŃ DOŚWIADCZALNYCH

6.1. Ocena statystyczna narażenia personelu w radiologii i kardiologii interwencyjnej

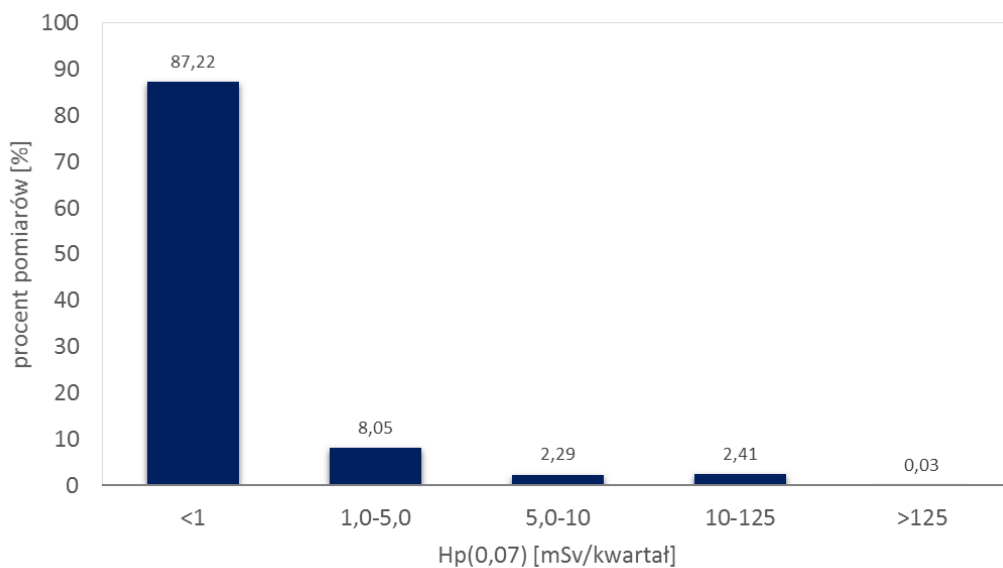
Rysunek 6.1 przedstawia procentowy rozkład dawek na całe ciało zmierzonych w okresie pomiarowym (kwartał) po uwzględnieniu tła naturalnego w Polsce, które wynosi obecnie 0,8 mSv rocznie. 85 % przypadków nie przekracza progu 0,1 mSv w ciągu 3 miesięcy. Istnienie takiego progu dawki związane jest z progiem detekcji detektorów MTS-N i zakresem akredytacji laboratorium. Wartość $<0,1$ mSv oznacza w praktyce brak ekspozycji zawodowej od promieniowania jonizującego. Natomiast przekroczenie limitu dawki, która w przeliczeniu na kwartał wynosi 5 mSv obserwujemy w 0,02 % przypadków.

Podobnie na podstawie *Rysunek 6.2*, na którym przedstawiono procentowy rozkład dawek na dłoń, widzimy, że w 87 % przypadków nie przekroczone dawki 0,1 mSv/kwartał, a przekroczenia limitu dawki, wynoszącego 125 mSv na kwartał, obserwujemy w 0,03 % przypadków.

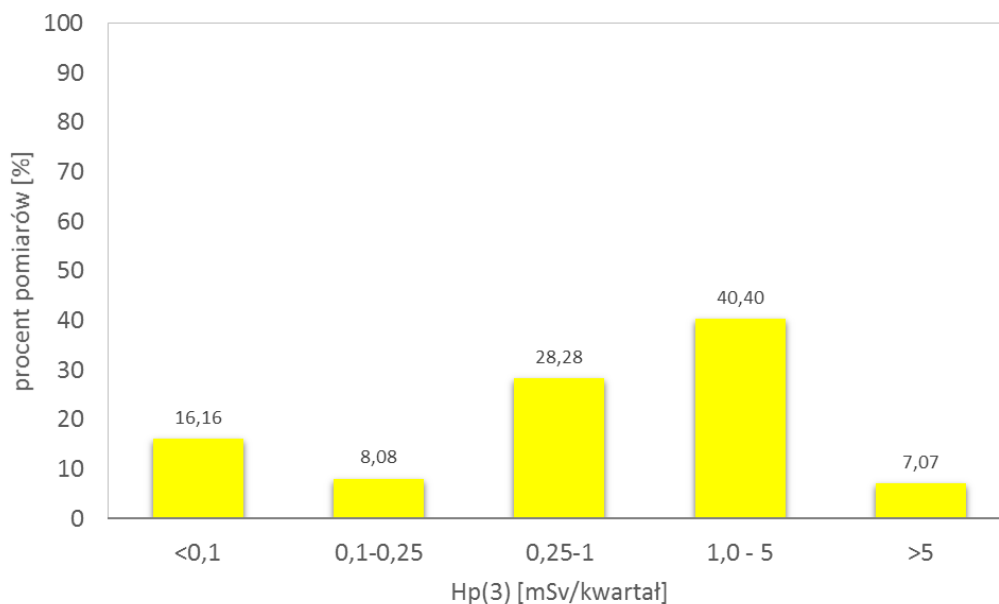
Zupełnie inną sytuację obserwujemy gdy spojrzymy na *Rysunek 6.3*, przedstawiający rozkład dawek na soczewki oczu. W tym przypadku tylko 16 % pomiarów jest poniżej progu 0,1 mSv/kwartał. Najwięcej, bo aż ponad 40 % wyników znajduje się w przedziale 1-5 mSv/kwartał i znaczna liczba pomiarów, bo aż ponad 7 %, przekracza nowy limit dawki na soczewki oczu, który w przeliczeniu na kwartał wynosi 5 mSv.



Rysunek 6.1. Procentowy rozkład dawek na całe ciało, Hp(10), zmierzonych dawkomierzami na całe ciało.

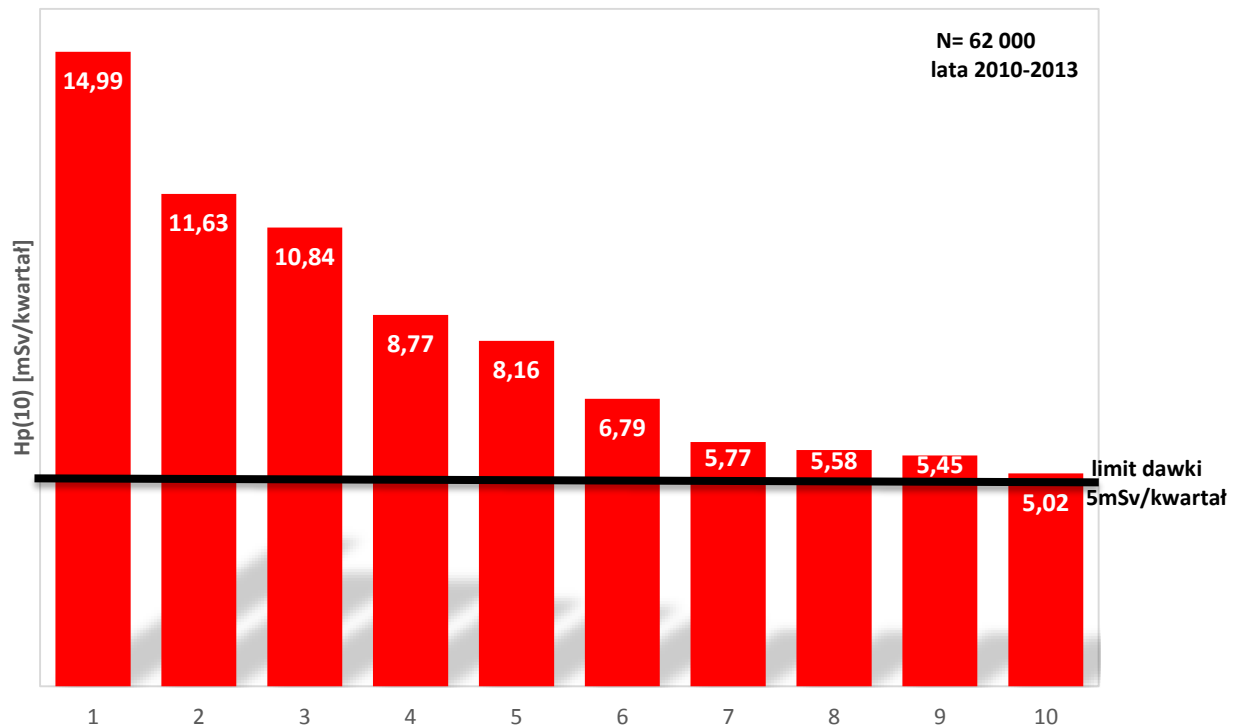


Rysunek 6.2. Procentowy rozkład dawek na skórę, Hp(0,07), zmierzonych dawkomierzami pierścionkowymi.

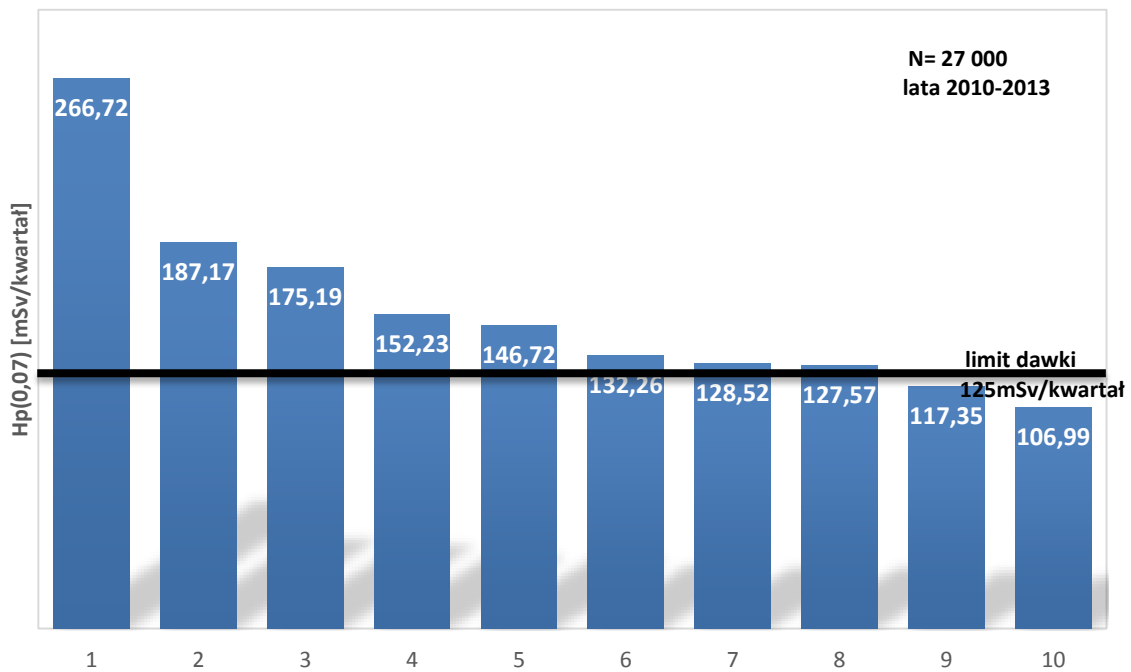


Rysunek 6.3. Procentowy rozkład dawek na soczewki oczu, Hp(3), zmierzonych dawkomierzami ocznymi.

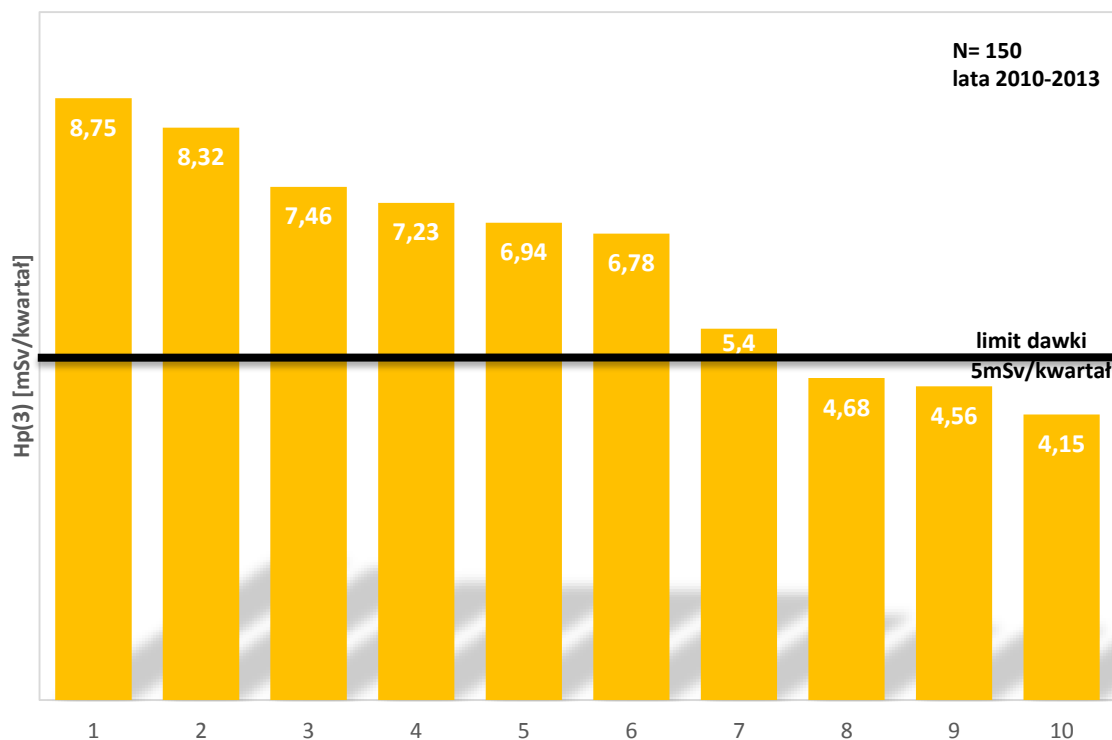
Jak pokazano na poprzednich wykresach przekroczenie dawki na całe ciało i skórę obserwujemy sporadycznie. Natomiast przekroczenie limitu dawki na soczewkę oczu aż w 7 przypadkach na 100. W większości są to niewielkie przekroczenia odpowiednich limitów, jednak istnieją sytuacje kiedy jest on przekraczany nawet kilkukrotnie. *Rysunek 6.4, Rysunek 6.5 i Rysunek 6.6* przedstawiają odpowiednio 10 najwyższych wartości zmierzonych dawek na całe ciało Hp(10), na skórę Hp(0,07) oraz na soczewki oczu Hp(3) w radiologii interwencyjnej w latach 2010-2013. Czarną linią zaznaczono limit dawki (5 mSv/kwartał dla Hp(10) i Hp(3) oraz 125 mSv/kwartał dla Hp(0,07)). Najwyższa zmierzona dawka na całe ciało to prawie 15 mSv na kwartał, co w tym przypadku stanowi trzykrotne przekroczenie limitu dawki. Najwyższa zmierzona dawka na skórę to 266,8 mSv, co stanowi przekroczenie ponad dwukrotne limitu dawki promieniowania na skórę. Natomiast najwyższa dawka na soczewki oczu wyniosła 8,75 mSv/kwartał (Szumska & in., 2014).



Rysunek 6.4. 10 najwyższych zmierzonych dawek kwartalnych na całe ciało, Hp(10), zmierzonych przy użyciu dawkomierzy na całe ciało w radiologii interwencyjnej.



Rysunek 6.5. 10 najwyższych zmierzonych dawek na skórę, Hp(0,07), zmierzonych przy użyciu dawkomierzy pierścieniowych w radiologii interwencyjnej.



Rysunek 6.6. 10 najwyższych zmierzonych dawek na soczewki oczu, Hp(3), zmierzonych przy użyciu dawkomierzy ocznych EYE-D™ w radiologii interwencyjnej.

Podsumowując, dawki Hp(10) i Hp(0,07) większości pracowników radiologii interwencyjnej pozostają na poziomie naturalnego promieniowania tła, z niewielką ilością przekroczeń. W odniesieniu do nowej wielkości operacyjnej Hp(3) reprezentującej narażenie soczewki oka, odsetek pracowników, dla których nowy limit dawki jest przekraczany jest istotny, wskazując na potrzebę ścisłej kontroli tych dawek.

Porównanie poziomu dawek na soczewki oczu w radiologii interwencyjnej z dawkami w innych oddziałach

Powyższą analizę przeprowadzono wyłącznie dla pracowników oddziałów radiologii interwencyjnej. Chcąc porównać poziom dawek dla tych pracowników z dawkami jakie otrzymują pracownicy innych oddziałów medycznych, przeprowadzono dodatkową analizę danych a wyniki przedstawiono na *Rysunek 6.7* i w *Tabela 6.1*.

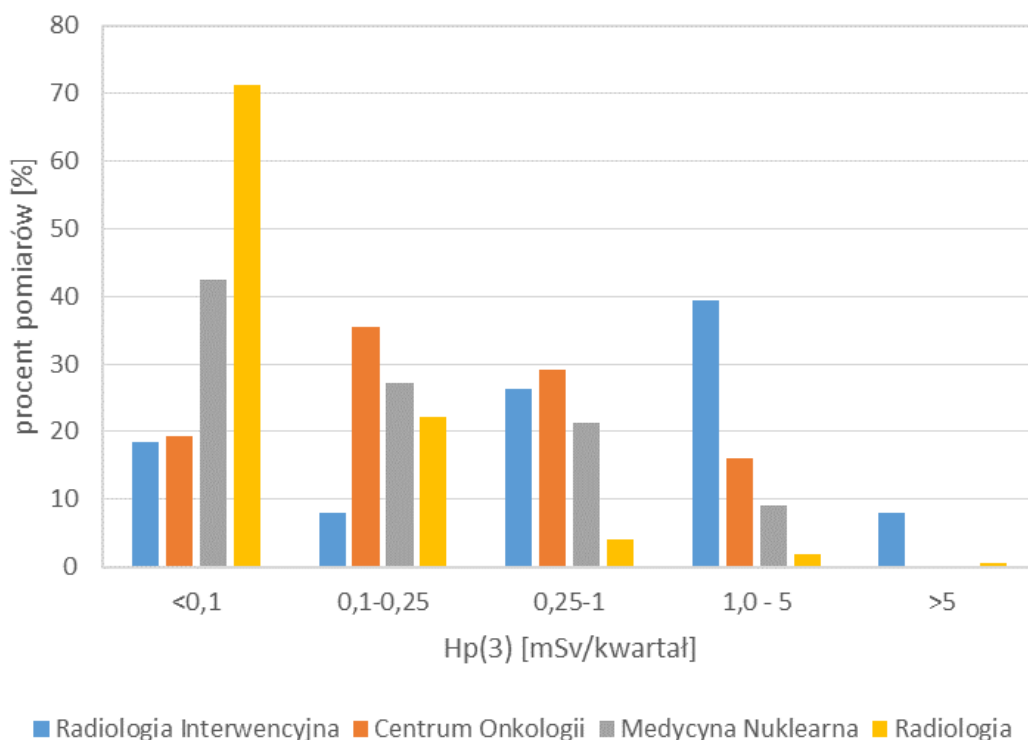
Średnia dawka roczna dla pracowników radiologii interwencyjnej przekracza nowy rekomendowany limit dawki na ten narząd. Kolejną po radiologii interwencyjnej grupą zawodową otrzymującą najwyższe dawki są pracownicy centrów onkologii, dla których średnia dawka na

soczewki oczu wynosi 1,77 mSv na rok. Następną grupę stanowią pracownicy medycyny nuklearnej, gdzie średnia roczna dawka nie przekracza 1 mSv, a najmniej narażona grupa to pracownicy oddziałów radiologii.

Z Rysunek 6.7 widzimy, że w innych oddziałach niż radiologia i kardiologia interwencyjna nie obserwujemy potencjalnych przekroczeń limitów dawki na soczewki oczu.

Tabela 6.1. Średnie roczne dawki na soczewki oczu, Hp(3).

	Hp(3) [mSv/rok]
Radiologia Interwencyjna	6,73
Centrum Onkologii	1,77
Medycyna Nuklearna	0,94
Radiologia	0,43



Rysunek 6.7. Porównanie procentowego rozkładu dawek na soczewki oczu, Hp(3) dla różnych oddziałów, zmierzonych dawkomierzem EYE-D™.

Podsumowując, wśród pracowników sektorów medycznych narażenie soczewki oka na promieniowanie jest najwyższe dla personelu wykonującego zabiegi radiologii interwencyjnej. Ponadto u znacznej części tych pracowników (8%) występuje możliwość przekroczenia nowego limit dawki na soczewki oczu. Porównując te wyniki z pomiarami dawek na całe ciało w literaturze to najwyższe dawki Hp(10) mierzone są wśród pracowników medycyny nuklearnej, następnie u pracowników centrów onkologii a dopiero na trzecim miejscu znajduje się radiologia interwencyjna [Budzanowski & in., 2010].

6.2. Dawki indywidualne dla personelu medycznego a dawki dla pacjenta

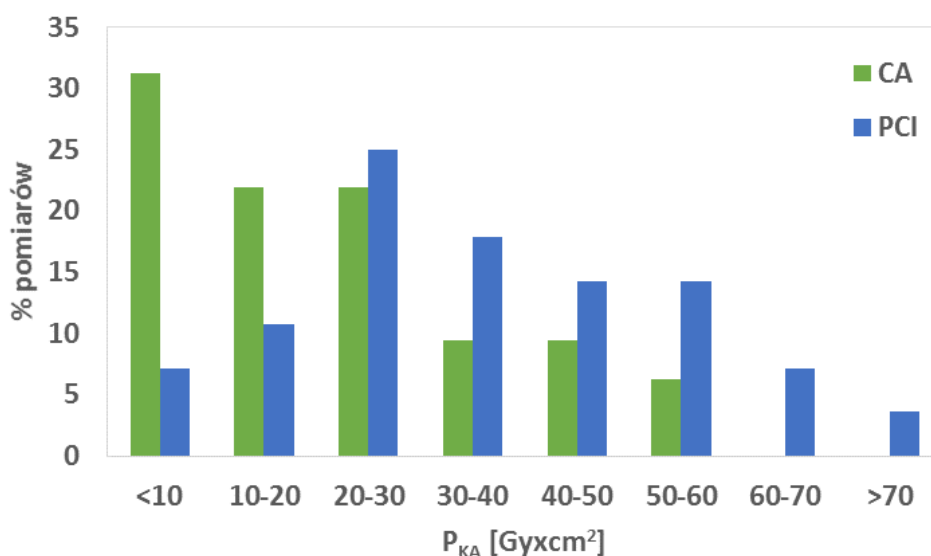
Pomiary wykonane w tej części pracy miały na celu zbadanie możliwości kalkulacji dawek dla personelu na podstawie odczytów dawek jakie otrzymali pacjenci podczas wykonywania procedury.

- **Parametry zmierzone przy pomocy aparatury wykorzystywanej do przeprowadzenia zabiegów**

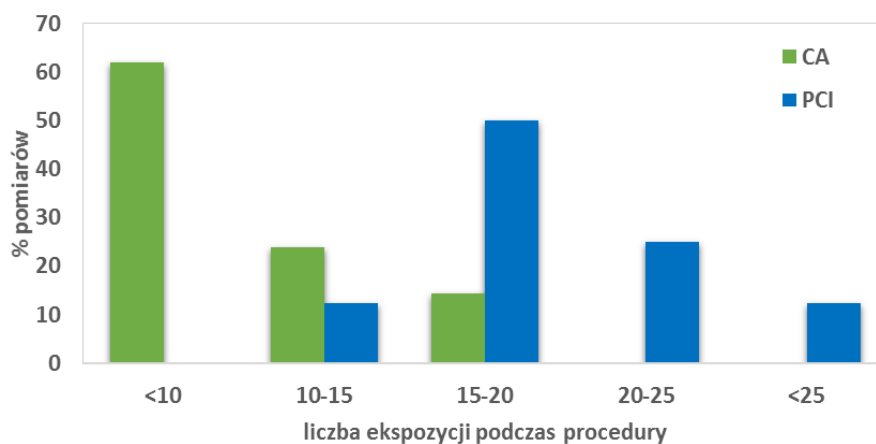
Tabela 6.2 zawiera informacje o minimalnych, maksymalnych, medianie oraz średnich wartościach P_{KA} , K_{IRP} , oraz czasie fluoroskopii. Wartości P_{KA} znajdują się w przedziale 7,31 Gy cm^2 – 50,93 Gy cm^2 dla koronarografii oraz 3,00 Gy cm^2 – 86,38 Gy cm^2 dla angioplastyki. Otrzymane wartości K_{IRP} znajdują się w przedziale 121,3 mGy – 701 mGy dla koronarografii oraz 80 mGy – 2554 mGy dla angioplastyki. Najkrótszy czas fluoroskopii to niespełna minuta natomiast maksymalny to ponad 35 min. Zarówno wartości P_{KA} , K_{IRP} jak i czasy fluoroskopii były wyższe dla procedury angioplastyki. Ukazują to również dane przedstawione na *Rysunek 6.8* oraz *Rysunek 6.9*. Pierwszy z nich przedstawia porównanie procentowego rozkładu zmierzonych wartości iloczynu kerma – powierzchnia podczas wykonywania tych zabiegów. Z rozkładu widzimy, że najwięcej zabiegów angioplastyki realizowana jest przy zakresie wartości 20-30 Gy cm^2 , podczas gdy ponad połowa zabiegów koronarografii kończy się przy dawkach mniejszych niż 20 Gy cm^2 . Natomiast *Rysunek 6.9* pokazuje, że do wykonania zabiegów koronarografii w 65% wystarczy zastosowanie maksymalnie 10 projekcji, natomiast do przeprowadzenia zabiegu angioplastyki ilość ekspozycji zawsze przekraczała 10, a ponad połowa wymagała zastosowania 15-20 ekspozycji.

Tabela 6.2. Parametry dozymetryczne dla monitorowanych procedur koronarografii i angioplastyki.

	koronarografia (CA)			angioplastyka (PCI)		
	K _{IRP} [mGy]	t [min]	P _{KA} [Gyxcm ²]	K _{IRP} [mGy]	t [min]	P _{KA} [Gyxcm ²]
średnia	317,48	4,54	22,69	811,80	12,86	43,13
mediana	266,70	3,00	18,34	637,80	9,30	40,58
max	701,00	16,60	50,93	2554,00	35,10	86,38
min	121,30	1,00	7,31	80,00	3,00	3,21



Rysunek 6.8. Porównanie procentowego rozkładów Iloczynu kerma – powierzchnia podczas zabiegów koronarografii (CA) i angioplastyki (PCI).



Rysunek 6.9. Porównanie procentowego rozkładu liczby ekspozycji podczas zabiegów koronarografii (CA) i angioplastyki (PCI).

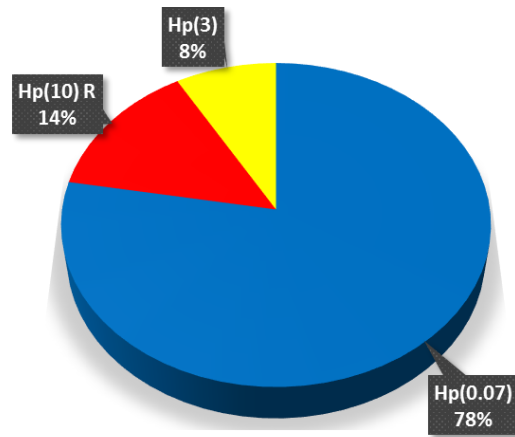
- **Dawki indywidualne dla personelu medycznego**

Tabela 6.3 przedstawia zmierzone dawki średnie, maksymalne, minimalne oraz mediany dla operatorów, pielęgniarek i techników dla każdej procedury z osobna. Podczas jednego zabiegu koronarografii maksymalne zmierzone dawki wynoszą: Hp(10): 30 μ Sv, Hp(0,07): 172,4 μ Sv i Hp(3): 59,5 μ Sv. Natomiast dla zabiegu angioplastyki maksymalna dawka Hp(10) wyniosła 10,9 μ Sv, Hp(0.07): 967,1 μ Sv oraz dla Hp(3): 165,1 μ Sv.

Tabela 6.3. Dawki indywidualne zmierzone dla personelu medycznego wykonującego procedury radiologii interwencyjnej.

	Dawka	koronarografia (CA)				angioplastyka (PCI)			
		Hp(0,07) [μ Sv]	Hp(3) [μ Sv]	Hp(10) [μ Sv]	Hp(10)R [μ Sv]	Hp(0,07) [μ Sv]	Hp(3) [μ Sv]	Hp(10) [μ Sv]	Hp(10)R [μ Sv]
operator	średnia	53,7	18,3	6,4	31,2	92,5	31,7	9,4	51,7
	mediana	36,5	14,4	4,9	20,4	43,9	24,0	5,1	36,2
	max	172,4	59,5	18,1	109,7	961,7	165,1	10,9	249,2
	min	5,4	1,5	<0,2	2,6	4,8	4,5	0,4	7,4
pielęgniarka	średnia	12,7	7,6	3,8	7,5	32,8	15,5	3,7	9,6
	mediana	11,0	6,1	1,5	6,2	11,7	7,9	0,7	8,9
	max	48,1	40,3	30,0	35,2	60,9	31,8	6,3	21,5
	min	<0,2	<0,2	<0,2	<0,2	<0,2	<0,2	<0,2	<0,2
technik	średnia	8,0	7,0	3,6	5,2	5,7	10,9	2,9	6,3
	mediana	5,6	5,0	2,3	4,7	3,6	8,0	1,7	3,9
	max	47,9	38,3	10,0	11,1	9,2	37,8	8,8	9,8
	min	<0,2	<0,2	<0,2	0,9	<0,2	<0,2	<0,2	<0,2

Chociaż średnie dawki na skórę dla każdej kategorii pracowników są najwyższe, istnieją przypadki kiedy podczas procedury najwyższą dawkę rejestruje się na innym dawkomierzu niż pierścinkowy. Rysunek 6.10 przedstawia procentowy rozkład rodzaju dawkomierza, na którym zmierzone dawki podczas danej procedury były najwyższe. W 78 % procentach dawki najwyższe odczytano na dawkomierzu pierścinkowym, w 14 % na dawkomierzu na całe ciało umieszczonym na ramieniu a w 8 % najwyższe dawki zmierzono dawkomierzem ocznym.



Rysunek 6.10. Procentowy rozkład rodzaju dawkomierza, na którym zmierzone dawki podczas danej procedury były najwyższe.

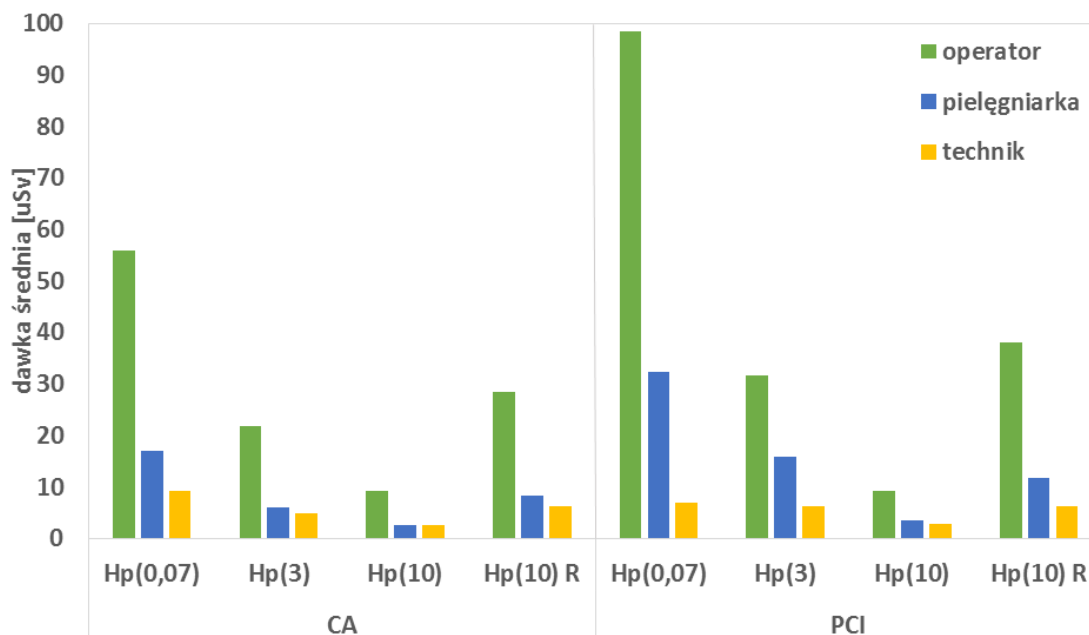
Porównanie średnich dawek indywidualnych jakie otrzymali pracownicy medyczni (operator, pielęgniarka oraz technik) podczas wykonywania zabiegu koronarografii i angioplastyki przedstawia *Rysunek 6.11*. Dla wszystkich pracowników oraz wszystkich wielkości Hp, wyższe dawki otrzymują pracownicy podczas wykonywania angioplastyki. Spowodowane jest to przede wszystkim tym, że procedura ta wymaga dłuższego czasu stosowania promieniowania X oraz większej liczby ekspozycji. Jak można było przewidzieć najwyższe dawki wśród personelu medycznego otrzymują operatorzy, najniższe natomiast technicy (*Rysunek 6.12*).

Średnie dawki na dłoń Hp(0,07) podczas koronarografii wynoszą odpowiednio 53,7 μSv , 12,7 μSv i 8 μSv dla operatora, pielęgniarki i technika, natomiast podczas angioplastyki dawki te wynoszą odpowiednio 92,5 μSv , 3,8 μSv i 5,7 μSv .

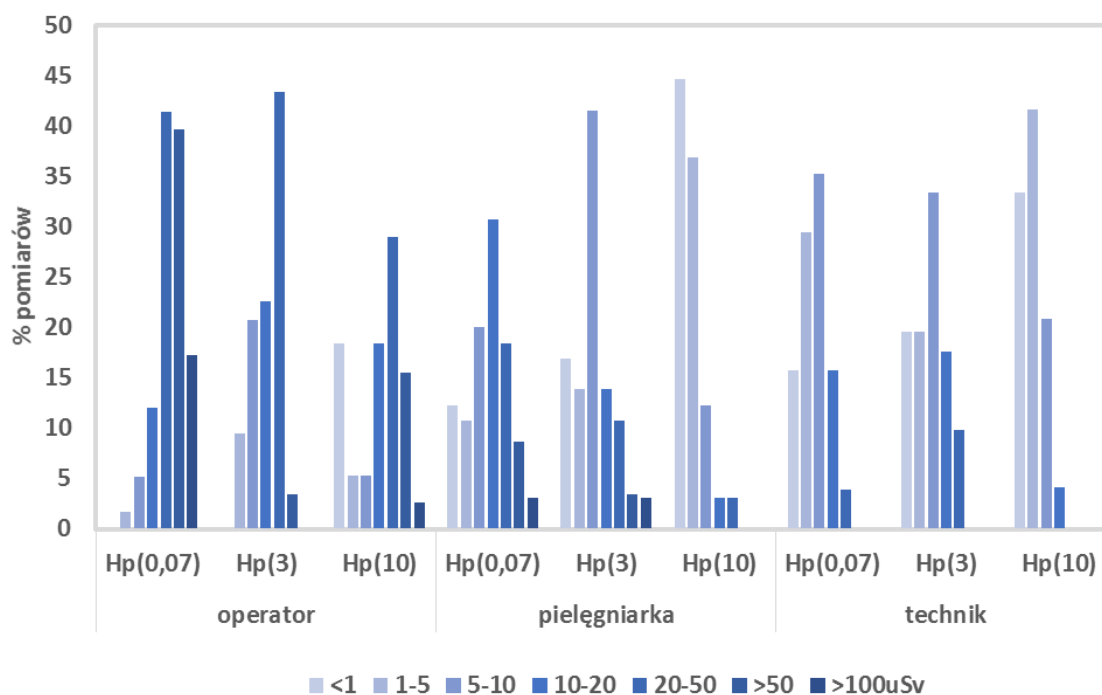
Średnia dawka na soczewki oczu Hp(3) podczas koronarografii wynosi 18,3 μSv , 7,6 μSv i 7 μSv odpowiednio dla operatora, pielęgniarki i technika, natomiast podczas angioplastyki dawki te wynoszą odpowiednio 31,7 μSv , 15,5 μSv i 10,9 μSv .

Średnia dawka na całe ciało Hp(10), dla dawkomierza umieszczonego pod fartuchem ochronnym podczas koronarografii wynosi odpowiednio 6,4 μSv , 3,8 μSv i 3,7 μSv dla operatora, pielęgniarki i technika, natomiast podczas angioplastyki dawki te wynoszą odpowiednio 9,4 μSv , 3,7 μSv i 2,9 μSv .

Średnia dawka na całe ciało Hp(10)R, dla dawkomierza umieszczonego na fartuchu ochronnym podczas koronarografii wynosi 31,2 μSv , 7,5 μSv i 5,2 μSv odpowiednio dla operatora, pielęgniarki i technika, natomiast podczas angioplastyki dawki te wynoszą 51,7 μSv , 9,6 μSv i 6,3 μSv . *Rysunek 6.14* pokazuje procentowy rozkład stosunku dawki na całe ciało zmierzonej dawkomierzem na fartuchu do dawki zmierzonej dawkomierzem pod fartuchem ochronnym.



Rysunek 6.11. Dawki indywidualne otrzymane przez personel medyczny podczas wykonywania procedury koronarografii (CA) i angioplastyki (PCI).



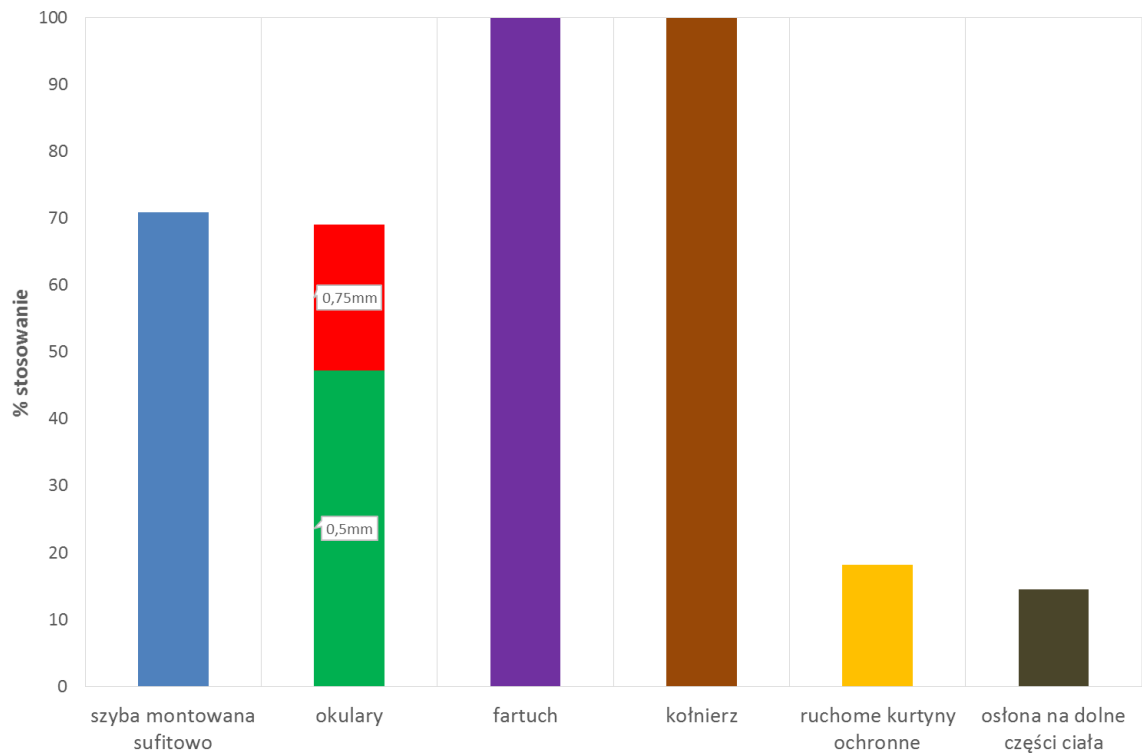
Rysunek 6.12. Rozkład dawek indywidualnych otrzymane przez personel medyczny podczas wykonywania procedur kardiologii interwencyjnej.

- **Stosowanie sprzętu ochronnego**

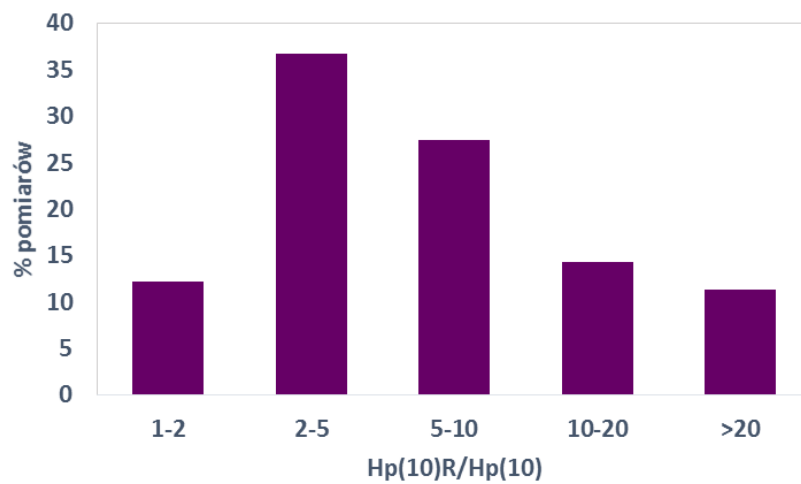
Kwestionariusz wypełniany przez pracownika zawierał pytanie o stosowanie sprzętu ochronnego, takiego jak: szyby montowane sufitowo, okulary ochronne, fartuch, kołnierz ochronny oraz ruchome kurtyny. Wyniki przedstawiające częstotliwość stosowania sprzętu ochronnego przedstawia *Rysunek 6.13*. Wszyscy pracownicy (100%) biorący udział w pomiarach używali fartucha oraz kołnierza ochronnego o ekwiwalencji ołowiu 0,5 mm. Natomiast ruchome kurtyny ochronne stosowało tylko 18% pracowników, a osłonę na dolne części ciała 14,5% pracowników.

Jeśli chodzi o ochronę oczu to 71% operatorów stosuje szybę montowaną sufitowo i jest to szyba o 0,5 mm ekwiwalencji ołowiu. Natomiast 69% wszystkich pracowników używa okularów ochronnych. Wśród nich 22% to okulary z 0,5 mm ekwiwalentu ołowiu, a pozostałe 47% to te z 0,75 mm ekwiwalentu ołowiu.

Ponadto w celu określenia jak stosowanie fartucha ochronnego wpływa na redukcję dawki wyliczono stosunek wskazań z dawkomierza na całe ciało umieszczonego na fartuchu ochronnym Hp(10)R do dawkomierza pod fartuchem ochronnym Hp(10). Wyniki przedstawia *Rysunek 6.14*. Zastosowanie fartucha ochronnego w ponad połowie przypadków zredukowało dawkę ponad 5 krotnie. Dawki zmierzone dawkomierzem na fartuchu były średnio 4,8 krotnie wyższe niż zmierzone pod fartuchem.



Rysunek 6.13. Stosowanie różnego rodzaju sprzętu ochronnego przez pracowników.

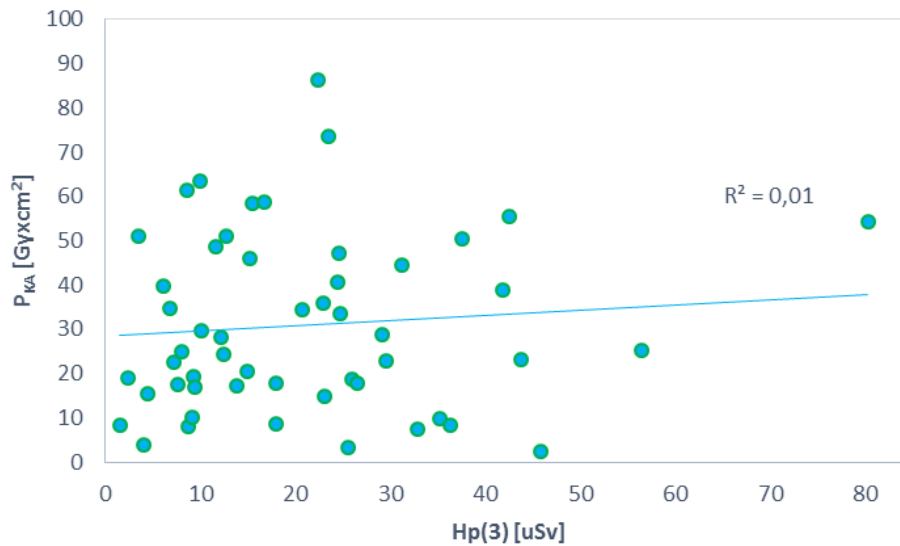


Rysunek 6.14. Procentowy rozkład stosunku dawki na całe ciało otrzymanej dla dawkomierza na całe ciało umieszczonego na fartuchu do umieszczonego pod fartuchem ochronnym $H_p(10)R/H_p(10)$.

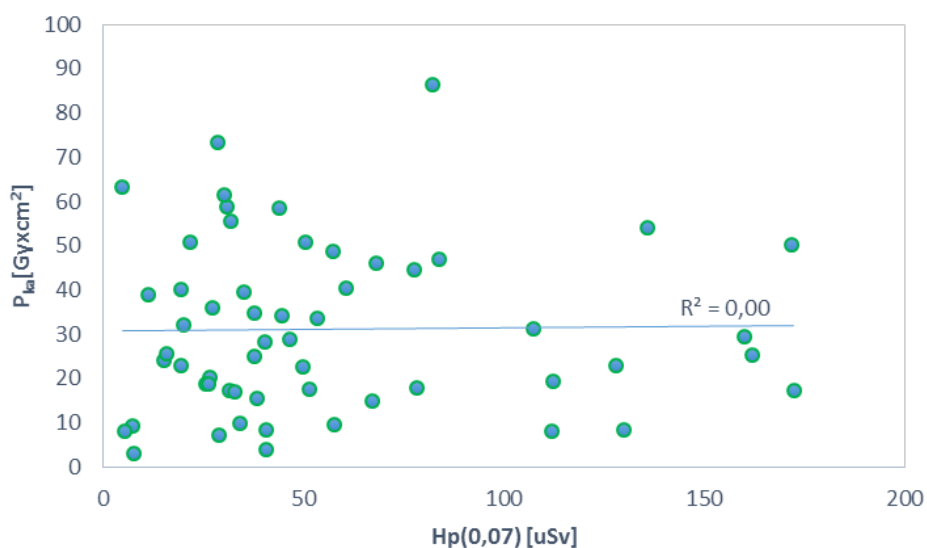
- **Korelacje pomiędzy dawkami dla pacjenta a dawkami dla personelu medycznego**

W tej części przedstawiono wyniki w postaci relacji pomiędzy dawkami indywidualnymi zmierzonymi dla personelu, a dawkami jakie otrzymał pacjent, podczas zabiegu. Dawki dla pacjenta odczytywane były z aparatury, na której wykonywany był dany zabieg.

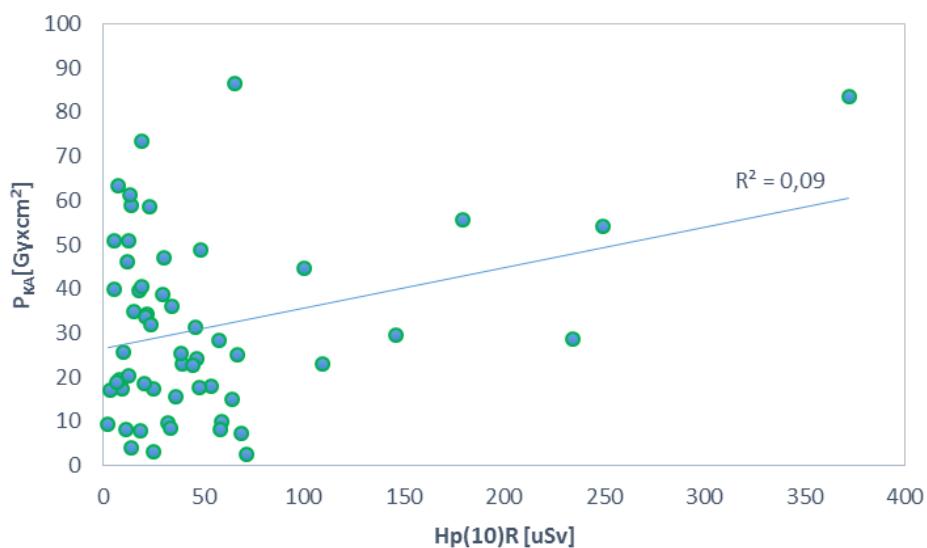
Kolejno *Rysunek 6.15*, *Rysunek 6.16*, *Rysunek 6.17* przedstawiają zależności odczytanych wartości iloczynu kerma - powierzchnia P_{KA} od dawki na soczewki oczu zmierzonej dawkomierzem EYE-D™, dawki na skórę zmierzonej dawkomierzem pierścinkowym oraz dawki na całe ciało zmierzonego dawkomierzem na całe ciało znajdującym się na ramieniu.



Rysunek 6.15. Zależność odczytanego z aparatury iloczynu kerma – powierzchnia, P_{KA} od dawki na soczewki oczu dla pracownika, $H_p(3)$, zmierzonej dawkomierzem ocznym EYE-D™.

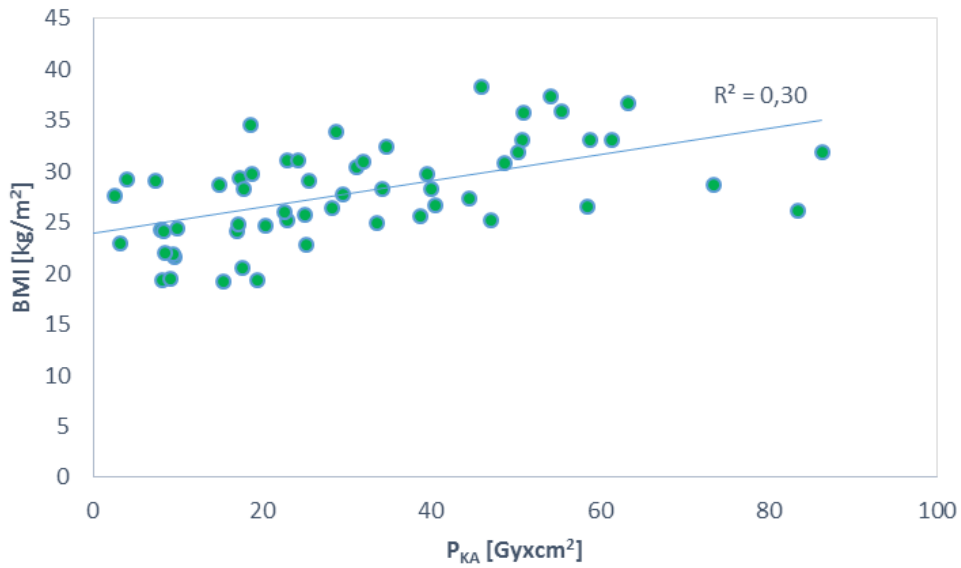


Rysunek 6.16. Zależność odczytanego z aparatury iloczynu kerma – powierzchnia, P_{KA} od dawki na skórę, $H_p(0,07)$, zmierzonej dawkomierzem pierścieniowym.



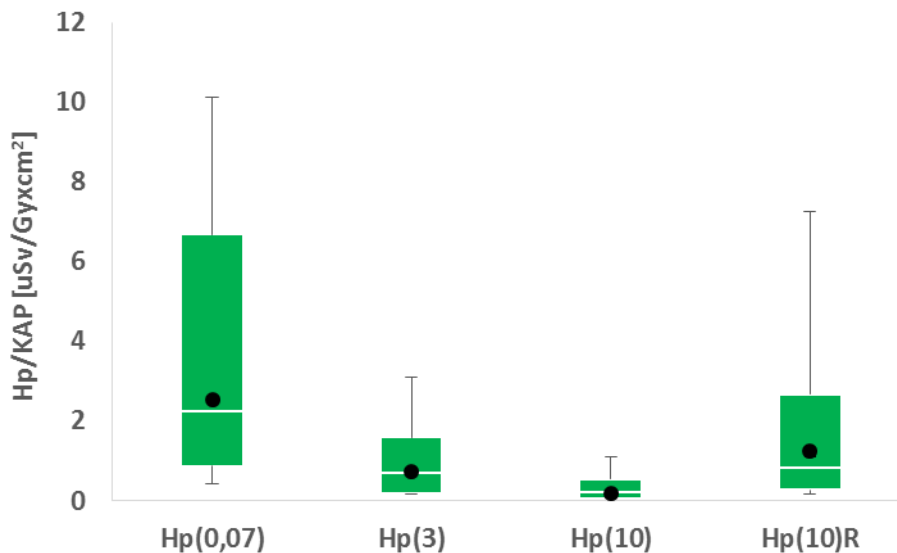
Rysunek 6.17. Zależność odczytanego z aparatury iloczynu kerma – powierzchnia, P_{KA} od na całe ciało, $H_p(10)R$, zmierzonej dawkomierzem na całe ciało znajdującym się na fartuchu ochronnym.

Rozmiar pacjenta (jego waga oraz wzrost) jest dominującym parametrem mającym wpływ na wartość promieniowania rozproszonego. W celu sprawdzenia jak znaczący jest ten wpływ, na Rysunek 6.18 przedstawiono zależność masowego współczynnika masy ciała BMI (*ang.* *Body Mass Indeks*), który jest ilorazem wagi [kg] i kwadratu wzrostu pacjenta [m], od odczytu dawki P_{KA} .

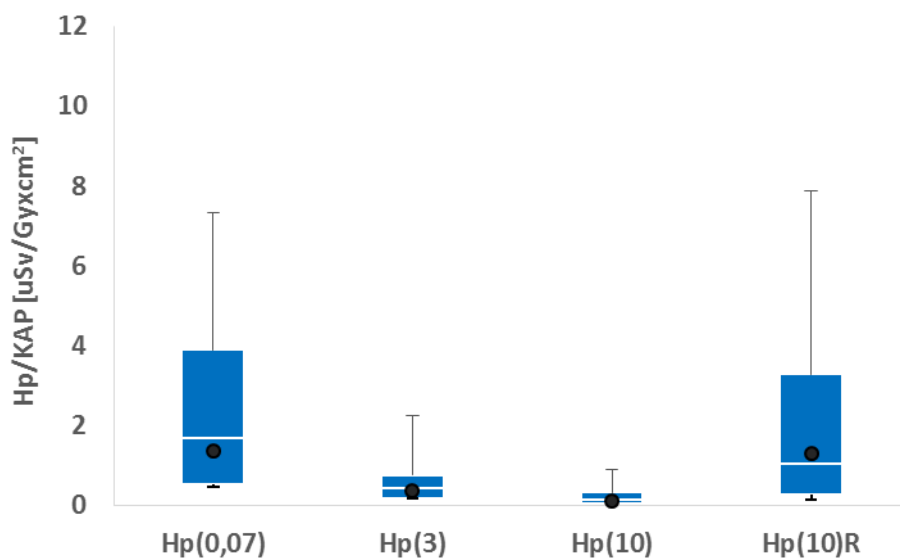


Rysunek 6.18. Zależność masowego współczynnika wagi ciała BMI od iloczynu kerma – powierzchnia P_{KA}.

Rysunek 6.19 oraz Rysunek 6.20 pokazują mediany, maksymalne, minimalne oraz średnie dawki indywidualne na jednostkę P_{KA}, dla każdej z czterech monitorowanej lokalizacji, odpowiednio dla procedury koronarografii i angioplastyki.



Rysunek 6.19. Dawki indywidualne dla operatora na jednostkę P_{KA} otrzymane przez podczas koronarografii (• - mediana, pozioma kreska – wartość średnia arytmetyczna, poziome linie oznaczają wartości maksymalne i minimalne).



Rysunek 6.20. Dawki indywidualne dla operatora na jednostkę P_{KA} otrzymane przez operatora podczas angioplastyki (• - mediana, pozioma kreska – wartość średnia arytmetyczna, poziome linie oznaczają wartości maksymalne i minimalne).

Podsumowując, zmierzone wartości iloczynu kerma – powierzchnia P_{KA} , skumulowanej kermy w powietrzu K_{IRP} oraz czasu fluoroskopii różniły się znacząco nawet dla tego samego typu przeprowadzonej procedury. Rozbieżności te mogą wynikać z używania różnych protokołów badania, różnych ustawień aparatu czy też doświadczenia operatora wykonującego badanie.

Zmierzone dawki indywidualne dla pracowników potwierdziły, że operatorzy są zdecydowanie najbardziej narażoną grupą pracowników. Otrzymują oni dawki nawet kilkukrotnie razy wyższe niż pielęgniarki czy technicy. Dawki indywidualne dla techników są najniższe i mniej więcej na tym samym poziomie dla każdej mierzonej wielkości, natomiast dla operatorów i pielęgniarek dawki na skórę są zdecydowanie najwyższe. Spowodowane jest to tym, że bardzo często dłonie znajdują się w pierwotnej wiązce promieniowania i nie są chronione przez żadne osłony. Natomiast to jak ważne jest stosowanie sprzętu ochronnego podczas pracy z promieniowaniem, pokazało porównanie dawek na całe ciało zmierzonych dawkomierzem na fartuchu i pod fartuchem ochronnym.

Nie stwierdzono istnienia korelacji pomiędzy dawkami indywidualnymi dla personelu a dawkami dla pacjenta. Wskazuje to na brak możliwości przewidzenia narażenia personelu na

podstawie wskazań z aparatury, na której wykonuje się zabieg i uświadamia, że stosowanie dozymetrii indywidualnej u pracowników pracujących z promieniowaniem jest konieczne.

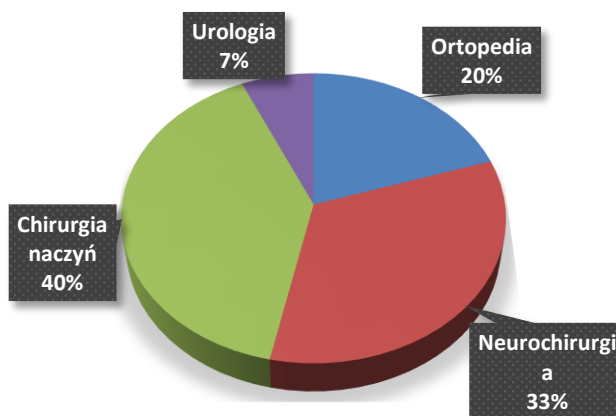
Próba znalezienia relacji pomiędzy dawką dla pacjenta a jego rozmiarami (wzrostem i wagą) wskazuje na istnienie, ale bardzo słabej korelacji ($R^2=0,30$). Grubsza warstwa tkanki wymusza wyższe (głównie mA) parametry ekspozycji. Skutkuje to oczywiście większą dawką promieniowania rozproszonego. Otyły chory generuje większe promieniowanie rozproszone niż szczupły, jednocześnie powstający obraz na ekranie ma gorsze właściwości optyczne, co wymusza zwiększenie częstości pulsacji w skopii i podwyższenie parametrów prądu kierowanego na anodę lampy RTG, co w końcowym efekcie skutkuje wyższymi dawkami [Garcarek & in., 2013].

Otrzymane wartości dawek indywidualnych na jednostkę P_{KA} potwierdziły, że najwyższe dawki na jednostkę P_{KA} mierzone są na dłoni, następnie dla soczewki oczu, najniższe natomiast dla dawkomierza pod fartuchem ochronnym.

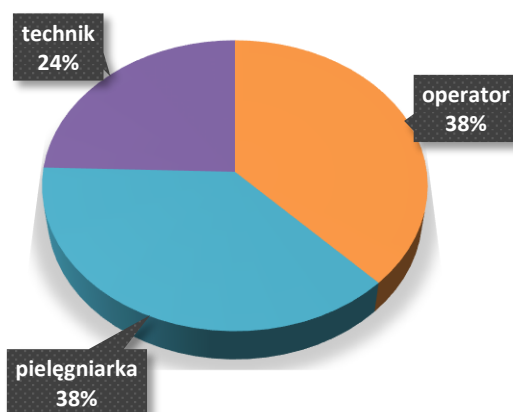
6.3. Dawki na soczewki oczu dla personelu medycznego w radiologii interwencyjnej

Dawki na soczewki oczu są nadal rzadko mierzone rutynowo za pomocą specjalnie dedykowanego i odpowiednio skalibrowanego dawkomierza. Głównym powodem jest brak odpowiednich wymogów w ustawie, a istnienie tylko rekomendacji. Celem pomiarów wykonanych w tej części pracy była: ocena dawek otrzymywanych przez personel wykonujący zabiegi radiologii interwencyjnej ze szczególnym zwróceniem uwagi na dawki na soczewki oczu i sprawdzenie czy istnieje możliwość szacowania dawek na soczewki oczu na podstawie odczytów dawek z dawkomierza na całe ciało czy dawkomierza pierścienkowego umieszczonego w różnych lokalizacjach. Oprócz tego oszacowano dawki roczne na soczewki oczu i sprawdzono czy możliwe jest tak jak czytamy w raporcie Międzynarodowej Komisji Ochrony Radiologicznej [ICRP 103, 2007], stosowanie wielkość $H_p(0,07)$ do oceny dawki na soczewki oka, gdy dawki $H_p(3)$ nie są mierzone.

Wśród zmierzonych procedur największą część (40% pomiarów) stanowiły procedury chirurgii naczyniowej, następną grupę stanowiła neurochirurgia (33% pomiarów), kolejno ortopedia (20% pomiarów) oraz urologia (7% pomiarów) (*Rysunek 6.21*). Pomiary przeprowadzono wśród operatorów (38% wyników), pielęgniarek (38% wyników) oraz techników (24% wyników) (*Rysunek 6.22*).



Rysunek 6.21. Procentowy udział poszczególnych sektorów medycznych wśród przeprowadzonych pomiarów dawek indywidualnych podczas zabiegów radiologii interwencyjnej.

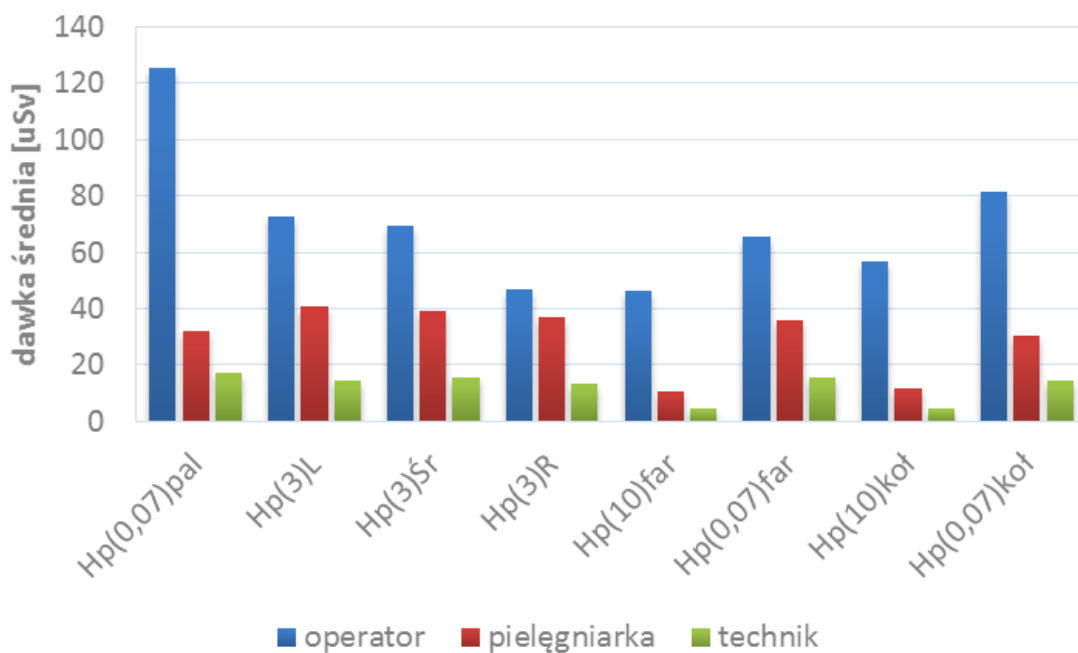


Rysunek 6.22. Procentowy udział danego personelu medycznego w przeprowadzonych pomiarach dawek indywidualnych podczas zabiegów radiologii interwencyjnej.

- **Ocena dawek w zależności od lokalizacji dawkomierza**

Rysunek 6.23 przedstawia średnie dawki dla różnych lokalizacji i wielkości indywidualnego równoważnika dawki Hp otrzymane podczas jednej procedury zmierzone dla personelu wykonującego zabiegi radiologii interwencyjnej. Najwyższe dawki otrzymano na dawkomierzu znajdującym się na palcu – mierzącym dawki na skórę Hp(0,07). Kolejno są to dawki zmierzone dawkomierzami ocznymi umieszczonymi na głowie oraz dawkomierzami znajdującymi się na kołnierzu. Najniższe dawki zmierzono dla dawkomierzy zlokalizowanych na fartuchu ochronnym.

Otrzymane wyniki, tak jak w rozdziale poprzednim potwierdzają fakt, że operatorzy są szczególnie narażeni na działanie promieniowania podczas wykonywania zabiegów. Dla tej kategorii pracowników najwyższą średnią dawkę zmierzono dawkomierzem pierścinkowym na palcu i wyniosła ona 125,5 $\mu\text{Sv}/\text{procedurę}$, a dla pozostałych lokalizacji dawkomierzy średnie wartości dawek nie spadają poniżej 40 $\mu\text{Sv}/\text{procedurę}$. W przypadku pielęgniarek najwyższe dawki otrzymano dla dawkomierza ocznego znajdującego się na lewej skroni: 41,0 $\mu\text{Sv}/\text{procedurę}$, a dla pozostałych lokalizacji są mniejsze niż 40 $\mu\text{Sv}/\text{procedurę}$. Technicy m.in z racji największej odległości od źródła promieniowania oraz pacjenta, będącego źródłem promieniowania rozproszonego otrzymują dawki najniższe. Dla wszystkich lokalizacji były one poniżej wartości 20 $\mu\text{Sv}/\text{procedurę}$.



Rysunek 6.23. Dawki średnie dla personelu medycznego w zależności od lokalizacji dawkomierza (oznaczenia: Hp(0,07)pal – dawka zmierzona dawkomierzem pierścinkowym umieszczany na palcu lewej ręki, Hp(3)L, Hp(3)Śr, Hp(3)P – dawki zmierzone dawkomierzem ocznym umieszczonym odpowiednio na lewej skroni, pomiędzy oczami i na prawej skroni, Hp(10)far, Hp(0,07)far-dawki zmierzone dawkomierzem na całe ciało i pierścinkowym umieszczonym na fartuchu ochronnym, Hp(10)koł, Hp(0,07)koł-dawki zmierzone dawkomierzem na całe ciało i pierścinkowym umieszczonym do pomiaru dawek na całe na kołnierzu ochronnym.

Ponadto w Tabeli 6.4 zestawiono uśrednione dawki dla danej lokalizacji dawkomierza, dawki maksymalne i procedurę podczas której je zmierzono. Maksymalne dawki na soczewki oczu otrzymano podczas zabiegu chirurgii naczyniowej, była to konkretnie angiografia tętnic biodrowych + PTA i wynosiły one odpowiednio 558,4 μSv ; 540,6 μSv ; 321,3 μSv dla dawkomierza na lewej skroni,

między oczami i prawej skroni. Natomiast maksymalna dawka na palec została zmierzona podczas procedury urologicznej: embolizacji żyłaków powrózka naczyniowego i wynosiła ona aż 868,8 μSv .

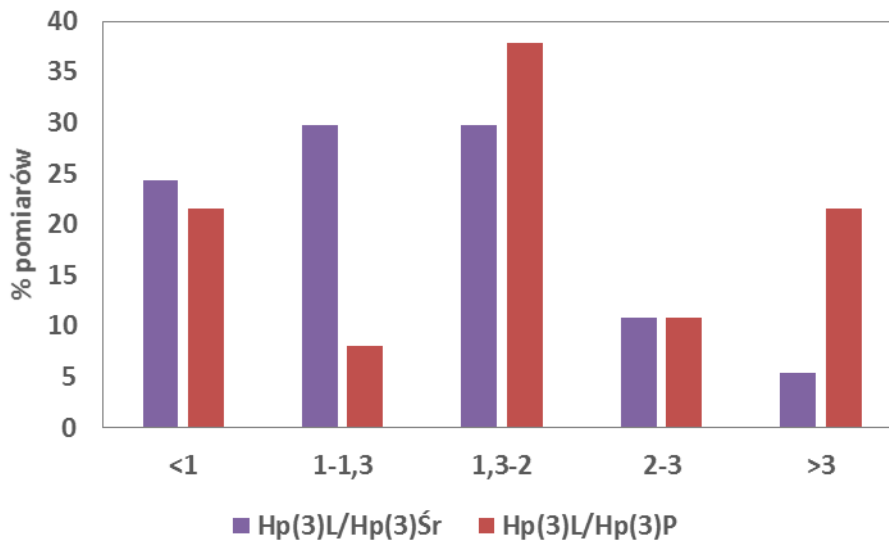
Tabela 6.4. Średnie oraz maksymalne dawki [μSv] otrzymane dla określonego obszaru anatomicznego.

	Hp(0,07)pal	Hp(3)L	Hp(3)Śr	Hp(3)R	Hp(10)far	Hp(0,07)far	Hp(10)koł	Hp(0,07)koł
dawka średnia	67,4	49,8	44,6	37,2	27,8	51,1	26,9	41,5
dawka maksymalna	686,8	558,4	540,6	321,3	235,7	288,6	228,1	289,5
procedura	Embolizacja żyłaków powrózka naczyniowego	Angiografia tętnic biodrowych+PTA			Embolizacja żyłaków powrózka naczyniowego	Angiografia tętnic biodrowych+PTA		
sektor medyczny	Urologia	Chirurgia naczyniowa			Urologia	Chirurgia naczyniowa		
pracownik					operator			

- **Rozkład dawek na soczewki oczu**

Na podstawie *Rysunek 6.23* zauważano, że dawki na soczewki oczu zmierzone dawkomierzami EYE-D™ w trzech różnych lokalizacjach, szczególnie dla operatorów różnią się znacząco. W tej części pracy poddano analizie oraz przedstawiono na wykresach tylko dawki zmierzone dla operatorów i pielęgniarek. Dla techników z racji tego, że stoją zazwyczaj na wprost źródła promieniowania, lokalizacja dawkomierza ocznego nie ma tak wielkiego znaczenia dlatego zostali wykluczeni z tej analizy.

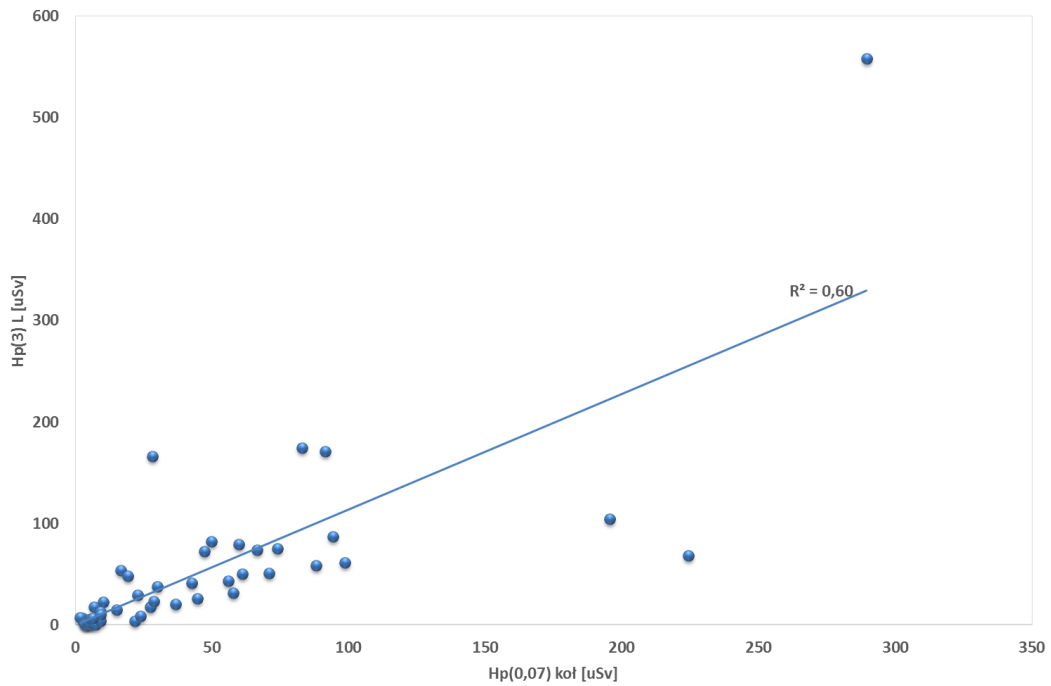
Stosunek dawek na soczewki oczu zmierzonych dawkomierzem znajdującym się na lewej skroni do dawkomierza znajdującego się między oczami oraz dawkomierza na prawej skroni przedstawia *Rysunek 6.24*. Dawki po lewej stronie są w 11 % ponad dwukrotnie wyższe niż te zmierzone pomiędzy oczami. W jednym przypadku, dawka ta była ponad 5 krotnie wyższa. Natomiast w ponad 22 % przypadków dawka na lewej skroni była ponad 3 krotnie wyższa od zmierzonej na prawej skroni. Średnio dawki na lewej skroni są 1,5 krotnie wyższe od dawek pomiędzy oczami oraz średnio 3,9 krotnie wyższe niż dawki na prawej skroni.



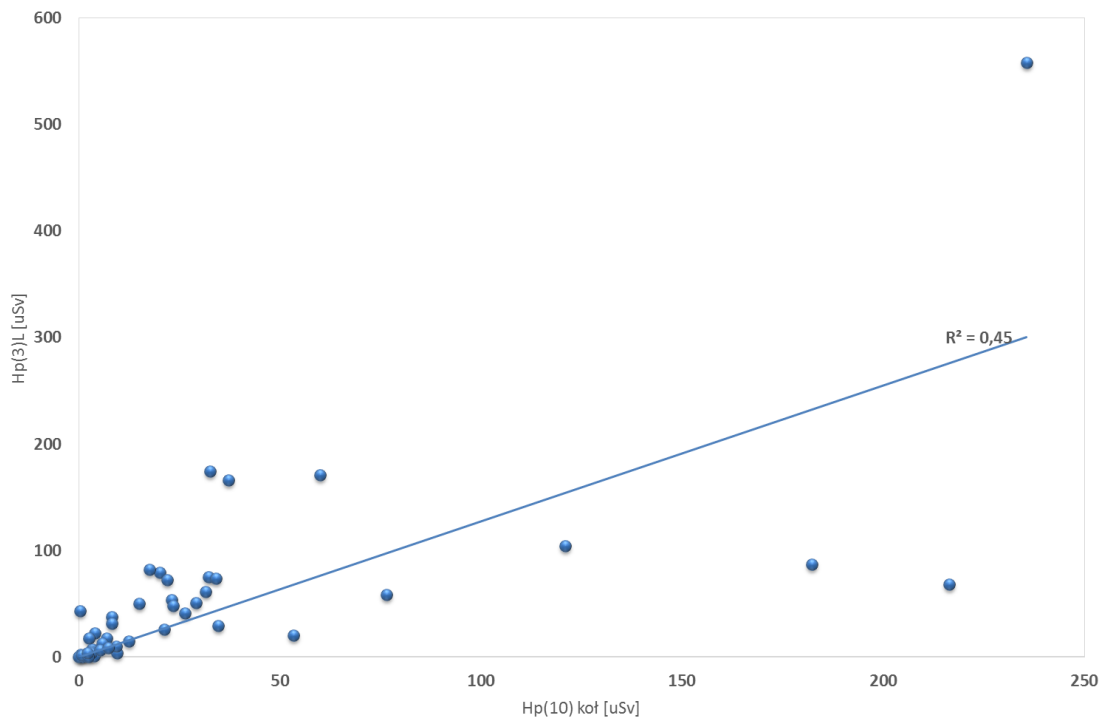
Rysunek 6.24. Rozkład stosunku dawek na soczewki oczu zmierzonych dawkomierzem ocznym EYE-D™ umieszczonym na lewej skroni do umieszczonego między oczami Hp(3)L/Hp(3)Śr, oraz umieszczonego na prawej skroni Hp(3)L/Hp(3)P .

- **Wzajemnie korelacje pomiędzy dawkami dla różnych lokalizacji dawkomierzy**

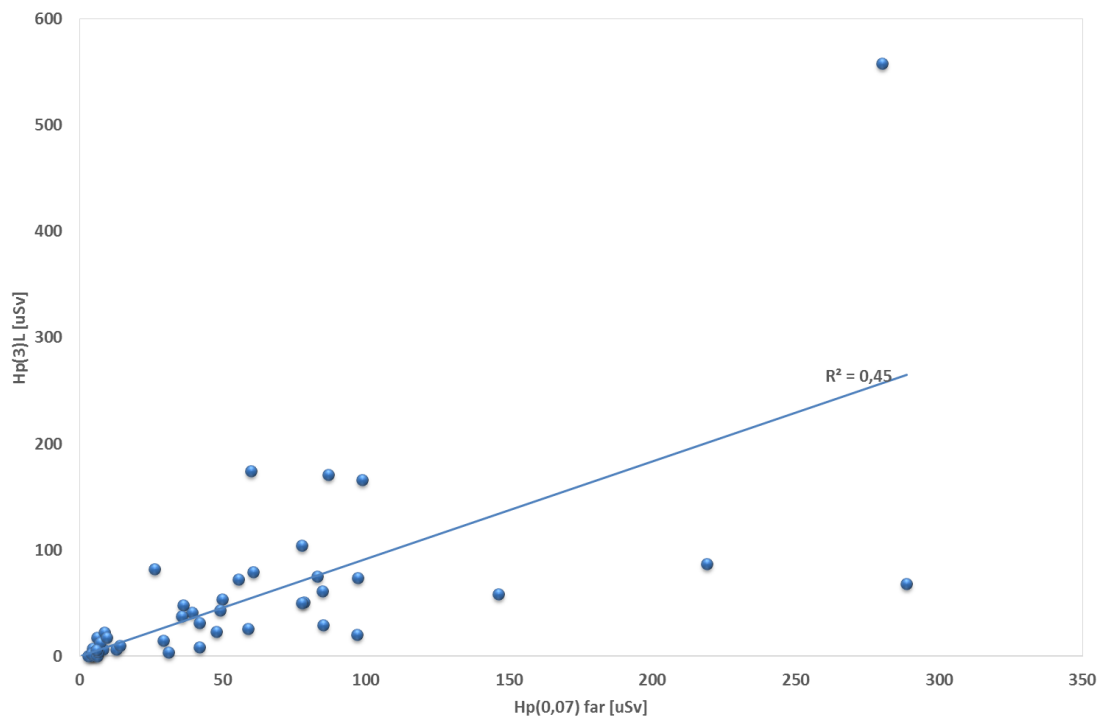
Wzajemne korelacje pomiędzy dawkami na soczewki oczu, otrzymanymi przy pomocy dawkomierza najlepiej odwzorowującego narażenie soczewek oczu - umieszczonego na lewej skroni, Hp(3)L a dawkami otrzymanymi w innych lokalizacjach przedstawiają *Rysunki Rysunek 6.25, Rysunek 6.26, Rysunek 6.27, Rysunek 6.28 oraz Rysunek 6.29*. Najlepszą korelację znaleziono dla dawkomierza pierścinkowego umieszczonego na kołnierzu – Hp(0,07)koł ($R^2=0,52$) oraz dawkomierza na całe ciało Hp(10)koł umieszczonego również na kołnierzu ochronnym ($R^2=0,42$). W pozostałych przypadkach korelacje wynosiły $R^2=0,30$; $R^2=0,42$; $R^2=0,40$ odpowiednio dla dawkomierza pierścinkowego na fartuchu ochronnym, dawkomierza na całe ciało na fartuchu ochronnym oraz dawkomierza pierścinkowego znajdującego się na lewej dłoni.



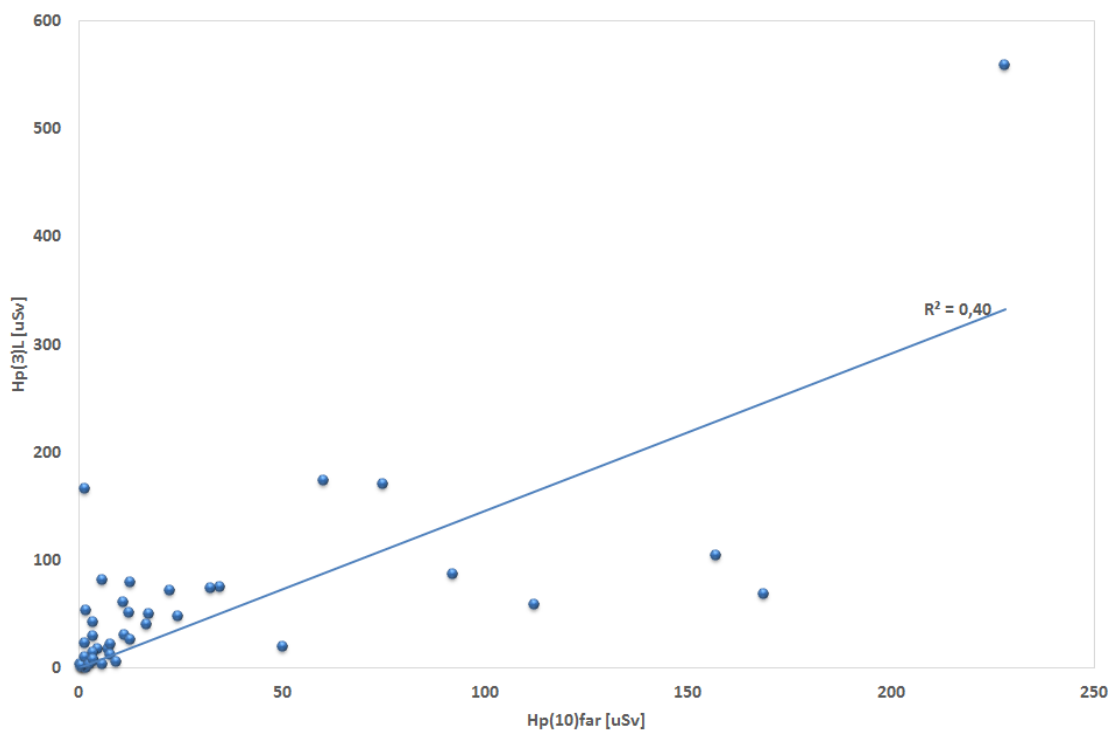
Rysunek 6.25. Dawki na soczewki oka, zmierzone na lewej skroni dawkomierzem EYE-D™ w zależności od dawki zmierzonej przy pomocy dawkomierza pierścieniowego umieszczonego na kołnierzu ochronnym.



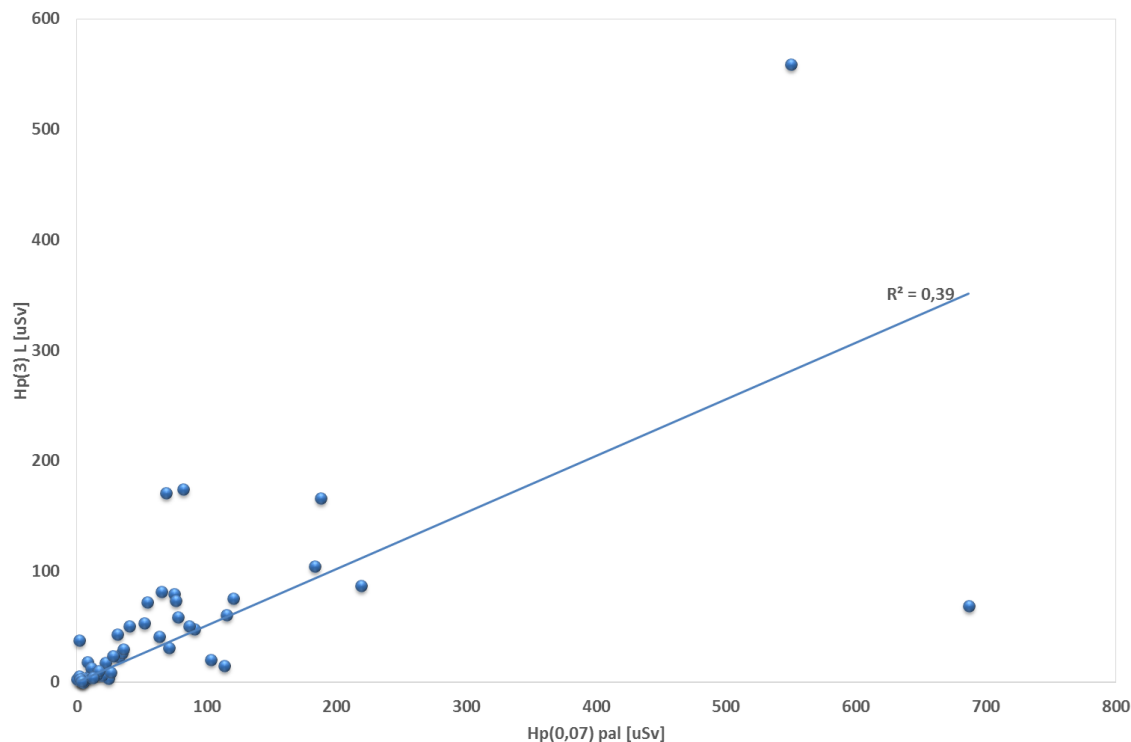
Rysunek 6.26. Dawki na soczewki oka, zmierzone na lewej skroni dawkomierzem EYE-D™ w zależności od dawki zmierzonej przy pomocy dawkomierza na całe ciało umieszczonego na kołnierzu ochronnym.



Rysunek 6.27. Dawki na soczewki oka, zmierzone na lewej skroni dawkomierzem EYE-D™ w zależności od dawki zmierzonej przy pomocy dawkomierza pierścieniowego umieszczonego na fartuchu ochronnym.



Rysunek 6.28. Dawki na soczewki oka, zmierzone na lewej skroni dawkomierzem EYE-D™ w zależności od dawki zmierzonej przy pomocy dawkomierza na całe ciało umieszczonego na fartuchu ochronnym.



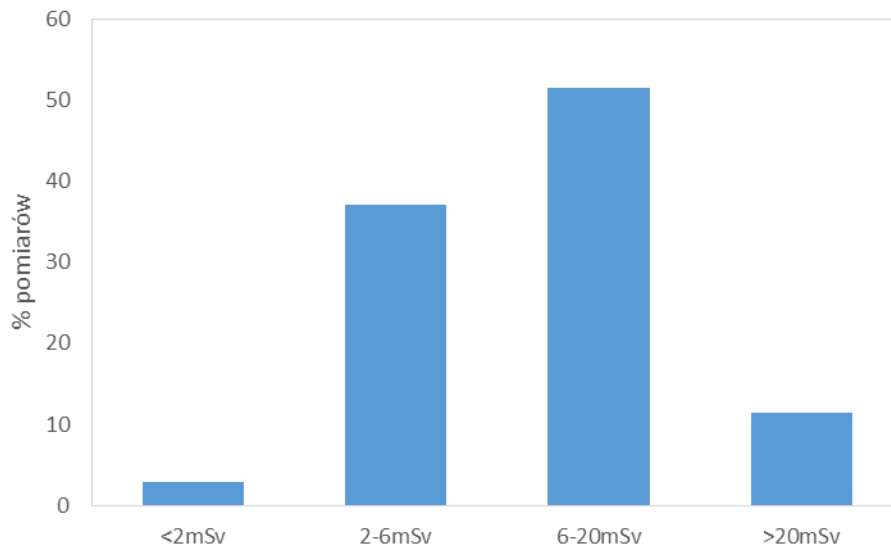
Rysunek 6.29. Dawki na soczewki oka, zmierzone na lewej skroni dawkomierzem EYE-D™ w zależności od dawki zmierzonej przy pomocy dawkomierza pierścionkowego umieszczonego na palcu lewej ręki.

- **Oszacowane dawki roczne na soczewki oczu**

Na podstawie informacji o średniej ilości procedur wykonywanych w miesiącu przez danego pracownika oszacowano roczne dawki na soczewki oczu, jakie mogą otrzymywać pracownicy radiologii i kardiologii interwencyjnej. Wyniki podzielono i przedstawiono w czterech zakresach dawek:

- dawki przekraczające roczny limit (20mSv),
- dawki większe od 3/10 rocznego limitu (6mSv) a niższe niż roczny limit,
- od 1/10 (2mSv) i 3/10 (6mSv) rocznego limitu,
- poniżej 1/10 rocznego limitu.

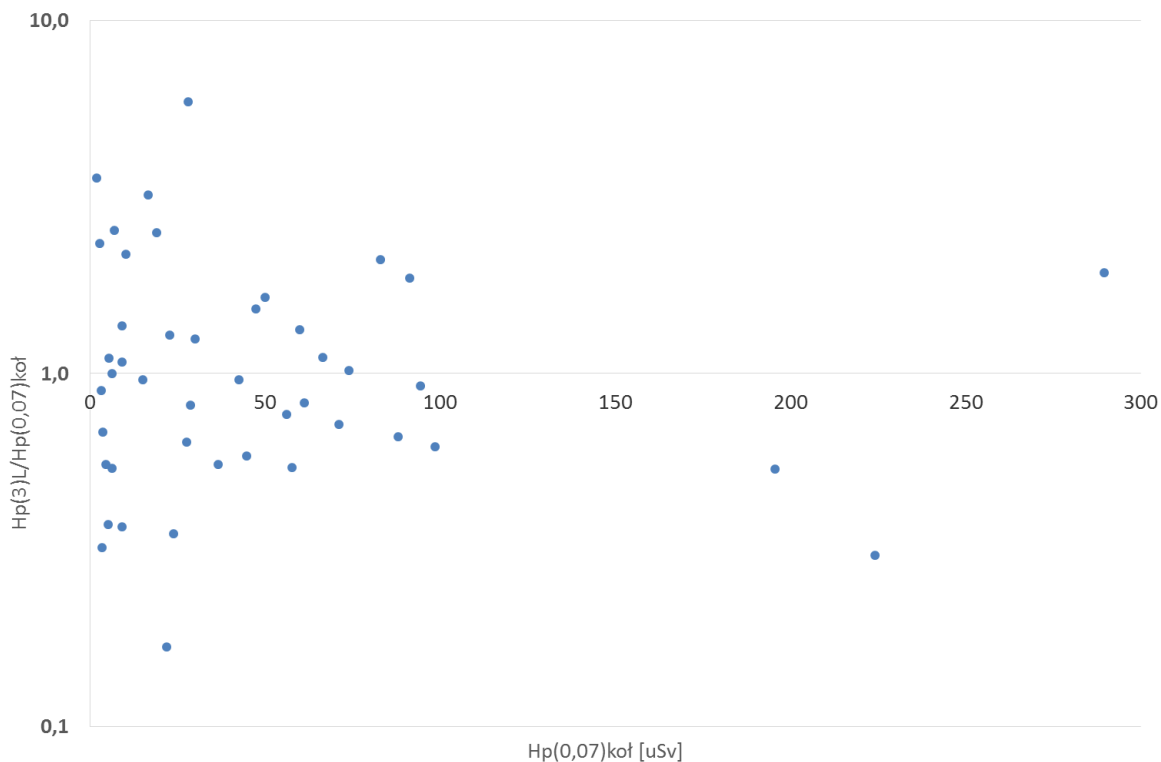
Rozkład oszacowanych dawek przedstawiono na *Rysunek 6.31*. Oszacowane wartości dawek wskazują, że aż 66 % pracowników może otrzymywać roczną dawkę powyżej 3/10 limitu rocznego. Co więcej, aż 12 % pracowników, może przekraczać nowy limit dawek na soczewki oczu.



Rysunek 6.30. Procentowy rozkład oszacowanych rocznych dawek na soczewki oczu.

- **Czy dawkomierz oczny jest konieczny?**

Aby porównać odczyty dawek Hp(0,07) zmierzonych przy pomocy dawkomierza umieszczonego przy kołnierzu ochronnym po lewej stronie z dawkami na soczewki oczu Hp(3) otrzymanych w dawkomierza noszonego na lewej skroni obliczono stosunek tych wielkości i przedstawiono na *Rysunek 6.30*. Jak oczekiwano istnieje duży rozrzut pomiędzy tymi wielkościami, szczególnie w zakresie bardzo niskich dawek. Ponadto te dwa dawkomierze nie znajdowały się dokładnie w tym samym miejscu. Jednakże biorąc pod uwagę tylko wartości powyżej 30 mSv, średni stosunek tych dawek wynosi 1,04.



Rysunek 6.31. Stosunek dawek na soczewki oczu zmierzonymi na lewej skroni, w porównaniu do dawek na skórę $Hp(0,07)kol$ zmierzonymi na kołnierzu ochronnym.

Podsumowując otrzymane wyniki, poziomy dawek indywidualnych dla pracowników przedstawione w niniejszej pracy wykazują dobrą zgodność wyników z danymi dostępnymi w literaturze. *Tabela 6.5* prezentuje otrzymane średnie dawki na soczewki oka na procedurę wraz z porównaniem z danymi literaturowymi. Zaobserwowane niewielkie różnice mogą wynikać z stosowaniem różnego sprzętu do zabiegu, doświadczenia operatora czy złożoności danego badania, stosowanych projekcji.

Z racji tego, że źródło promieniowania znajduje się po lewej stronie pracownika, dawki na soczewki oczu zmierzonej dawkomierzem znajdującym się na lewej skroni $Hp(3)L$ są najwyższe. Dla operatora są one średnio 50% wyższe niż zmierzone dawkomierzem ocznym umieszczonym na prawej skroni $Hp(3)R$. Pokazuje to jak bardzo ważne jest zakładanie dawkomierza w prawidłowym miejscu w celu jak najlepszej oceny dawek na soczewki oczu.

Najlepszą korelację pomiędzy dawkomierzem mierzącym dawki na soczewkę oka, a dawkomierzami na całe ciało i pierścinkowymi umieszczonymi w różnych lokalizacjach otrzymano dla dawkomierzy umieszczonych na kołnierzu ($R^2=0,60$). Korelacje te są najwyższe z racji najmniejszej odległości od dawkomierza ocznego.

Jak pokazują powyższe wyniki monitoring soczewek oczu jest konieczny w przypadku pracowników wykonujących procedury radiologii i kardiologii interwencyjnej, ponieważ u znaczącej części pracowników może występować przekroczenie rocznego limitu dawki na ten narząd. Dawkomierz mierzący dawkę Hp(0,07) noszony na kołnierzu ochronnym może być używany jako dobre przybliżenie dawki Hp(3) na soczewki oka w zakresie energii stosowanych w radiologii interwencyjnej.

Tabela 6.5. Porównanie dawek na soczewki oczu dla operatora podczas wykonywania zabiegów radiologii interwencyjnej uzyskanymi w pracy z dawkami dostępnymi w literaturze (w nawiasach podano zakres zmierzonych dawek).

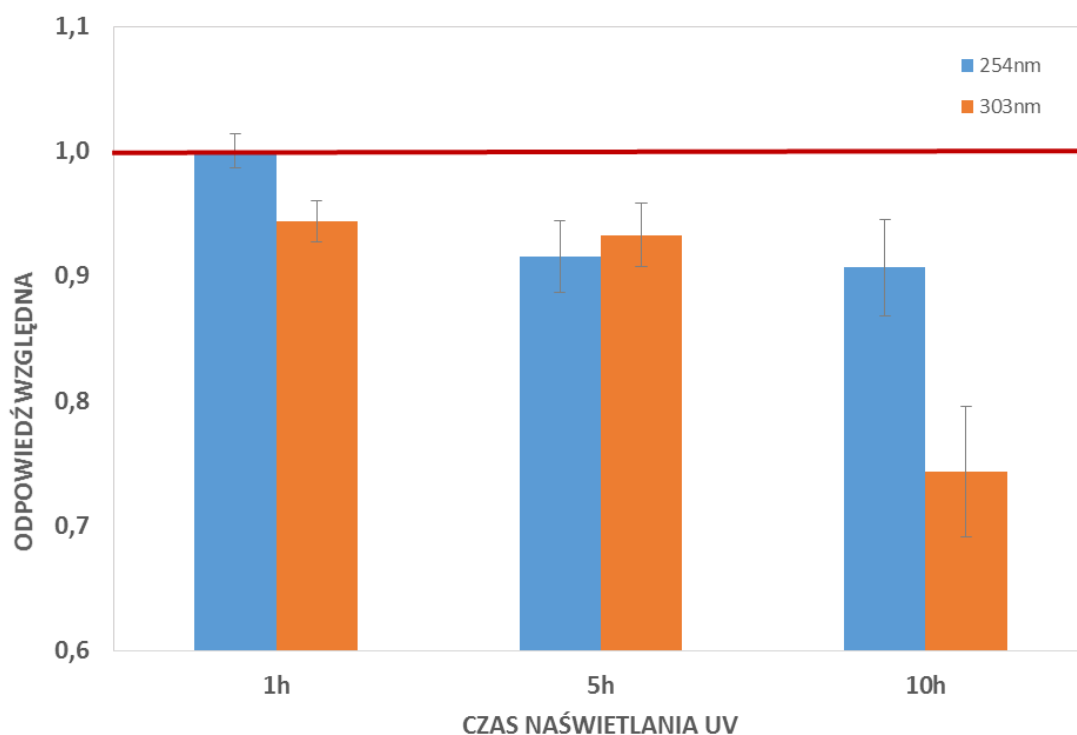
	Dawka na soczewki oczu [μ Sv]
Ta praca	73 (1÷558)
[Antic & in., 2013]	121 ± 84 (4,5 ÷ 370)
[Donadile & in., 2011]	52 ± 77 (4 ÷ 644)
[Kim & in., 2008]	170 ÷ 439
[Vano & in.,1998b]	170 (53 ÷ 460)
[Efstathopoulos & in., 2011]	13
[Bor & in., 2009]	72 (32÷107)
[Martin, 2011]	66 (5 ÷ 439)
[Pratt & Shaw, 1993]	15 ÷ 53

6.4. Wpływ czynników zewnętrznych na odczyt dawki w dawkomierzach ocznych EYE-D™

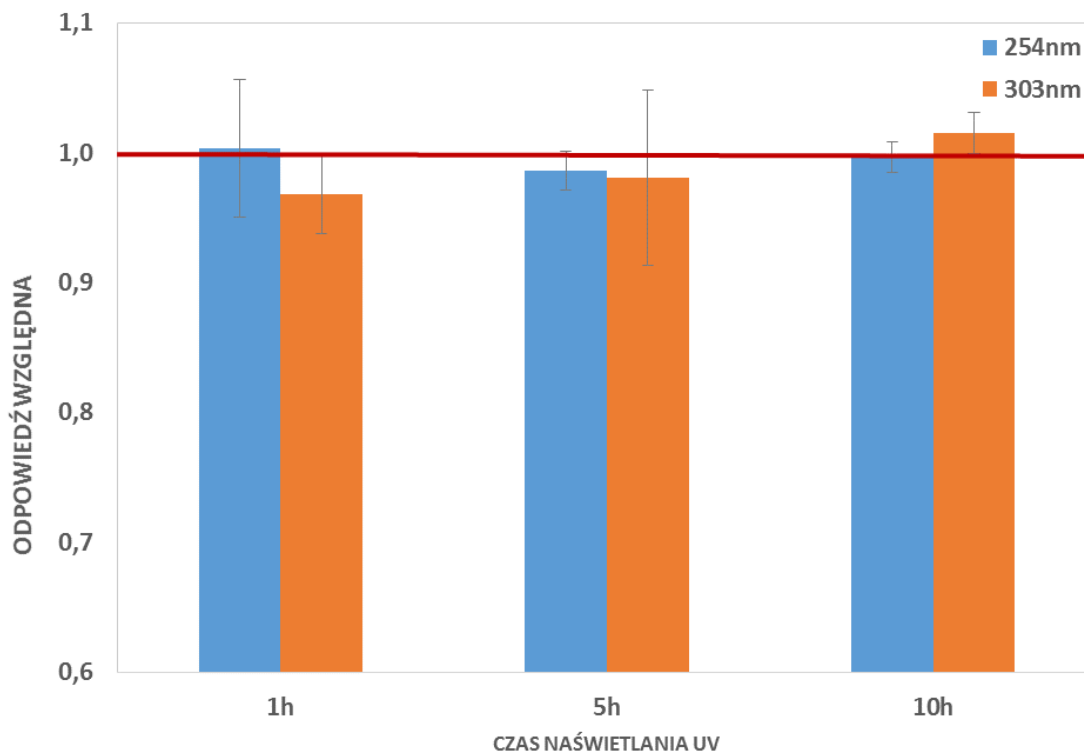
Celem tej części pracy było zbadanie potencjalnych problemów, które mogą wystąpić podczas stosowania dawkomierzy ocznych EYE-D™ w dozymetrii, w procesie sterylizacji promieniowaniem UV oraz pod wpływem działania światła słonecznego.

6.4.1. Wpływ sterylizacji dawkomierzy ocznych EYE-D™ na odczyt dawki

Rysunki Rysunek 6.32 i Rysunek 6.33 przedstawiają zmianę odpowiedzi dawkomierzy EYE-D™ z białą i czarną kapsułką poddanych ekspozycji na promieniowanie UV w stosunku do dawkomierzy referencyjnych, tzn. nie poddanych żadnej ekspozycji. W przypadku braku zmiany odpowiedzi dawkomierzy wartość ta wynosi 1 i oznaczono ją czerwoną linią na wykresach. W przypadku ekspozycji dawkomierzy EYE-D™ z białą kapsułką na promieniowanie UV o długości fali 254 nm, po 1 godzinie nie obserwujemy spadku sygnału, po 5 godzinach sygnał ten spada do 0,92 i po 10 godzinach do 0,91 wartości wzorcowej natomiast dla długości fali 303 nm po 1 godzinie naświetlania sygnał spada do 0,94, po 5 godzinach do 0,93, a po 10 godzinach tylko do 0,74 wartości wzorcowej (Rysunek 6.32). Ekspozycja dawkomierzy z czarną kapsułką nie spowodowała znaczącej zmiany w odpowiedzi (w granicach niepewności pomiarowej) tych detektorów na obie długości fali (Rysunek 6.33).



Rysunek 6.32. Odpowiedz detektorów EYE-D™ z białymi kapsułkami po ekspozycji na 2 długości promieniowania UV w funkcji czasu ekspozycji.



Rysunek 6.33. Odpowiedź detektorów EYE-D™ z czarnymi kapsułkami po ekspozycji na dwie różne długości promieniowania UV w funkcji czasu ekspozycji.

Podsumowując, otrzymane wyniki wskazują, że lepszym rozwiązaniem jeśli chodzi o ochronę przed wpływem działania promieniowania UV byłoby zastosowanie czarnych kapsułek na detektor w dawkomierzu EYE-D™. W ich przypadku nie obserwujemy znaczącej zmiany w odczycie dawki w przeciwieństwie do rutynowo stosowanych kapsułek białych, na których 10 godzinne działanie promieniowania UV spowodowało utratę 25% sygnału na detektorze. W konsekwencji pracownik, który użytkuje dany detektor może dostać informację o niższej dawce promieniowania niż w rzeczywistości mógł otrzymać.

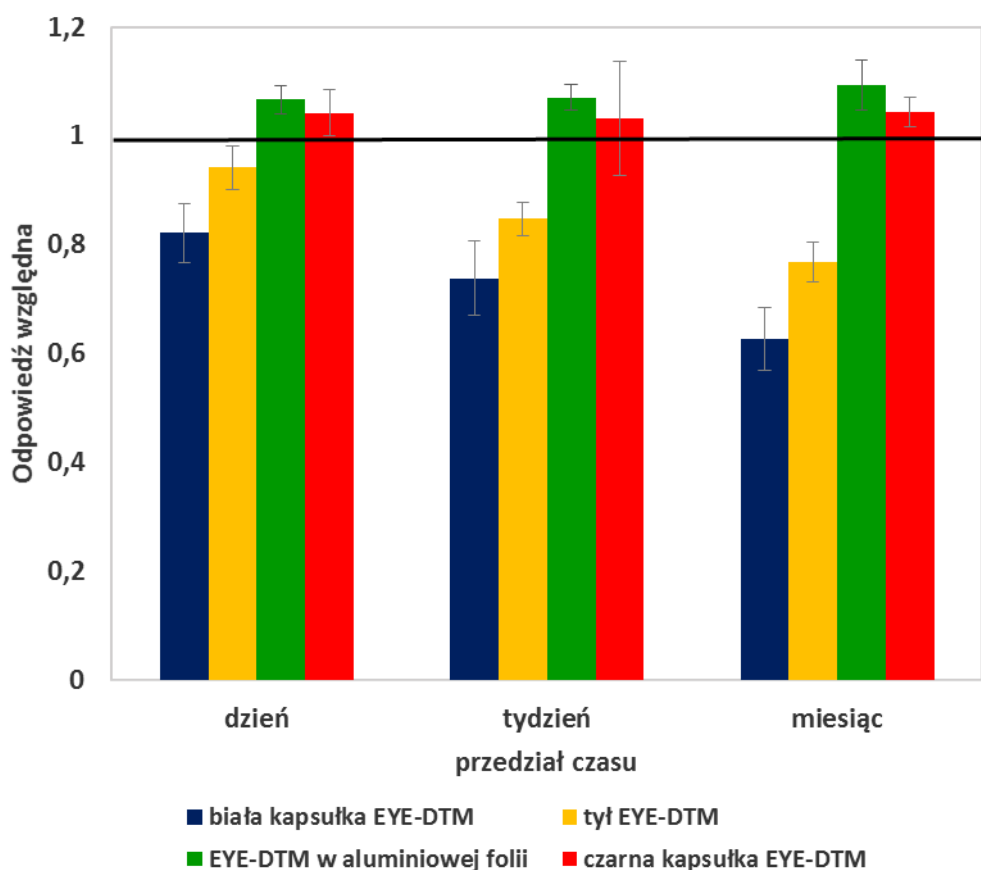
6.4.2. Określenie wpływu światła dziennego na odczyt dawki w dawkomierzach EYE-D™

Jednodniowa ekspozycja na słońce dawkomierza z białą kapsułką znajdującą się w miejscu, gdzie docierają promienie słoneczne spowodowała 18% spadek odpowiedzi detektora. Tygodniowa i miesięczna ekspozycja spowodowała odpowiednio 26% i 37% spadek odpowiedzi. W przypadku, gdy dawkomierz EYE-D™ leżał tyłem do światła słonecznego utrata sygnału była nieco niższa.

Dawkomierze, które były owinięte folią aluminiową, aby zbadać wpływ podwyższonej temperatury a jednocześnie wyeliminować wpływ promieni słonecznych, wykazały wzrost odpowiedzi na poziomie 7-9% w stosunku do detektorów kontrolnych. Natomiast dawkomierze z czarną kapsułką nie wykazują zmian w odpowiedzi (w granicach niepewności pomiarowej).

Tabela 6.6. Odpowiedź względna detektorów po ekspozycji na promieniowanie słoneczne.

	biała kapsułka EYE-D™	tył EYE-D™	EYE-D™ w aluminiowej folii	czarna kapsułka EYE-D™
dzień	0,82	0,94	1,07	1,04
tydzień	0,74	0,85	1,07	1,03
miesiąc	0,63	0,77	1,09	1,04



Rysunek 6.34. Odpowiedź względna detektorów po ekspozycji na promieniowanie słoneczne w funkcji czasu ekspozycji.

Podsumowując, również w sytuacji ekspozycji na słońce, zastosowanie czarnych kapsułek wydaje się być lepszym rozwiązaniem z uwagi na nieznaczną zmianę odpowiedzi detektorów znajdujących się w tej kapsułce. Z odczytów detektorów, które owinięte były folią aluminiową wnioskujemy, że podwyższona temperatura może wpłynąć na zawyżenie odczytu dawki z detektora ekspozowanego na słońce.

7. BADANIE ODPOWIEDZI DAWKOMIERZY EYE-DTM NA PROMIENIOWANIE BETA

Symulacje komputerowe stanowią dziś nierozłączną część nowoczesnej nauki. Zdarza się, iż sam eksperyment nie dostarcza pełnej informacji na temat badanego zjawiska więc w takiej sytuacji są one dużym wsparciem.

Pierwsze udokumentowane zastosowanie losowego pobierania próbek miało miejsce w 1777 roku do obliczenia całki przez Comte de Bufona [Comte, 1777]. Natomiast nazwa Monte Carlo pojawiła się w latach 40-tych XX wieku podczas prac nad modelowaniem zjawisk fizycznych, prowadzonych w Los Alamos, w ramach projektu budowy broni jądrowej. Obecnie metody Monte Carlo znalazły szerokie zastosowanie w rozwiązywaniu złożonych procesów fizycznych i matematycznych, w których pojawia się duża ilość zmiennych niezależnych, gdzie zastosowanie konwencjonalnych metod analitycznych byłoby niemożliwe.

Powstało wiele systemów komputerowych, opartych o metody Monte Carlo, służących do symulacji zjawisk transportu cząstek w ośrodku materialnym, np. MCNP, EGS, ETRAN, GEANT [Ljungberg & in.,1998]. Istotą metody Monte Carlo jest symulacja komputerowa procesu o charakterze losowym. Wielokrotnie imituje się dany proces i uzyskany wynik uznaje za wartość oczekiwaną wielkości występującej w tym procesie. Najczęściej posługiwane się metodą Monte Carlo sprowadza się do wykonania pewnej liczby niezależnych symulacji, w wyniku czego otrzymujemy różne wartości interesującej nas wielkości. Następnie obliczamy średnią arytmetyczną uzyskanych w ten sposób wartości, którą – jeśli tylko liczba symulacji jest wystarczająco duża – dzięki prawu wielkich liczb można traktować jako wartość oczekiwaną danej wielkości. Wartości wielkości fizycznej mają pewien rozkład, który zazwyczaj można opisać za pomocą jednej lub więcej funkcji matematycznych.

7.1. MONTE CARLO i metody obliczeniowe

W symulacjach Monte Carlo transportu promieniowania, historia cząstki traktowana jest jako pewna przypadkowa sekwencja, która kończy się oddziaływaniem, w którym owa cząstka zmienia kierunek ruchu, traci energię i czasami powoduje powstanie cząstek wtórnych. Uwzględnia się takie oddziaływania fotonu jak: efekt Comptona, efekt fotoelektryczny, produkcję par, rozproszenie Rayleigh'a. PENELOPE symuluje promienie X i elektrony Augera jako rezultat opróżnienia elektronów z powłok elektronowych K lub L i relaksacji poprzez zapętnianie wolnego miejsca elektronem z powłoki M. Liczby losowe są wykorzystywane do wyznaczenia zasięgu i losu cząstki przez porównanie prawdopodobieństwa oddziaływań w każdym obszarze modelowanej geometrii. Niepewność statystyczna może być tutaj niższa niż w pomiarach eksperymentalnych.

W pracy do symulacji transportu promieniowania użyto kodu PENELOPE ang. *PENetration and Energy Loss of Positrons and Electrons*, opartego na metodzie Monte Carlo. PENELOPE jest zbiorem procedur napisanych w języku Fortran, wykonującym symulacje Monte Carlo w połączonych reakcjach elektron - foton. Program posiada algorytmy potrzebne do symulacji fotonów, elektronów i pozytonów. Struktura kodu opiera się na modelach rozpraszania zawierających bazy danych z modelami wyznaczonymi analitycznie dla przekrojów czynnych różnego rodzaju interakcji promieniowania w zakresie energii 50 eV - 1 GeV.

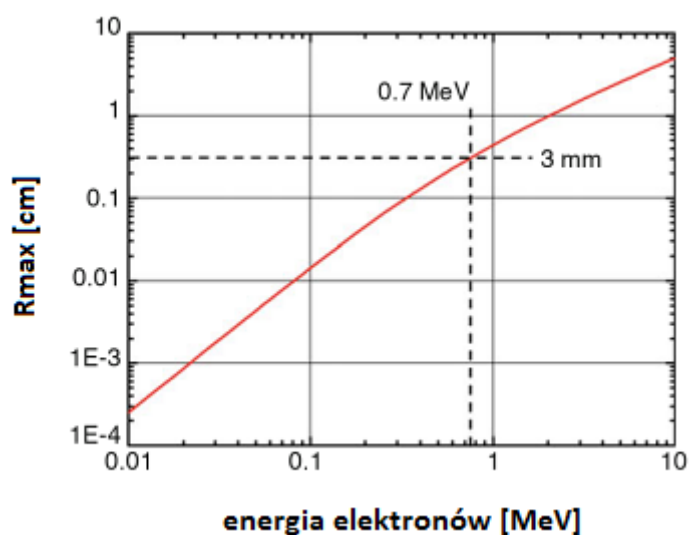
Program PENELOPE wymaga napisania głównego programu sterującego oraz trzech plików wejściowych, o określonej strukturze:

- geometria.geo - jest to plik zawierający kompletny model geometryczny, na którym zostanie wykonana symulacja. Geometrię zadaje się poprzez podanie parametrów odpowiadających powierzchniom ograniczającym daną komórkę. Definiowanie struktur geometrycznych zawiera się w niezależnym pliku i jest dołączane do kodu za pomocą procedury PENGEOM, która kontroluje symulację ruchu cząstek w poszczególnych komórkach ograniczonych płaszczyznami;
- material.mat – plik z informacjami na temat materiałów występujących w modelu. Na jego podstawie są liczone bądź uzyskiwane z bibliotek podstawowe dane fizyczne jak np. przekroje czynne. Plik MATERIAL jest tworzony przez użytkownika za pomocą programu MATERIAL. Program działa osobno i nie wymaga dodatkowych aplikacji. Program posiada w pamięci dane dla 279 gotowych materiałów, użytkownik może również zdefiniować nowy rodzaj materiału;
- symulacja.in – plik wykonawczy, definiujący m.in. źródło promieniowania, przypisuje materiały do poszczególnych części modelu geometrycznego, zawiera informacje o

rodzajach detektorów, nazwach plików, w których zapisywane są wyjściowe dane oraz czasie symulacji.

Pomiary odpowiedzi dawkomierzy indywidualnych od zewnętrznych pól promieniowania beta są trudne do wykonania i interpretacji. Idealnym rozwiązaniem wydaje się tutaj zastosowanie symulacji Monte Carlo transportu promieniowania i elektronów i fotonów [Rogers, 2006]. Symulacje te mogą dotyczyć lokalnych i globalnych właściwości pól promieniowania i energii przekazanej przez promieniowanie czy ciała ludzkiego, w celu powiązania lokalnie pochłoniętej dawki z rekomendowanymi przez ICRP wielkościami operacyjnymi, takimi jak Hp(d).

Chociaż w większości przypadków wkład promieniowania beta do całkowitej ekspozycji jest znacznie mniejszy niż fotonów, ma jednak duże znaczenie w takich dziedzinach jak medycyna nuklearna czy przemysł jądrowy [Szumska & in., 2013]. W tych warunkach istnieją przypadki, że dawkomierze indywidualne nie są w stanie dokładnie określić indywidualnej dawki równoważnej gdy padające promieniowanie beta było niskoenergetyczne lub padało pod dużymi kątami [Helmstädter & Ambrosi, 1998]. Elektrony są cząstkami naładowanymi o relatywnie krótkim zasięgu w tkance. Elektrony poniżej 0,7 MeV mają średni zasięg w tkance mniejszy niż 3 mm (Rysunek 8.1.), dlatego też nie docierają do soczewki oka [Mattsson, 2013].



Rysunek 8.1. Średni zasięg elektronów w tkance w zależności od energii elektronów [Mattsson, 2013].

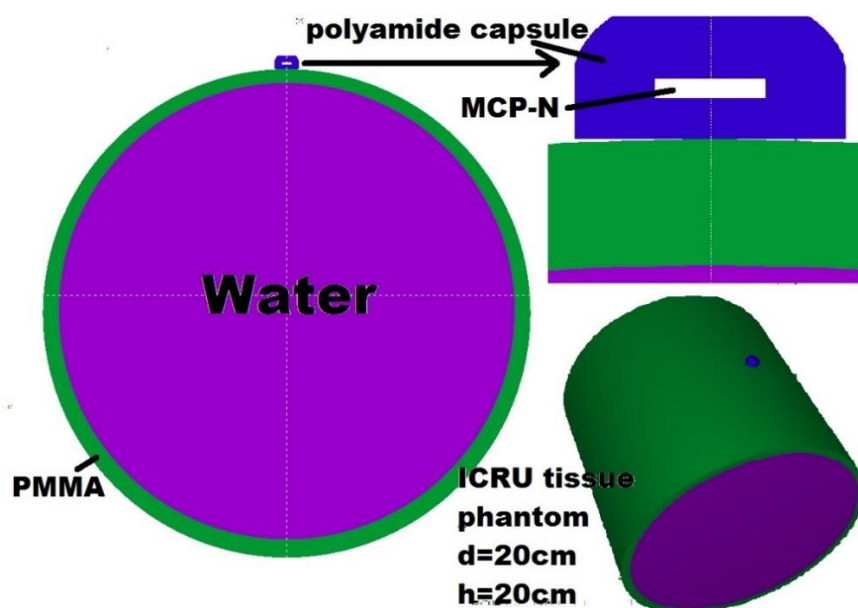
We wszystkich przeprowadzonych w tej pracy badaniach, pracownicy przebywali w polu promieniowania X. Dawkomierze oczne EYE-DTM jak dotąd nie były testowane w innych polach promieniowania. Pomiary i symulacje przeprowadzone w tej części pracy miały na celu przetestowanie możliwości użytkowania tych dawkomierzy w polu promieniowania beta, jak również jaki jest jego wkład do dawki indywidualnej.

Celem tej części pracy było zmierzenie odpowiedzi energetycznej i kątowej dawkomierza EYE-DTM w celu ustalenie jego przydatności w ocenie dawki Hp(3) w takich dziedzinach jak medycyna nuklearna i przemysł jądrowy, gdzie istnieje znaczny przyczynek promieniowania beta do rejestrowanej dawki.

7.2. Odpowiedź energetyczna i kątoowa dawkomierzy EYE-DTM na promieniowanie beta

- **Geometria**

W zakresie ochrony przed promieniowaniem w celu otrzymania dawki dla soczewek oczu stosuje się indywidualny równoważnik dawki, Hp(3). Jest on zdefiniowany jako równoważnik dawki w tkance na głębokości 3mm poniżej dawkomierza. Dla elektronów beta, Hp(3) jest równy dawce pochłoniętej, ponieważ współczynnik jakości dla tego rodzaju promieniowania jest równy jedności [Dietze & Alberts, 2004; ICRP 103, 2007]. Geometrię zastosowaną w tej części pracy przedstawia *Rysunek 7.1*. Na fantomie cylindrycznym z PMMA wypełnionym wodą o wysokości 20cm i średnicy 20cm, rekomendowanym przez ORAMED [Gualdrini & in., 2011], umieszczono detektor MCP-N (LiF:Mg,Cu,P) o wymiarach 4,5 mm x 0,9 mm w kapsule z poliamidu.



Rysunek 7.1. Fantom oraz dawkomierz EYE-DTM zastosowany w symulacjach Monte Carlo.

- **Symulacje**

Symulacje Monte Carlo przeprowadzono przy użyciu kodu PENELOPE. Do symulacji użyto widm promieniowania beta uzyskanych z elektronicznej bazy danych fizycznych [ICRP 107, 2008]. Baza ta zawiera informacje o 1252 różnych radionuklidach 97 pierwiastków. Symulacje odpowiedzi energetycznej i kątowej wykonano wyłącznie dla trzech źródeł beta promieniotwórczych, takich jak: P-32, K-42 i Sr-90/Y-90, ponieważ tylko te źródła stosowane w medycynie nuklearnej czy przemyśle jądrowym przekraczają swoim zasięgiem grubość 3mm w poliamidzie (substancji, z której składa się kapsułka na detektor) (Tabela 7.1).

Tabela 7.1. Maksymalna i średnia energia promieniowania oraz maksymalny zasięg beta emiterów stosowanych w medycynie nuklearnej i przemyśle jądrowym w poliamidzie [UCSD, 2012].

Źródło	Energia maksymalna [MeV]	Energia średnia [MeV]	Maksymalny zasięg promieniowania beta w poliamidzie [cm]
H-3	0,019	0,006	0,001
C-14	0,156	0,049	0,03
Ir-192	0,675	0,173	0,17
Tl-204	0,764	0,245	0,18
F-18	0,633	0,250	0,17
K-42	3,521	1,564	1,8
P-32	1,710	0,695	0,8
Sr-90/Y-90	0,546/2,284	0,196/0,935	1,1
Pm-147	0,224	0,061	0,26
I-131	0,606	0,192	0,3
Kr-85	0,687	0,251	0,25

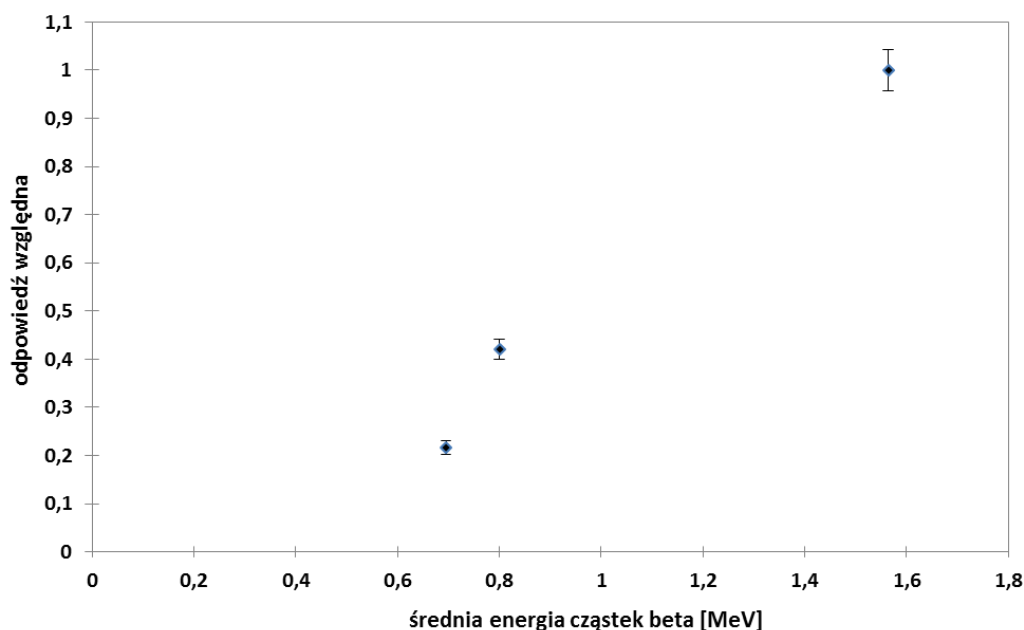
Zachowanie cząstek wtórnych, elektronów i pozytonów w PENELOPE, regulowane jest odpowiednio poprzez energie absorpcji EABS(1) i EABS(3), które wyznaczają energie, przy którym zakłada się że cząstki są zatrzymywane i absorbowane w medium. Interesującą wartością wyjściową z PENELOPE jest średnia energia depozycji w punktowej objętości. Wartość ta wyrażona w dżulach (J), podzielona przez masę odpowiadającą tej punktowej objętości wyrażonej w kg wyznacza nam dawkę pochłoniętą.

- **Symulacje odpowiedzi energetycznej detektora EYE-DTM**

W celu zbadania odpowiedzi energetycznej detektora MCP-N znajdującego się w dawkomierzu EYE-DTM fantom cylindryczny wraz z detektorami został naświetlony punktową wiązką stożkową o aperturze 0,5, co jest wystarczające, aby wiązka całkowicie objęła naświetlany detektor. Symulacje przeprowadzono dla fantomu znajdującego się w odległości 30 cm od źródła.

Rysunek 7.2 przedstawia uzyskaną odpowiedź energetyczną detektora EYE-DTM dla 3 różnych energii promieniowania beta. Wyniki zostały znormalizowane do odpowiedzi źródła o najwyższej energii średniej, K-42 czyli 1,564 MeV.

Otrzymane wyniki wskazują na silną zależność energetyczną odpowiedzi detektora na promieniowania beta. W zakresie energetycznym 0,695 MeV – 1,564 MeV odpowiedź spada prawie o 80 % w stosunku do odpowiedzi dla K-42.

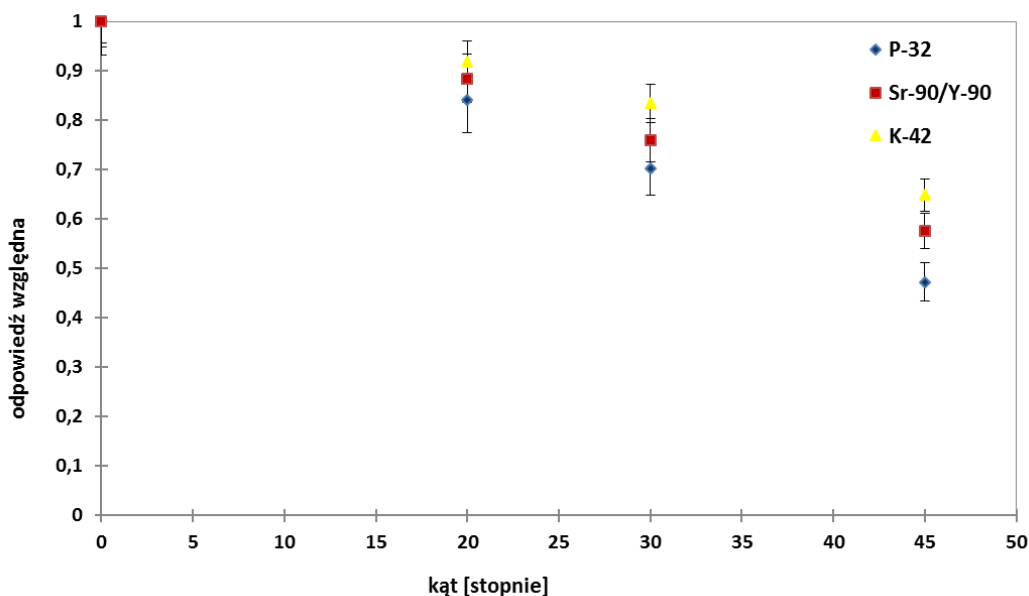


Rysunek 7.2. Zasymlowana odpowiedź detektorów dla Hp(3) po napromieniowaniu źródłami P-32 (0,695 MeV), Sr-90/Y-90 (0,935 MeV) i K-42 (1,564 MeV), znormalizowana do odpowiedzi źródła K-42.

- **Symulacje odpowiedzi kątowej detektora EYE-DTM**

W celu zbadania odpowiedzi kątowej detektora MCP-N znajdującego się w dawkomierzu EYE-DTM, przeprowadzono symulacje analogiczne jak w punkcie poprzednim, tym razem zmieniając kierunek padania promieniowania na detektor. Symulacje przeprowadzono dla kątów 0°, 20°, 30°, 45°.

Rysunek 7.3 przedstawia uzyskaną odpowiedź kątową detektora EYE-DTM dla 3 różnych energii promieniowania beta. Wyniki zostały znormalizowane do odpowiedzi dla kąta 0° dla danego pierwiastka. Jak widać, istnieje silna zależność kątowa. Przy zwiększaniu kąta padania odpowiedź detektora maleje dla wszystkich badanych emiterów beta. W zakresie kątowym 0°-45° obserwujemy spadek o ponad 50 %, co jest różnicą dużo większą niż w przypadku promieniowania X, gdzie w tym zakresie kątowym różnice w odpowiedzi detektorów EYE-DTM nie przekraczają 20 % [EUARADOS, 2012]. Zaobserwowano również, że tempo spadku odpowiedzi zależy od energii cząstek beta, dla promieniowania o wyższej energii spadek odpowiedzi wraz ze wzrostem kąta padania promieniowania jest wolniejszy niż dla promieniowania o niższej energii.



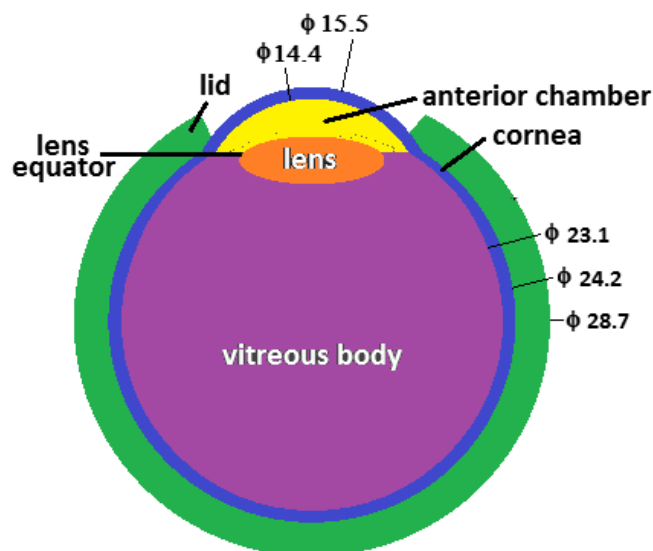
Rysunek 7.3. Zasymlowana odpowiedź kątowa po napromieniowaniu źródłami P-32, Sr-90/Y-90 i K-42 dla Hp(3), znormalizowana do odpowiedzi uzyskanej dla kąta 0°.

7.3. Odpowiedź kątowna soczewki oka na promieniowanie beta

Symulacje opisane w poprzednim punkcie przeprowadzono dla detektora dedykowanego do pomiarów dawek na soczewki oczu, EYE-DTM. W tej części przeprowadzono symulację odpowiedzi kątownej soczewki oka na promieniowanie beta, w celu porównania dawki zaabsorbowanej przez soczewkę oka pracownika wykonującego zabieg z dawką zaabsorbowaną przez detektor otrzymaną z przeprowadzonych powyżej symulacji. Symulacja ta jest również interesująca, ponieważ pracownik (a więc i soczewka oka) może być ustawiony pod kątem do padającego promieniowania.

- **Geometria**

Zastosowany model oka składał się z soczewki, komory przedniej, ciała szklanego, rogówki i twardówki (*Rysunek 7.4*). Geometria została zaimplementowana w oparciu o referencyjny model człowieka ICRP [ICRP 23, 1974] oraz na podstawie publikacji [Behrens & in, 2009]. Opisany model oka umieszczono pod kątami 0°, 20°, 30° i 45° w płaszczyźnie środkowej fantomu cylindrycznego.



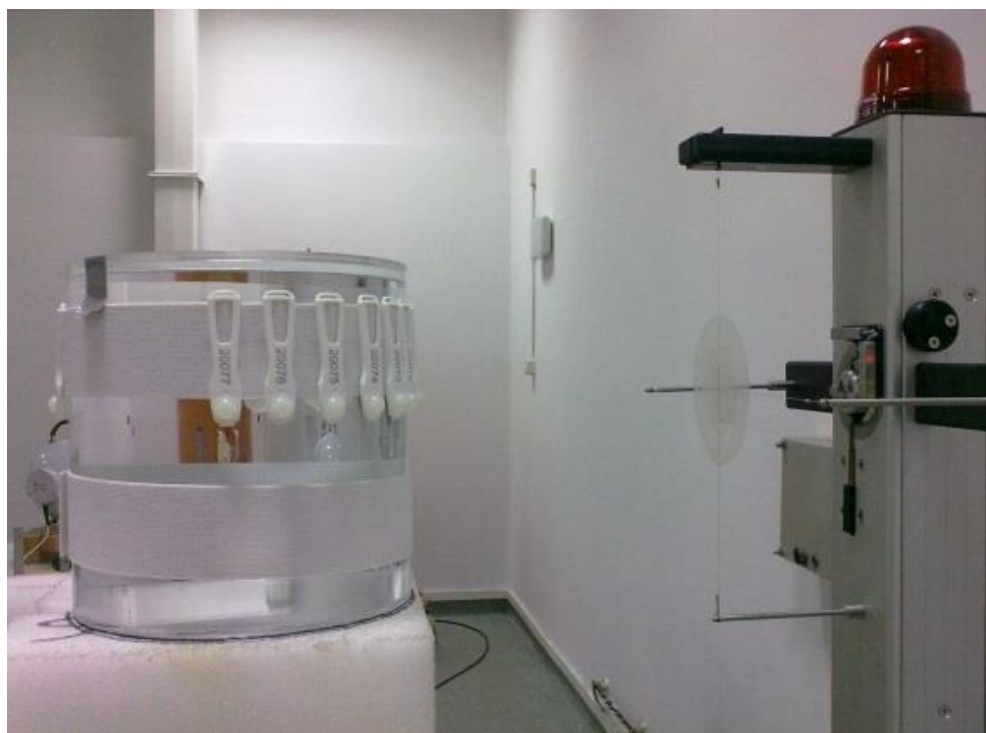
Rysunek 7.4. Model oka zastosowany w symulacjach Monte Carlo.

Otrzymane wyniki wraz z porównaniem wyników otrzymanych z symulacji w części poprzedniej oraz z wynikami pomiarów opisanych w rozdziale następnym przedstawia *Rysunek 7.5*.

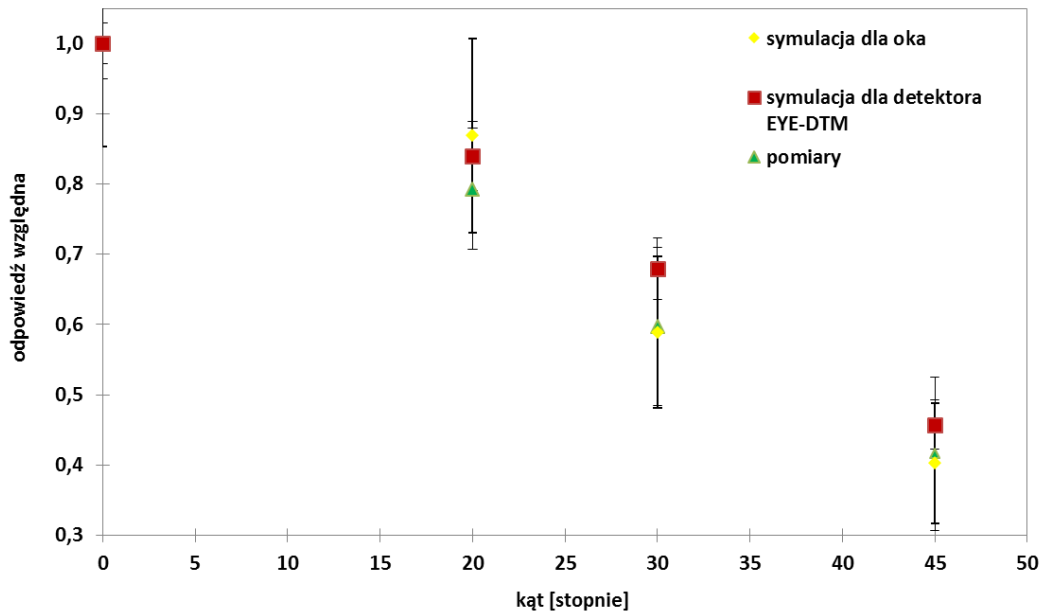
7.4. Porównanie wyników pomiarowych z wynikami z symulacji

Celem tej części było porównania wyników symulacji z pomiarami rzeczywistymi. Geometrię zastosowaną w pomiarach przedstawia *Fotografia 7.1*. Użyto zalecanego dla pomiarów Hp(3) fantomu cylindrycznego o średnicy 20 cm i wysokości 20 cm z 0,5 cm ściankami z polimetakrylanu metylu (PMMA), wypełnionego wodą. Dawkomierz EYE-DTM umieszczono na fantomie pod kątami: 0°, 20°, 30° i 45°. Kąty inne niż 0° są warte szczególnej uwagi, ponieważ pracownicy podczas trwania procedury obracają głowę co zmienia położenie dawkomierza względem wiązki promieniowania.

Dawkomierze EYE-DTM zostały naświetlone w Centralnym Laboratorium Ochrony Radiologicznej (CLOR) w Warszawie, źródłem Sr-90/Y-90 o aktywności 330 MBq z odpowiednim filtrem w celu zapewnienia jednorodności wiązki padającego promieniowania. Wszystkie odczyty normalizowano do dawkomierza położonego pod kątem 0°. Po naświetleniu dawkomierze zostały umieszczone w kasetach RADOS a następnie przygotowane i odczytane według standardowych procedur (*rozdział 4.6.5*).



Fotografia 7.1. Naświetlanie dawkomierzy w Laboratorium CLOR w Warszawie.



Rysunek 7.5. Porównanie odpowiedzi kątowych detektorów EYE-DTM zmierzonych w CLOR, zasymulowanych oraz zasymulowanej odpowiedzi oka. Wszystkie wyniki znormalizowano do odpowiedzi uzyskanej dla kąta 0°.

Jak wynika z wyników przedstawionych na Rysunek 7.5, dla wszystkich kątów padania promieniowania, dla których przeprowadzono pomiary i symulacje istnieje dobra zgodność (w zakresie niepewności). Jednak dla większych kątów (30° i 45°) pomiary i symulacje dla soczewki oka są prawie takie same, podczas gdy wyniki symulacji odpowiedzi detektorów EYE-DTM są nieco wyższe. Te wyniki wymagają dalszych badań, jednakże, obserwowane różnice mogą wynikać z zastosowania w pomiarach filtra, który stosuje się w celu zapewnienia jednorodności wiązki obejmującej cały fantom, którego nie symulowano w kodzie Monte Carlo. Innym czynnikiem może być fakt, że rozpraszanie i pochłanianie w powietrzu może też mieć wpływ i korekta odpowiedzi detektorów tylko ze względu na odległość jest niewystarczająca, dlatego symulacje te wymagają dalszych korekt i będą kontynuowane w przyszłości.

8. WNIOSKI

Zasadniczym celem pracy było wprowadzenie oraz przetestowanie nowej metody i dawkomierzy do pomiarów dawek na soczewki oczu. W ramach pracy dokonano szczegółowych pomiarów dawek promieniowania jonizującego oraz oceny narażenia pracowników w radiologii interwencyjnej - ze szczególnym uwzględnieniem dawek na soczewki oczu. Podjęto również próbę znalezienia innych wielkości dozymetrycznych rutynowo określanych podczas zabiegu, mogących posłużyć do oszacowania dawek na soczewki oczu dla pracowników. Dodatkowo w ramach pracy przetestowano wpływ czynników zewnętrznych na odczyt dawki za pomocą dawkomierzy EYE-D™ oraz zbadano możliwości ich zastosowania w polach promieniowania beta.

Zbadanie narażenia soczewki oka na promieniowania jonizujące stało się podstawą realizacji głównego celu pracy. Wykonane pomiary wykazały konieczność monitorowania dawek indywidualnych dla personelu wykonującego zabiegi radiologii interwencyjnej. W wyniku statystycznych analiz stwierdzono, iż dla dawek na soczewki oczu istnieje największe prawdopodobieństwo przekroczenia nowo rekomendowanego limitu dawki, w porównaniu do prawdopodobieństwa przekroczenia rocznych limitów dawek na całe ciało i dłonie.

Przeprowadzone eksperymenty pokazały, że dawki indywidualne dla pracownika oraz dawki dla pacjenta mogą różnić się znacząco, nawet dla tego samego typu wykonywanej procedury. Rozbieżności te wynikają z różnic w pozycji i ustawieniu lampy rentgenowskiej, doświadczenia i umiejętności operatora, jak również stosowanego protokołu zabiegu. Wielkość pacjenta oraz poziom skomplikowania zmiany również mają znaczenie.

W pracy wykazano istnienie słabej korelacji pomiędzy dawkami dla pacjenta, a dawkami dla pracowników, pokazując tym samym trudność w przewidzeniu lub oszacowaniu dawek indywidualnych otrzymanych przez personel na podstawie odczytów z przyrządów aktywnych do pomiarów dawek dla pacjentów. Również w literaturze nie ma jednoznacznej odpowiedzi na pytanie czy istnieją korelacje pomiędzy dawką dla pacjenta, a dawkami dla personelu medycznego. Z jednej strony istnieją badania potwierdzające ten związek [Vanhavere & in., 2011; Bor & in., 2009; Hausler & in., 2009; Vano & in., 2009], a z drugiej strony inne publikacje mówią, że ustanowienie korelacji nie jest możliwe [Krim & in., 2011; Domienik & in., 2011]. Również dla tego samego typu

procedury w literaturze znajdujemy duże rozpiętości w zmierzonych dawkach [Donadille & in., 2011]. Pomimo dużych trudności (z przyczyn opisanych powyżej) w porównywaniu wyników otrzymanych w ramach pracy do danych literaturowych otrzymane zakresy dawek wykazują zgodność z dawkami prezentowanymi w literaturze.

Przed pojawieniem się badań i publikacji o występowaniu zmętnienia soczewki oka w radiologii interwencyjnej oraz rekomendacji ICRP [ICRP 118, 2012] dotyczącej zmniejszenia dawki granicznej zdarzało się, iż dawkomierz umieszczany na kołnierzu był uważany za wystarczający do oceny narażenia na oczy. W celu sprawdzenia najlepszej metody szacowania dawek na soczewki oczu w przypadku, gdy dedykowana dozymetria oczna nie jest stosowana zbadano dawki w różnych lokalizacjach i za pomocą różnych typów dawkomierzy. Potwierdzono, że najlepszą, jednak nie idealną, metodą do oszacowania dawek na soczewki oczu jest zastosowanie dawkomierza pierścionkowego, mierzącego dawki Hp(0,07) i noszenie go na kołnierzu ochronnym. W literaturze również znajdują się wyniki wskazujące na dobrą korelację pomiędzy dawką na soczewkę oka, a dawką Hp(0,07) zmierzoną na kołnierzu ochronnym [Vanhavere, 2011; Martin, 2011; Clerinx & in., 2008; Behrsen & in., 2012]. Pozwala to tym samym na możliwość oszacowania dawki na soczewkę oka w zakresie energii fotonów stosowanych w radiologii interwencyjnej.

Dodatkowym wnioskiem uzyskanym z przeprowadzonych w ramach pracy pomiarów jest rozważenie zastosowania również w Polsce dodatkowego dawkomierza do monitorowania dawki na części ciała niechronione przez fartuch ochronny. Stosowanie podwójnej dozymetrii w radiologii interwencyjnej, opartej na wykorzystaniu dwóch dawkomierzy: jednego pod, drugiego na fartuchu ołowianym, jest powszechnie znaną koncepcją Międzynarodowej Komisji Ochrony Radiologicznej [ICRP 85, 2000] i powszechną praktyką w niektórych krajach europejskich.

Poprzez zbadanie rozkładu dawek na soczewki oczu w zależności od umiejscowienia dawkomierza EYE-D™ pokazano jak ważne jest prawidłowe użytkowanie i umieszczanie przez pracownika dawkomierzy po stronie, po której znajduje się lampa rtg.

Badając odpowiedź detektorów EYE-D™ wystawionych na działanie promieniowania UV oraz światła słonecznego zaobserwowano, że czynniki te mają istotny wpływ na intensywność sygnału termoluminescencyjnego, a co za tym idzie na dokładność oceny dawki promieniowania. Wykazano, iż pozostawienie dawkomierza w nieodpowiednim miejscu, w którym jest on narażony na silne działanie promieniowania słonecznego lub UV może wpływać na odczyt dawki, co może skutkować zawyżeniem lub zaniżeniem dawki promieniowania jaką rzeczywiście otrzymał dany pracownik. Dawkomierze EYE-D™ ze standardowymi, rutynowo stosowanymi białymi kapsułkami na detektor wykazały znaczące zmiany w odpowiedzi dawkowej po pozostawieniu ich na bezpośrednie działanie promieniowania UV oraz słonecznego. Lepsze wyniki uzyskano stosując

czarne kapsułki, ponieważ w ich przypadku działanie tych czynników ma mniejszy wpływ na odczyt dawki.

W ostatniej części pracy poprzez wykonanie symulacji Monte Carlo oraz bezpośredni pomiar zbadano energetyczną oraz kątową odpowiedź dawkomierzy EYE-D™ w polach promieniowania beta. Symulacje przeprowadzono przy pomocy kodu PENELOPE tylko dla trzech beta emitatorów: P-32, K-42 oraz Sr-90/Y-90, ponieważ te źródła stosowane w medycynie nuklearnej i przemyśle posiadają zasięg maksymalny w poliamidzie przekraczający grubość kapsułki na detektor w dawkomierzu EYE-D™ (3 mm). Wykazano znaczący wzrost odpowiedzi tych detektorów wraz ze wzrostem średniej energii promieniowania oraz znaczący spadek ich odpowiedzi wraz ze wzrostem kąta padania promieniowania. Porównanie wyników symulacji odpowiedzi detektorów EYE-D™ z pomiarami przeprowadzonymi w CLOR na źródle Sr-90/Y oraz symulacjami odpowiedzi soczewki oka, dla wszystkich kątów padania promieniowania, dla których przeprowadzono pomiary i symulacje pokazały dobrą zgodność otrzymanych wyników.

9. BIBLIOGRAFIA

- [Acosta & in., 2006] Acosta, R., Hoffmeister, L., Román, R., Comas M., Castilla, M., Castells, X. (2006) *Systematic review of population-based studies of the prevalence of cataracts*, Arch Soc Esp Oftalmol. 81(9): 509-16
- [Ainsbury & in., 2009] Ainsbury, E.A., Bouffler, S.D., Dorr, W., et al. (2009) *Radiation cataractogenesis: a review of recent studies*. Radiat. Res. 172: 1–9.
- [Antic & in., 2013] Antic, V., Ciraj-Bjelac, O., Rehani, M., Aleksandric S., Arandjic D. and Ostojic M. (2013) *Eye lens dosimetry in interventional cardiology: results of staff dose measurements and link to patient dose levels*, Radiat. Prot. Dosim. 154 (3): 276–284
- [Artvein, Web] <http://artvein.pl/a1343671296pol-Przeskorna-plastyka-balonowa.html>
- [Bałturkiewicz & Musiałowicz, 1999] Bałturkiewicz, Z., Musiałowicz, T. (1999) *100 lat ochrony przed promieniowaniem jonizującym*. Raport CLOR nr 136. Centralne Laboratorium Ochrony Radiologicznej, Warszawa
- [Behrens & in., 2009] Behrens, R., Dietze, G., Zankl, M. (2009) *Dose conversion coefficients for electron exposure of the human eye lens*, Physics in Medicine & Biology, 54 (13): 4069–4087
- [Behrens & in., 2012] Behrens, R., Engelhardt, J., Figel, M., Hupe, O., Jordan, M. and Seifert, R. (2012) *Hp(0.07) photon dosimeters for eye lens dosimetry: calibration on a rod vs. a slab phantom*. Radiat. Prot. Dosim. 148: 139–142
- [Bilski, 2001] Bilski, P. (2001) *Własności dozymetryczne termoluminoforu LiF:Mg,Cu,P, Praca doktorska*
- [Bilski, 2002] Bilski, P. (2002) *Lithium fluoride: from LiF:Mg,Ti TO LiF:Mg,Cu,P*, Radiat. Prot. Dosim. 100(1-4): 199–206
- [Boloncol, Web] <http://www.boloncol.com/boletin-21/una-causa-evitable-de-cancer-los-rayos-x.html>
- [Bor & in., 2009] Bor, D., Olgar, T., Onal, E., Caglan, A. and Toklu, T. (2009) *Assessment of radiation doses to cardiologists during interventional examinations*. Med. Phys. 36: 3730–3736
- [Bos, 2007] Bos, A.J.J. (2007) *Theory of thermoluminescence*, Radiat. Meas. 41: S45–S56.
- [Bouffler & in., 2012] Bouffler, S., Gilvin, P., Harrison, J. (2012) *Radiation-induced cataract: HPA response to the ICRP statement on tissue reactions and recommendation on dose limit for the eye lens*, Health Protection Agency Centre of Radiation, Chemical and Environmental Hazards,
- [Boyle, 1663] Boyle R. (1663) Register of the Royal Society, 213.
- [Brain, Web] Materiały dydaktyczne dla studentów kierunku Zastosowania Fizyki w Biologii i Medycynie, <https://brain.fuw.edu.pl/edu/>
- [Brant & Helms, 1998] Brant, W.E., Helms, C.A. (2008) *Podstawy diagnostyki radiologicznej*, Warszawa, wyd. Medipage (I-IV)
- [Brown, 1997] Brown, N.P. (1997) *The lens is more sensitive to radiation than we had believed*, Br. J. Ophthalmol. 81, 257.
- [Budzanowski & in., 1998] Budzanowski, M., Saez-Vergara, J.C., Gomez-Ros J.M., Romero-Guitierrez, A.M., Ryba E. (1998) *The fading of different peaks in LiF:Mg,Cu,P (MCP-N and GR-200A) TL detectors*, Radiat. Meas. 29 (3-4): 361–364

- [Budzanowski, & in. 2005] Budzanowski M., Bilski P. (2005) *Dosimetric properties of the TLD European Cards with high sensitive MCP-7 (7 LiF:Mg,Cu,P) thermoluminescence detectors for personal dosimetry*, Report IFJ No. 1964/D
- [Budzanowski & in., 2010] Budzanowski, M., Kopec R., Obryk B. and Olko P. (2011) *Dose Levels Of The Occupational Radiation Exposures In Poland Based On Results From The Accredited Dosimetry Service at The IFJ Pan, Krakow*, Radiat. Prot. Dosim, Vol. 144 (1-4): 107–110
- [Chalupecky, 1897] Chalupecky, H. (1897) *Ueber die wirkung der Roentgenstrahlen. Centralblatt fuer praktische Augenheilkunde* (J. Hirschberg Ed.), pp. 386–401. Veit, Leipzig.
- [Chen & McKeever, 1995] Chen, R and McKeever, S.W.S. (1995) *Theory of Thermoluminescence and Related Phenomena*, World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd. ISBN: 9810222955.
- [Chodick & in., 2008] Chodick, G., Bekiroglu, N., Hauptmann, M., Alexander, B.H., Freedman, D.M., Doody, M.M., Cheung, L.C., Simon, S.L., Weinstock, R.M., Bouville, A., Sigurdson A.J. (2008) *Risk of cataract after exposure to low doses of ionizing radiation: a 20-year prospective cohort study among US radiologic technologists*. Am J Epidemiol. 168(6): 620-31.
- [Ciraj-Bjelac & in., 2010] Ciraj-Bjelac, O., Rehani, M.M., Sim, K.H., Liew, H.B., Vano´, E., Kleiman, N.J. (2010) *Risk for radiation induced cataract for staff in interventional cardiology: is there reason for concern?* Catheter. Cardiovasc. Intervent. 76: 826–834.
- [Carlsson, 1965] Carlsson, C. (1965) *Integral Absorbed Doses in Roentgen Diagnostic Procedures. I. The Dosimeter* Acta. Radiol. Ther. Phys. Biol. 177: 310-326.
- [Comtede, 1777] Comtede Buffon, G. (1777) *Essai d'arithmetique morale. Supplement à l'Histoire Naturelle*, 4, Paris: de L'Imprimerie Royale
- [Clerinx & in., 2008] Clerinx, P., Buls, N., Bosmans, H. and de Mey, J. (2008) *Double-dosimetry algorithm for workers in interventional radiology*. Radiat. Prot. Dosim. 129: 321–327.
- [Cucinotta & in., 2001] Cucinotta, F.A., Manuel, F.K., Jone, J., Iszard, G., Murrey J., Djojonegro B., Wear M. (2001) *Space radiation and cataracts in astronauts*. Radiat Res.;156(5 Pt 1):460-6.
- [Daniels & in., 1953] Daniels, F., Boyd, C.A. and Saunders, D.F. (1953) *Thermoluminescence as a research tool*. Science 117: 343-349
- [Day & in., 1995] Day, R., Gorin, M.B., Eller, A.W. (1995) *Prevalence of lens changes in Ukrainian children residing around Chernobyl*. Health Phys. 68(5): 632-42.
- [Dietze & Alberts, 2004] Dietze, G., Alberts, W.G. (2004) *Why it is advisable to keep $W_R = 1$ and $Q = 1$ for photons and electron*, Radiat. Prot. Dosim, 109 (4): 297–302
- [Domienik & in., 2011] Domienik, J. et al. (2011) *Extremity and eye lens doses in interventional radiology and cardiology procedures: first results of the ORAMED project*. Radiat. Prot. Dosim. 144: 442–447
- [Donadille & in., 2011] Donadille, L. et al. (2011) *Staff eye lens and extremity exposure in interventional cardiology: Results of the ORAMED project*. Radiat. Meas. 46: 1203–1209
- [Dotter & Judkins, 1964] Dotter, C.T., Judkins M.P. (1964) *Transluminal treatment of arteriosclerotic obstruction. Description of a new technic and a preliminary report of its application*. Circulation, 30, 654
- [Duggan & in., 2000] Duggan, L. Kron T., Budzanowski M., Przegietka K., Reitsema, N., Wong, J. (2000) *Comparison of the Light Sensitivity of LiF: Mg, Cu, P, LiF: Mg, Ti, and Al₂O₃C*, Radiat. Meas. 32 (4): 335–342
- [Dz.U., 2006] Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 7 kwietnia 2006 r. Dz. U. 2006.75.528
- [Dz.U., 2007] Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 2 lutego 2007 r. Dz. U. 2007.24.161.
- [Dz.U., 2008] Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 27 marca 2008 r. Dz. U. 2008.59.365
- [Dz.U., 2008] Ustawa z dnia 5 grudnia 2008 r. o zapobieganiu oraz zwalczaniu zakażeń i chorób zakaźnych u ludzi. Dziennik Ustaw Nr 234/2008 Poz. 1570
- [Dz.U., 2011] Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 18 lutego 2011 r. Dz.U.11.51.265
- [Garcarek & in., 2013] Garcarek, J., Falkowski, A., Janczak, D., Weyde, W. (2013) *Radiation hygiene in interventional radiology suite*, Postepy Hig Med Dosw (online), 67: 1391-1396
- [Efstathopoulos & in., 2011] E.P. Efstathopoulos, I. Pantos, M. Andreou, A. Gkatzis, E. Carinou, C. Koukorava, N.L. Kelekis, E. Brountzos, (2011) *Occupational radiation doses to the extremities and the eyes in interventional radiology and cardiology procedures*, Br J Radiol. 84 (997): 70–77

- [Encyklopedia, 1987] Praca zbiorowa, 1987. Ilustrowana encyklopedia dla wszystkich Fizyka. Wydawnictwo Naukowo-Techniczne.
- [EURADOS, 2012] ORAMED: Optimization of Radiation Protection of Medical Staff, Vanhavere F., EURADOS Report 2012-02, ISSN 2226-8057, ISBN 978-3-943701-01-2
- [Euratom, 2013] DYREKTYWA RADY 2013/59/EURATOM z dnia 5 grudnia 2013 r. ustanawiająca podstawowe normy bezpieczeństwa w celu ochrony przed zagrożeniami wynikającymi z narażenia na działanie promieniowania jonizującego oraz uchylająca dyrektywy 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom i 2003/122/Euratom
- [Fortfar, Web] Fortfar, J Colin, Choroby serca; Tłumaczenie: Andrzej Stanke, <http://www.jestemchory.pl/chapter.via?id=95&fraz=angioplastyka>
- [Furetta & Weng, 1998] Furetta C., Weng P.S. (1998) *Operational Thermoluminescence Dosimetry World Scientific Publishing*. Co.Pte.Ltd, Singapur.
- [Gostkowska, 2003] Gostkowska B. (2003) *Ochrona radiologiczna, wielkości jednostki i obliczenia*, Centralne Laboratorium Ochrony Radiologicznej, Warszawa
- [GUM, 1996] International Vocabulary of Basic and General Terms in Metrology, ISO, 1993
- [Gualdrini & in., 2011] Gualdrini G. et al. (2011) *A new cylindrical phantom for eye dosimetry development*. Radiat. Meas. 46(11):1231-1234. No. 1-4, pp. 145-148.
- [Gualdrini & in., 2013] Gualdrini, G., Bordy, J.M., Daures, J., Fantuzzi, E., Ferrari, P., Mariotti, F., Vanhavere, F. (2003) *Air kerma to HP(3) conversion coefficients for photons from 10 keV to 10 MeV, calculated in a cylindrical phantom*, Radiat Prot Dosimetry; 154(4): 517-21.
- [Greening, 1985] Greening, J.R. (1985) *Fundamentals of Radiation Dosimetry*, Medical Physics Handbooks 15, Adam Hilger Ltd., Bristol.
- [Hall & in., 1999] Hall, P., Granath, F., Lundell, M., Olsson, K., Holm, L.E. (1985) *Lenticular opacities in individuals exposed to ionizing radiation in infancy*. Radiat Res. 152(2): 190-5.
- [Helmstädter & Ambrosi, 1998] Helmstädter, K., Ambrosi, P. (1998) *Problems at the development of personal beta-particle*, PTB Report Dosimetry, 29
- [Hemodynamika, Web] Centrum Medycznego Kształcenia Podyplomowego, <http://www.hemodynamika.com.pl/>
- [Hausler & in., 2009] Hausler, U., Czarwinski, R. and Brix, G. (2009) *Radiation exposure of medical staff from interventional x-ray procedures: a multicentre study*. Eur. Radiol. 19: 2000-2008
- [Hirshfeld & in., 2004] Hirshfeld, J.W. et al. (2004) *ACCF/AHA/HRS/SCAI clinical competence statement on physician knowledge to optimize patient safety and image quality in fluoroscopically guided invasive cardiovascular procedures* J Am Coll Cardiol.; 44(11): 2259-2282.
- [Howart, Web] <http://www.physics.howard.edu/students/Mitaire.htm>
- [IAEA, 2012] IAEA, 2012. Radiation Protection of Patients (RPOP). International Atomic Energy Agency. Available at: https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/InformationFor/HealthProfessionals/5_Interventional-Cardiology/index.htm#IntCardFAQ09
- [IAEA, Web] https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/InformationFor/HealthProfessionals/6_OtherClinicalSpecialities/radiation-cataract/Radiation-and_cataract.htm
- [ICRP 23, 1974] International Commission on Radiological Protection (1974) *Report of the Task Group on Reference Man*, Publication 23
- [ICRP 26, 1977] International Commission on Radiological Protection (1977) *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 26. Ann of the ICRP, 1(3)
- [ICRP 60, 1990] International Commission on Radiological Protection (1990) *Recommendations of the ICRP*. ICRP Publication 60. Ann of the ICRP, 21(1-3). Pergamon Press, Oxford
- [ICRP 85, 2000] International Commission on Radiological Protection (2000) *Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures*. Publication 85. Ann. ICRP 30 (2).

- [ICRP 103, 2007] International Commission on Radiological Protection (2007) *Recommendations of the International Commission on Radiological Protection 103*, Pergamon Press, Oxford
- [ICRP 107, 2008] ICRP (2008) *Nuclear decay data for dosimetric calculations*, Annals of the ICRP, 38 (3) ICRP publication 107
- [ICRU 7, 1954] International Commission on Radiation Units and Measurements (1954) *Recommendations of the International Commission on Radiological Units*. Seventh International Congress of Radiology, Copenhagen.
- [ICRU 39, 1985] International Commission on Radiation Units and Measurements (1985) *Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources*. ICRU Report 39, ICRU Publications: Bethesda (MD)
- [ICRU 43, 1988] International Commission on Radiation Units and Measurements (1988) . *Measurement of Dose Equivalents from External Radiation Sources, Part 2*. ICRU Report 43, ICRU Publications: Bethesda (MD)
- [ICRU 51, 1993] International Commission on Radiation Units and Measurements (1993) . *Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry*. ICRU Report 51, ICRU Publications: Bethesda
- [ICRU 60, 1998] International Commission on Radiation Units and Measurements (1998) . *Fundamental quantities and units for ionizing radiation*, ICRU report 60.
- [ICRU 66, 2001] International Commission on Radiation Units and Measurements (2001) . *Determination of Operational Dose Equivalent Quantities for Neutrons*. ICRU Report 66, Journal of ICRU 1(3)
- [ICRU 74, 2005] International Commission on Radiation Units and Measurements (2005) *Patient dosimetry for x rays used in medical imaging*. ICRU Report 74. J ICRU 2005; 5:1–113.
- [IEC, 2000] International Electrotechnical Commission. (200) *Report 60601 medical electrical equipment—part 2-43: particular requirements for the safety of x-ray equipment for interventional procedures*. Geneva
- [ISO 4037-1, 1996] International Organization for Standardization, ISO 4037-1 (1996) *X and gamma reference radiation for calibrating dosimeters and doserate meters and for determining their response as a function of photon energy. Radiation characteristics and production method*. Geneva 1996
- [Jodłowski & Ostachowicz, 2006] Jodłowski, P., Ostachowicz, J. (2006), *Dozymetria promieniowania X, Instrukcja do ćwiczeń laboratoryjnych*; WFiTJ AGH http://www.ftj.agh.edu.pl/zrp/lab_do/cw_do/cw_doX.pdf
- [Kahn & in., 1977] Kahn, H.A., Leibowitz H.M., Ganley J.P., Kini M.M., Colton T., Nickerson R.S., Dawber T.R. (1977) *The Framingham Eye Study. II. Association of ophthalmic pathology with single variables previously measured in the Framingham Heart Study*. Am J Epidemiol 106: 33–41
- [Kardioserwis, Web] Serwis pod opieką Wielkopolskiego Stowarzyszenia Lekarzy Kardiologów, http://www.kardioserwis.pl/page.php/1/0/show/158/Angioplastyka_t%C4%99tnic_wie%C5%84cowych_balonikowanie_stent_PTCA.html
- [Kaźmierczak, Web] Kaźmierczak J., *Choroba wieńcowa* Materiał edukacyjny dla pacjenta,
- [Kevles & Camden, 1996] Kevles, B.H. Camden, N.J. (1996) *Naked to the Bone Medical Imaging in the Twentieth Century.*: Rutgers University Press, pp19-22. ISBN 0813523583
- [Kim & in., 2008] Kim, K.P, Miller, D.L., Balter, S., et al. (2008) *Occupational radiation doses to operators performing cardiac catheterization procedures*. Health Phys; 94: 211–227.
- [Kleiman & in., 2007] Kleiman, N.J., David, J., Elliston, C.D., et al. (2007) *Mrad9 and Atm haploinsufficiency enhance spontaneous and X-ray-induced cataractogenesis in mice*. Radiat. Res. 168: 567–573.
- [Klein & in., 1993] Klein, B.E., Klein, R., Linton KL, Franke T. (1993) *Diagnostic x-ray exposure and lens opacities: the Beaver Dam Eye Study*. Am J Public Health. 83(4): 588-90.
- [Kopeć & Szumska & in., 2014] Kopeć R., Novák, L., E. Carinou, I. Clairand, J. Dabin, H. Datz, C. De Angelis, J. Farah, C. Huet, Ž. Knežević, H. Järvinen, M. Majer, F. Malchair, A. Negri, S. Haruz Waschitz, T. Siiskonen, Szumska, A., A. Trianni, F. Vanhavere (2014)

- Intercomparison of Gafchromic™ films, TL detectors and TL foils for the measurements of skin dose in Interventional Radiology*, Radiat. Measur. 71: 282–286,
- [Kowski, 2012] Kowski, R. (2012) *Radiologia zabiegowa w Polsce – najczęstsze problemy*. Inżynier medyczny 2/2012.
- [Krim & in., 2011] Krim, S, Brodecki, M., Carinou, E., Donadille, L., Jankowski, J., Koukorava, C., Dominik, J., Nikodemova, D., Ruiz-Lopez, N., Sans-Merce, M., Struelens, L., Vanhavere, F. (2011) *Extremity doses of medical staff involved in interventional radiology and cardiology: Correlations and annual doses (hands and legs)*, Radiat. Measur. 46 (11): 1223–1227
- [LADIS, Web] <http://dawki.ifj.edu.pl/>
- [Leszczyński & Urbanik, 2006] Leszczyński, S., Urbanik, A. (2006) *Historia Polskiej Radiologii*. Wyd. PLTR, Warszawa.
- [Ljungberg & in., 1998] Ljungberg M., Strand S-E., King M. A. (1998) *Monte Carlo Calculations in Nuclear Medicine* Institute of Physics Publishing, Bristol and Philadelphia
- [Łobodziec, 1999] Łobodziec, W. (1999) *Dozymetria promieniowania jonizującego w radioterapii*, Wydanie II. Wydawnictwo Uniwersytetu Śląskiego. Katowice.
- [Malvin & in., 2008] Malvin H.Kalos, Paula A. Whitlock. (2008) *Monte Carlo Methods*, Wydawnictwo Wiley-Blackwell ISBN 978-3-527-40760-6
- [Margulis, 1967] Margulis, A. (1967) *Interventional Diagnostic Radiology – a new subspecialty*. Radiology, 3,761
- [Martin, 2001] Martin, C. J. (2011) *Personal dosimetry for interventional operators: when and how should monitoring be done?* Br. J. Radiol. 84: 639–648
- [Martin, 2009] Martin, C.J. (2009) *A review of radiology staff doses and dose monitoring requirements*. Radiat. Prot. Dosim. 136 (3): 140-157.
- [Martin, 2011] Martin, C.J. (2011) *A 20 mSv dose limit for the eye: sense or no sense?* J Radiol Prot. 31: 385-387.
- [McKeever, 1985] McKeever, S.W.S. (1985) *Thermoluminescence of solids*, Cambridge University Press
- [McKeever & in., 1995] McKeever, S. W. S., Moscovitch, M. and Townsend, P. D. (1995) *Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses* (Ashford, UK: Nuclear Technology Publishing)
- [Morrish & Goldstone, 2008] Morrish O.W., Goldstone K.E. (2008) *An investigation into patient and staff doses from X-ray angiography during coronary interventional procedures*. Br. J. Radiol.; 81: 35-45
- [Musiałowicz, 2006] Musiałowicz, T. (2006) *Wyznaczanie dawek promieniowania jonizującego w celu oceny narażenia*, Centralne Laboratorium Ochrony Radiologicznej, www.clor.waw.pl/publikacje/musialowicz_wyznaczanie_dawek.doc
- [Nakajima & in., 1978] Nakajima, T., Murayama, Y., Matsuzawa, T. i Koyano, A., (1978) *Development of a Highly Sensitive LiF Thermoluminescence Dosimeter and its Applications*. Nucl. Instr. Meth. 157: 155-162.
- [Nakashima, 2006] Nakashima E, Neriishi K, Minamoto A. (2006) *A reanalysis of atomic-bomb cataract data, 2000-2002: a threshold analysis*. Health Phys.;90(2): 154-60.
- [National Physics Laboratory, Web] <http://www.npl.co.uk/science--technology/ionising-radiation/absorbed-dose>
- [NCRP 130, 1999] National Council on Radiation Protection & Measurements (1999) *Biological Effects and Exposure Limits for 'Hot Particles'*. Report 130. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- [NCRP 132, 2000] National Council on Radiation Protection & Measurements (2000) *Radiation protection guidance for activities in low-earth orbit*. Report 132, National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, MD.
- [Neriishi & in., 2007] Neriishi, K., Nakashima, E., Minamoto, A., et al., (2007) *Postoperative cataract cases among atomic bomb survivors: radiation dose response and threshold*. Radiat. Res. 168: 404–408.
- [Niewiadomski, 1991] Niewiadomski, T. (1991) *Dozymetria termoluminescencyjna w praktyce*, Raport No 1550/D, IFJ Kraków

- [Olko, 2002] Olko, P. (2002) *Microdosimetric Modelling of Physical and Biological Detectors*, IFJ Kraków, Report 1914/D, <http://www.ifj.edu.pl/publ/reports/2002/1914.pdf>
- [Onkologia, Web] <http://onkologia.szczecin.pl/mobile/wp-content/uploads/2014/05/Ekspozycje-medyczne.pdf>
- [Pratt & Shaw, 1993] Pratt, T. A. and Shaw, A. J. (1993) *Factors affecting the radiation dose to the lens of the eye during cardiac catheterization procedures*. Br. J. Radiol. 66: 346–350
- [Prawo Atomowe, 2000] Ustawa z dnia 29 listopada 2000 r. Prawo atomowe. (Dz. U. z dnia 18 stycznia 2001 r.)
- [Prawo Atomowe, 2007] Ustawa Prawo atomowe (tekst jednolity z 14 lutego 2007 r., Dz. U. Nr 42, poz. 276, z późniejszymi zmianami)
- [Pruszyński, 2000] Pruszyński, B. (2000) *Diagnostyka obrazowa. Podstawy teoretyczne i metodyka badań* Wydawnictwo Lekarskie PZWL. Warszawa.
- [Randall & Wilkins, 1945] Randall, J.T. i Wilkins, M.H.F. (1945). *Phosphorescence and Electron Traps. I. The Study of Trap Distributions*. Proc. R. Soc. A 184, 366-389.
- [Rastegar & in., 2002] Rastegar, N., Eckart, P., Mertz, M. (2002) *Radiation-induced cataract in astronauts and cosmonauts*. Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol.;240(7):543-7. Epub 2002 Jun 7.
- [Rogers, 2006] Rogers, D.W.O. (2006) *Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics*, Physics in Medicine and Biology, 51: R287–R301
- [Rozporządzenie, 2005] Rozporządzenie Rady Ministrów w sprawie dawek granicznych promieniowania jonizującego (Dz. U. 2005. Nr 20, poz. 168).
- [Rösch, 2003] Rösch, J., Keller, F. S. and John A. Kaufman. (2003) *The Birth, Early Years, and Future of Interventional Radiology*. J. Vasc. Interv. Radiol. 14: 841-853.
- [Statkiewicz & in., 1998] Statkiewicz-Sherer M., Visconti P., Ritenour E. (1998) *Radiation Protection in Medical Radiography*. Mosby, St. Louis (USA), ss. 123–124
- [Sulewski, 2010] Sulewski A. (2010) *Skuteczność wertebroplastyki w leczeniu złaman kręgow osteoporotycznych*, <http://www.wbc.poznan.pl/Content/185583/index.pdf>
- [Szumska & in., 2013] Szumska, A., Kopeć, R., Budzanowski, M., Olko, P., Ciupek, K. (2013) *The β -ray energy and angular response of the EYE-D™ eye-lens dosimeter* Radiat. Measur. 56: 374–379
- [Szumska & in., 2014] Szumska, A., Kopeć, R., Budzanowski, M. (2014) *Occupational exposure to the whole body, extremities and to the eye lens in interventional radiology in Poland, as based on personnel dosimetry records at IFJ PAN*, Radiat. Phys. and Chem. 104: 72–75,
- [Szymańska & Ciupek, 2010] Szymańska, M., Ciupek, K. (2010) *Energetyka jądrowa i ochrona radiologiczna Raport 2/2010 “Promieniowanie jonizujące - ochrona radiologiczna, zastosowanie, odpady promieniotwórcze”*:
- [Toth, 1984] Toth, Z. (1984) *Radioterapia i diagnostyka radioizotopowa*; PZWL, Warszawa
- [USCEAR, 2000] United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, (2000) *Sources and Effects of Ionising Radiation*. Report to the General Assembly, with Scientific Annexes. Annex E. Occupational Radiation Exposures. United Nations, New York, NY.
- [treatmentinpoland,Web] Polish Association of Medical Tourism, <http://www.treatmentinpoland.com/>
- [Treutler, 1906] Treutler, (1906) *Discussion to E. von Hippel jun., Ueber angeborenen Zentral- und Schichtstar-experimentelle Untersuchungen*. Berl. Deutsch. Ophthalmol. Ges., 338
- [USCD, 2013] http://www-ehs.ucsd.edu/rad/radionuclide/radionuclide_datasheets.html, May 16, 2013
- [Urbanik, 2012] Urbanik, M. (2012) *History of the Polish interventional radiology*, Przegląd Lekarski 2012/69/7
- [Vanhavere & in., 2011] F. Vanhavere, E. Carinou, J. Domienik, L. Donadille, M. Ginjaume, G. Gualdrini, C. Koukorava, S. Krim, D. Nikodemova, N. Ruiz-Lopez, M. Sans-Merce, L. Struelens (2011) *Measurements of eye lens doses in interventional radiology and cardiology: Final results of the ORAMED project*, Radiat. Measur. 46 (11): 1243–1247
- [Vano & in., 1998a] Vano, E., González, L., Beneytez, F., Moreno, F. (1998) *Lens injuries induced by occupational exposure in non-optimized interventional radiology laboratories*. Br J Radiol., 71(847): 728-33.

- [Vano & in., 1998b] Vano, E., Gonzalez, L., Guibelalde, E., *et al.* (1998) *Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology*. Br J Radiol, 71: 954–60
- [Vano & in., 2008] Vano, E., Gonzalez, L., Fernández, J.M., Haskal, Z.J., (2008) *Eye lens exposure to radiation in interventional suites: caution is warranted*. Radiology 248: 945–953.
- [Vano & in., 2010] Vano, E., Kleiman, N.J., Duran, A., Rehani, M., Echeverri, D., Cabrera, M. (2010) *Risk for radiation cataract in interventional cardiology personnel*. Radiat. Res. 174: 490–495.

10. SPIS TABEL, RYSUNKÓW I FOTOGRAFII

Spis tabel

<i>Tabela 4.1. Wartości czynnika wagowego promieniowania według zaleceń ICRP 103 [ICRP 103, 2007].....</i>	35
<i>Tabela 4.2. Wartości czynnika wagowego tkanek według zaleceń ICRP 103 [ICRP 103, 2007].....</i>	36
<i>Tabela 4.3. Wartości Q(L) określone przez ICRP 60 [ICRP 60, 1991].</i>	37
<i>Tabela 4.4. Wielkości operacyjne i ich zadanie.</i>	38
<i>Tabela 4.5. Roczne dawki graniczne obowiązujące w Polsce [Rozporządzenie, 2005].</i>	43
<i>Tabela 4.6. Klasyfikacja detektorów stosowanych w dozymetrii.</i>	49
<i>Tabela 5.1. Zestawienie sposobu przygotowania i użytkowania dawkomierzy.</i>	61
<i>Tabela 5.2. Dawkomierze poddane ekspozycji lampą UV.</i>	71
<i>Tabela 6.1. Średnie roczne dawki na soczewki oczu, Hp(3).</i>	78
<i>Tabela 6.2. Parametry dozymetryczne dla monitorowanych procedur koronarografii i angioplastyki.</i>	80
<i>Tabela 6.3. Dawki indywidualne zmierzone dla personelu medycznego wykonującego procedury radiologii interwencyjnej.</i>	81
<i>Tabela 6.4. Średnie oraz maksymalne dawki [μSv] otrzymane dla określonego obszaru anatomicznego.</i>	93
<i>Tabela 6.5. Porównanie dawek na soczewki oczu dla operatora podczas wykonywania zabiegów radiologii interwencyjnej uzyskanymi w pracy z dawkami dostępnymi w literaturze (w nawiasach podano zakres zmierzonych dawek).</i>	100
<i>Tabela 6.6. Odpowiedź względna detektorów po ekspozycji na promieniowanie słoneczne.</i>	103
<i>Tabela 7.1. Maksymalna i średnia energia promieniowania oraz maksymalny zasięg beta emiterów stosowanych w medycynie nuklearnej i przemyśle jądrowym w poliamidzie [UCSD, 2012].....</i>	109

Spis rysunków

<i>Rysunek 3.1 Balony i stenty stosowane podczas zabiegu angioplastyki [Forfar, Web].</i>	13
<i>Rysunek 3.2. Kolejne etapy zabiegu wertebroplastyki [Treatmentinpoland, Web].</i>	14
<i>Rysunek 3.3. Względne prawdopodobieństwo zajścia różnych procesów oddziaływania promieniowania X z materią a) węgiel b) ołów [Greening, 1985].</i>	16
<i>Rysunek 3.4. Zjawisko fotoelektryczne.</i>	17
<i>Rysunek 3.5. Zjawisko Comptona.</i>	19
<i>Rysunek 3.6. Zjawisko tworzenia par.</i>	20
<i>Rysunek 3.7. Schemat budowy lampy rentgenowskiej [Toth, 1984].</i>	22
<i>Rysunek 3.8 Przykładowe widmo lampy rentgenowskiej.</i>	23
<i>Rysunek 3.9. Naturalna filtracja promieniowania rentgenowskiego [Brain, Web].</i>	24
<i>Rysunek 3.10. Elementy aparatury rentgenowskiej wykorzystywanej w radiologii interwencyjnej [Brain, Web].</i>	25
<i>Rysunek 4.1. Wzorzec dawki pochłoniętej [National Physics Laboratory, Web].</i>	32
<i>Rysunek 4.2. Dawka pochłonięta (po lewej), kerma (po prawej).</i>	33
<i>Rysunek 4.3. Zależność współczynnika jakości promieniowania od LET [Howard, Web].</i>	37
<i>Rysunek 4.4. Schematyczny przykład rozciągniętego i zorientowanego pola promieniowania używanego w definicji wielkości operacyjnych $H^*(d)$ i $H'(d, \Omega)$, $H_p(d)$ [na podstawie Stadtman, 2014].</i>	39
<i>Rysunek 4.5. Pomiar dawek podczas zabiegu radiologii interwencyjnej [Onkologia, Web].</i>	41
<i>Rysunek 4.6. Lokalizacja punktu referencyjnego (IRP) [Hirshfeld, 2004].</i>	41
<i>Rysunek 4.7. Zależność dawka - skutek dla skutków deterministycznych (po prawej) i stochastycznych (po lewej).</i>	44
<i>Rysunek 4.8. Dłonie radiologa, początek XX wieku [Boloncol, Web].</i>	45
<i>Rysunek 4.9. Oko (po prawej) oraz soczewka oka (po lewej) [IAEA, Web].</i>	47
<i>Rysunek 4.10 Zaćma u jednego z lekarzy radiologów [Vano & in., 1998].</i>	48
<i>Rysunek 4.11. Różne postacie detektorów termoluminescencyjnych opracowanych w IFJ PAN [LADIS, Web].</i>	50
<i>Rysunek 4.12. Zjawisko termoluminescencji.</i>	53
<i>Rysunek 4.13. Odpowiedź energetyczna detektorów MTS-N (po lewej) oraz MCP-N (po prawej) od średniej energii promieniowania fotonowego [Olko, 2002].</i>	55
<i>Rysunek 6.1. Procentowy rozkład dawek na całe ciało, $H_p(10)$, zmierzonych dawkomierzami na całe ciało.</i>	74

<i>Rysunek 6.2. Procentowy rozkład dawek na skórę, Hp(0,07), zmierzonych dawkomierzami pierścionkowymi.</i>	74
<i>Rysunek 6.3. Procentowy rozkład dawek na soczewki oczu, Hp(3), zmierzonych dawkomierzami ocznymi.</i>	75
<i>Rysunek 6.4. 10 najwyższych zmierzonych dawek kwartalnych na całe ciało, Hp(10), zmierzonych przy użyciu dawkomierzy na całe ciało w radiologii interwencyjnej.</i>	76
<i>Rysunek 6.5. 10 najwyższych zmierzonych dawek na skórę, Hp(0,07), zmierzonych przy użyciu dawkomierzy pierścionkowych w radiologii interwencyjnej.</i>	76
<i>Rysunek 6.6. 10 najwyższych zmierzonych dawek na soczewki oczu, Hp(3), zmierzonych przy użyciu dawkomierzy ocznych EYE-D™ w radiologii interwencyjnej.</i>	77
<i>Rysunek 6.7. Porównanie procentowego rozkładu dawek na soczewki oczu, Hp(3) dla różnych odziań, zmierzonych dawkomierzem EYE-D™.</i>	78
<i>Rysunek 6.8. Porównanie procentowego rozkładów iloczynu kerma – powierzchnia podczas zabiegów koronarografii (CA) i angioplastyki (PCI).</i>	80
<i>Rysunek 6.9. Porównanie procentowego rozkładu liczby ekspozycji podczas zabiegów koronarografii (CA) i angioplastyki (PCI).</i>	80
<i>Rysunek 6.10. Procentowy rozkład rodzaju dawkomierza, na którym zmierzone dawki podczas danej procedury były najwyższe.</i>	82
<i>Rysunek 6.11. Dawki indywidualne otrzymane przez personel medyczny podczas wykonywania procedury koronarografii (CA) i angioplastyki (PCI).</i>	83
<i>Rysunek 6.12. Rozkład dawek indywidualnych otrzymane przez personel medyczny podczas wykonywania procedur kardiologii interwencyjnej.</i>	83
<i>Rysunek 6.13. Stosowanie różnego rodzaju sprzętu ochronnego przez pracowników.</i>	85
<i>Rysunek 6.14. Procentowy rozkład stosunku dawki na całe ciało otrzymanej dla dawkomierza na całe ciało umieszczonego na fartuchu do umieszczonego pod fartuchem ochronnym Hp(10)R/Hp(10).</i>	85
<i>Rysunek 6.15. Zależność odczytanego z aparatury iloczynu kerma – powierzchnia, P_{KA} od dawki na soczewki oczu dla pracownika, Hp(3), zmierzonej dawkomierzem ocznym EYE-D™.</i>	86
<i>Rysunek 6.16. Zależność odczytanego z aparatury iloczynu kerma – powierzchnia, P_{KA} od dawki na skórę, Hp(0,07), zmierzonej dawkomierzem pierścionkowym.</i>	87
<i>Rysunek 6.17. Zależność odczytanego z aparatury iloczynu kerma – powierzchnia, P_{KA} od na całe ciało, Hp(10)R, zmierzonej dawkomierzem na całe ciało znajdującym się na fartuchu ochronnym.</i>	87
<i>Rysunek 6.18. Zależność masowego współczynnika wagi ciała BMI od iloczynu kerma – powierzchnia P_{KA}.</i>	88
<i>Rysunek 6.19. Dawki indywidualne dla operatora na jednostkę P_{KA} otrzymane przez podczas koronarografii (• - mediana, pozioma kreska – wartość średnia arytmetyczna, poziome linie oznaczają wartości maksymalne i minimalne).</i>	88

Rysunek 6.20. Dawki indywidualne dla operatora na jednostkę P_{KA} otrzymane przez operatora podczas angioplastyki (• - mediana, pozioma kreska – wartość średnia arytmetyczna, poziome linie oznaczają wartości maksymalne i minimalne).	89
Rysunek 6.21. Procentowy udział poszczególnych sektorów medycznych wśród przeprowadzonych pomiarów dawek indywidualnych podczas zabiegów radiologii interwencyjnej.	91
Rysunek 6.22. Procentowy udział danego personelu medycznego w przeprowadzonych pomiarach dawek indywidualnych podczas zabiegów radiologii interwencyjnej.	91
Rysunek 6.23. Dawki średnie dla personelu medycznego w zależności od lokalizacji dawkomierza (oznaczenia: Hp(0,07)pal – dawka zmierzona dawkomierzem pierścinkowym umieszczony na palcu lewej ręki, Hp(3)L, Hp(3)Śr, Hp(3)P – dawki zmierzone dawkomierzem ocznym umieszczonym odpowiednio na lewej skroni, pomiędzy oczami i na prawej skroni, Hp(10)far, Hp(0,07)far-dawki zmierzone dawkomierzem na całe ciało i pierścinkowym umieszczonym na fartuchu ochronnym, Hp(10)koł, Hp(0,07)koł-dawki zmierzone dawkomierzem na całe ciało i pierścinkowym umieszczonym do pomiaru dawek na całe na kołnierzu ochronnym.	92
Rysunek 6.24. Rozkład stosunku dawek na soczewki oczu zmierzonych dawkomierzem ocznym EYE-D TM umieszczonym na lewej skroni do umieszczonego między oczami Hp(3)L/Hp(3)Śr, oraz umieszczonego na prawej skroni Hp(3)L/Hp(3)P	94
Rysunek 6.25. Dawki na soczewki oka, zmierzone na lewej skroni dawkomierzem EYE-D TM w zależności od dawki zmierzonej przy pomocy dawkomierza pierścinkowego umieszczonego na kołnierzu ochronnym.	95
Rysunek 6.26. Dawki na soczewki oka, zmierzone na lewej skroni dawkomierzem EYE-D TM w zależności od dawki zmierzonej przy pomocy dawkomierza na całe ciało umieszczonego na kołnierzu ochronnym.	95
Rysunek 6.27. Dawki na soczewki oka, zmierzone na lewej skroni dawkomierzem EYE-D TM w zależności od dawki zmierzonej przy pomocy dawkomierza pierścinkowego umieszczonego na fartuchu ochronnym.	96
Rysunek 6.28. Dawki na soczewki oka, zmierzone na lewej skroni dawkomierzem EYE-D TM w zależności od dawki zmierzonej przy pomocy dawkomierza na całe ciało umieszczonego na fartuchu ochronnym.	96
Rysunek 6.29. Dawki na soczewki oka, zmierzone na lewej skroni dawkomierzem EYE-D TM w zależności od dawki zmierzonej przy pomocy dawkomierza pierścinkowego umieszczonego na palcu lewej ręki.	97
Rysunek 6.30. Procentowy rozkład oszacowanych rocznych dawek na soczewki oczu.	98
Rysunek 6.31. Stosunek dawek na soczewki oczu zmierzonymi na lewej skroni, w porównaniu do dawek na skórę Hp(0,07)koł zmierzonymi na kołnierzu ochronnym.	99
Rysunek 6.32. Odpowiedź detektorów EYE-D TM z białymi kapsułkami po ekspozycji na 2 długości promieniowania UV w funkcji czasu ekspozycji.	101
Rysunek 6.33. Odpowiedź detektorów EYE-D TM z czarnymi kapsułkami po ekspozycji na dwie różne długości promieniowania UV w funkcji czasu ekspozycji.	102

<i>Rysunek 6.34. Odpowiedź względna detektorów po ekspozycji na promieniowanie słoneczne w funkcji czasu ekspozycji.</i>	103
<i>Rysunek 7.1. Fantom oraz dawkomierz EYE-D™ zastosowany w symulacjach Monte Carlo.</i>	109
<i>Rysunek 7.2. Zasymulowana odpowiedź detektorów dla Hp(3) po napromieniowaniu źródłami P-32 (0,695 MeV), Sr-90/Y-90 (0,935 MeV) i K-42 (1,564 MeV), znormalizowana do odpowiedzi źródła K-42.</i>	110
<i>Rysunek 7.3. Zasymulowana odpowiedź kątowa po napromieniowaniu źródłami P-32, Sr-90/Y-90 i K-42 dla Hp(3), znormalizowana do odpowiedzi uzyskanej dla kąta 0°.</i>	111
<i>Rysunek 7.4. Model oka zastosowany w symulacjach Monte Carlo.</i>	112
<i>Rysunek 7.5. Porównanie odpowiedzi kątowych detektorów EYE-D™ zmierzonych w CLOR, zasymulowanych oraz zasymulowanej odpowiedzi oka. Wszystkie wyniki znormalizowano do odpowiedzi uzyskanej dla kąta 0°.</i>	114

Spis fotografii

<i>Fotografia 3.1. Pierwszy zabieg angioplastyki, przeprowadzony 16 stycznia 1964r [Rösch, 2003].</i>	9
<i>Fotografia 3.2 Zwężenia w tętnicy wieńcowej w badaniu koronarograficznym [Każmierczak, Web].</i>	12
<i>Fotografia 3.3. Druk pierwszego medycznego zdjęcia wykonanego 22 grudnia 1895 roku przez Wilhelma Rentgena. Zdjęcie przedstawia dłoń żony Rentgena, ciemny owal na trzecim palcu to obrączka [Kevles & Camden, 1996].</i>	21
<i>Fotografia 3.4. Porównanie obrazu fluoroskopowego (po lewej) z obrazem otrzymanym podczas akwizycji (po prawej) [Hirshfeld & in., 2004].</i>	27
<i>Fotografia 5.1. Dawkomierze oraz ich umiejscowienie.</i>	65
<i>Fotografia 5.2 Komplety dawkomierzy przygotowane dla pracowników.</i>	66
<i>Fotografia 5.3. Lokalizacja personelu medycznego w sali zabiegowej (po lewej)</i>	67
<i>Fotografia 5.4. Protokół pomiaru wypełniany dla każdej procedury.</i>	68
<i>Fotografia 5.5. Komplet przygotowanych dawkomierzy wraz z oznaczeniami do pomiarów podczas procedury radiologii interwencyjnej.</i>	69
<i>Fotografia 5.6. Lokalizacja poszczególnych dawkomierzy podczas pomiarów.</i>	70
<i>Fotografia 5.7. Dawkomierze EYE-D™ wystawione na słońce.</i>	72
<i>Fotografia 7.1. Naświetlanie dawkomierzy w Laboratorium CLOR w Warszawie.</i>	113